



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MÉXICO

CENTRO MÉDICO ABC



---

---

FACULTAD DE MEDICINA

**Comparación del cálculo de dosis absorbida entre  
dos algoritmos basados en Monte Carlo: PENELOPE  
*versus* Monaco®.**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

P R E S E N T A

**Olaf Eliseo Durán Nava**

**Comité de Tutores:** Dr. en C. Eugenio Torres García  
M. en C. Jorge Omar Hernández Oviedo  
Dr. en I.M. Rigoberto Oros Pantoja



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2020

# Índice general

---

Índice de figuras	vii
Índice de tablas	xi
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Marco teórico</b>	<b>3</b>
2.1. Aceleradores Lineales de Uso Médico . . . . .	3
2.2. Medición de la Dosis Absorbida en Agua . . . . .	5
2.2.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad . . . . .	7
2.2.2. Adquisición de Perfiles Laterales de Dosis . . . . .	9
2.3. Sistemas de Planificación de Tratamientos . . . . .	10
2.3.1. Algoritmos de cálculo de dosis . . . . .	11
2.3.1.1. Algoritmos Analíticos . . . . .	11
2.3.1.2. Algoritmos basados en el Método Monte Carlo (MC) . . . . .	11
2.4. Incertidumbres estadísticas: Método de lotes . . . . .	15
2.5. Componentes para el cálculo de dosis absorbida en el paciente . . . . .	15
2.5.1. Modelo del paciente . . . . .	17
2.6. Histogramas de Dosis Volumen . . . . .	18
2.7. Comparaciones del cálculo de dosis . . . . .	19
<b>3. Materiales y Métodos</b>	<b>21</b>
3.1. Materiales . . . . .	21
3.1.1. Acelerador Lineal . . . . .	21
3.1.2. Sistema de escaneo . . . . .	21
3.1.3. Cámara de ionización <i>iba</i> ® modelo CC13 . . . . .	23
3.1.4. Maniquí antropomórfico . . . . .	23
3.1.5. Tomógrafo computarizado . . . . .	25
3.1.6. Código PENELOPE y plataforma PRIMO . . . . .	25
3.1.7. Sistema de planificación de tratamientos . . . . .	27
3.2. Métodos . . . . .	27
3.2.1. Mediciones Experimentales . . . . .	27
3.2.1.1. Medición de las curvas de PDD . . . . .	29

## ÍNDICE GENERAL

---

3.2.1.2. Obtención de los perfiles laterales . . . . .	31
3.2.2. Protocolo de escaneo y contorneo de estructuras . . . . .	31
3.2.3. Simulaciones con PRIMO® . . . . .	33
3.2.3.1. Parámetros de la simulación . . . . .	33
3.2.3.2. Archivos de salida . . . . .	36
3.2.3.3. Herramientas computacionales . . . . .	37
3.2.4. Planificación del tratamiento en el TPS Monaco . . . . .	37
<b>4. Resultados y Discusión</b>	<b>39</b>
4.1. Mediciones experimentales . . . . .	39
4.2. Validación de la simulación en PRIMO . . . . .	40
4.3. Análisis de las diferencias entre las curvas simuladas y calculadas . . . . .	42
4.3.1. Campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . . . . .	44
4.3.2. Campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . . . . .	48
4.3.3. Campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . . . . .	52
4.3.4. Análisis General . . . . .	54
4.4. Casos clínicos: Evaluación de DVHs. . . . .	58
<b>5. Conclusiones</b>	<b>63</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>65</b>
<b>A. Presentación en congreso</b>	<b>71</b>
<b>B. Artículo</b>	<b>73</b>

## Resumen

Los tratamientos de radioterapia requieren una planificación previa con el fin de generar arreglos de haces y las distribuciones de dosis con el propósito de maximizar la dosis a la región del tumor y al mismo tiempo minimizar la dosis a tejido sano. Dichas distribuciones de dosis se generan utilizando algoritmos y recientemente el uso de algoritmos basados en el método de Monte Carlo ha tomado auge. El propósito de este trabajo fue el de evaluar el desempeño de simulaciones Monte Carlo para radioterapia externa en términos de precisión dosimétrica.

Se utilizó un acelerador lineal Elekta Synergy con energías de fotones de 6 y 18 MV. Se simularon y se midieron experimentalmente campos cuadrados de  $10 \times 10$ ,  $5 \times 5$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>. Los cálculos se realizaron utilizando PRIMO, un código basado en PENELOPE, el cual simula aceleradores lineales clínicos y con el cual se puede estimar las distribuciones de dosis absorbidas en maniqués de agua así como en imágenes de Tomografía Computada (CT). La adquisición de los datos experimentales se realizó siguiendo las recomendaciones del código de práctica TRS 398 del IAEA. Se utilizaron un par de cámaras de ionización modelo CC13 como cámaras de campo y de referencia. Los campos fueron irradiados con un haz de fotones de 6 MV de energía y una tasa de dosis de 300 UM / min. Se adquirieron curvas de Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) así como perfiles de dosis laterales (crossplane) a una distancia fuente superficie (SSD) de 100 cm. Se realizaron comparaciones entre las curvas simuladas y mediciones experimentales. Se utilizaron diferencias relativas de dosis, el índice Gamma y valores z para cada uno de los puntos de las curvas simuladas y experimentales.

El análisis de las curvas de Porcentaje de Dosis en Profundidad mostraron que las diferencias incrementaban con el incremento del tamaño de campo. El valor promedio de las diferencias de dosis estuvo por debajo del 1 % para las curvas de PDD. Sin embargo, cerca de la superficie del maniquí, en la llamada zona de incremento, se encontraron diferencias de dosis de 4.04, 6.81 y 6.86 % para los campos de  $10 \times 10$ ,  $5 \times 5$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>, respectivamente. Para el caso de los perfiles de dosis laterales, la evaluación de las diferencias de dosis indicó que las curvas experimentales y simuladas variaron en no más de 7 % para los campos de  $10 \times 10$  y  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>. En el caso del campo de  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>, las diferencias fueron de 9 %. Sin embargo, el valor promedio para todos los casos estuvo por debajo del 1 %. Se aplicó el análisis Gamma (2 % / 2 mm) a las curvas de PDD y a los perfiles laterales de dosis. La concordancia fue satisfactoria para casi todos los campos. En efecto, Las simulaciones Monte Carlo y las mediciones experimentales presentaron un valor de conformidad de más del 99 %, excepto para el perfil lateral de dosis de  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> para el cual se logró un valor de conformidad de solo el 91.58 %. El resultado de los valores z mostraron que el histograma de diferencias para las curvas de PDD ajustan a una curva Gaussiana. No obstante, solo el perfil de dosis lateral de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> parece ajustar a una distribución Gaussiana.

## ÍNDICE GENERAL

---

El valor de concordancia entre las simulaciones Monte Carlo y los datos experimentales muestran que las simulaciones evaluadas para el acelerador lineal Elekta Synergy utilizando PRIMO pueden ser utilizadas para la precisa estimación de dosis para los campos evaluados, los cuales son de uso común en tratamientos de radioterapia.

# Abstract

Radiotherapy treatments requires a previous planning in order to generate beam shapes and dose distributions to achieve maximizing dose in the tumor region and at the same time minimize the dose in healthy tissues. These dose distributions are generated using dose calculations algorithms, but the use of Monte Carlo based algorithms are growing nowadays. The aim of this work was to investigate the performance of Monte Carlo simulations for external radiotherapy in terms of dosimetric accuracy.

The treatment machine used was an Elekta Synergy linear accelerator with 6 and 18 MV photon energies. Square field sizes of  $10 \times 10$ ,  $5 \times 5$  and  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> were both, simulated and measured. Calculations were computed using PRIMO, a PENELOPE based code, that simulates clinical linear accelerators and estimates absorbed dose distributions in water phantoms and computerized topographies (CT). Beam data acquisition was based on IAEA TRS-398 recommendations. A pair of iba CC13 model were used as a reference and field ionization chambers. Fields were irradiated with 6 MV photon beam with a dose rate of 300 MU/min. Percent depth doses (PDD) and lateral dose profiles (crossplane) were acquired at 100 cm source to surface distance (SSD). Comparisons were made between Monte Carlo simulations and experimental measurements. We used relative dose differences, the gamma index and z values for each point of the simulated and experimental curves.

Analysis of depth dose curves showed that dose differences increased with increasing field size. The mean value of dose differences is below 1 % for the PDD curves. Nevertheless, near the phantom surface, at the so called build-up region, dose differences were of 4.04, 6.81 and 6.86 % for the field sizes of  $10 \times 10$ ,  $5 \times 5$  and  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>, respectively. For lateral dose profiles, evaluation of dose differences indicate that experimental and simulated curves varies in no more than  $\pm 7$  % for the  $10 \times 10$  and  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> field sizes. In the case of the  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> field size, the differences were about of *pm* 9 %. Nevertheless, the difference mean value in all cases was below 1 %. Gamma analysis (2% / 2 mm) was applied to the PPD curves and lateral dose profiles. The agreement was very good for almost all the field sizes. In fact, Monte Carlo simulations and experimental measurements matched better than 99 %, except for the lateral dose profile of  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> for which an agreement of just 91.58 % was achieved. Results of z-values shown that the histogram of differences for the PDD curves are close to a Gaussian distribution. However, only the  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> lateral dose profile seems to fit a Gaussian distribution.

The agreement between Monte Carlo simulations and experimental data proved that the evaluated Monte Carlo simulation for and Elekta Synergy linear accelerator using PRIMO can be used for accurate Monte Carlo dose estimation for the evaluated field sizes, most used in commonly radiotherapy treatments.

## Abreviaturas

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
CT	Computed Tomography
CTV	Clinical Target Volume
CH	Condensed History
DVH	Dose Volume Histogram
FWHM	Full Width at Half Maximum
HU	Hounsfield Unit
IAEA	International Atomic Energy Agency
IGRT	Image Guided Radiation Therapy
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy
MLC	Multi Leaf Colimator
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MU	Monitor Units
NTCP	Normal Tissue Complication Probability
PB	Pencil Beam
PDD	Percentage Depth Dose
PET	Positron Emission Tomography
PHSP	Phase Space
PTV	Planning Target Volume
SBRT	Stereotactic Body Radiation Therapy
SRS	Stereotactic Radiosurgery
SSD	Source Surface Distance
TAR	Tissue Air Ratio
TCP	Tumor Control Probability
TLD	Thermoluminescent dosimeter
TMR	Tissue Maximum Ratio
TPR	Tissue Phantom Ratio
TPS	Treatment Planning System
VMC	Voxel Monte Carlo
VSM	Virtual Source Model
XVMC	Xray Voxel Monte Carlo

## Índice de figuras

---

2.1. Diagrama de un acelerador lineal de electrones (4). . . . .	4
2.2. Colimador Multi - Hojas. [Varian Medical Systems ®] . . . . .	5
2.3. Diagrama de un acelerador lineal de uso médico moderno (5). . . . .	6
2.4. Diseño básico de una cámara de ionización tipo Farmer (5). . . . .	7
2.5. Definición geométrica de la curva de PDD. Q es un punto arbitrario a profundidad Z y P es el punto a la profundidad de referencia ( $Z_{max}$ ). A corresponde al tamaño de campo (5). . . . .	8
2.6. Curvas de PDD en agua para varios haces de fotones de distintas energías a SSD de 100 cm (5). . . . .	8
2.7. Perfiles fuera de eje para haces de 10 MV a varias profundidades en agua, y tamaños de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $30 \times 30 \text{ cm}^2$ (5). . . . .	9
2.8. Componentes para el cálculo de dosis por Monte Carlo. . . . .	16
2.9. Histograma de Dosis Volumen para un tratamiento de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) calculado con Monte Carlo (línea continua) y con un algoritmo de haz de lápiz (línea punteada) (53) . . .	18
3.1. Acelerador lineal Elekta Synergy ® . . . . .	22
3.2. Sistema de escaneo: Blue Phantom iba® . . . . .	22
3.3. Cámara de ionización iba® modelo CC13. . . . .	23
3.4. Maniquí de tórax CIRS IMRT Thorax Phantom® . . . . .	24
3.5. Tomógrafo computarizado GE Light Speed RT™ . . . . .	26
3.6. Geometría para la obtención de la curva de PDD. La cámara de ionización se coloca a diferentes profundidades en el eje central. . . . .	30
3.7. Geometría para la obtención de los perfiles laterales. La cámara de ionización recorre perpendicularmente al haz de radiación a una profundidad dada. . . . .	32
3.8. Contornos de órganos generados en Eclipse y exportados a PRIMO y Monaco. A) Lung, Right, B) Heart, C) Lung, Right, D) Spinal Cord, E) CTV, F) PTV . . . . .	33
3.9. Segmento de la simulación $S1$ en la interfaz de PRIMO. . . . .	34
3.10. Segmento de la simulación $S2$ en la interfaz de PRIMO. . . . .	35
3.11. Segmento de la simulación $S3$ en la interfaz de PRIMO. . . . .	35
3.12. Ejemplo de segmentación de materiales y curva de calibración . . . . .	37

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

3.13. Ejemplo de configuración de los campos de radiación sobre el PTV. Cada campo tiene un tamaño de $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ y con angulaciones de gantry de $15^\circ$ , $65^\circ$ , $145^\circ$ . . . . .	38
3.14. angulaciones de gantry de $15^\circ$ , $65^\circ$ , $145^\circ$ . . . . .	38
4.1. Mediciones experimentales. . . . .	39
4.2. Curva de PDD experimental y calculada superpuestas para un campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ y diferencia relativa. $10^6$ historias. . . . .	40
4.3. A) Histograma del resultado de la evaluación de la función Gamma. B) Representación de los puntos para los cuales $\Gamma > 1$ . Campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ con una simulación de $10^6$ historias. . . . .	41
4.4. Espectro de energía calculado en este trabajo para un campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ , energía de 6 MV a una SSD de 100 cm. $F(E)$ es la frecuencia normalizada al valor máximo. . . . .	43
4.5. Curva de PDD experimental y calculada superpuestas para un campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ y diferencia relativa con una simulación de $5 \times 10^8$ historias. . . . .	44
4.6. Perfil lateral experimental y calculado superpuestos para un campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ y diferencia relativa con una simulación de $5 \times 10^8$ historias. . . . .	45
4.7. Resultados del análisis Gamma para el campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ . A) Histograma para la curva de PDD. B) Gráfica de tendencia para curva de PDD. C) Histograma para el perfil lateral. D) Gráfica de tendencia para el perfil lateral. . . . .	46
4.8. Curva de PDD experimental y calculada para un campo de $5 \times 5\text{ cm}^2$ y diferencia relativa con una simulación de $5 \times 10^8$ historias. . . . .	48
4.9. Perfil lateral experimental y calculado superpuestos para un campo de $5 \times 5\text{ cm}^2$ y diferencia relativa con una simulación de $5 \times 10^8$ historias. . . . .	49
4.10. Resultados del análisis Gamma para el campo de $5 \times 5\text{ cm}^2$ . A) Histograma para la curva de PDD. B) Gráfica de tendencia para curva de PDD. C) Histograma para el perfil lateral. D) Gráfica de tendencia para el perfil lateral. . . . .	51
4.11. Curva de PDD experimental y calculada para un campo de $3 \times 3\text{ cm}^2$ y diferencia relativa con una simulación de $5 \times 10^8$ historias. . . . .	52
4.12. Perfil lateral experimental y calculado superpuestos para un campo de $3 \times 3\text{ cm}^2$ y diferencia relativa con una simulación de $5 \times 10^8$ historias. . . . .	53
4.13. Resultados del análisis Gamma para el campo de $3 \times 3\text{ cm}^2$ . A) Histograma para la curva de PDD. B) Gráfica de tendencia para curva de PDD. C) Histograma para el perfil lateral. D) Gráfica de tendencia para el perfil lateral. . . . .	55
4.14. Histograma de las diferencias de dosis calculadas mediante la función estadística z. La línea sólida superpuesta en el histograma muestra una distribución Gaussiana ajustada. . . . .	57
4.15. Segundo caso: Dos campos de tratamiento en Monaco incidiendo a $30^\circ$ y $120^\circ$ sobre el maniquí de tórax. . . . .	59

4.16. Superposición de histogramas dosis volumen. Línea continua: Monaco;  
Línea punteada: PENELOPE. . . . . 60



# Índice de tablas

---

3.1. Especificaciones técnicas de la CI <i>iba</i> ® modelo CC13. . . . .	24
3.2. Características del maniquí de tórax . . . . .	25
3.3. Características del TC GE Light Speed® . . . . .	25
3.4. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de fotones de alta energía (49). . . . .	29
3.5. Parámetros para la adquisición de imágenes CT . . . . .	31
3.6. Materiales incluidos en PRIMO . . . . .	36
4.1. Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.2). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test. . . . .	42
4.2. Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.5) y perfiles laterales (PL) (Fig. 4.6). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test. . . . .	47
4.3. Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.8) y perfiles laterales (PL) (Fig. 4.9). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test. . . . .	50
4.4. Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.11) y perfiles laterales (PL) (Fig. 4.12). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test. . . . .	54
4.5. Valores de $\sigma_{tot}$ para los distintos tamaños de campo y funciones dosimétricas. . . . .	58
4.6. Características de los distintos planes de tratamiento. . . . .	59
4.7. Diferencias en la estructura “Lung, Left” para el primer caso . . . . .	61
4.8. Caso 1: Dosis a PTV calculados. . . . .	61



# Introducción

---

Cáncer es un término genérico para un grupo amplio de enfermedades que afectan varias partes del cuerpo. Otros términos usados son tumores malignos y neoplasias. Una característica que define al cáncer es la rápida proliferación de células anormales, las cuales crecen más allá de sus límites naturales y que pueden entonces invadir partes adyacentes del cuerpo y extenderse a otros órganos. A este proceso se le conoce como metástasis. Las metástasis son la principal causa de muerte por cáncer. El cáncer es una de las principales causas de muerte en todo el mundo, lo que representó 8.2 millones de muertes en 2012 y se espera que los casos anuales de cáncer aumenten de 14 millones a 22 millones en las próximas dos décadas (1).

El tratamiento de cáncer requiere una cuidadosa selección de una o más intervenciones. Cirugía, radioterapia y quimioterapia son los métodos estándar de tratamiento del cáncer, donde la meta es curar la enfermedad o prolongar considerablemente la vida del paciente así como su calidad de vida. En la actualidad más de la mitad de los pacientes con cáncer que se curan se benefician de la radioterapia y en países industrializados, alrededor de 70% de los pacientes son referidos a un departamento de radioterapia para al menos una parte del tratamiento. La mayoría se trata con terapia de haz de fotones “convencional”, razón por la cual sigue siendo la modalidad de referencia en tratamientos con radiación(2).

Los tratamientos de radioterapia requieren una planificación previa para evaluar la forma en que será abordada la intervención radioterapéutica, así como las distribuciones de dosis con el objetivo de maximizar la dosis en la región del tumor y al mismo tiempo minimizar los efectos adversos de la radiación en tejidos sanos. Dichas distribuciones de dosis son generadas usando distintos algoritmos de cálculo. Los algoritmos más utilizados en hospitales son los analíticos, los cuales proveen una cantidad razonable de información en un tiempo aceptable de cálculo. Es posible obtener una mayor precisión en el cálculo utilizando algoritmos basados en el Método Monte Carlo, sin embargo dichos algoritmos requieren tiempos muy largos de simulación e implican también una mayor dificultad para preparar, ejecutar y analizar las simulaciones.

## 1. INTRODUCCIÓN

---

Recientemente (2013) se desarrolló el proyecto PRIMO, el cual consiste en un software basado en el código Monte Carlo PENELOPE, en el cual es posible simular aceleradores lineales de uso médico, así como estimar las distribuciones de dosis absorbidas en maniqués de agua y tomografías computadas (CT por sus siglas en inglés).

El objetivo general de este trabajo es realizar un análisis dosimétrico entre el algoritmo de cálculo de dosis implementado en el Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS, por sus siglas en inglés) Monaco® mediante simulación Monte Carlo utilizando el código PENELOPE. La evaluación se realizó comparando los resultados de simulaciones computacionales con mediciones experimentales y mediante la evaluación directa entre los dos algoritmos de cálculo.

El trabajo realizado está estructurado en cinco capítulos. El primer capítulo constituye una introducción general. El segundo capítulo integra el marco teórico en el que se describe la teoría para la realización de las mediciones experimentales. Se describe brevemente la implementación y el uso del Método Monte Carlo para el transporte de radiación y su aplicación en radioterapia, así como los métodos utilizados para el análisis de datos. En el tercer capítulo se describen los materiales utilizados y se aborda la metodología experimental. En particular se describen los protocolos utilizados para las distribuciones de dosis. De la misma manera se aborda la metodología empleada en las simulaciones Monte Carlo de éstas últimas. Además, se detalla el procedimiento realizado en casos clínicos. En el capítulo cuarto se presentan y discuten los resultados obtenidos. Finalmente, en el capítulo quinto se presentan las conclusiones de este trabajo.

## Marco teórico

---

### 2.1. Aceleradores Lineales de Uso Médico

La radioterapia consiste en el uso de radiación de alta energía para el tratamiento de tumores, haciéndolos más pequeños por la destrucción de células tumorales. En esta técnica es posible utilizar Rayos-X, Rayos Gamma y partículas cargadas. La radiación es administrada por medio de un dispositivo externo al cuerpo, y se conoce como radioterapia externa, o incertando material radioactivo en el cuerpo, de manera intersticial, conocida como braquiterapia.

En la mayoría de las ocasiones, las sesiones de radioterapia externa se efectúan utilizando un acelerador lineal, el cual produce Rayos-X de alta energía. Esta radiación se administra al paciente, en la región del tumor, de manera que las células tumorales sean destruidas y los tejidos sanos alrededor del tumor se salven.

La producción de radiación por un acelerador lineal está basada en emisión termoiónica, de manera similar a lo que ocurre en Rayos-X convencionales. Así, un haz de electrones se emite de una cañón de electrones y es acelerado en un tubo debido a microondas de alta frecuencia generadas por un Magnetron o un Klystron (3). Estos electrones pueden ser utilizados directamente para tratamientos superficiales o bien pueden interactuar con un blanco de metal de número atómico grande para ser transformados en fotones para usarlos en tratamientos de mayor profundidad en el cuerpo (Fig. 2.1). Debido a lo anterior, los aceleradores lineales pueden disponer distintas energías de fotones y electrones.

La modulación del haz y su alineación dependen de colimadores de haz de radiación dentro del cabezal del acelerador lineal. Todos los aceleradores lineales poseen colimadores, los cuales se pueden dividir entre colimadores primarios y secundarios. Los colimadores primarios están hechos de bloques de plomo (o de una aleación de metales con número atómico alto), con el fin de producir un haz cónico transversal.

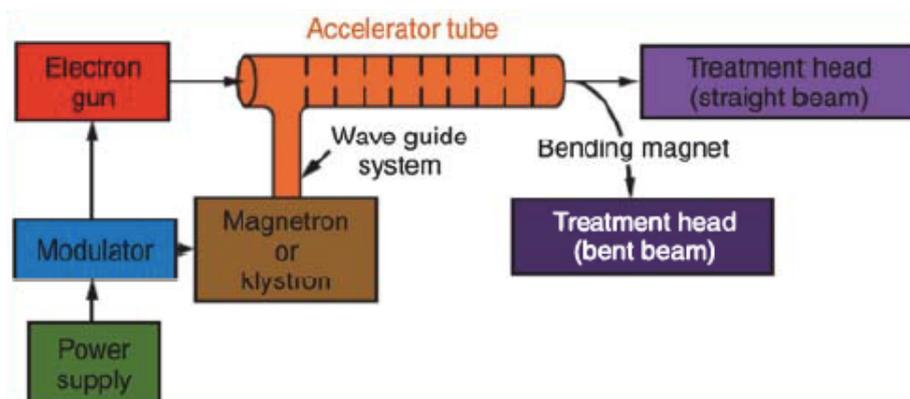
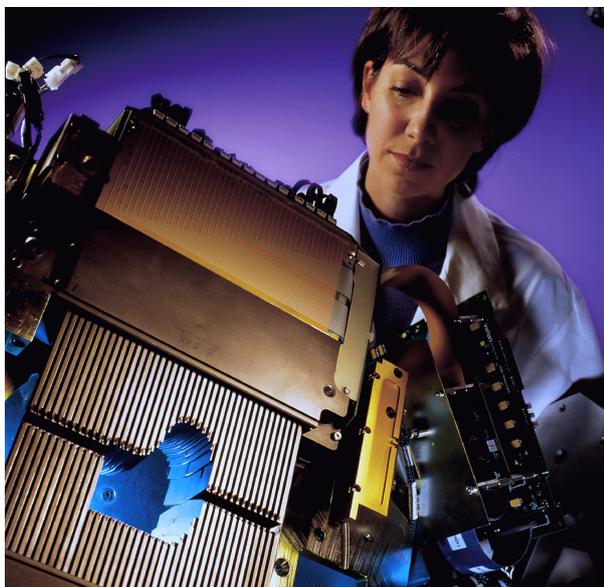


Figura 2.1: Diagrama de un acelerador lineal de electrones (4).

El colimador secundario consiste en pares de bloques de metal posicionados de manera perpendicular entre ellos. A estos bloques se les conoce como “quijadas” y se encargan de controlar el tamaño de campo para cada tratamiento. Con este tipo de colimadores solo es posible realizar campos rectangulares (5).

Sin embargo, los modelos más recientes de aceleradores lineales poseen un tipo de colimador adicional compuesto por varias hojas delgadas, las cuales permiten una mejor conformación a la forma del tumor. A este sistema se le conoce como colimador multihojas (MLC, por sus siglas en inglés) y permite la irradiación de campos irregulares sin la necesidad de protecciones personalizadas para cada paciente (Fig. 2.2). Este tipo de sistema de colimación en un acelerador lineal incrementa la inversión inicial, pero a largo plazo el costo se recupera. Esto se debe a que no se necesita fabricar protecciones individuales, disminuye el tiempo de tratamiento aumentando el aprovechamiento del acelerador lineal y mejora los tratamientos. Hoy en día, los MLC que se utilizan en la clínica poseen de 80 a 160 hojas, cada una de ellas de unos cuantos milímetros hasta 1 cm de ancho. Cada hoja se controla a través de una computadora, de manera que se pueden lograr conformaciones en los campos con una precisión de más de 1 mm y por lo tanto se pueden formar campos irregulares.

El cabezal del acelerador lineal posee cámaras de ionización, las cuales permiten el monitoreo de la dosis y el fin del tratamiento cuando la dosis prescrita ha sido entregada. El *gantry* es la parte del acelerador lineal que se mueve alrededor de la mesa de tratamiento donde se acuesta el paciente. La mesa permite movimientos longitudinales, laterales y rotacionales. Durante la instalación del acelerador lineal el isocentro debe posicionarse con una incertidumbre de milímetros para cada movimiento. Es posible aplicar múltiples haces o bien rotacionales, pero en todos los casos el tumor debe ser el objetivo a irradiar. La forma más sencilla de asegurar que esto suceda es localizar el tumor en el isocentro, ya que todo gira alrededor de él. En la Fig. 2.3 se presenta un esquema completo de un acelerador lineal moderno.



**Figura 2.2:** Colimador Multi - Hojas. [Varian Medical Systems ®]

Se pueden tratar varios tipos de neoplasias con un acelerador lineal usando varias técnicas como la radioterapia 3D conformal, radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), radioterapia guiada por imagen (IGRT, por sus siglas en inglés), radiocirugía estereotáctica (SRS, por sus siglas en inglés) y radioterapia estereotáctica corporal (SBRT, por sus siglas en inglés) (4).

## 2.2. Medición de la Dosis Absorbida en Agua

Los efectos biológicos producidos sobre tejido irradiado están asociados con una cantidad conocida como dosis absorbida. Esta cantidad se define como la energía promedio depositada por unidad de masa en un cierto elemento de volumen con unidades de gray ( $1Gy = 1J/kg$ ) (6). La dosis absorbida es una cantidad macroscópica, no estocástica y por lo tanto no describe la secuencia de los procesos de depósito de energía microscópicos. Sin embargo, la distribución espacial de la radiación ionizante causada por la radiación incidente es la que determina el efecto biológico.

La radiación ionizante por sí misma no puede ser medida de manera directa. La detección se realiza como resultado de la interacción de la radiación con un medio sensible (detector). Con el fin de utilizar un material como medidor de la radiación ionizante (dosímetro), éste debe poseer ciertas propiedades como: precisión y exactitud en la medida, linealidad, dependencia de la dosis o tasa de dosis, dependencia de la

## 2. MARCO TEÓRICO

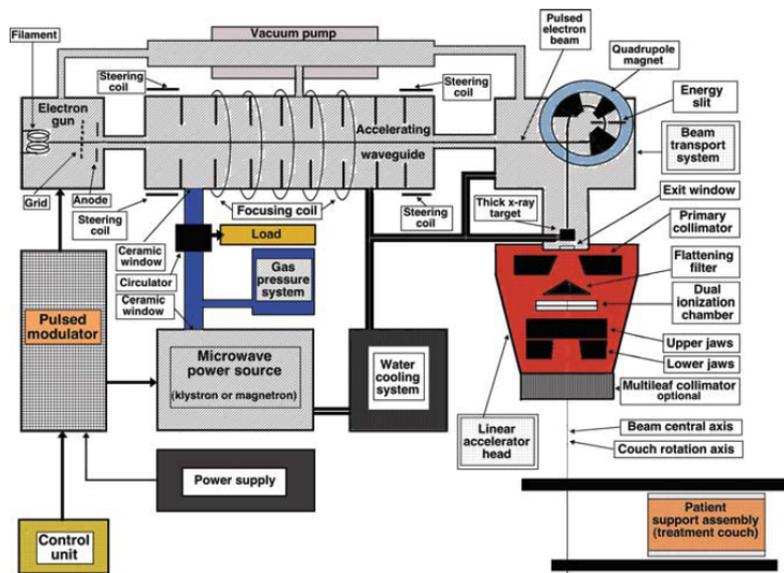


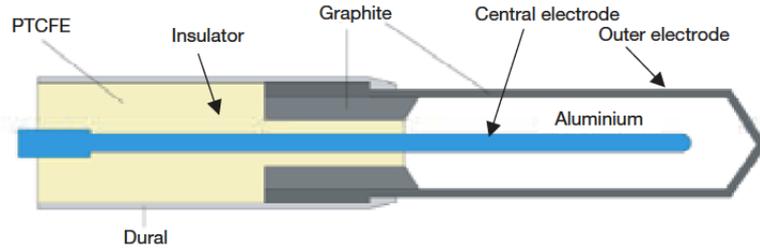
Figura 2.3: Diagrama de un acelerador lineal de uso médico moderno (5).

energía, dependencia direccional y resolución espacial (7).

En el proceso de medición de dosis absorbida se pueden utilizar distintos detectores de distintos materiales y formas. El detector más común es la cámara de ionización, seguido de la película de tinte radiocrómico, detectores de estado sólido (TLD, por sus siglas en inglés) y dispositivos electrónicos, comúnmente fabricados de silicón.

En general una cámara de ionización está constituida por un electrodo central (ánodo) y la pared de la cámara, la cual está cubierta por un material conductor que actúa como un cátodo. El volumen sensible del detector está delimitado por la pared de la cámara, formando una cavidad llena de algún gas o una mezcla de gases a una presión relativamente baja. Entre el ánodo y el cátodo, se aplica una diferencia de potencial con el fin de separar los pares iónicos producidos. Como resultado, los iones negativos migran hacia el ánodo y los iones positivos hacia el cátodo. Dicho flujo produce una corriente de muy pequeña magnitud, la cual puede ser medida con un electrómetro (dispositivo que mide corrientes muy pequeñas) (7).

La cámara de ionización tipo *Farmer* (Fig. 2.4) es muy comúnmente utilizada debido a su gran exactitud en las lecturas. Se recomienda para haces de fotones de MV y para electrones con energías de entre 10 MeV y 45 MeV (8).



**Figura 2.4:** Diseño básico de una cámara de ionización tipo Farmer (5).

### 2.2.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad

La curva de Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD, por sus siglas en inglés) es una curva que muestra la relación entre las dosis absorbida a varias profundidades y la dosis absorbida a una cierta profundidad de referencia ( $Z_{max}$  por lo general).

$$PDD(D_d, D_{d_0}, SSD, E) = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (2.1)$$

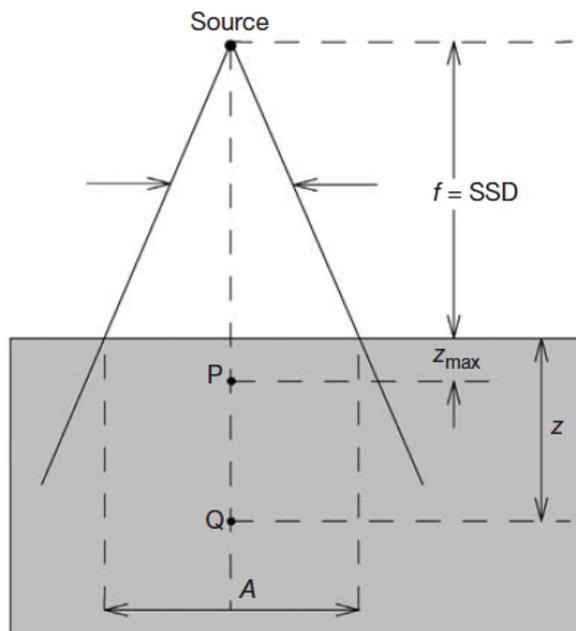
donde  $D_d$  representa la dosis a cualquier profundidad,  $D_{d_0}$  es la dosis a una profundidad de referencia (Fig. 2.5) (4). La curva de PDD se define para un material dado, para un tamaño de campo de irradiación específico, para una determinada energía ( $E$ ) de haz de radiación y una cierta distancia fuente superficie (SSD, por sus siglas en inglés) (5).

La curva de PDD tiene un punto inicial el cual representa la dosis depositada en la piel del paciente (o sobre la superficie del maniquí). Los fotones incidentes interactúan con la materia, lo que provoca un incremento de la dosis en el paciente (o maniquí) hasta llegar a un máximo. Dicha región, la comprendida entre la superficie del material y el punto donde se alcanza el máximo depósito de dosis, se conoce como región de incremento (*Build-up region*). Las interacciones en esta región son bien conocidas y corresponden en mayor medida al efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares en menor medida, lo que provoca la ionización y excitación de electrones, los cuales depositan su energía a una cierta distancia con respecto a su origen.

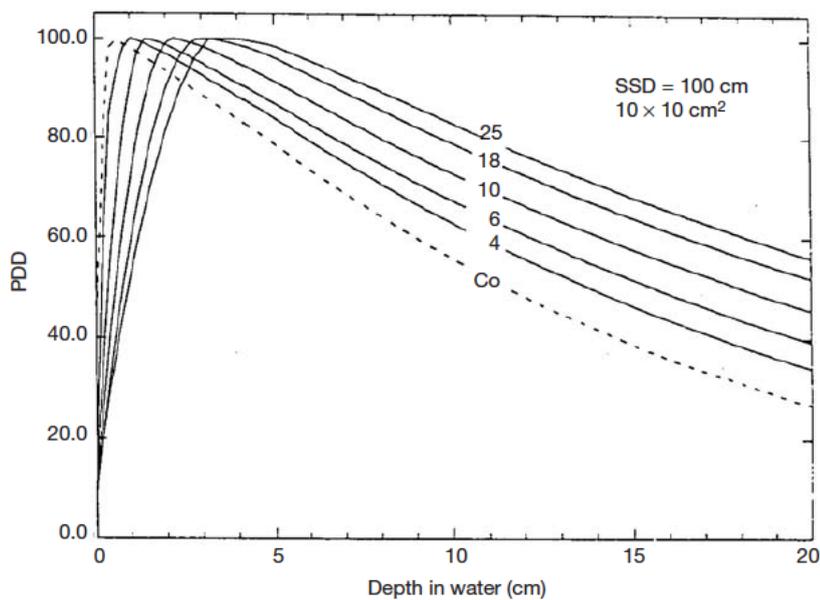
El porcentaje de dosis en profundidad (más allá de la profundidad del máximo de dosis) aumenta con la energía del haz. Los haces de mayor energía poseen un poder de penetración mayor y por lo tanto liberan mayor porcentaje de dosis en profundidad (Fig. 2.6). En la práctica, la adquisición de estos perfiles se hace utilizando un maniquí de agua, el cual consiste en un tanque hecho de acrílico lleno de agua y que permite el control sobre su altura y niveles.

## 2. MARCO TEÓRICO

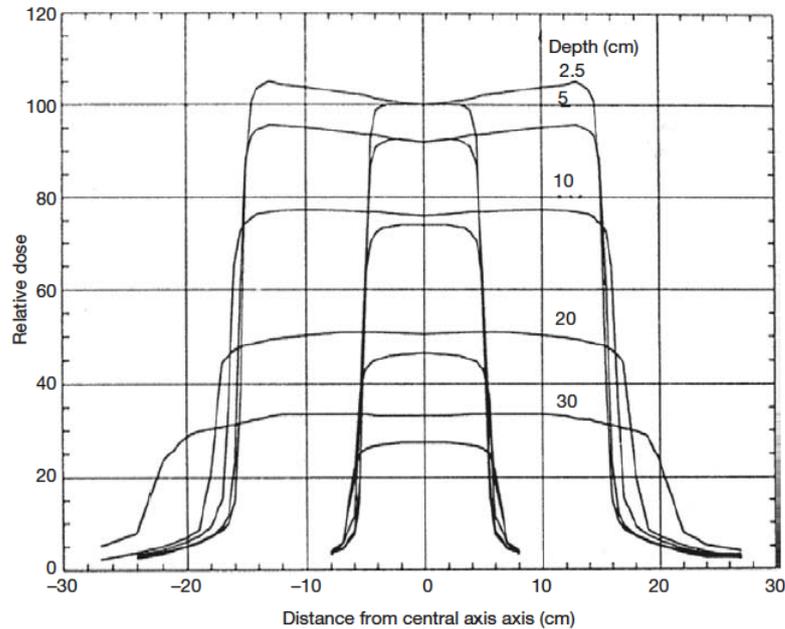
---



**Figura 2.5:** Definición geométrica de la curva de PDD. Q es un punto arbitrario a profundidad  $Z$  y P es el punto a la profundidad de referencia ( $Z_{\text{max}}$ ).  $A$  corresponde al tamaño de campo (5).



**Figura 2.6:** Curvas de PDD en agua para varios haces de fotones de distintas energías a SSD de 100 cm (5).



**Figura 2.7:** Perfiles fuera de eje para haces de 10 MV a varias profundidades en agua, y tamaños de capo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  (5).

### 2.2.2. Adquisición de Perfiles Laterales de Dosis

La distribución de la dosis a lo largo del eje central corresponde únicamente a una parte de la distribución de la dosis en un paciente. Para dos o tres dimensiones la distribución de la dosis se logra gracias a la combinación de las distribuciones a lo largo del eje central y perfiles fuera de eje. La medición de la dosis de éstos últimos perfiles se efectúa de manera perpendicular al eje central a ciertas profundidades. Las profundidades más utilizadas para este tipo de mediciones son la profundidad de máxima dosis, y a 5, 10, 20 y 30 cm, los cuales son utilizados como información de referencia para los sistemas de planificación.

Los perfiles de los haces de radiación de megavoltage están compuestos de tres regiones principales: la región central, la penumbra, y la región fuera del haz de radiación (Fig. 2.7). La región central va del eje central hasta 1 o 1.5 cm el borde geométrico. La región de penumbra sufre la influencia de la penumbra fuente, la transmisión de la radiación del colimador y la dispersión de la radiación, que juntos componen a la penumbra física.

El análisis de los perfiles fuera de eje está basado en algunos parámetros que definen su uniformidad, los cuales son el aplanado, simetría y penumbra física.

### 2.3. Sistemas de Planificación de Tratamientos

Los sistemas de planificación de tratamientos (TPS, por sus siglas en inglés) se utilizan en radioterapia externa para simular la configuración geométrica de los haces de radiación y su distribución dosimétrica. Con esto se busca maximizar el control tumoral y minimizar daños a los órganos sanos circundantes. La utilización de sistemas complejos de cálculo es necesaria para la planificación de tratamientos (10).

La fase previa a la planificación del tratamiento consiste en la adquisición de imágenes CT, tomando especial cuidado en la reproducibilidad y comodidad del paciente, ya que ésta será la misma durante todo el tratamiento. En algunas ocasiones cuando es difícil localizar el volumen tumoral, se emplean otras modalidades de imágenes como la tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) o imágenes de resonancia magnética (MRI, por sus siglas en inglés). La siguiente fase consiste en realizar los trazos para delimitar los blancos anatómicos a tratar por el médico radio-oncólogo (11):

- **GTV:** Volumen de tumor macroscópico. Es la extensión y localización demostrable del crecimiento maligno y puede consistir de tumor primario, linfadenopatías metastásicas y metástasis a distancia. La identificación del GTV es llevada a cabo gracias a la combinación de diferentes técnicas de adquisición de imágenes como la tomografía, la resonancia magnética nuclear, ultrasonido, tomografía por emisión de positrones, etc., y exámenes clínicos.
- **CTV:** Volumen blanco clínico. Es un volumen de tejido que contiene un GTV demostrable, más un margen de seguridad que incluye enfermedad maligna microscópica sub-clínica que debe ser eliminada (es decir, tejido con sospecha de tumor que no puede demostrarse clínicamente).
- **PTV:** Volumen blanco de tratamiento. Incluye al CTV más el margen interno y el margen de preparación, y está ligado al marco de referencia del acelerador.
- **OAR:** Tejido sano, órganos cerca del tumor, cuya tolerancia de dosis puede influenciar el volumen a tratar y/o la prescripción de la dosis.

Una vez terminada la delineación del volumen a tratar así como de los órganos de riesgo se realiza la planificación del tratamiento utilizando el TPS. Las planificaciones de tratamiento son específicas para cada paciente y contienen información sobre la posición del cabezal, el colimador multihojas y la mesa de tratamiento. De la misma manera se tiene información de las dimensiones del campo, los modificadores de haz a utilizar así como de la dosis prescrita. Con base en las propiedades mecánicas seleccionadas y los valores de dosis asignados a cada planificación de tratamiento se calculan las unidades monitor (MU, por sus siglas en inglés) que deben aplicarse en cada campo de tratamiento de irradiación. Como puede notarse este proceso implica varias etapas y

como resultado se obtienen las instrucciones que manipularán al acelerador lineal para entregar el tratamiento, además de la dosis esperada en el paciente, lo que nos permite cuantificar la probabilidad de control tumoral (TCP, por sus siglas en inglés), así como la probabilidad de complicación del tejido normal (NTCP, por sus siglas en inglés).

### 2.3.1. Algoritmos de cálculo de dosis

#### 2.3.1.1. Algoritmos Analíticos

Los algoritmos de cálculo de dosis están integrados en el TPS a fin de obtener las distribuciones de dosis dentro del paciente. Para aplicaciones en la clínica, los algoritmos de cálculo de dosis más comúnmente utilizados son analíticos. La utilización de varias aproximaciones en el proceso de cálculo permite a estos algoritmos proporcionar distribuciones de dosis en un tiempo clínicamente aceptable. Por lo general, los cálculos de dosis se basan en propiedades equivalentes de agua y las composiciones elementales de cada material se desprecian, por lo tanto los algoritmos de cálculo de dosis analíticos proporcionan una precisión razonable en los tejidos similares al agua, pero ésta puede ser cuestionada cuando la radiación proveniente de un haz atraviesa varias heterogeneidades presentes en los tejidos (aire - tejido, por ejemplo) y que contribuyen al cálculo de distribuciones de dosis en el paciente.

Diferentes algoritmos de cálculo de dosis analíticos están actualmente disponibles, y generalmente un TPS comercial incluye varias opciones de cálculo de dosis. Algunos ejemplos de TPS y las opciones correspondientes son (12):

- Varian Eclipse® TPS: Advanced Dose Calculation algorithm, Acuros XB. Anisotropic Analytical Algorithm. Single pencil-beam convolution.
- Nucletron Helax - TMS® TPS: Collapsed Cone. Pencil - beam convolution.
- CMS XiO® TPS: Multigrid superposition / convolution. Fast Fourier Transform convolution

#### 2.3.1.2. Algoritmos basados en el Método Monte Carlo (MC)

Los métodos MC son aproximaciones estadísticas que resuelven un problema macroscópico mediante la generación de números aleatorios para el muestreo de funciones de distribución de probabilidad que describen el problema de interés. El método es útil para obtener soluciones numéricas a problemas que son demasiado complicados de resolver analíticamente.

El transporte de partículas en los equipos de tratamiento y el depósito de energía en los pacientes puede ser simulado utilizando procesos pseudo-aleatorios controlados por distribuciones estadísticas, los cuales representan la naturaleza estocástica de las interacciones de las partículas. Un número de códigos MC validados se han utilizado

en radioterapia, tales como EGS (13, 14), MCNP (15), GEANT (16), VMC++ (17) y PENELOPE (18). Cada uno modela la física del transporte de partículas de una manera diferente y con precisiones diferentes para cada tipo de partículas y energía. Algunas de las características comunes a estos códigos se describen a continuación.

### ▪ Transporte de fotones y electrones

Los fotones con energías en el rango de la radioterapia (keV - MeV) interactúan con la materia a través de cuatro procesos principales: dispersión coherente (Rayleigh), efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. En los tres últimos procesos, la energía del fotón es transferida parcial o completamente a un electrón o un par electrón-positrón. La mayoría de las interacciones de fotones ocasionan un cambio significativo en la energía y la dirección del fotón (19).

Los electrones se someten a un gran número de interacciones elásticas (conservando su energía) cuando viajan a través de materia. Pierden energía por dos procesos principales: Colisiones inelásticas con átomos y moléculas e interacciones radiactivas, generando ionización o excitación. La ionización termina en la emisión de electrones secundarios (electrones  $\delta$ ) y las excitaciones se relajan por la emisión de rayos X o electrones Auger, ambos con energías características (20).

En los métodos MC para radioterapia con haces de fotones, a cada partícula se le asocia una posición, energía y dirección, definida previamente la fuente del acelerador lineal. Con base en el tipo de interacción que sufre la partícula al atravesar un determinado medio (aire, paciente), se calcula una nueva posición, energía y dirección a partir de la distribución de probabilidad de interacción. Si se crean partículas secundarias en esta interacción, también se siguen sus caminos. Finalmente, los fotones son absorbidos por el medio, ya sea por efecto fotoeléctrico o por producción de pares. O bien, la energía del fotón se deposita localmente y su recorrido termina cuando las partículas llegan a una cierta energía umbral predefinida. A todo el procedimiento desde que la partícula primaria es generada hasta que ésta, y las partículas secundarias que genera, son absorbidas o escapan de la geometría, es lo que se denomina como ‘historia’.

Este transporte de partículas ‘evento por evento’ es relativamente rápido para partículas neutras, en las que la pérdida de energía y el cambio de dirección para la mayoría de las interacciones son significativos. Por lo tanto, el número de interacciones es relativamente bajo y se emplean los esquemas de simulaciones análogas. Sin embargo, las partículas cargadas se someten a un gran número de interacciones con un pequeño cambio en su dirección de desplazamiento y por cuestión de tiempo de cálculo, no es práctico seguir sus historias ‘evento por evento’. Los llamados esquemas de “historia condensadas” (CH, por sus siglas en inglés) se aplican para el transporte de partículas cargadas (21, 22)

### ▪ Simulaciones análogas (23).

Supongamos que un fotón con energía  $E$  golpea la superficie de un medio homogéneo. Así, la probabilidad  $p(s)$  de que dicho fotón interactúe después de una cierta longitud de camino  $s$  en el medio está dada por la ley de atenuación:

$$p(s)ds = \mu(E)e^{-\mu(E)s}ds \quad (2.2)$$

Al parámetro  $\mu(E)$  se le conoce como coeficiente de atenuación lineal. La trayectoria libre media hasta que la interacción pueda ser calculada a partir de esta función de distribución suponiendo que el medio se extiende infinitamente por debajo de la superficie es :

$$\langle s \rangle = \int_0^{\infty} s p(s) ds = \mu(E) \int_0^{\infty} s e^{-\mu(E)s} ds = \frac{1}{\mu(E)} \quad (2.3)$$

Esto nos permite expresar la ley de atenuación Ec.(2.2) en términos de número de trayectorias libres medias:

$$\lambda = \frac{s}{\langle s \rangle} = \mu(E) s \quad (2.4)$$

esto es,

$$p(\lambda) d\lambda = e^{-\lambda} d\lambda \quad (2.5)$$

La ventaja de esta notación es que funciona para geometrías con medios heterogéneos. Si el número de trayectorias libres medias se define como :

$$\lambda = \sum_{i=0}^P \mu_i(E) s_i \quad (2.6)$$

A fin de calcular  $\lambda$ , el fotón debe ser trazado en una línea recta desde la posición  $i = 0$  en la superficie a través de las distintas regiones  $i$ , las cuales contienen distintos materiales y hasta el punto  $P$ . En cada región  $i$  con coeficiente de atenuación lineal  $\mu_i(E)$ , el correspondiente segmento de línea  $s_i$  debe ser determinado. Este algoritmo de trazado de rayos para calcular  $\lambda$  es una parte fundamental de las simulaciones MC en radioterapia.

La ley de atenuación Ec.(2.5) proporciona la función de distribución del peso de probabilidad  $p(\lambda)$ . La función de distribución acumulativa está dada por:

$$P(\lambda) = \int_0^{\lambda} p(\lambda') d\lambda' = \int_0^{\lambda} e^{-\lambda'} d\lambda' = 1 - e^{-\lambda}, \quad P(0) = 0, \quad P(\infty) = 1 \quad (2.7)$$

Esta ecuación es monóticamente ascendente en el intervalo  $[0, \infty]$ . Ahora bien, se puede muestrear  $\lambda_1$ , la distancia al primer sitio de interacción, usando el método de transformación y un número aleatorio uniforme  $\xi_1$  del intervalo abierto  $[0, 1)$ :

$$\xi_1 = 1 - e^{-\lambda_1}, \Rightarrow \lambda_1 = -\ln(1 - \xi_1) \quad (2.8)$$

La notación de los límites del intervalo anterior significa que el número 1 no debe ser incluido en la secuencia de números aleatorios. Si se incluye, el logaritmo de la Ec.(2.8)

## 2. MARCO TEÓRICO

---

se indetermina.

Tomando en cuenta la geometría de la simulación, el fotón es seguido  $\lambda_1$  caminos libres medios a fin de alcanzar el primer punto de interacción. Entonces, el tipo de interacción puede ser muestreado. En el rango de energías de la radioterapia, cuatro procesos son los más comunes, dispersión Raleigh, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. Están representados por los correspondientes coeficientes de atenuación lineal en el sitio de interacción:

$$\mu(E) = \mu_{tot}(E) = \mu_R(E) + \mu_{FE}(E) + \mu_C(E) + \mu_P(E) \quad (2.9)$$

y se utilizan para dividir el intervalo  $[0, 1]$  en cuatro partes:

- $[P_0, P_1]$  : Dispersión Raleigh
- $[P_1, P_2]$  : Efecto Fotoeléctrico
- $[P_2, P_3]$  : Efecto Compton
- $[P_3, P_4]$  : Producción de pares

con

$$P_0 = 0, P_1 = P_0 + \frac{\mu_R}{\mu_{tot}}, P_2 = P_1 + \frac{\mu_{FE}}{\mu_{tot}}, P_3 = P_2 + \frac{\mu_C}{\mu_{tot}}, P_4 = 1 \quad (2.10)$$

El tipo de interacción es muestreado usando un segundo número aleatorio uniforme  $x_{i2}$  en el intervalo  $[0, 1]$  e inspeccionando en qué intervalo se encuentra  $\xi_2$ .

Conociendo el tipo de interacción, los parámetros de todas las partículas secundarias pueden ser determinados. Además, las leyes de conservación para la energía cinética deben ser tomadas en cuenta. En general, para este propósito, el método de transformación no funciona, esto es, el método de rechazo es la mejor opción.

Después de esto, se conocen todos los parámetros para repetir los tres pasos con las partículas secundarias. Incluso electrones y positrones pueden ser simulados siguiendo esta secuencia. La historia completa es simulada incluyendo todas las partículas secundarias y sus partículas hijas. La simulación del transporte de una partícula se detiene si ésta deja la geometría de interés o si su energía cae por debajo de una energía, previamente definida, mínima. Durante cada paso de la historia, los valores de interés se calculan por acumulación. Por ejemplo, la energía absorbida por región (voxel) se acumula si lo que se quiere calcular es la dosis.

### ▪ Simulaciones de historia condensada

Muchas de las interacciones de partículas cargadas con ‘pequeños efectos’ son agrupadas en relativamente pocos pasos de CH. Se definen dos clases de esquemas de CH. El primero (Class I) trata a los electrones de todas las energías con el algoritmo CH.

El segundo (Class II), simula electrones a partir de un umbral en energía predefinido. Electrones con una energía por encima del umbral son llamados de colisiones “catastróficas” en la cual se pueden crear fotones de bremsstrahlung y electrones secundarios con energías más grandes que cierto umbral (24).

## 2.4. Incertidumbres estadísticas: Método de lotes

El método de lotes consiste en estimar la incertidumbre,  $s_X$ , de una cantidad contada,  $X$ , mediante la siguiente ecuación:

$$s_{\bar{X}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}{N(N-1)}} \quad (2.11)$$

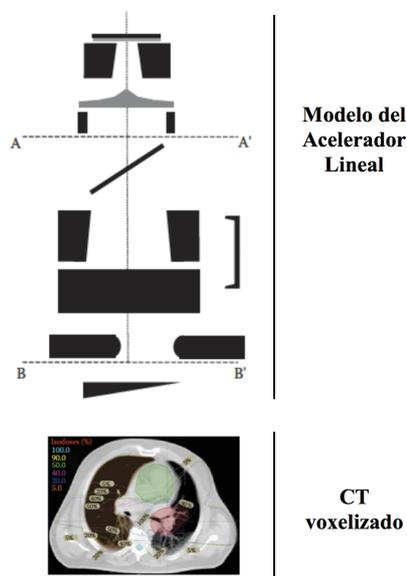
donde  $N$  es el número de lotes, en algunos casos 10,  $X_i$  es el valor de  $X$  en el lote  $i$ , y  $\bar{X} = 1/N \sum_{j=1}^N X_j$ , el valor promedio de  $X$  evaluado para todos los lotes.

Como lo hace notar Walters et al. (25), un gran número de lotes debe ser usado a fin de evitar grandes fluctuaciones en la incertidumbre. El método más preciso y eficiente para estimar incertidumbres es el de historia por historia.

## 2.5. Componentes para el cálculo de dosis absorbida en el paciente

El método MC se utiliza en radioterapia para resolver el problema del transporte de partículas y depósito de energía dentro de medios heterogéneos, esto es, el cuerpo humano. En general todos los TPS y códigos que realizan el cálculo de dosis absorbida en pacientes necesitan de dos componentes principales. El primero corresponde al modelo virtual de la fuente de radiación seguido de un modelo del propio paciente donde se depositará la dosis. En la actualidad, los haces de fotones usados en la clínica están dentro del rango de 4 - 25 MeV. En la Fig. 2.8 se muestra el esquema genérico de un acelerador lineal de uso médico. La disposición de los componentes dentro del acelerador dependerá del fabricante, pero los indicados en la Fig. 2.8 son los que usualmente se requieren en un modelo MC.

Los componentes del acelerador lineal deben conocerse a detalle con el fin de construir un modelo fiel. El contenido de los materiales y las aleaciones; sus densidades; su posición con respecto a los demás componentes, así como sus dimensiones deben conocerse con suficiente detalle con el fin de construir un modelo preciso. Es evidente que los errores cometidos en esta parte contribuyen a la generación de errores sistemáticos en los cálculos MC. Es por esta razón que es de vital importancia que se revisen todas las



**Figura 2.8:** Componentes para el cálculo de dosis por Monte Carlo.

características y que los modelos MC se validen contra medidas experimentales como curvas de PDD y perfiles laterales en agua. En la literatura se pueden encontrar diversos artículos en los que se detalla la comparación de modelos realizados con el método MC contra mediciones experimentales (26, 27, 29, 56).

Los componentes más importantes en el modelo de la Fig. 2.8 son el blanco, el filtro aplanador, los colimadores secundarios, como las quijadas y el colimador multihojas y cuñas. Después de que los electrones primarios salen por la guía de onda aceleradora, éstos poseen una energía bastante estrecha, así como distribuciones angulares y espaciales particulares. El haz de electrones interactuará con el blanco, que comúnmente consiste de un metal de alta  $Z$  en el que los electrones producirán fotones por radiación de frenado (bremsstrahlung). Éstos fotones son colimados inicialmente por los colimadores primarios y la fluencia de fotones es atenuada por el filtro aplanador a fin de producir una distribución de dosis suficientemente uniforme en agua a una cierta profundidad. El haz de fotones resultante es finalmente modulado y conformado por los colimadores secundarios así como por los modificadores de haz, colimador multihojas y cuñas.

Es importante hacer notar que la información de las partículas que atraviesan un plano predefinido puede ser almacenado en un archivo que se conoce como “espacio fase(phsp, por sus siglas en inglés)”. De esta manera las simulaciones se pueden realizar por etapas, esto es, el espacio fase generado en una etapa puede ser utilizado como

archivo de entrada para simular etapas posteriores. Recientemente Varian® ha hecho disponibles espacios fase de sus aceleradores lineales más modernos (ej. TrueBeam™) con el fin de que los centros donde se instalan estas máquinas puedan tener como referencia los cálculos realizados con estos archivos por simulación MC (30). De esta manera, se evita revelar la información concerniente al modelo computacional del acelerador lineal, sustituyéndolo por los espacios fase proporcionados, y que por lo general, poseen una gran cantidad de historias simuladas a partir de la generación de fotones por bremsstrahlung. Además, se pueden importar y simular espacios fase escritos en formato de códigos binarios provenientes del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés) (31).

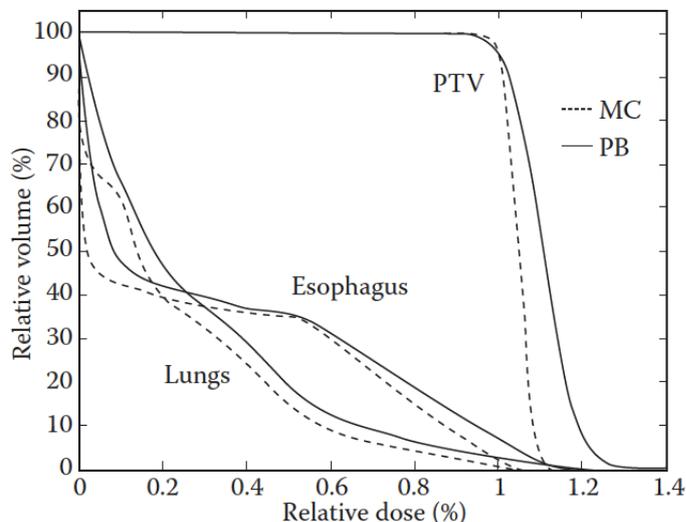
### 2.5.1. Modelo del paciente

El modelo del paciente utilizado para el cálculo de dosis se genera a partir de un estudio de CT del propio paciente (Fig. 2.8). Una imagen de CT se compone de matrices de voxeles, donde cada uno de éstos es representado por un número CT definido como:

$$No. CT = \left( \frac{\mu}{\mu_{agua}} - 1 \right) * 1000 \quad (2.12)$$

donde  $\mu$  y  $\mu_{agua}$  son el coeficiente de atenuación lineal para el material (en el voxel en cuestión) y del agua, respectivamente. La unidad de estos valores es la Unidad Hounsfield (HU, por sus siglas en inglés) (32). Con el fin de establecer una relación precisa entre las HU y la densidad electrónica de un material, se debe realizar una curva de calibración para cada sistema de tomografía computada. Los primeros algoritmos de cálculo de dosis basados en el método MC usaban a lo más seis materiales para definir la conversión, por ejemplo: aire, pulmón, grasa, agua, músculo y hueso (33, 34).

Con la introducción de esquemas de conversión estequiométricos, los cálculos de dosis en pacientes con algoritmos MC lograron un gran avance en la precisión con respecto al método mencionado previamente. El esquema de conversión por estequiometría de número CT a poder de frenado del electrón (o protón) fue propuesto por Schneider(35) para el cálculo de dosis con algoritmos MC para protones. De manera general el método consiste escanear distintos materiales de composición másica y densidad bien conocidas con el fin de medir sus correspondientes valores HU. Después, los valores HU medidos se ajustan a una ecuación teórica, la cual integra los valores HU, la densidad másica, el número atómico Z, y el peso atómico A para cada material. Finalmente, los parámetros ajustados pueden ser usados para calcular los valores HU para tejido usando los valores tabulados.



**Figura 2.9:** Histograma de Dosis Volumen para un tratamiento de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) calculado con Monte Carlo (línea continua) y con un algoritmo de haz de lápiz (línea punteada) (53)

## 2.6. Histogramas de Dosis Volumen

La visualización de la distribución de la dosis en forma de curvas de isodosis es útil ya que muestra las regiones donde la dosis se distribuye uniformemente, así como las zonas de alta y baja dosis, además de su posición anatómica. Sin embargo, dicha información debe ser complementada por histogramas de dosis volumen (DVH, por sus siglas en inglés), para las estructuras previamente segmentadas (volúmenes objetivo y órganos de riesgo).

La representación de un DVH puede hacerse de dos maneras: el DVH acumulativo y el DVH diferencial. El DVH acumulativo es una gráfica del volumen de una cierta estructura de interés la cual recibe una cierta dosis como función del volumen. En la Fig. 2.9 se muestra una gráfica de un histograma de dosis volumen calculado con dos algoritmos distintos: uno basado en el Método Monte Carlo y otro basado en un algoritmo de haz de lápiz. Se puede apreciar que existe una discrepancia sobre todo en los órganos de riesgo (esófago y pulmones) donde el algoritmo de haz de lápiz tiene una menor precisión a pesar de corregir por heterogeneidades en el medio. En este tipo de tratamientos, el algoritmo basado en el Método Monte Carlo tiende a ser el más confiable.

## 2.7. Comparaciones del cálculo de dosis

Para comparar los cálculos de dosis se utilizaron diferencias punto a punto, el índice Gamma e histogramas estadísticos con el fin de evaluar diferencias entre las simulaciones Monte Carlo y las mediciones experimentales.

- Diferencias punto a punto

Se puede hacer una comparación en un punto arbitrario  $p$  mediante la siguiente ecuación:

$$\Delta d(p) = \frac{d_e(p) - d_c(p)}{d_e^{max}} 100 \quad (2.13)$$

donde  $d_e(p)$  y  $d_c(p)$  representan las dosis en la posición  $p$  de las curvas experimental y calculada respectivamente, y  $d_e^{max}$  corresponde al punto máximo de dosis de la curva experimental, la cual se tomó como curva de referencia.

- Índice Gamma

De acuerdo con Low *et al.* (36) se define el índice Gamma para cada punto  $\vec{r}_{med}$  como:

$$\gamma(\vec{r}_{med}) = \min\{\Gamma(\vec{r}_{med}, \vec{r}_{ref})\} \forall \{\vec{r}_{ref}\} \quad (2.14)$$

$$\Gamma(\vec{r}_{med}, \vec{r}_{ref}) = \sqrt{\frac{|\vec{r}_{med} - \vec{r}_{ref}|^2}{DTA^2} + \frac{|D(\vec{r}_{med}) - D(\vec{r}_{ref})|^2}{\Delta D^2}} \quad (2.15)$$

donde  $|\vec{r}_{med} - \vec{r}_{ref}|^2$  y  $|D(\vec{r}_{med}) - D(\vec{r}_{ref})|^2$  son la distancia y la diferencia de dosis entre los puntos analizados, respectivamente.  $DTA$  y  $\Delta D$  son criterios de aceptación para la distancia y la dosis, respectivamente. De esta manera, se dice que un punto pasa el criterio si se cumple que  $\Gamma \leq 1$ , y no pasa si sucede lo contrario. Generalmente, el índice Gamma suele reportarse en porcentaje.

De acuerdo a la Ec. (2.15), la dosis y la distancia tienen la misma importancia en el momento de determinar la calidad de una distribución de dosis. Algunos autores(37, 38) recomiendan emplear  $DTA \leq 3mm$  y  $\Delta D \leq 3\%$ .

- Histograma estadístico

El histograma estadístico nos indica visualmente la distribución de las diferencias entre las curvas. Se define la variable estadística  $z$  para un punto  $p$  como(39):

$$z = \frac{d_e(p) - d_c(p)}{d_c(p)} \cdot \frac{1}{\sigma_{tot}} \quad (2.16)$$

## 2. MARCO TEÓRICO

---

donde  $\sigma_{tot}$  es la desviación estándar de la distribución  $\frac{d_e(p)-d_c(p)}{d_c(p)}$  para todos los puntos, la cual funciona como un factor de normalización y como un indicador del nivel de las diferencias. Se puede decir que si las distribuciones de dosis medidas y calculadas son idénticas, entonces el histograma de la variable  $z$  se aproximará a una función Gaussiana.

- Histogramas de Dosis Volumen

Para la evaluación de los planes de tratamiento se definieron dos cantidades: la primera corresponde a  $D_{min}$  y se define como la dosis al 99 % del volumen. La segunda es  $D_{max}$ , la cual se define como la dosis depositada en menos de 1 cm<sup>3</sup>. Con esto se puede definir la dosis promedio como sigue (40):

$$\bar{D} = \frac{D_{min} + D_{max}}{2} \quad (2.17)$$

De la misma manera se puede calcular la incertidumbre asociada con la siguiente ecuación:

$$\sigma_D = \frac{D_{min} - D_{max}}{2\sqrt{3}} \quad (2.18)$$

# Materiales y Métodos

---

## 3.1. Materiales

### 3.1.1. Acelerador Lineal

El presente trabajo se realizó en las instalaciones del Centro Médico ABC en el departamento de radioterapia del Centro de Cáncer. Se utilizó el acelerador lineal Elekta Synergy® como el que se muestra en la Fig. 3.1. Dicho acelerador lineal puede operar con energías de 6, 10 y 18 MV para fotones y de 4, 6, 8, 10, 12 y 15 MeV para el caso de electrones.

El acelerador lineal posee un colimador multihojas (2 bancos de 40 hojas) de 1 cm de ancho al isocentro, el cual permite un tamaño de campo máximo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  al isocentro. Posee, además, una cuña motorizada de  $60^\circ$  de  $30 \times 40 \text{ cm}^2$  instalada sobre el cabezal.

En cuanto a modalidades de tratamiento, el acelerador lineal puede ser utilizado para administrar tratamientos 3D conformales, de IMRT y VMAT.

### 3.1.2. Sistema de escaneo

El Blue Phantom® (Fig.3.2), de la marca *iba* es un sistema de dosimetría para el comisionamiento, pruebas de aceptación y control de calidad de aceleradores lineales de uso médico. Éste consiste en un maniquí de agua cúbico de  $480 \text{ mm} \times 480 \text{ mm} \times 480 \text{ mm}$  y un sistema de rieles de alta precisión, el cual permite desplazamientos en las direcciones X, Y y Z.

El maniquí de agua se controla desde el exterior del búnker del acelerador lineal mediante el software OmniPro - Accept 6.6C de la marca *iba*, que junto con el controlador CU 500E se utiliza para controlar los movimientos del sistema de rieles integrado al

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

---



**Figura 3.1:** Acelerador lineal Elekta Synergy ®



**Figura 3.2:** Sistema de escaneo: Blue Phantom iva®

maniquí. Dicho controlador permite regular tanto el mecanismo del maniquí, así como el electrómetro.

### 3.1.3. Cámara de ionización *iba*® modelo CC13

Se utilizaron dos cámaras de ionización de la marca *iba*® modelo CC13 (Fig.3.3) para la realizar las mediciones experimentales.



**Figura 3.3:** Cámara de ionización *iba*® modelo CC13.

La CC13 es una cámara de ionización cilíndrica tipo dedal, que debido a su alta resolución espacial y volumen relativamente pequeño, se utiliza para el escaneo en maniqués de agua para la obtención de la dosimetría relativa. De la misma manera, se puede utilizar como maniquí de calibración para dosimetría absoluta. Sus características se describen en la Tabla 3.1.

Esta cámara se usa para obtener valores de dosis o tasa dosis mediante la medición de dosis absorbida en agua, kerma en aire o exposición para medidas de calibración en radioterapia realizadas frecuentemente en maniqués de agua (líquida o sólida).

### 3.1.4. Maniquí antropomórfico

Con la intención de simular una situación clínica, se utilizó el maniquí antropomórfico CIRS IMRT Thorax Phantom®(Fig. 3.4) para dosimetría clínica mediante película y cámara de ionización. El maniquí consta de cuatro materiales, los cuales representan tanto tejido como órganos dentro de un tórax humano: pulmones, médula espinal, y tejido.

Algunas de las características del maniquí se muestran en la Tabla 3.2

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

---

**Tabla 3.1:** Especificaciones técnicas de la CI *iba*® modelo CC13.

Característica	Descripción
Marca	<i>iba</i> ®
Magnitudes medibles	Kerma en aire y tasa de kerma Dosis ansoorbida y tasa de dosis (en agua) Exposición y tasa de exposición
Material de la pared	Shonka C552 (1.76 g/cm <sup>3</sup> )
Volumen sensible	0.13 cm <sup>3</sup>
Voltaje de polarización	± 300 V (± 500 V)
Efecto de polaridad en Co <sup>60</sup>	< 0.1 % (± 300 V)
Sensibilidad	3.8 × 10 <sup>-9</sup> C/Gy
Condiciones ambientales de referencia	
Temperatura	10 - 40 °C
Presión	900 - 1100 hPa
Humedad	30 - 75 %



**Figura 3.4:** Maniquí de tórax CIRS IMRT Thorax Phantom®

**Tabla 3.2:** Características del maniquí de tórax

Material	Densidad(g/cm <sup>3</sup> )	Densidad electrónica por cm <sup>3</sup> ( $\times 10^{23}$ )
Pulmón	0.21	0.69
Hueso	1.91	5.95
Tejido blando	1.06	3.43

**Tabla 3.3:** Características del TC GE Light Speed®

Cortes por rotación	64
Diámetro del gantry	70 cm
Resolución temporal	175 ms
Tamaño máximo de campo	4cm
Rango de rayos - X generados	80 - 140 kVp
Potencia requerida	150 kVA

### 3.1.5. Tomógrafo computarizado

Uno de los objetivos de este trabajo consiste en la obtención de imágenes tomográficas con el fin de generar un modelo voxelizado del maniquí a irradiar. Para esto se utilizó el equipo Light Speed RT<sup>TM</sup> de la marca General Electric (Fig.3.5).

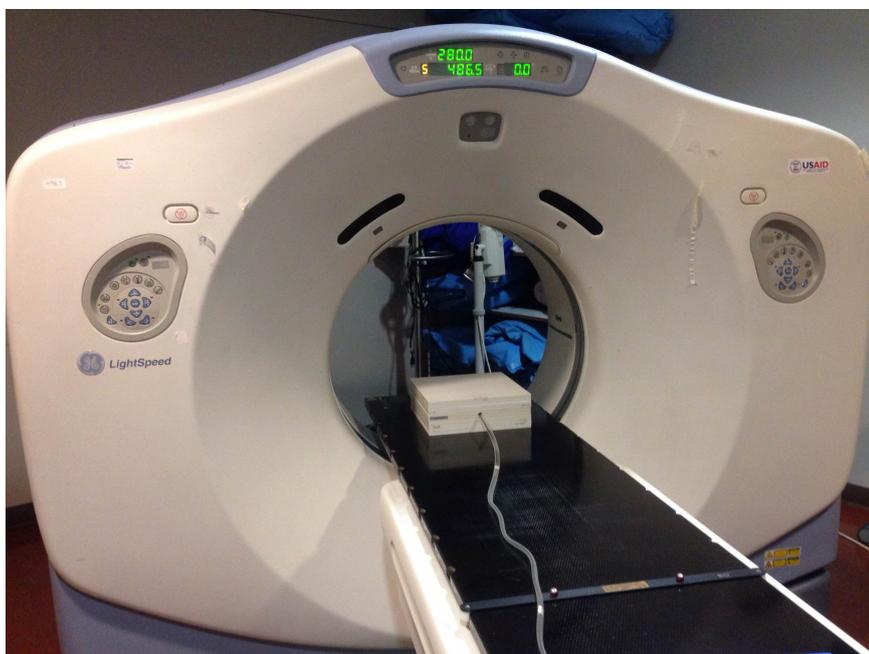
El equipo está configurado con diversos protocolos de adquisición de imágenes (cabeza y cuello, tórax, pelvis, craneoespinal, etc.). Además, tiene la capacidad de mostrar las unidades Hounsfield en tejidos de altas densidades, por ejemplo: pulmón, tejidos suaves. Las imágenes pueden ser transferidas a los distintos sistemas de planeación del Centro Médico ABC (Eclipse<sup>TM</sup>, Pinnacle<sup>TM</sup>, XiO<sup>TM</sup>, Monaco<sup>TM</sup>) por medio del protocolo DICOM. Las características principales de éste equipo se muestran en la Tabla3.3

### 3.1.6. Código PENELOPE y plataforma PRIMO

PRIMO es un software de acceso libre desarrollado por Rodríguez et al (41) basado en el código PENELOPE, el cual incorpora un conjunto de subrutinas para la simulación Monte Carlo del transporte de electrones, positrones y fotones. El programa permite la simulación de cabezales de aceleradores lineales dando como resultado la distribución de partículas en la ventana de salida del equipo. A esto se le conoce como

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

---



**Figura 3.5:** Tomógrafo computarizado GE Light Speed RT™

espacio fase (phsp), el cual contiene información de la carga, energía, posición, dirección y peso asociado a cada partícula. El código permite además obtener información acerca de las características del haz simulado, por ejemplo, la distribución espectral, energía promedio, distribución angular, fluencia de partículas y fluencia de energía.

La serie de subrutinas está conformada por herramientas como PENEASY, la cual incluye múltiples modelos de fuentes, técnicas de reducción de varianza y la posibilidad de establecer geometrías cuadráticas y voxelizadas. PENEASYLINAC, es una herramienta para la generación de los archivos de entrada necesarios para la simulación de diversos aceleradores lineales, Varian® y Elekta®, entre otros. La interfaz gráfica de PRIMO permite definir la configuración del equipo que se desea simular, esto es, modo de irradiación (fotones o electrones), energía nominal, posición de los colimadores secundarios (mandíbulas), colimador multihojas (MLC, por sus siglas en inglés), aplicadores, etc. Los parámetros restantes que influyen en la simulación (como el blanco, el filtro de aplanado, la composición de éstos, etc) y la aplicación de técnicas de reducción de varianza son automáticamente establecidos por el código.

PRIMO incorpora herramientas gráficas y numéricas que permiten el análisis de los archivos del espacio fase y los resultados de las distribuciones de dosis en geometrías rectangulares mediante voxes, en donde la densidad y material en cada voxel puede variar. Para ello debe ingresarse la geometría de simulación y el arreglo de haces.

Con base en imágenes CT que se cargan como datos de entrada se crea la geometría del maniquí - paciente 3D voxelizado. La dosis absorbida por partícula incidente y la incertidumbre estadística asociada al cálculo son las salidas del software para cada cálculo de dosis.

### 3.1.7. Sistema de planificación de tratamientos

El sistema de planificación de tratamientos empleado para realizar los cálculos de dosis fue el sistema Monaco<sup>®</sup>, 5.1. El enfoque de planificación tridimensional del tratamiento de radioterapia de este sistema simula, en la medida de lo posible, situaciones reales las cuales toman en cuenta geometrías en tres dimensiones para las fuentes del haz y la anatomía del paciente. Monaco<sup>®</sup> utiliza dos algoritmos, cada uno con su modelo de haz independiente. Por cuestiones de velocidad en el cálculo se utiliza un modelo de haz de lápiz” (PB, por sus siglas en inglés) durante la optimización, mientras que el cálculo por el método MC se utiliza en el cálculo de la dosis final debido a su gran precisión (42). El algoritmo Monte Carlo utiliza un Modelo de una fuente virtual (VSM, por sus siglas en inglés) en lugar de una simulación Monte Carlo detallada del cabezal del acelerador lineal con el fin de aumentar la velocidad en los cálculos y evitar la necesidad de información propietaria de distintos proveedores.

La implementación del algoritmo Monte Carlo está basada en el código original conocido como: Monte Carlo basado en Voxels (43) (VMC, por sus siglas en inglés), el cual se modificó posteriormente para incluir el transporte de fotones y que tomó el nombre de Rayos X Voxel Monte Carlo (44) (XVMC, por sus siglas en inglés). El modelo del paciente utiliza datos de TC de pacientes convertidos primero en densidad relativa de electrones y luego en densidad de masa donde se produce el transporte Monte Carlo.

## 3.2. Métodos

### 3.2.1. Mediciones Experimentales

La implementación clínica del algoritmo de un TPS se puede dividir en varios componentes. Éstos incluyen la entrada de datos básicos del haz de radiación, la entrada de los parámetros específicos de la máquina, así como datos relacionados con dispositivos auxiliares tales como cuñas, la evaluación de la capacidad de transferencia de imágenes, y la validación de la transferencia de datos entre todos los sistemas en el flujo de trabajo clínico. Cada uno de estos componentes implican la entrada de datos y luego las pruebas de software. Es importante reconocer las capacidades y limitaciones de éste último.

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

---

El conjunto de datos básico de un haz de radiación puede ser introducido en varias formas, las cuales incluyen razones tejido aire (TAR, por sus siglas en inglés), razones tejido maniquí (TPR, por sus siglas en inglés), razones tejido máximo (TMR), curvas de porcentaje en profundidad (PDD), y perfiles de dosis fuera del eje central. Éstos últimos pueden ser medidos además, bajo una variedad de condiciones, incluyendo perfiles para el colimador de la máquina, bloques de blindaje, cuñas, y para el colimador multihojas.

La calidad y exactitud de las mediciones básicas de los haces de radiación deben ser evaluados antes de su implementación en el TPS. La Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM, por sus siglas en inglés) tiene a disposición un conjunto de protocolos para la adquisición de datos de los haces de radiación, junto con ejemplos con los errores más comúnmente identificados (45). Se debe realizar una evaluación cuidadosa en aspectos como la limitación de las mediciones físicas, en particular para campos pequeños, así como las zonas de alto gradiente, la penumbra física y las regiones de incremento. En cualquier situación es imprescindible que el usuario garantice la exactitud de los datos introducidos en el TPS. De acuerdo con Belosi et al (30) es recomendable realizar una verificación independiente de los datos del haz de radiación mediante la comparación de éstos con simulaciones Monte Carlo o con una serie de datos “estándar de oro” proporcionados por el fabricante.

Los tipos de pruebas que deben usarse para evaluar la calidad de algoritmos están descritos en distintas publicaciones (46, 47, 48). Las pruebas realizadas en este estudio se llevaron a cabo en las instalaciones del Centro Médico ABC, en el área de radioterapia, y están basadas en el código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración del haz) para haces de fotones de alta energía provisto por la IAEA en su Reporte Técnico No. 398 (49). Este reporte está basado en un factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para un dosímetro en un haz de referencia de calidad  $Q_0$ .

El TRS 398 define la dosis absorbida en agua ( $D_{w,Q}$ ) a un punto de referencia como:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (3.1)$$

donde:

- $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua para una calidad de referencia  $Q_0$ .
- $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección para la diferencia entre la calidad de referencia del haz  $Q_0$  y la utilizada por el usuario  $Q$ .

- $M_Q$  es la lectura del electrómetro (M) corregida por los factores de presión y temperatura, efecto de la polaridad, recombinación de iones así como la calibración del electrómetro.

$$M_Q = M \cdot k_{T,P} \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot k_{elec} \quad (3.2)$$

### 3.2.1.1. Medición de las curvas de PDD

Las curvas de PDD se obtuvieron utilizando dos cámaras de ionización iba® modelo CC13. Se colocó una cámara estática sobre un soporte con el fin de que funcionara como cámara de referencia. La cámara de campo se colocó en el soporte del eje de maniquí Blue Phantom® lleno de agua. Los movimientos en los ejes se manipularon mediante el controlador CU 500E, previamente descrito. Las cámaras de ionización fueron calibrados en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ). Las mediciones se realizaron siguiendo las recomendaciones del código de práctica TRS 398, las cuales se enlistan en la Tabla 3.4.

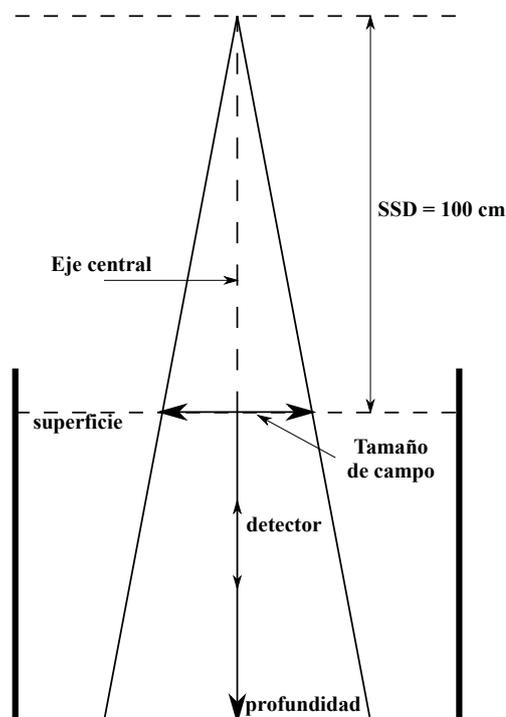
**Tabla 3.4:** Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de fotones de alta energía (49).

Magnitud de influencia	Valor de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida $z_{ref}$	TPR <sub>20,10</sub> < 0.7, 5 g/cm <sup>2</sup> TPR <sub>20,10</sub> ≥ 0.7, 10 g/cm <sup>2</sup>
Punto de referencia de la cámara	Eje central en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida $z_{ref}$
SSD	100 cm
Tamaño de campo	10 cm × 10 cm

Previo a la obtención de los datos se verificó que la posición del gantry fuera de cero grados mediante un nivel de burbuja que se coloca en el cabezal del acelerador. El sistema de colimadores se colocó en la posición de cero grados. Los ejes del maniquí se nivelaron para que la cámara de ionización se encontrara perpendicular al haz de radiación. Para su nivelación, el maniquí está montado sobre una base que contiene

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

---



**Figura 3.6:** Geometría para la obtención de la curva de PDD. La cámara de ionización se coloca a diferentes profundidades en el eje central.

tres puntos de ajuste, de forma que los ejes pudieran ajustarse, mediante un nivel de burbuja que se colocó sobre las superficies horizontales del maniquí. Para el campo de referencia se utilizó un campo de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ , de acuerdo con las recomendaciones de la Tabla 3.4, sin embargo se realizaron mediciones con campos de  $7\text{ cm} \times 7\text{ cm}$  y  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ , los cuales representan tamaños de campo utilizados en los tratamientos de radioterapia más comunes. Para todos los casos, se verificó que el tamaño de campo fuera el adecuado a una SSD de 100 cm sobre la superficie del maniquí.

La cámara de ionización se colocó en su punto efectivo (2.04 cm) en la superficie del agua. La verificación de la colocación se realizó por medio de los láseres laterales y frontal, así como por la proyección de la cruz de hilos marcada en la mica del cabezal. Ésta se proyecta cuando se tiene el campo luminoso encendido y el centro de esta proyección corresponde al eje central del haz de radiación y el campo luminoso.

El barrido en profundidad en el eje central de la cámara de ionización se realiza colocando la cámara en cada punto de medición escogido previamente. En este punto

se activa el haz de radiación. La Fig. 3.6 muestra la geometría de la medición de la curva de PDD.

### 3.2.1.2. Obtención de los perfiles laterales

Se colocó el gantry del acelerador a cero grados y se verificó mediante un nivel de burbuja colocado sobre el cabezal del acelerador. El sistema de colimadores se colocó en la posición de cero grados, tomándose en cuenta las recomendaciones de la Tabla 3.4.

Al igual que en la medición de las curvas de PDD el tamaño de campo de referencia que se utilizó fue de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ , el cual se verificó en la pantalla digital del cabezal del acelerador y en el monitor de la consola del control.

De manera adicional se midieron los campos de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  y  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ , como antes. La cámara de ionización se colocó en la superficie del agua en su punto efectivo (2.04 cm).

El barrido de la cámara en dirección perpendicular al haz de radiación se realizó colocando la cámara de ionización en cada punto escogido previamente. En este punto se activa el haz de radiación. Esto se realizó a la profundidad de 5 cm y en cada punto del barrido fuera del eje central en dirección del colimador. La Fig. 3.7 muestra la geometría de la medición del perfil del haz de radiación.

### 3.2.2. Protocolo de escaneo y contorno de estructuras

Para adquirir las imágenes CT se utilizó el equipo Light Speed RT de General Electric descrito previamente (Fig. 3.5). Se adquirieron imágenes para el maniquí de tórax con las características que se enlistan en la Tabla 3.5

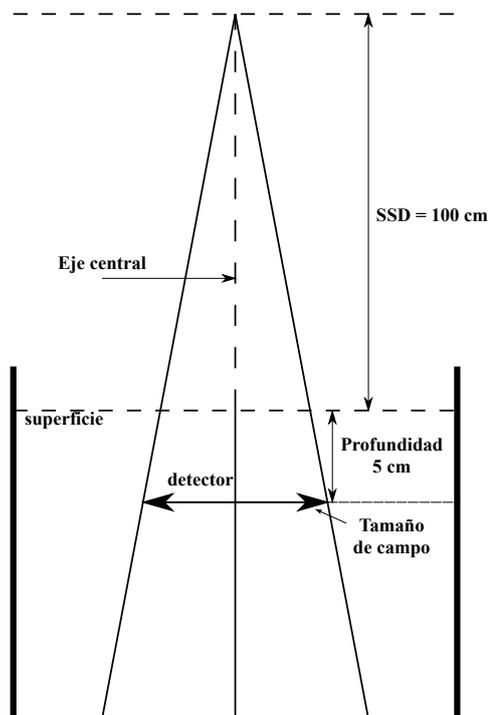
**Tabla 3.5:** Parámetros para la adquisición de imágenes CT

Parámetro	CIRS IMRT Thorax Phantom
Protocolo	Tórax
Voltaje	140 kV
Corriente	215 mA
Tamaño de corte	2.5 mm
Número de cortes	121
Diámetro de reconstrucción	650 mm

Al finalizar la adquisición de imágenes CT, se exportaron al sistema de planeación

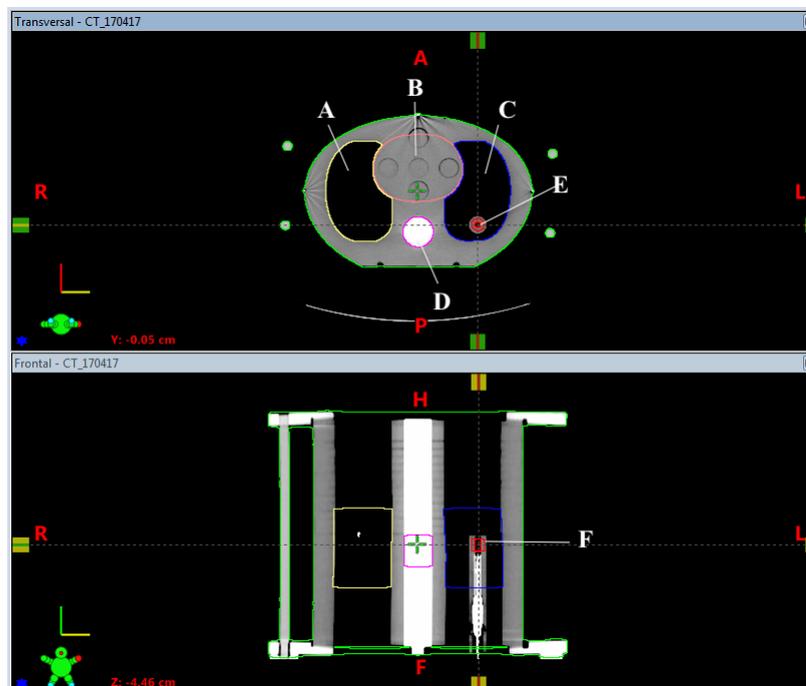
### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

---



**Figura 3.7:** Geometría para la obtención de los perfiles laterales. La cámara de ionización recorre perpendicularmente al haz de radiación a una profundidad dada.

Eclipse<sup>TM</sup> de Varian Medical Systems y se realizó la reconstrucción multiplanar con el fin de generar cortes sagitales y coronales de la anatomía interna a partir de los cortes axiales. Se definieron múltiples órganos de riesgo (Fig. 3.8) así como un volumen blanco clínico (CTV, por sus siglas en inglés) para el cual se utilizó la cavidad de una cámara de ionización Farmer y un volumen blanco de planeación (PTV, por sus siglas en inglés) para el cual se utilizó la cavidad previamente contorneada y un margen de 1 cm. Las estructuras fueron contorneadas en Eclipse. Se guardó el archivo en formato DICOM y se utilizó como archivo de entrada para las simulaciones en PRIMO y para la planificación de los haces en Monaco.



**Figura 3.8:** Contornos de órganos generados en Eclipse y exportados a PRIMO y Monaco.

A) Lung, Right, B) Heart, C) Lung, Right, D) Spinal Cord, E) CTV, F) PTV

### 3.2.3. Simulaciones con PRIMO®

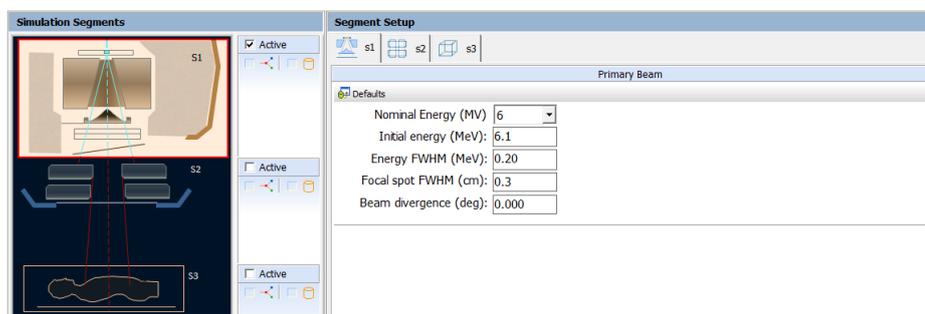
La simulación en PRIMO® se realizó en dos partes. En primer lugar se realizó la simulación de los haces de campos cuadrados de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  y  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ , bajo las mismas condiciones de referencia de la Tabla 3.4. En la segunda parte de las simulaciones se utilizaron imágenes de CT para realizar los cálculos de dosis y distribuciones de dosis con el método Monte Carlo. A continuación se describe, de manera general, el procedimiento empleado para realizar las simulaciones en PRIMO®.

#### 3.2.3.1. Parámetros de la simulación

PRIMO posee una serie de modelos de aceleradores lineales, los cuales permite implementar y seleccionar el modo de operación (fotones y electrones). La simulación está dividida en tres segmentos:  $S1$ ,  $S2$  Y  $S3$ , los cuales se deben simular en orden secuencial Fig. 3.9 Al terminar cada uno de los segmentos de simulación se genera un archivo de espacio fase (PHSP).

- **Espacio fase fuente ( $S1$ )**

El segmento  $S1$  corresponde a la parte superior del cabezal de acelerador lineal (blan-



**Figura 3.9:** Segmento de la simulación  $S1$  en la interfaz de PRIMO.

co, filtro de aplanado, colimadores primarios y secundarios, así como las cámaras de ionización). Previo a la simulación del segmento  $S1$  se debe seleccionar la energía nominal del haz. El sistema PRIMO supone distribuciones gaussianas para la energía y la distribución radial de los electrones. Por lo tanto, parámetros como la energía inicial, la semianchura de la distribución en energía (FWHM, por sus siglas en inglés) y el FWHM del tamaño de la mancha focal. En la Fig. 3.9 se puede observar la casilla que corresponde al segmento  $S1$ , en la cual se pueden introducir los parámetros mencionados anteriormente

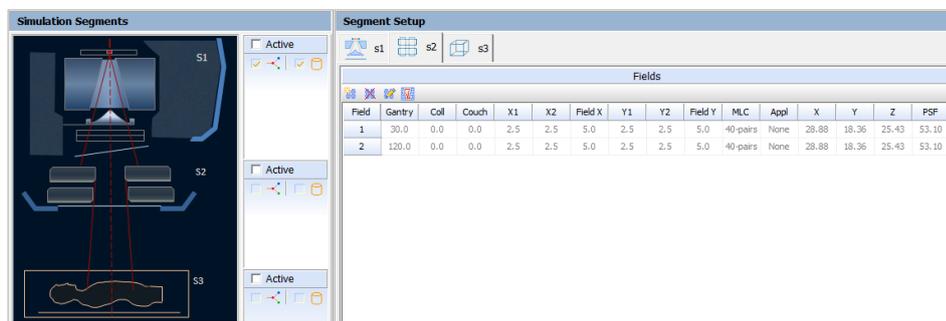
De acuerdo con Brualla et al.(50) los parámetros del haz establecidos por defecto son sugeridos en el programa para reproducir resultados experimentales. En este trabajo se simuló el cabezal de un acelerador lineal Elekta Synergy como el instalado en el Centro de Cáncer del Centro Médico ABC - Observatorio. Se utilizó una energía promedio para electrones de 6.1 MeV, un tamaño de 3 mm para el FWHM del tamaño de la mancha focal y un valor de 0.2 MeV para la FWHM de la energía de acuerdo con estudios previos (51, 52). Una de las mayores bondades del sistema PRIMO es que permite implementar múltiples técnicas de reducción de varianza para aumentar la velocidad de las simulaciones. Para las primeras dos partes de la simulación ( $S1$  y  $S2$ ), se puede elegir entre “splitting roulette” o “rotational splitting”. Siguiendo las recomendaciones de los autores, para voltajes menores a 15 MV en modo de fotones se utilizó “splitting roulette”.

- **Configuración de campos ( $S2$ )**

El segmento  $S2$  simula los colimadores primarios así como el colimador multihojas (MLC). En la Fig. 3.10 se muestra la casilla correspondiente al segmento  $S2$ , en el cual se debe definir el tamaño de campo, la posición del gantry, ángulos de mesa, colimador y posición del isocentro.

- **Construcción de la geometría voxelizada ( $S3$ )**

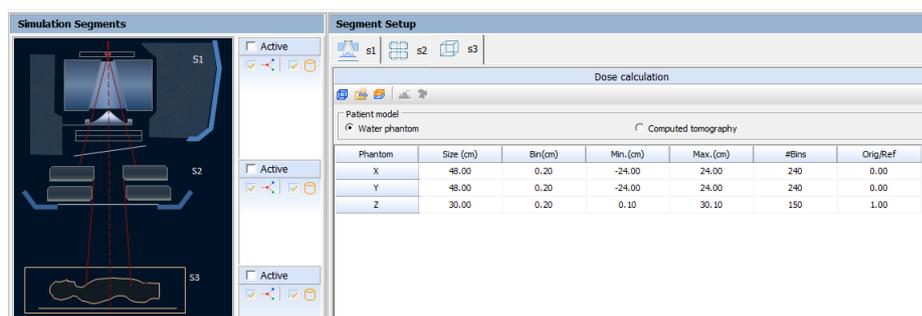
El segmento  $S3$  está dedicado a la estimación de la dosis en un objeto de interés.



**Figura 3.10:** Segmento de la simulación  $S2$  en la interfaz de PRIMO.

Existen dos modelos geométricos disponibles en PRIMO: maniquí de agua e imágenes CT. En este trabajo se utilizaron ambas para la simulación de campos de referencia y para la medición de la dosis absorbida en el maniquí de tórax “CIRS IMRT Thorax Phantom”. Cuando se trabaja sobre el maniquí de agua, el programa permite escoger el tamaño del maniquí y el tamaño de paso para el cálculo de dosis en las direcciones  $x$ ,  $y$  y  $z$ . Cuando se trabaja con imágenes CT, se debe importar un conjunto de imágenes DICOM las cuales se convierten a un tamaño de  $256 \times 256$  píxeles y el volumen de imágenes genera una geometría voxelizada. Esta geometría consiste en un conjunto de materiales con sus respectivas densidades másicas.

En la Fig. 3.11 se muestra la casilla correspondiente al segmento  $S3$ , en la cual se selecciona el modelo geométrico de simulación y e conjunto de materiales y densidades que lo conforman.



**Figura 3.11:** Segmento de la simulación  $S3$  en la interfaz de PRIMO.

La segmentación del volumen se realiza asignando un tipo de material para un intervalo de números CT. Se pueden incluir hasta diez materiales de una lista de cuarenta y dos. En la Tabla 3.6 se muestra una lista de algunos de los materiales utilizados en PRIMO.

**Tabla 3.6:** Materiales incluidos en PRIMO

Material	$\rho[g/cm^3]$
Air	0.0012
Lung (ICRP)	0.3000
Soft tissue	1.0000
Water	1.0000
Breast tissue	1.0200
Inner bone	1.3000
Bone compact	1.8500

En la Fig. 3.12 se muestra la ventana de segmentación del volumen en PRIMO, donde se puede observar un ejemplo en el cual se utilizan cuatro tipos de materiales con intervalos de HU arbitrarios. PRIMO provee una curva predeterminada, pero también es posible editar sus valores y personalizarla.

Se puede observar en el recuadro izquierdo inferior en la Fig. 3.12 que la curva de calibración tiene su origen de Números CT a partir de 0 HU. Esto se debe a que efectúa una renormalización de la escala de valores de las HU, esto es:

$$HU_{primo} = Numero\ CT + 1000 \quad (3.3)$$

Para la simulación del segmento  $S3$ , se aplicó un valor de splitting de 300, y se exigió una incertidumbre estadística inferior al 3%.

En la Fig. 3.13 se puede observar un ejemplo de la simulación de un tratamiento de radioterapia en PRIMO. En este caso, se utilizó el segmento  $S2$  para definir 3 campos de radiación cuadrados y coplanares. Por limitaciones computacionales, no se empleó el MLC para conformar los campos al PTV. La Fig. 3.13 muestra la distribución de campos con isocentro en el PTV.

#### 3.2.3.2. Archivos de salida

Una vez finalizada la simulación del segmento  $S3$ , PRIMO activa una casilla llamada 'Dose Analysis', la cual integra las distribuciones de dosis sobre un volumen geométrico en los planos transversal, sagital y coronal. Esta sección presenta además, el histograma dosis volumen así como los perfiles de dosis, los cuales pueden ser exportados como archivos de texto para pos-procesamiento.

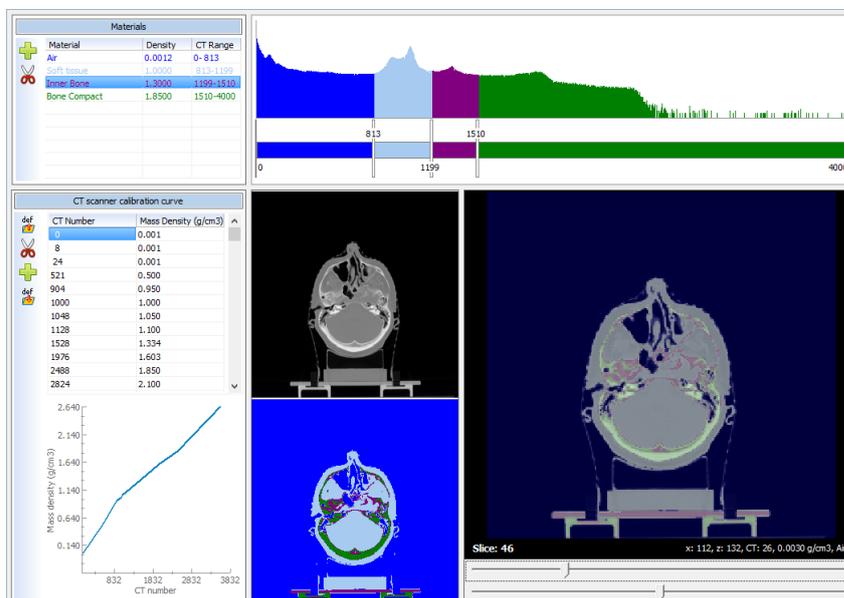


Figura 3.12: Ejemplo de segmentación de materiales y curva de calibración

### 3.2.3.3. Herramientas computacionales

La computadora utilizada para las simulaciones Monte Carlo posee las siguientes características:

- Procesador de 64 bits Intel R Core™ i7-6700 CPU @ 3.40 GHz, 8 GB de RAM y sistema operativo Windows 7 Home Premium.

En el caso de las simulaciones Monte Carlo para el campo de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  el tiempo de simulación fue de poco más de 11 días. Posteriormente se utilizó el mismo campo y con ayuda del colimador se logró generar los perfiles para los campos de  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  y  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ . Estas simulaciones tomaron alrededor de 12 horas. Las simulaciones en el maniquí de tórax tomaron alrededor de 15 horas cada una haciendo uso del campo de referencia de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  y del colimador para generar campos cuadrados de  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ .

### 3.2.4. Planificación del tratamiento en el TPS Monaco

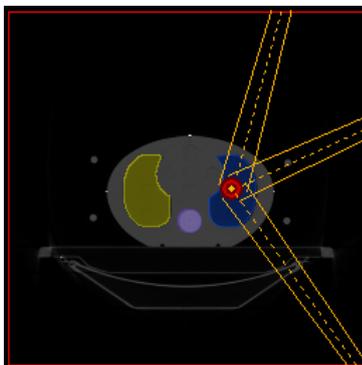
Con el fin de efectuar una comparación directa entre los algoritmos de cálculo basados en el Método Monte Carlo, por una parte PENELOPE y por otra el implementado en el TPS Monaco se diseñaron una serie de planificaciones de tratamiento con ayuda del departamento de Física Médica del Centro Médico ABC - Observatorio. En la Fig. 3.14 se muestra un ejemplo de la configuración de los haces en Monaco. Cabe resaltar que se trata de la misma configuración que la presentada en la Fig. 3.13 para el caso de

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

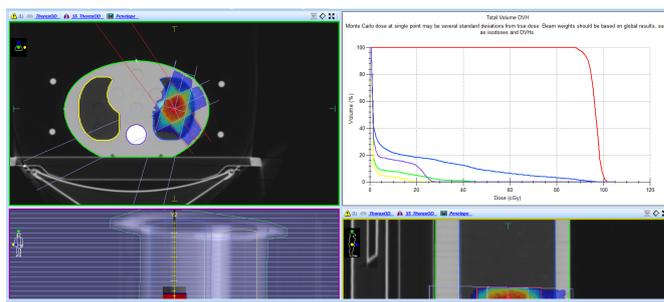
---

la simulación con el código PENELOPE en PRIMO. Ésto se realizó con la intención de poder evaluar los histogramas de dosis volumen generados con cada uno de los códigos.

Para que la evaluación pudiera realizarse bajo las mismas condiciones se tomaron en cuenta los siguientes parámetros en Monaco. Se utilizó un tamaño de voxel de 3mm, con una incertidumbre estadística del 3% por cada plan que se realizó. Se eligieron estos valores de acuerdo con las recomendaciones dadas por el fabricante para la realización de planes de tratamiento clínicos. Es posible crear planificaciones de tratamiento con una mayor resolución (tanto en tamaño de voxel e incertidumbre estadística), sin embargo el gasto computacional necesario para este tipo de planificaciones hace que se vuelvan clínicamente imposibles de realizar en un tiempo adecuado ( 1 hora incluyendo la optimización y el cálculo de dosis).



**Figura 3.13:** Ejemplo de configuración de los campos de radiación sobre el PTV. Cada campo tiene un tamaño de 5 cm  $\times$  5 cm y con angulaciones de gantry de 15°, 65°, 145°



**Figura 3.14:** angulaciones de gantry de 15°, 65°, 145°

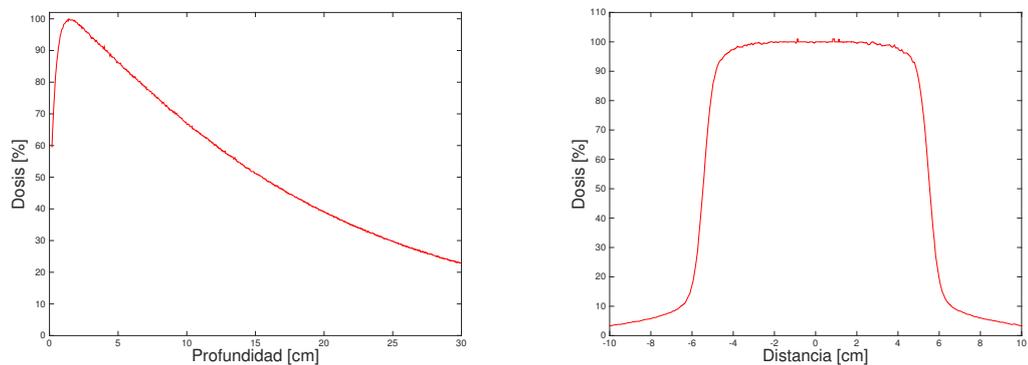
# Resultados y Discusión

---

Los resultados se presentan en tres secciones. La primera contiene resultados experimentales de las mediciones de curvas de PDD y perfiles laterales, así como los resultados de las simulaciones Monte Carlo y el análisis de la comparación de dichas curvas. En la segunda se muestran resultados de las distribuciones de dosis sobre el maniquí con PRIMO y finalmente un análisis de la comparación de éstos con los resultados obtenidos en Monaco.

## 4.1. Mediciones experimentales

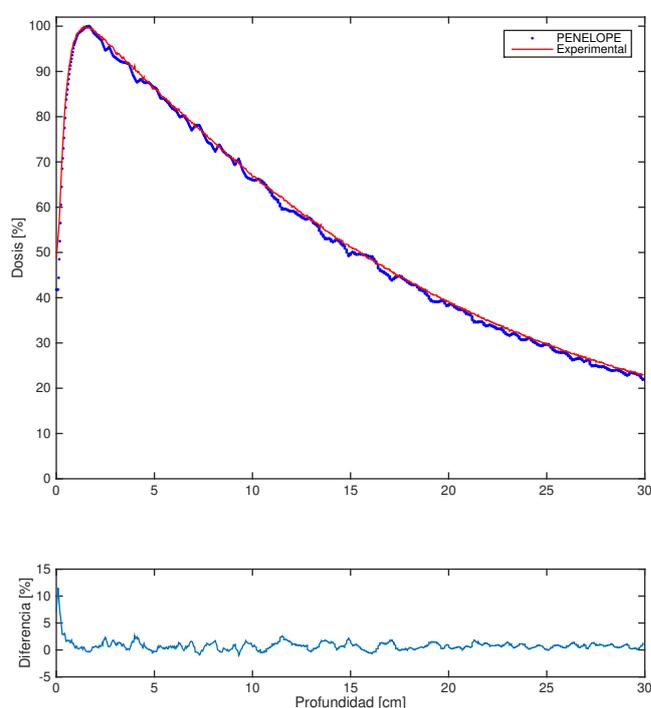
En la Fig. 4.1 se pueden observar los resultados de las mediciones experimentales realizadas en este trabajo. Éstas se utilizaron como referencia para la evaluación de las simulaciones Monte Carlo. Cabe destacar que estas distribuciones de dosis dependen de diversos factores como energía inicial de los electrones, la distancia fuente superficie, así como el sistema de colimación.



**Figura 4.1:** Mediciones experimentales.

## 4.2. Validación de la simulación en PRIMO

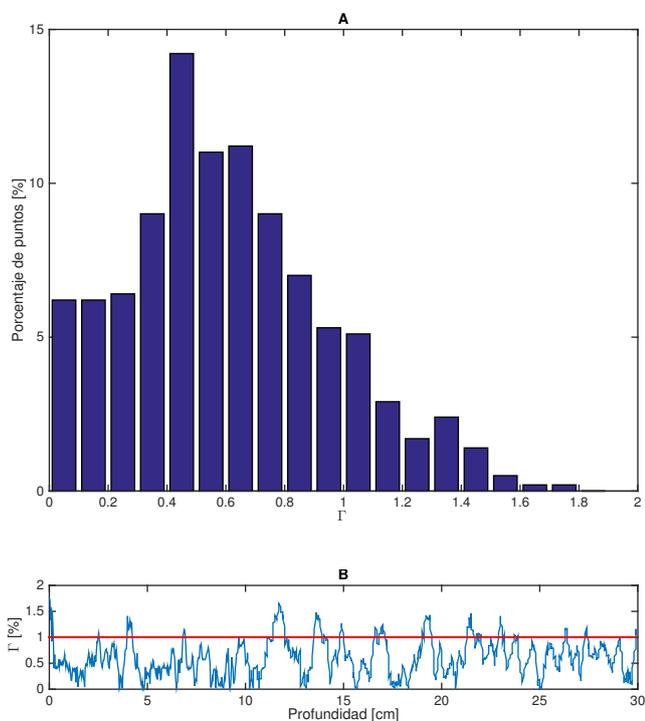
Los resultados obtenidos en la primera parte del estudio fueron esenciales para evaluar que los parámetros propuestos en PRIMO fueran los adecuados. En la Fig. 4.2 se superpusieron los resultados obtenidos experimentales y simulados de una curva de PDD para un campo de radiación de 6MV de energía, tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a una SSD de 100 cm.



**Figura 4.2:** Curva de PDD experimental y calculada superpuestas para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y diferencia relativa.  $10^6$  historias.

La simulación Monte Carlo en PRIMO fue del orden de  $10^6$  historias. A pesar de exigir una incertidumbre menor al 5%, el número de historias disponible no fue el adecuado para alcanzar este resultado y se detuvo la simulación cuando la incertidumbre estadística alcanzó el 10%, valor para el cual ya no fue posible continuar con las iteraciones. De manera general se puede apreciar que la curva simulada presenta una especie de “ruido”, lo que la hace inhomogénea con respecto a la curva experimental. En la Fig. 4.2 se muestra una gráfica de éstas diferencias para las curvas de PDD. Se puede apreciar que las diferencias punto a punto oscilan alrededor del 0% presentando un punto superior al 10% en la cercanía de la superficie, es decir, cerca de la superficie del maniquí.

Con el fin de obtener un análisis con mayor detalle de las diferencias en las distribuciones de dosis y nuevamente, tomando como referencia la curva experimental, se evaluó la función Gamma usando las ecuaciones 2.14 y 2.15. Recordando que “ $\mathbf{r}$ ” representa el vector de posición entre la distribución de dosis de referencia (curva experimental), y la evaluada (curva calculada) y “ $\mathbf{D}$ ” representa las dosis correspondientes,  $\Delta D$  y  $DTA$  son la diferencia de dosis y distancia en concordancia respectivamente. De acuerdo con Ahmad et al. (54) se sugiere un valor de 2% para  $\Delta D$  y un valor de 2mm para  $DTA$ , los cuales se utilizaron en este estudio.



**Figura 4.3:** A) Histograma del resultado de la evaluación de la función Gamma. B) Representación de los puntos para los cuales  $\Gamma > 1$ . Campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  con una simulación de  $10^6$  historias.

En la Fig. 4.3A se puede observar el histograma construido a partir de los resultados del análisis de la función Gamma 2% / 2mm. En la Fig. 4.3B se construyó una gráfica de tendencia a lo largo del eje en profundidad, en la cual se puede apreciar la evolución del función Gamma a lo largo del eje central. Se observa que, aunque hay puntos para los cuales el valor de la función Gamma es menor a 1 (puntos que pasaron el criterio de evaluación), existe también una serie de puntos para los cuales el resultado

## 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

**Tabla 4.1:** Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.2). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test.

% Volumen	$\Gamma_{prom}$	$\sigma$
85.58	0.60	$\pm 0.34$

fue mayor a 1, es decir, estos puntos no cumplieron con el criterio de evaluación. Los resultados numéricos de la evaluación de la función Gamma se presentan en la Tabla 4.1.

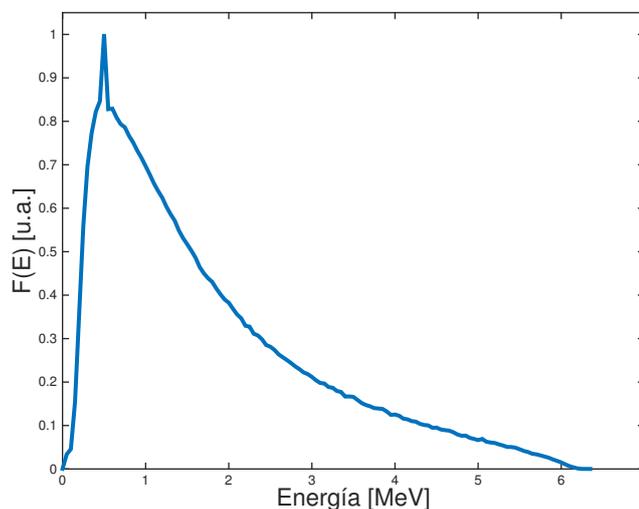
Con base en estos resultados, se puede decir que el número de historias utilizado en la primera simulación no fue suficiente para obtener resultados satisfactorios en relación con la evaluación de la función Gamma para las curvas de PDD (experimental y calculada). Por tal razón se procedió a realizar una simulación con un número de historias más grande ( $5 \times 10^8$ ) tomando en cuenta que se necesitaría de un mayor gasto computacional.

### 4.3. Análisis de las diferencias entre las curvas simuladas y calculadas

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en la simulación del acelerador lineal con  $5 \times 10^8$  historias.

De acuerdo con Schach von Wittenau et al. (55) y Deng et al. (56) se sabe que son tres los elementos principales que influyen en el haz de fotones: el blanco, el colimador primario y el filtro de aplanamiento. La fluencia de fotones en el cabezal del acelerador lineal resulta de las interacciones entre la fuente primaria de electrones y el blanco, por lo regular vía el efecto bremsstrahlung (radiación de frenado). Algunos de los fotones de alta energía pueden dispersarse en la geometría del acelerador lineal, mientras que los de baja energía son absorbidos. De esta manera, el haz resultante es el producto de los fotones derivados del blanco, así como las partículas secundarias que tienen su origen en el colimador primario, el filtro de aplanado y el colimador secundario.

En la Fig. 4.4 se observa el espectro de energía de fotones  $F(E)$  como función de la energía, generado a partir de la simulación de  $5 \times 10^8$  historias para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , energía de 6 MV a una SSD de 100 cm. Cabe mencionar que éste fue el espectro utilizado para la simulación de los campos de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  bajo las mismas condiciones de energía y SSD. El espectro de energía de la Fig. 4.4 representa únicamente la distribución de los fotones generados, que de acuerdo con los resultados



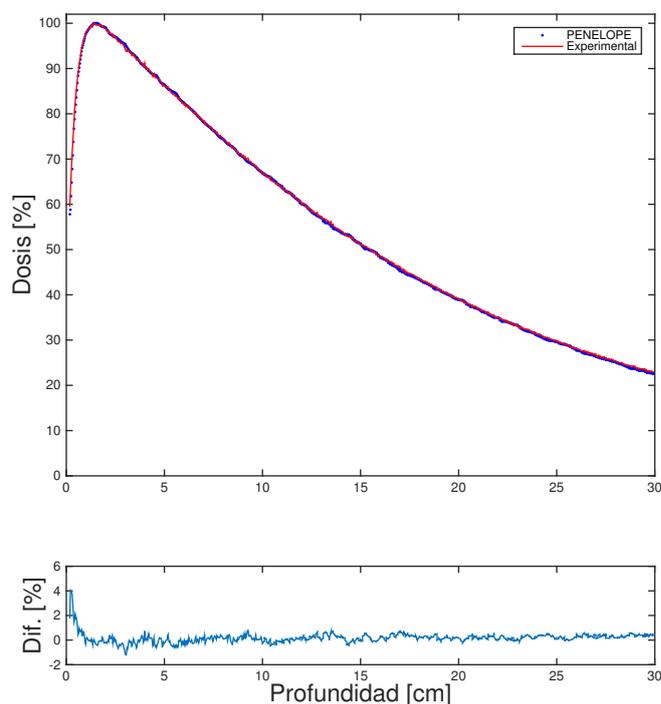
**Figura 4.4:** Espectro de energía calculado en este trabajo para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , energía de 6 MV a una SSD de 100 cm.  $F(E)$  es la frecuencia normalizada al valor máximo.

de la simulación en PRIMO tuvieron una energía promedio de 2.58 MeV, valor que concuerda con los resultados de Ahmad et al. (54) en donde a partir de fuentes puntuales simulan haces de radiación monoenergéticos de 2 MeV, así como espectros en forma de histograma de 7MV.

Varios autores desarrollaron metodologías en la década de los 80 para obtener espectros de radiación de frenado a partir de medidas de transmisión en diferentes materiales (57, 58). En años más recientes Juste B. et al. (59) desarrollaron un método para reconstruir el espectro de energía de un acelerador lineal Elekta a partir del análisis de dispersión y validándolo con el código MCNP5. Desafortunadamente, la obtención experimental del espectro de energía del acelerador lineal queda fuera del alcance de este trabajo, pero los resultados obtenidos muestran concordancia con los resultados obtenidos en la literatura. Cabe resaltar que la naturaleza polienérgica del espectro de energía no influye en el cálculo de las distribuciones de dosis obtenidas en las simulaciones posteriores.

4.3.1. Campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 

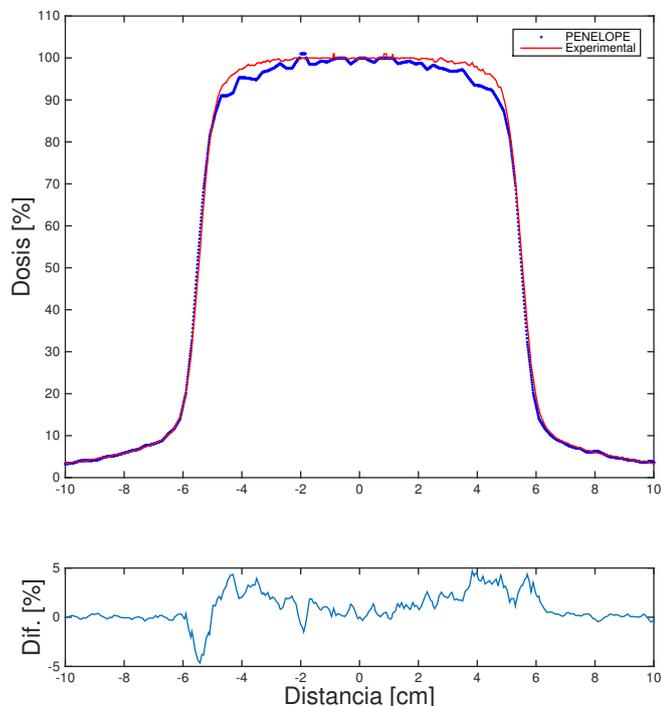
Como se planteó en la sección 1.2, una vez validados los parámetros de simulación en PRIMO, se utilizaron los resultados de la simulación de  $5 \times 10^8$  historias para obtener las distribuciones de dosis en profundidad y perfiles laterales para distintos tamaños de campo.



**Figura 4.5:** Curva de PDD experimental y calculada superpuestas para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y diferencia relativa con una simulación de  $5 \times 10^8$  historias.

En la Fig. 4.5 se pueden observar los resultados obtenidos para el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , en la que se muestra la gráfica de las curvas de PDD experimental y calculada superpuestas en la misma gráfica. En la parte inferior se graficó la diferencia punto a punto de acuerdo con la Ec. (2.13) a lo largo del eje central. Dichas diferencias relativas tuvieron un valor promedio de  $0.17 \pm 0.40 \%$ . Para la mayoría de los puntos evaluados el valor de la diferencia relativa fue menor al 1%, con excepción de los puntos ubicados en la región de incremento donde existe un alto gradiente de dosis. Esta región se encuentra cerca de la superficie del agua (0 cm) en el maniquí y, por lo regular, se espera que exista una sobreestimación en el caso de utilizar cámaras de ionización cilíndricas, como las de este estudio.

### 4.3 Análisis de las diferencias entre las curvas simuladas y calculadas



**Figura 4.6:** Perfil lateral experimental y calculado superpuestos para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y diferencia relativa con una simulación de  $5 \times 10^8$  historias.

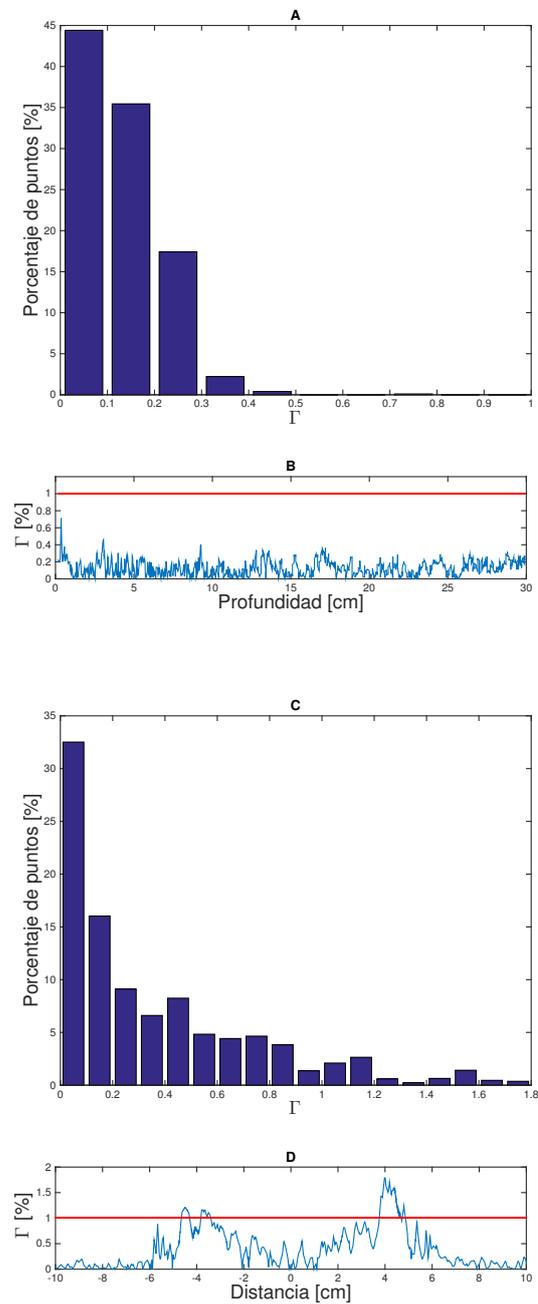
En la Fig. 4.6 se pueden apreciar los perfiles laterales (experimental y simulado) a 5 cm de profundidad sobre la superficie del agua en el maniquí, superpuestos sobre la misma gráfica. Como antes, se gráfico la diferencia punto a punto sobre el eje central. Se puede notar de la gráfica que los valores de las diferencias relativas oscilan entre  $\pm 5\%$ . El valor promedio fue de  $0.85 \pm 1.46\%$ . Se puede notar de la gráfica de diferencias que los valores más altos están cerca de  $\pm 5$  cm. Esto se puede explicar debido a que en dichos puntos se presenta un alto gradiente de dosis.

En la Fig. 4.7A se muestra el histograma del resultado de la evaluación de la función Gamma ( $2\% / 2\text{mm}$ ) para la curva de PDD. Como antes, la Fig. 4.7B muestra una gráfica de tendencia a lo largo del eje en profundidad, en la que se aprecia la evolución de la función Gamma a lo largo del eje central. Del análisis visual de éstas gráficas se puede notar que todos los puntos cumplieron con el criterio del índice Gamma propuesto.

De la misma manera, en la Fig. 4.7C se muestra el histograma del análisis Gamma para los perfiles laterales y en la Fig 4.7D la gráfica de tendencia del índice Gamma a lo largo del eje central. En este caso se puede observar de las gráficas, que algunos puntos

#### 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---



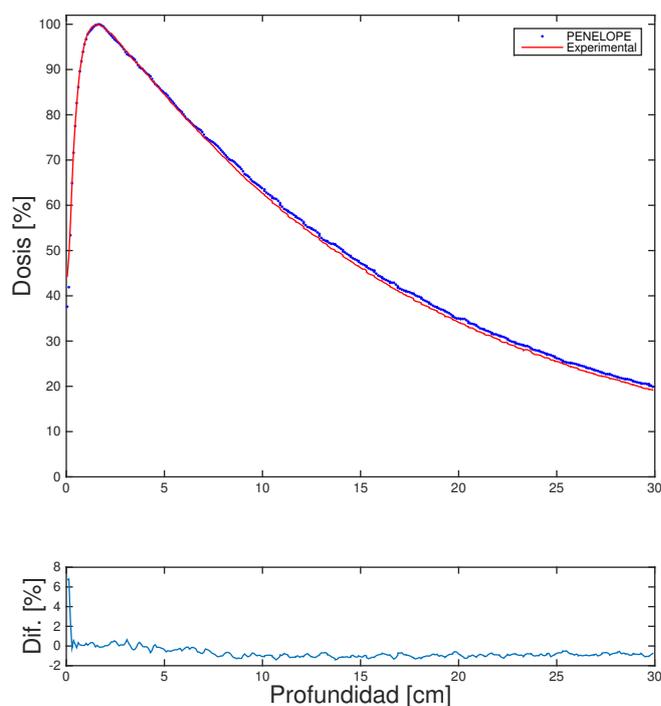
**Figura 4.7:** Resultados del análisis Gamma para el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . A) Histograma para la curva de PDD. B) Gráfica de tendencia para curva de PDD. C) Histograma para el perfil lateral. D) Gráfica de tendencia para el perfil lateral.

**Tabla 4.2:** Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.5) y perfiles laterales (PL) (Fig. 4.6). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test.

	% Volumen	$\Gamma_{prom}$	$\sigma$
PDD	100	0.13	$\pm 0.09$
PL	91.6	0.36	$\pm 0.38$

de los perfiles laterales no cumplieron con el criterio de evaluación (2% / 2mm). Los resultados numéricos del análisis Gamma se muestran en la Tabla 4.2

Para el caso de las curvas de PDD, de acuerdo con los resultados numéricos, así como el análisis visual de las Fig. 4.5 y 4.7B, todos los puntos cumplieron con el criterio de evaluación. Lo anterior indica que no existe diferencia entre las curvas experimental y calculada es. En el caso de los perfiles laterales, se puede notar en las Fig. 4.6 y 4.7D que algunas zonas del perfil no cumplieron con el criterio de evaluación. En particular, se puede notar en la Fig. 4.6, que la zona dentro del campo de radiación presenta las mayores discrepancias entre la curva experimental y la calculada. Sin embargo, a diferencia de los resultados presentados en la sección 4.2, se puede decir que el número de historias utilizado fue suficientemente adecuado para que los resultados simulados presentaran una buena concordancia con respecto a los experimentales.

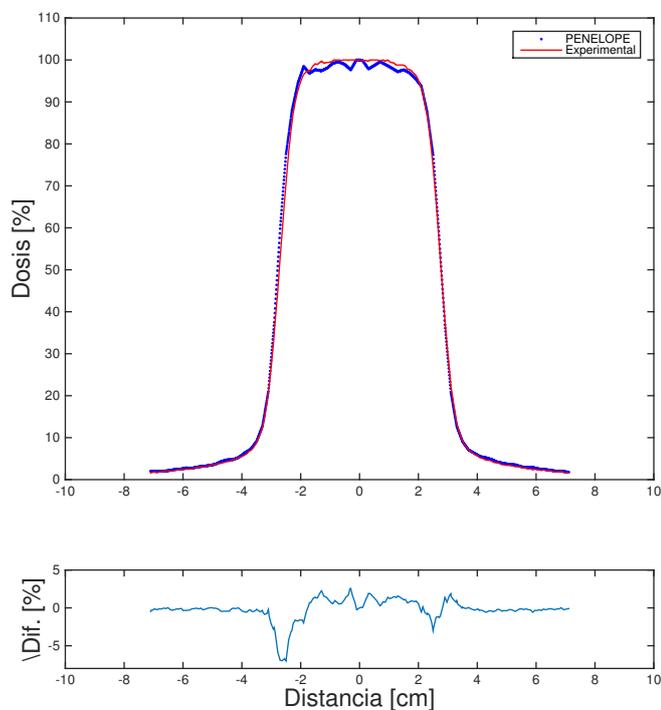
4.3.2. Campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 

**Figura 4.8:** Curva de PDD experimental y calculada para un campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y diferencia relativa con una simulación de  $5 \times 10^8$  historias.

En la Fig. 4.8 se observan los resultados obtenidos para el campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  de forma gráfica. Como antes, se superpusieron las curvas de PDD experimental y calculada y en la parte inferior se graficó la diferencia punto a punto a lo largo del eje central. En este caso, las diferencias relativas tuvieron un valor promedio de  $-0.70 \pm 0.72 \%$ . El valor negativo indica que los valores del perfil lateral calculados por Monte Carlo estuvieron por arriba de los valores experimentales. Como en el caso del campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  el valor de la diferencia relativa para la mayoría de los puntos fue menor al 1%, con excepción de la región de incremento donde existe un alto gradiente de dosis y, como se explicó antes, las cámaras de ionización cilíndricas sobreestiman el valor de dosis en dicha región debido a la falta de CPE. Sin embargo, en este caso, el valor de mayor diferencia estuvo por arriba del 6.8% a diferencia del caso del campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  para el cual la mayor diferencia fue de poco más del 4.1%.

### 4.3 Análisis de las diferencias entre las curvas simuladas y calculadas

---



**Figura 4.9:** Perfil lateral experimental y calculado superpuestos para un campo de  $5 \times 5$   $\text{cm}^2$  y diferencia relativa con una simulación de  $5 \times 10^8$  historias.

En la Fig. 4.9 se pueden apreciar los perfiles laterales (experimental y simulado) a 5 cm de profundidad sobre la superficie del agua del maniquí, superpuestos sobre la misma gráfica. Como antes, se graficó la diferencia punto a punto sobre el eje central. Se puede notar de la gráfica que los valores de las diferencias relativas oscilan entre -7% y 2%. El valor promedio fue de  $-0.18 \pm 1.43$ . De la misma manera que para la curva de PDD, el valor negativo indica que en la mayoría de los casos la simulación Monte Carlo estuvo sobreestimada con respecto a las mediciones experimentales. Como antes, los puntos de mayor diferencia de dosis se encontraron cerca de la zona de alto gradiente.

## 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

**Tabla 4.3:** Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.8) y perfiles laterales (PL) (Fig. 4.9). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test.

	% Volumen	$\Gamma_{prom}$	$\sigma$
PDD	99.46	0.38	$\pm 0.17$
PL	99.72	0.25	$\pm 0.20$

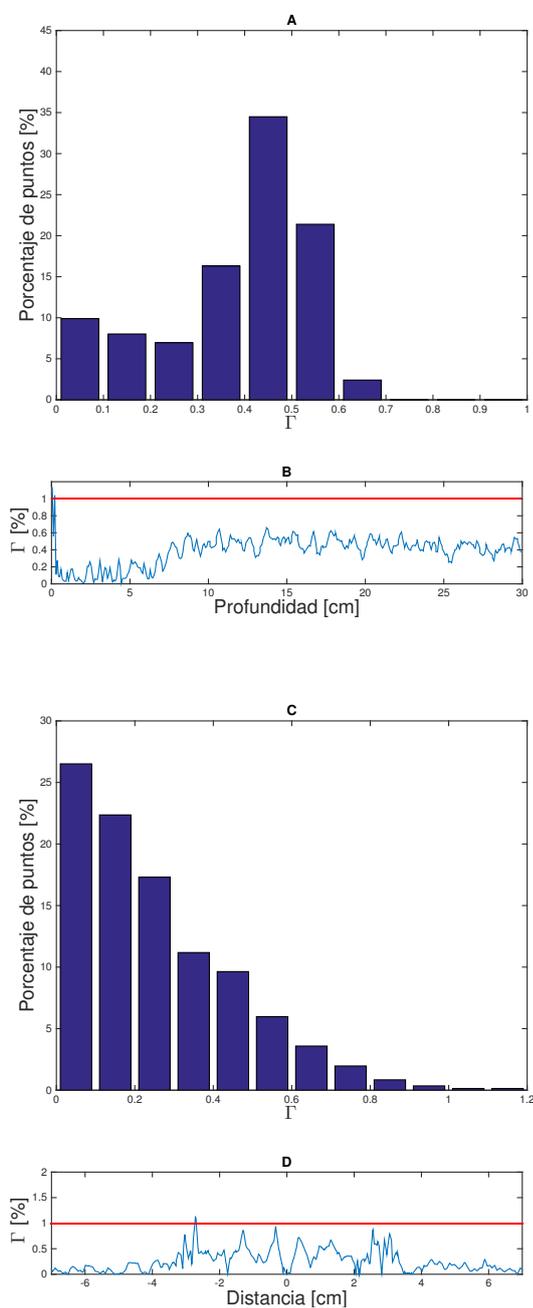
En la Fig. 4.10A se puede observar el resultado de la evaluación de la función Gamma bajo el criterio (2% / 2 mm) para la curva de PDD y en la Fig. 4.10B se muestra la gráfica de tendencia a lo largo del eje en profundidad, donde se aprecia la evaluación de la función Gamma en el eje central. Del análisis simple visual se puede ver que la mayoría de los puntos cumplieron con el criterio del índice Gamma. Sin embargo, se puede observar que cerca de la superficie hay algunos puntos para los cuales el valor para  $\Gamma > 1$ . Esto es de esperarse debido a que dichos puntos se encuentran en la zona de incremento donde se espera que las discrepancias entre la curva experimental y calculada sean mayores debido a la falta de CPE.

En la Fig. 4.10C se muestra el histograma del análisis Gamma para los perfiles laterales y en la Fig. 4.10D la gráfica de tendencia a lo largo del eje central. Se puede notar que el criterio del índice Gamma fue satisfactorio para la mayoría de los puntos. Sin embargo, se puede notar en la Fig. 4.10D que en la región de entre -4 y -2 cm algunos puntos no cumplieron con  $\Gamma < 1$ . Pero, de acuerdo con la Fig. 4.9 esto es de esperarse debido a que en dicha región se encuentra una zona de alto gradiente de dosis. Los resultados numéricos del análisis Gamma se muestran en la Tabla 4.3.

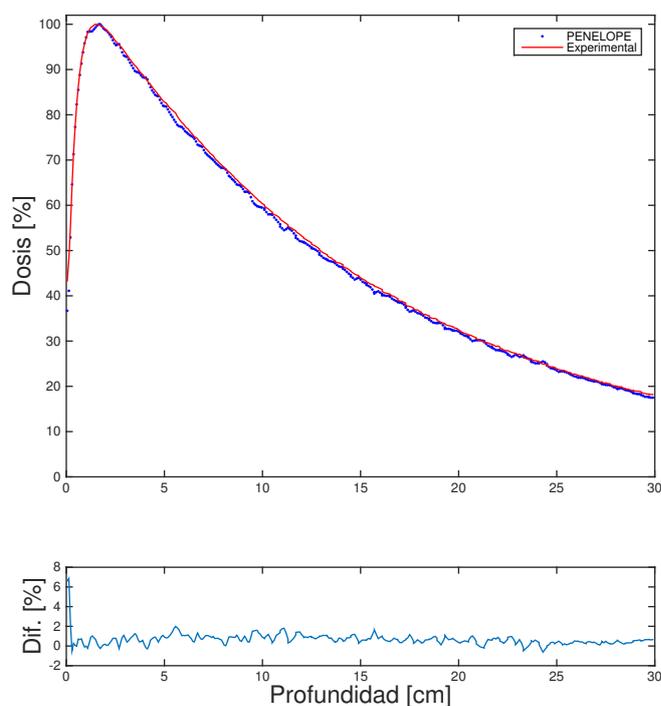
El análisis numérico junto con la evaluación visual de las Fig. 4.8 y 4.10B indican que el 99.46% de los puntos pasaron el test para las curvas de PDD. De acuerdo con esto, se puede decir que no existe diferencia significativa entre las curvas experimental y calculada. De la misma manera, el 99.72% de los puntos cumplió con el test para el caso de los perfiles laterales, lo cual se puede observar en las Fig. 4.9 y 4.10. Con esto se puede decir que la caracterización del campo de radiación de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  fue satisfactoria.

### 4.3 Análisis de las diferencias entre las curvas simuladas y calculadas

---

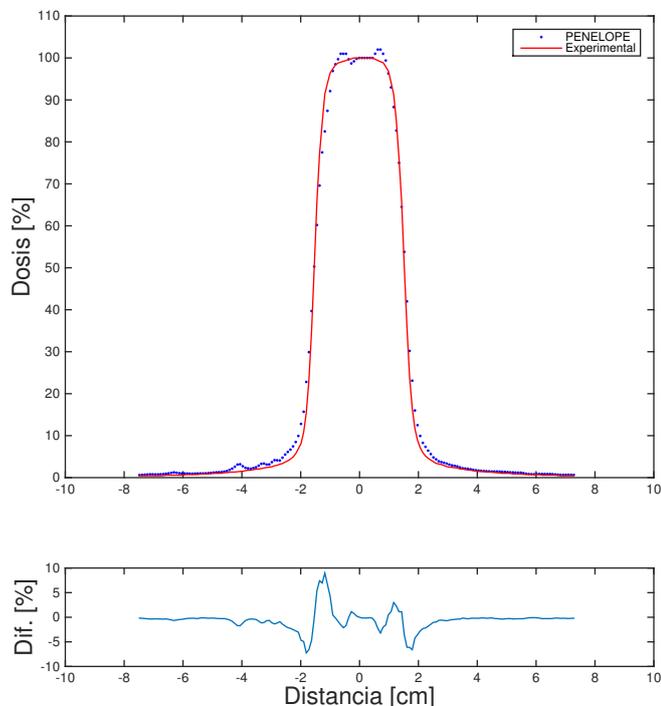


**Figura 4.10:** Resultados del análisis Gamma para el campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . A) Histograma para la curva de PDD. B) Gráfica de tendencia para curva de PDD. C) Histograma para el perfil lateral. D) Gráfica de tendencia para el perfil lateral.

4.3.3. Campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ 

**Figura 4.11:** Curva de PDD experimental y calculada para un campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  y diferencia relativa con una simulación de  $5 \times 10^8$  historias.

En la Fig. 4.11 se muestran los resultados obtenidos para las curvas de PDD tanto experimental como calculada para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . Las diferencias punto a punto a lo largo del eje central muestran que existe una buena concordancia entre las curvas experimental y calculada. El valor promedio de las diferencias relativas en este caso fue de  $0.66 \pm 0.62 \%$ . En este caso el valor positivo en el promedio de las diferencias indica que el resultado de los valores calculados estuvieron por debajo de los valores experimentales. Como en los casos anteriores, el valor de la mayor diferencia entre las curvas experimental y calculada se presentó en la región de incremento y fue de 6.8%. Como antes, esta diferencia se explica debido a la sobreestimación de la cámara de ionización en la región y que se atribuye a la falta de CPE.



**Figura 4.12:** Perfil lateral experimental y calculado superpuestos para un campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  y diferencia relativa con una simulación de  $5 \times 10^8$  historias.

En la Fig. 4.12 se muestran los perfiles laterales (experimental y simulado) a 5 cm de profundidad sobre la superficie del agua en el maniquí para un campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . Como antes, en la gráfica inferior se muestra la diferencia punto a punto a lo largo de la distancia de medición de los perfiles. El valor promedio para éstas fue de  $-0.58 \pm 2.05$  y se puede notar dos picos de diferencias entre los valores de -4 y +4, los cuales se encuentran en la periferia del campo donde existe una zona de alto gradiente. El valor negativo en el promedio de las diferencias indica que hubo sobreestimación por parte de la simulación Monte Carlo respecto a la curva experimental. A medida en que se disminuyó el tamaño de campo, el número de puntos evaluados tanto en las curvas de PDD, así como en los perfiles de dosis laterales disminuyó. Sin embargo se puede notar que la diferencias punto a punto disminuyeron también. Esto puede deberse al efecto de la radiación dispersa.

## 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

**Tabla 4.4:** Análisis Gamma para las curvas de PDD (Fig. 4.11) y perfiles laterales (PL) (Fig. 4.12). El % de Volumen indica la fracción del volumen total para el cual el criterio del índice Gamma pasó el test.

	% Volumen	$\Gamma_{prom}$	$\sigma$
PDD	99.73	0.29	$\pm 0.15$
PL	100	0.28	$\pm 0.22$

En la Fig. 4.13A se muestra el resultado de la evaluación de la función Gamma bajo el criterio (2% / 2mm) para la curva de PDD del campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  y en la Fig. 4.13B la gráfica de tendencia a lo largo del eje central de medición. Se puede observar que la mayoría de los puntos cumplieron con el criterio del índice Gamma. Como era de esperarse los puntos con las mayores discrepancias se presentaron cerca de la región de incremento donde hay falta de CPE.

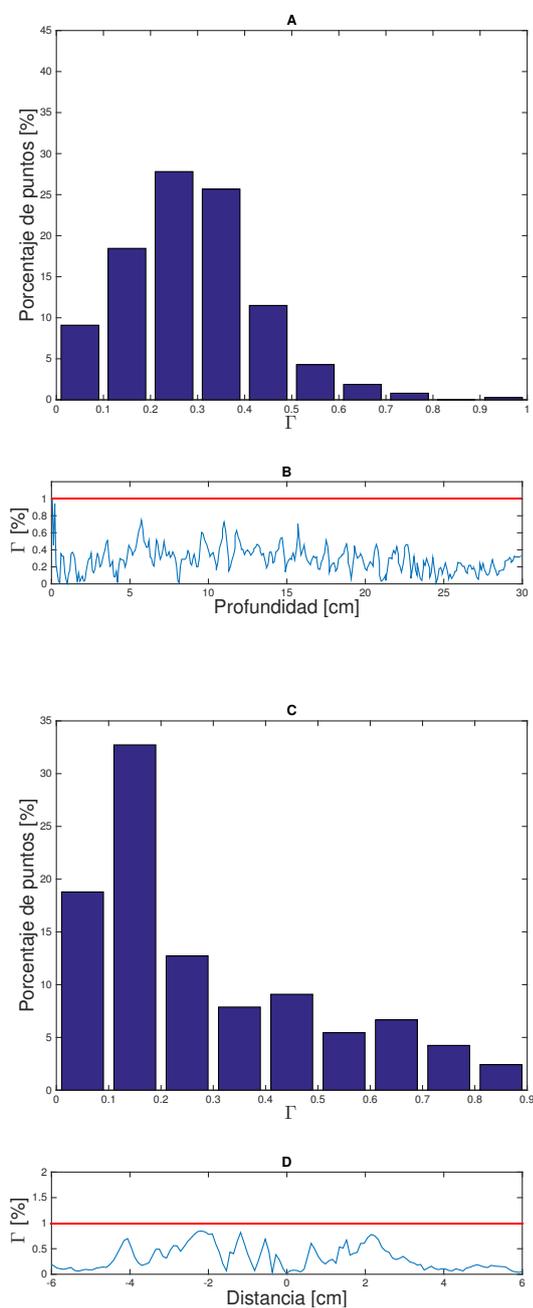
En la Fig. 4.13C se muestra el histograma del análisis Gamma para los perfiles laterales y en la Fig. 4.13D la gráfica de tendencia a lo largo de la profundidad de medición de los perfiles. De la gráfica, se puede notar que la evaluación del criterio del índice Gamma fue satisfactorio para todos los puntos. Incluso la región de alto gradiente cumplió con el criterio a pesar de presentar diferencias significativas. Los resultados numéricos del análisis Gamma se muestran en la Tabla 4.4

De acuerdo con los resultados numéricos, para las curvas de PDD se tuvo un porcentaje de puntos que pasaron el test del índice Gamma del 99.73%. Lo anterior se hace visible en la gráfica de diferencias y de tendencia del índice Gamma, Fig, 4.11 y Fig. 4.13B. De la misma manera, el 100% de los puntos pasaron el test para el caso de los perfiles laterales. Con esto, se puede decir que no existe diferencia significativa entre las curvas experimental y calculada para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

### 4.3.4. Análisis General

Los haces de fotones son radiación indirectamente ionizante. Esto es, la dosis es depositada por partículas cargadas (electrones y positrones) liberadas en el lugar de interacción del fotón. En el orden del Mega voltaje, el rango de las partículas cargadas puede llegar a ser de hasta algunos centímetros. Los electrones pierden su energía por medio de dos procesos: colisiones inelásticas con el medio (principalmente con otros electrones) y por medio de pérdidas radiativas (principalmente con el núcleo de los átomos). La naturaleza indirecta de la deposición de la dosis de fotones da como resultado varias particularidades en las distribuciones de dosis de los haces de fotones.

### 4.3 Análisis de las diferencias entre las curvas simuladas y calculadas



**Figura 4.13:** Resultados del análisis Gamma para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . A) Histograma para la curva de PDD. B) Gráfica de tendencia para curva de PDD. C) Histograma para el perfil lateral. D) Gráfica de tendencia para el perfil lateral.

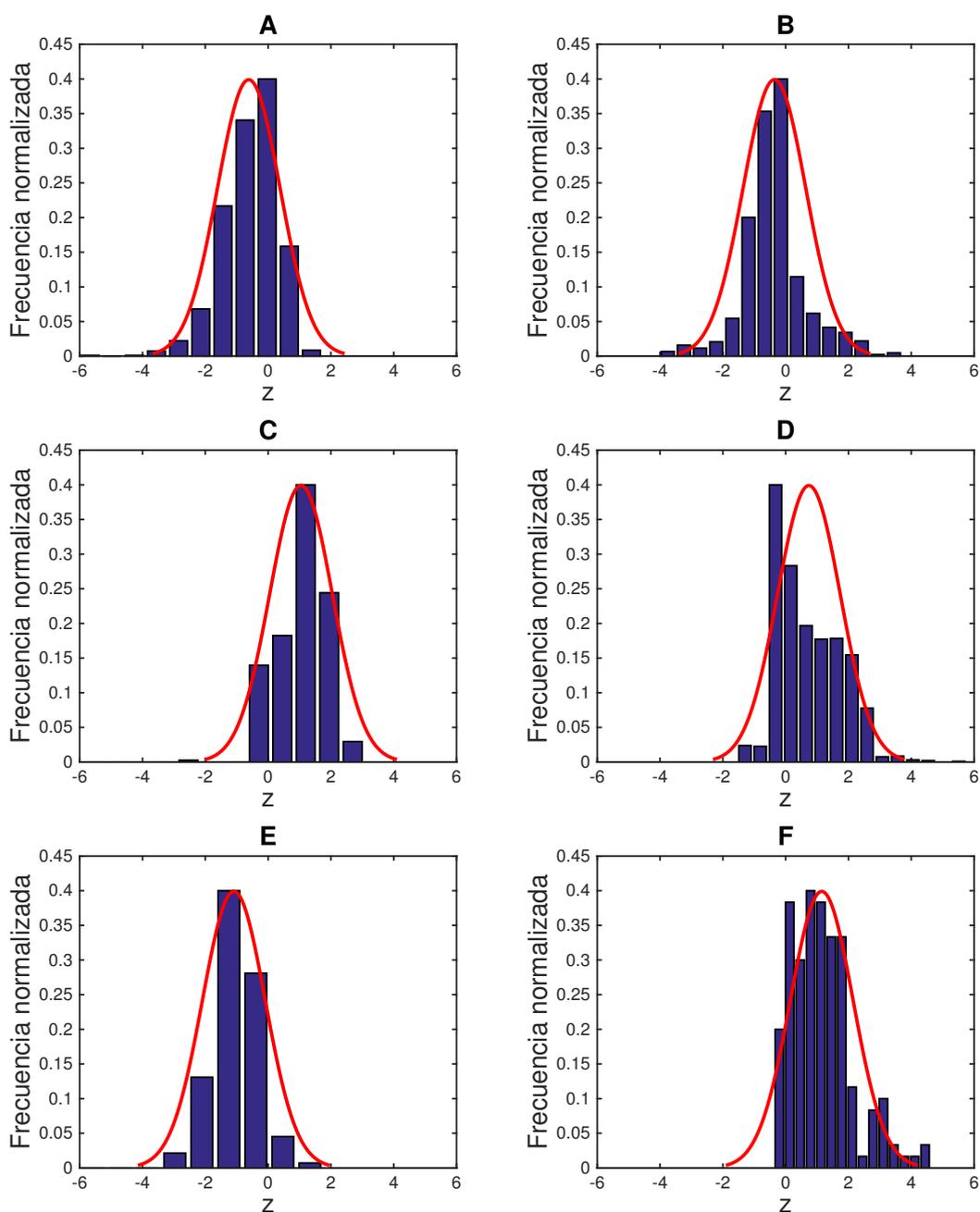
#### 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

En las Fig. 4.5, 4.8 y 4.11 se muestran las curvas de PDD para los campos de  $10 \times 10$ ,  $5 \times 5$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> respectivamente. El análisis de dichas distribuciones de dosis se puede presentar en dos regiones: la región previa y la región posterior al punto de máxima ionización, que por lo regular está cerca de 1.5 cm para los haces de 6MV, como el estudiado en este trabajo. Las Fig. 4.5, 4.8 y 4.11 muestran también los puntos máximos y mínimos de las diferencias punto a punto de las curvas de PDD para cada uno de los tamaños de campo. En los tres casos el punto de máxima diferencia se presentó antes del punto de máxima ionización, en la región de incremento, donde la dosis superficial aumenta, o se “acumula” desde la superficie del maniquí o paciente, debido al aumento en el número de partículas cargadas que están en movimiento. Los resultados de las diferencias punto a punto del análisis de estas curvas mostraron que, en general, las diferencias estuvieron por debajo del 1%, con la menor desviación estándar para el campo de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> (0.40%) y la mayor para el campo de  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup> (0.72%), con excepción de la región de incremento, donde existe un alto gradiente de dosis, y donde se espera una sobreestimación de la dosis por parte de las cámaras de ionización cilíndricas. Esta sobreestimación se debe a que este tipo de cámaras de ionización, aún aquellas con un volumen de cavidad pequeño como la CC13 (utilizada en este trabajo), sobreestiman el valor de dosis en la región de incremento donde existe falta de equilibrio de partícula cargada (CPE) (60). Además, de acuerdo con (61) la dosis a superficie se debe principalmente a la contaminación por electrones por parte de varios componentes del cabezal del acelerador lineal como el blanco, el filtro aplanador y los distintos colimadores. Por tales razones se puede decir que los cálculos de las curvas de PDD por el método Monte Carlo se encuentran más cercanos a la realidad en comparación con las mediciones experimentales debido a las razones antes explicadas.

Las Fig. 4.6, 4.9 y 4.12 muestran los perfiles laterales de dosis a una profundidad de **5 cm**. De la misma manera que para las curvas de PDD, se muestran las diferencias punto a punto entre las curvas experimental y calculada. Como en el caso de las curvas de PDD, el promedio de las diferencias para todos los tamaños de campo fue menor al 1%. Sin embargo, estas diferencias presentaron los valores más grandes cerca de los bordes de los campos. Esta diferencia se puede explicar debido al alto gradiente de dosis existente en esa zona.

El análisis Gamma se muestra en las Tablas 4.2, 4.3 y 4.4 para los distintos tamaños de campo. En el caso de las curvas de PDD, el porcentaje de puntos que pasó el criterio de evaluación (2% / 2 mm) fue mayor al 99% para todos los tamaños de campo. En el caso de los perfiles laterales, los campos de  $5 \times 5$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> pasaron el criterio de evaluación con más del 99% de puntos que pasaron el test. Para el campo de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> se tuvo un porcentaje de puntos que pasaron el test razonable (> 90%). Estas discrepancias pueden deberse a la combinación del efecto de volumen del detector (62) (C. I. CC13), el tamaño de paso en la toma de datos para los perfiles de dosis laterales, así como el tamaño de voxel en las simulaciones Monte Carlo.



**Figura 4.14:** Histograma de las diferencias de dosis calculadas mediante la función estadística  $z$ . La línea sólida sobrepuesta en el histograma muestra una distribución Gaussiana ajustada.

## 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

**Tabla 4.5:** Valores de  $\sigma_{tot}$  para los distintos tamaños de campo y funciones dosimétricas.

Campo [cm <sup>2</sup> ]	$\sigma_{tot}$ PDD [%]	$\sigma_{tot}$ PL [%]
10 × 10	-0.62	-0.36
5 × 5	1.05	0.74
3 × 3	-1.09	1.15

La Fig. 4.14 presenta los histogramas de la función  $z$  definida en la sección 2.17. Como se mencionó antes, la función está construida a partir de las diferencias de de las distribuciones de dosis experimentales y calculadas y normalizadas por  $\sigma_{tot}$ , donde está última corresponde a la desviación estándar total de la distribución en la Ec. 2.16. En la medida que el histograma se ajuste a una distribución Gaussiana, se puede decir que las distribuciones de dosis experimentales y calculadas son idénticas. La Fig. 4.14 muestra los histogramas de las diferencias calculadas para todos los puntos, curvas dosimétricas y tamaños de campo. Las líneas sólidas superpuestas sobre los histogramas representan el ajuste a una distribución Gaussiana de . En la Tabla 4.5 se presentan los valores de  $\sigma_{tot}$  para cada uno de los tamaños de campo y funciones dosimétricas. En las Fig. 4.14A, 4.14C, y 4.14E se muestran los histogramas para las curvas de PDD de los campos de 10 × 10, 5 × 5 y 3 × 3 cm<sup>2</sup> respectivamente. Se puede notar que en los tres casos la curva Gaussiana ajusta bien a los histogramas de diferencias. En las Fig. 4.14B, 4.14D, y 4.14F se muestran los ajustes de las curvas Gaussianas a los histogramas de los perfiles laterales. En este caso solo el campo de 10 × 10 cm<sup>2</sup> presentó un buen ajuste a la distribución Gaussiana.

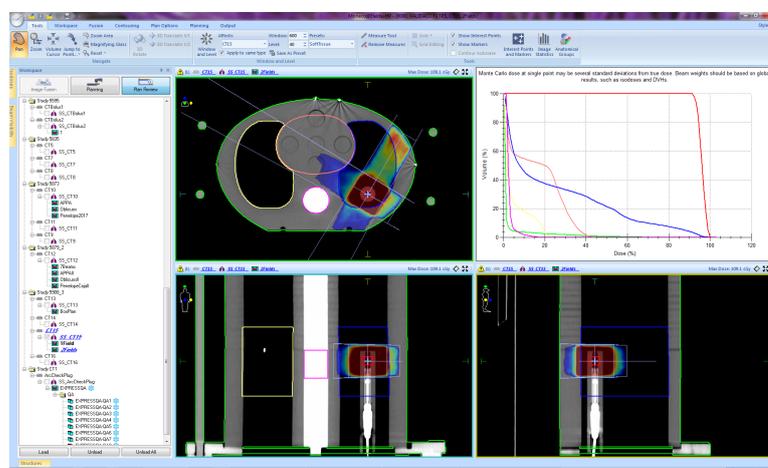
### 4.4. Casos clínicos: Evaluación de DVHs.

Como se mencionó en la sección 3.2.2, se elaboraron 3 casos clínicos sobre la CT del Maniquí de tórax (CIRS IMRT Thorax Phantom®) para los cuales se diseñó la incidencia de haces de radiación como en la planificación de un tratamiento rutinario. Dado que el objetivo principal de este trabajo fue el de cuantificar las diferencias entre los algoritmos de cálculo de dosis; por una parte el código PENELOPE y por otra el implementado en el TPS Monaco, se seleccionaron casos de con regiones heterogéneas como las de tejido - pulmón - tejido en el maniquí. Cabe resaltar que no se buscaba evaluar la calidad de la planificación del tratamiento, sino únicamente las diferencias que pudieran existir en el cálculo de dosis implementado por los distintos algoritmos.

Se realizaron tres casos en los que se modificó el número de campos utilizados. En cada uno de ellos se utilizó el espacio fase generado a partir de la simulación con  $5 \times 10^8$  historias y un tamaño de campo de 5 × 5 cm<sup>2</sup>. En todos los casos se colocó el

**Tabla 4.6:** Características de los distintos planes de tratamiento.

Caso	Nº de campos	Angulaciones de gantry
1	1	180°
2	2	30°, 120°
3	3	15°, 45°, 145°

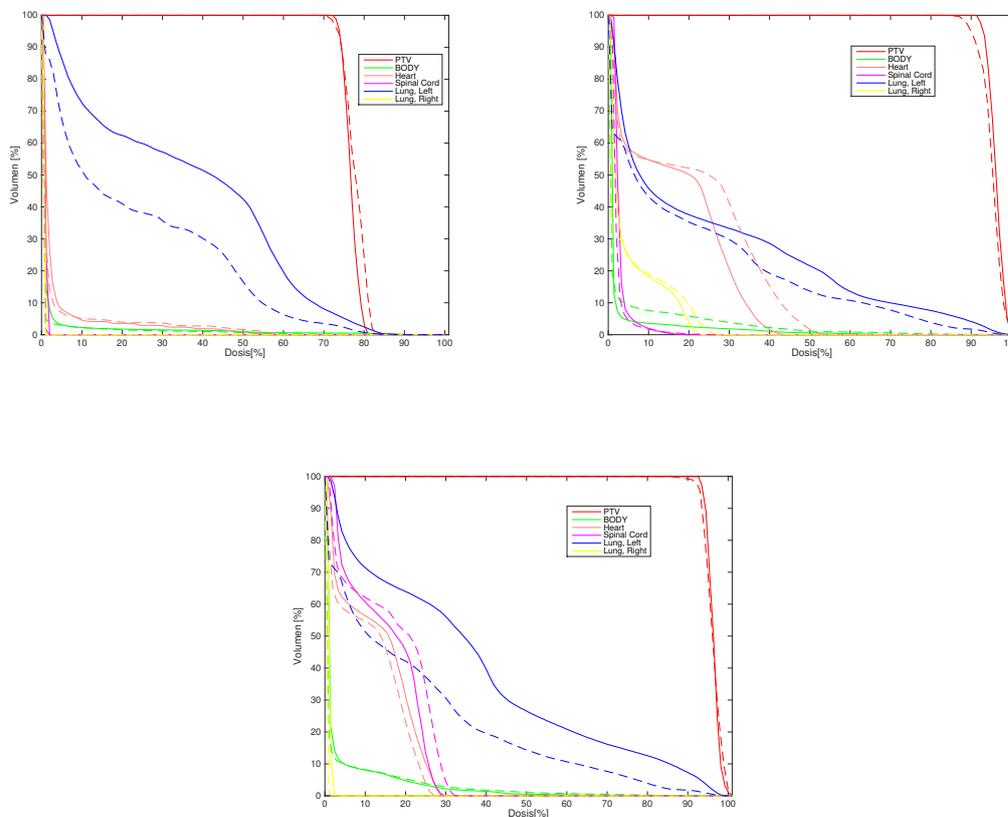
**Figura 4.15:** Segundo caso: Dos campos de tratamiento en Monaco incidiendo a 30° y 120° sobre el maniquí de tórax.

isocentro en el centro de masa de la estructura denominada como PTV. En la Tabla 4.6 se detallan las características utilizadas en los distintos planes de tratamiento.

Con el fin de poder evaluar las diferencias entre los dos algoritmos de cálculo, cada uno de los planes en Monaco se normalizó respecto al valor de dosis máxima y se utilizaron las expresiones (2.17) y (2.18) con el fin de evaluar la dosis promedio y la incertidumbre asociadas a los histogramas dosis volumen.

En la Fig. 4.15 se muestra el ejemplo del segundo caso en el TPS Monaco. A fin de realizar una comparación entre las dosis calculadas con ambos algoritmos se graficaron los resultados de los histogramas de dosis volumen y se superpusieron en una misma gráfica. Ésto se puede ver en la Fig. 4.16. En todos los casos, se puede notar que las curvas de los histogramas de dosis volumen siguen un mismo comportamiento. En efecto, se podría decir que la cobertura al PTV es similar para los tres casos.

## 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



**Figura 4.16:** Superposición de histogramas dosis volumen. Línea continua: Monaco; Línea punteada: PENELOPE.

Ésto se debe al hecho de que se eligió el valor de dosis máximo para la normalización de los DVHs tanto en los cálculos realizados con Monaco como en los realizados con PENELOPE. Sin embargo, la discrepancia en los valores de dosis es muy notable para los órganos de riesgo a pesar de presentar un comportamiento similar. Uno de los más representativos es el denominado “Lung, Left”, para el cual se puede notar en los tres casos que el cálculo realizado por PENELOPE está siempre por debajo del cálculo realizado por Monaco.

Debido a que en las simulaciones Monte Carlo no se estableció una dosis de prescripción, se utilizó como valor de referencia el volumen cubierto para las dosis del 30, 50 y 70%, los cuales se presentan en la tabla 4.7. Si bien el comportamiento de las curvas en los DVHs son visualmente similares, las diferencias en el cálculo por ambos algoritmos son muy grandes. Ésto puede deberse principalmente a dos razones, en primer lugar, como ya se mencionó en el análisis de las curvas de PDD y perfiles laterales, la simulación con  $5 \times 10^8$  historias no fue suficiente para las planificaciones de los ca-

**Tabla 4.7:** Diferencias en la estructura “Lung, Left” para el primer caso

Valor de dosis	Monaco	PENELOPE	$\Delta$ %
V30	57.65	35.68	38.11
V50	43.42	16.59	61.79
V30	9.42	3.49	62.95

**Tabla 4.8:** Caso 1: Dosis a PTV calculados.

Caso	Algoritmo	$D_{min}$ [%]	$D_{max}$ [%]	$\bar{D}$ [%]	$\Delta$ [%]
1	Monaco	73	80.9	$76.95 \pm 2.28$	1.23
	PENELOPE	69	83	$76 \pm 4.04$	
2	Monaco	91.8	100	$96.3 \pm 2.59$	4.46
	PENELOPE	84	100	$92 \pm 4.62$	
3	Monaco	90.9	100	$95.45 \pm 2.88$	0.05
	PENELOPE	91	100	$95.5 \pm 2.60$	

presentados, además de que la simulación del caso clínico se realizó en un medio heterogéneo, en el cual se espera que haya una mayor dispersión de fotones, que en agua, donde se realizó la primera parte del trabajo. Por otra parte, se asume que estas diferencias tan grandes en el cálculo de dosis puedan ser a causa de la diferencia en el tamaño de voxel utilizado en los distintos algoritmos. En el caso del TPS Monaco se utilizó un tamaño de voxel de 1 mm, ya que es el recomendado cuando se cuenta con estructuras pequeñas en la planificación del tratamiento, como la médula en nuestro caso. En el caso de la simulación con PRIMO, el software realiza un re-escalamiento a  $256 \times 256$  píxeles y dado que las imágenes escaneadas en el CT tenían una medida de  $421 \text{ mm} \times 421 \text{ mm}$ , al ser re-escaladas con las características de PRIMO, se obtuvo un tamaño de píxel de 1.6 mm.

Como se mencionó antes, el efecto de la normalización de los DVHs al valor máximo de dosis implica que la cobertura en las planificaciones de tratamiento al PTV sean similares. Ésto se puede apreciar en la tabla 4.8, donde se presentan las diferencias porcentuales entre los valores de dosis calculados promedios al PTV. Se puede notar que la diferencia más grande es del orden del 4.46 %, lo que nos indica que existe una buena concordancia en el valor de dosis calculado al PTV realizado tanto en Monaco como en PENELOPE. En este trabajo se decidió tomar como referencia los valores

#### 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

---

calculados por el algoritmo implementado en el TPS Monaco debido a que se trata de un software de carácter comercial, cuya precisión ha sido documentada en distintas publicaciones como el trabajo de Narayanasamy et al. (63).

## Conclusiones

---

La correcta implementación de un Sistema de Planeación de Tratamientos requiere que se realicen diversos controles de calidad por parte del departamento de Física Médica en un servicio de radioterapia. Entre los más importantes están los que se tienen que realizar al propio algoritmo de cálculo de estos sistemas, con el fin de garantizar que la dosis absorbida en distintos medios sea la misma tanto experimentalmente, así como analíticamente. En este trabajo se buscó determinar el nivel de precisión por parte del algoritmo implementado en el sistema Monaco con ayuda de un código de carácter más robusto y de propósito general como lo es PENELOPE tomando en cuenta que ambos están basados en el Método Monte Carlo. El estudio se dividió en dos etapas. En la primera se evaluó el modelo del acelerador lineal Elekta Synergy con mediciones experimentales realizadas en el Centro Médico ABC. En la segunda parte se utilizó dicho modelo para ser evaluado directamente con el TPS Monaco en casos clínicos.

De acuerdo con los resultados y el análisis realizado, se puede concluir lo siguiente.

Las simulación realizada con el código PENELOPE en la que se utilizaron  $5 \times 10^8$  historias presenta buena concordancia en el caso de medios homogéneos como el agua.

En los distintos tamaños de campo empleados, se pudo comprobar que en la medida en que disminuye el tamaño de campo la concordancia entre la simulación y las mediciones experimentales disminuye también. El hecho de disminuir el tamaño de campo implica que el número de historias empleado para el depósito de dosis en el medio disminuirá.

Se pudo notar para los tres casos de la primera fase del estudio, que existe una mayor concordancia para las curvas de PDD en comparación con los perfiles laterales. Esto puede deberse a la falta de resolución espacial en cálculo realizado con PENELOPE.

Para los casos clínicos, se pudo notar que, si bien en el caso de la dosis registrada en

## 5. CONCLUSIONES

---

la estructura denominada como PTV presentó discrepancias, para el primero y tercer caso, que van de acuerdo con la literatura (63), en el caso de las demás estructuras contorneadas las discrepancias fueron mucho mayores. Esto se debe en definitiva al número de historias empleado en este trabajo.

Los resultados demuestran una simulación independiente con la cual se pueden llevar a cabo controles de calidad desde el nivel más básico, como lo son las curvas de PDD y perfiles laterales, hasta un nivel de mayor sofisticación en la que se emplean distintos arreglos de campos de radiación. La implementación de rutinas que pudieran incorporar el estudio de técnicas más avanzadas como las de intensidad modulada, sería interesante para la evaluación de las planificaciones de tratamiento, la cual podría incorporarse de manera rutinaria en los servicios de radioterapia. No obstante, se debe tomar en cuenta el gasto computacional generado.

Con el objeto de complementar este trabajo, se sugiere realizar una simulación con número de historias mayor. En la literatura, se pueden encontrar trabajos con simulaciones por arriba de  $10^9$  historias. Desde luego, el gasto computacional es también mucho mayor.

# Bibliografía

---

- [1] Torre, L. A., Bray, F. , Siegel, R. L., Ferlay, J. , Lortet Tieulent, J. and Jemal, A. (2015). “Global cancer statistics, 2012” . *Can. J. Clin.*, 65: 87-108.
- [2] International Atomic Energy Agency. (2008). “Relative biological efectiveness in ion beam therapy”. IAEA Technical Report 46, Vienna.
- [3] Pope J. (1999). “Medical Physics: Imaging” . Harlow, UK: Heinemann Educational Publishers.
- [4] Khan F. M, Gibbons J.P. (2014). “The Physics of Radiation Therapy” . 5th Edition. Philadelphia, USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [5] Podgorsak E. B. (2005). “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students” . International Energy Atomic Agency, Vienna.
- [6] Valentin J. (2007). “The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection 103” . *Ann. ICRP 37*, Pergamon, Oxford.
- [7] Dieterich S., Ford E., Pavord D., Zeng J. (2016). “Practical Radiation Oncology Physics. A Companion to Gunderson & Tepper’s Clinical Radiation Oncology” . Philadelphia, PA: Elsevier.
- [8] PTW, “PTW Farmer Ionization Chambers”. Dirección electrónica: [http://www.ptw.de/farmer\\_chambers0.html](http://www.ptw.de/farmer_chambers0.html) [Consultado el 17 de enero de 2017].
- [9] Klein, E. E., Hanley, J. , Bayouth, J. , Yin, F. , Simon, W. , Dresser, S. , Serago, C. , Aguirre, F. , Ma, L. , Arjomandy, B. , Liu, C. , Sandin, C. and Holmes, T. (2009). “Quality assurance of medical accelerators” . *Med. Phys.*, 36: 4197-4212.
- [10] Sharpe, M. B. (2006). “IAEA Technical Reports Series No. 430: Commissioning And Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer” . *Med. Phys.*, 33: 561-561.
- [11] Jones, D. (1994). “ICRU Report 50, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy” . *Med. Phys.*, 21: 833-834.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [12] Fogliata, A., Vannetti E., Albers D., Brink C., Clivio A., Knoos T., Nicolini G., and Cozzi L. (2007). “On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations”. *Phys. Med. Bio.*, 52(5):1363-1385.
- [13] Kawrakow I., Rogers D. W. O. (2006) “The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport”. NRCC Report PIRS-701.
- [14] Rogers D. W. O., Kawrakow I., Seuntjens J. P., Walters B. R. B. (2005). “NRC User Codes for EGSnrc”. NRCC Report PIRS-702.
- [15] Briesmeister J. F. (2000). “MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C”. Los Alamos National Laboratory Technical Report. LA-13709-M.
- [16] Agostinelli, S. et al. (2003). “Geant4 a simulation toolkit”. *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. A*, 506:250–303.
- [17] Kawrakow I. (2001) “VMC++, electron and photon Monte Carlo calculations optimized for Radiation Treatment Planning”. *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle Transport Simulation and Applications*. Springer, Berlin, Heidelberg.
- [18] Salvat F., Fernandez-Varea J. M., Sempau J. (2003). “PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport”. *Workshop Proceedings, Issy les-Moulineaux, France*.
- [19] Lawson R. S. (1999). “An introduction to radioactivity”. Nuclear Medicine Department, Manchester Royal Infirmary.
- [20] Beiser A. (2003). “Concepts of Modern Physics”. Tata McGraw-Hill, New Delhi.
- [21] Rogers D. W. O., Faddegon B. A., Ding G. X., Ma C. M., Wei J., Mackie T.R. (1995). “BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units”. *Med. Phys.*, 22:503–524.
- [22] Attix F. H. (2004) “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim.
- [23] Seco J., Verhaegen F. (2014). “Monte carlo Techniques in Radiation Therapy”, CRC Press.
- [24] Berger M. J. (1963). “Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles”. *Meth. Comp. Phys.*, 1:135–215.
- [25] Walters B. R. B., Kawrakow J., Rogers D. W. O. (2002). “History by history statistical estimators in the BEAM code system”. NRCC Report PIRS-0791.

- 
- [26] Chaney, E. L., Cullip T. J. and Gabriel T. A. . (1994) "A Monte Carlo study of accelerator head scatter". *Med. Phys.*, 21:1383–1390.
- [27] Mazurier, J., Salvat, F., Chauvenet B., and J. Barthe V. (1999). "Simulation of photon beams from a Saturne 43 accelerator using the code PENELOPE". *Phys Med.* XV:101–110.
- [28] Deng, J., Pawlicki T., Chen Y., Li J., Jiang S. B., and Ma C. M. (2001). "The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose distributions". *Phys. Med. Biol.* 46:1039–1060.
- [29] Ding, G. X. (2002). "Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: Results of Monte Carlo simulations for a varian 2100EX accelerator". *Phys. Med. Biol.* 47:1025–1046.
- [30] Belosi, M. F., Rodriguez, M. , Fogliata, A. , Cozzi, L. , Sempau, J. , Clivio, A. , Nicolini, G. , Vanetti, E. , Krauss, H. , Khamphan, C. , Fenoglietto, P. , Puxeu, J. , Fedele, D. , Mancosu, P. and Brualla, L. (2014). "Monte Carlo simulation of TrueBeam flattening-filter-free beams using Varian phase-space files: Comparison with experimental data". *Med. Phys.* 41(5):051707.
- [31] Capote R., Jeraj R., Ma C. M., Rogers D.W.O, Sánchez-Doblado F., Sempau J., Seuntjens J., Siebers J. V. (2006). "Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy". Volume INDC (NDS)-0484. International Nuclear Data Committee. IAEA, Vienna.
- [32] Buzug T. M. (2008). "Computed tomography: From photons Statistics to Modern Cone-Beam CT". Springer.
- [33] DeMarco J.J., Solberg T.D., and Smathers J.B. (1998) "A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis". *Med. Phys.* 25, 1–11.
- [34] Ma C. M., Mok E., Kapur A., Pawlicki T., Findley D., Brain S., Forster K., and Boyer A. L. (1999). "Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system". *Med. Phys.* 26, 2133–43.
- [35] Schneider U., Pedroni E., and Lomax A. (1996). "The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning". *Phys. Med. Biol.* 41, 111–24.
- [36] Low D. A., Harms W. B., Sasa M. and Purdy J. A. (1998). "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions". *Med. Phys.* 25:656– 661.
- [37] Depuydt T., Van Esch A., Huyskens D. P. (2002) "A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation". *Radiother. Oncol.* 62 (3):309-19.
- [38] Vieilleveigne L., Molinier J., Brun T., Ferrand R. (2015). "Gamma index comparison of three VMAT QA systems and evaluation of their sensitivity to delivery errors". *Phys. Med.* 31 (7):720-5.
-

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [39] Ahmad S. B., Sarfehnia A., Paudel M. R., Kim A. , Hissoiny S. , Sahgal A. and Keller B. (2016). "Evaluation of a commercial MRI Linac based Monte Carlo dose calculation algorithm with Geant4". *Med. Phys.*, 43: 894-907.
- [40] Mitch M., DeWerd L., Minniti R., Williamson J. (2009). "Clinical dosimetry measurement in radiotherapy; Treatment of uncertainties in radiation dosimetry". AAPM College Park, USA.
- [41] Rodriguez M., Sempau J. and Brualla, L. (2013) "PRIMO: A graphical environment for the Monte Carlo simulation of Varian and Elekta linacs". *Strahlenther. Onkol.* 189: 881-886.
- [42] IMPAC Medical Systems, Inc. (2014) "Monaco Dose Calculation Technical Reference". Mountain View, CA: IMPAC Medical Systems.
- [43] Kawrakow I., Fippel M. and Friedrich, K. (1996) "3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC)". *Med. Phys.* 23:445-457.
- [44] Fippel M. (1999) "Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm". *Med. Phys.* 26:1466-1475.
- [45] Das I. J., Cheng C.W., Watts R.J., Ahnesjö A., Gibbons J., Li X.A., Lowenstein J., Mitra R.K., Simon W.E. and Zhu T.C. (2008) "Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM". *Med. Phys.*, 35: 4186–4215.
- [46] Fraass B., Doppke K., Hunt M., Kutcher G., Starckschall G., Stern R. and Van Dyke J. (1998). "American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning". *Med. Phys.*, 25: 1773-1829.
- [47] International Atomic Energy Agency. (2004). "Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer". IAEA Technical Report 430. Vienna, Austria.
- [48] Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. (2006). "Quality assurance of 3D treatment planning systems for external photon and electron beams". NCS Report 15. Delft, The Netherlands.
- [49] International Atomic Energy Agency. (2000). "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water". IAEA Technical Report 398. Vienna, Austria.
- [50] Sempau J., Badal A., and Brualla L. (2011). "A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields". *Med. Phys.*, 38:5887-5895.

- 
- [51] Didi S., Moussa A., Yahya T., Mustafa Z. (2015). "Simulation of the 6 MV Elekta Synergy Platform linac photon beam using Geant4 Application for Tomographic Emission". *J. Med. Phys.*, 40(3):136–143.
- [52] Grevillot L., Frisson T., Maneval D., Zahra N., Badel J.N. and Sarrut D. (2011) "Simulation of a 6 MV Elekta Precise Linac photon beam using GATE/GEANT4". *Phys. Med. Biol.*, 56:903–18.
- [53] Nohadani O., Seco J., Martin B.C., and Bortfeld T. (2009). "Dosimetry robustness with stochastic optimization". *Phys. Med. Biol.*, 54:3421–32.
- [54] Ahmad S. B., Sarfehnia A., Paudel M. R., Kim A., Hissoiny S., Sahgal A. and Keller B. (2016). "Evaluation of a commercial MRI Linac based Monte Carlo dose calculation algorithm with GEANT4". *Med. Phys.* 43:894-907.
- [55] Schach von Wittenau A. E., Cox L. J., Bergstrom P. M., Chandler W. P., Siantar C. L. and Mohan R. (1999). "Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space". *Med. Phys.* 26:1196–211.
- [56] Deng J., Jiang S. B., Kapur A., Li J., Pawlicki T. and Ma C. M. (2000). "Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning". *Phys. Med. Biol.*, 45:411–27.
- [57] Mohan R., Chui C. and Lidofsky L. (1985). "Energy and angular distribution of photons from medical linear accelerators". *Med. Phys.*, 12:592-597.
- [58] Huang P. H., Kase K. R. and Bjärngard B. E. (1983). "Reconstruction of 4 MV bremsstrahlung spectra from measured transmission data". *Med. Phys.*, 10:778-785
- [59] Juste B., Miro R., Campayo J. M., Diez S. and Verdu G. (2008). "Photon Spectra calculation for an Elekta linac beam using experimental scatter measurements and Monte Carlo techniques." 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 3289-3292.
- [60] Andreo P. (1991). "Monte Carlo techniques in medical radiation physics". *Phys. Med. Biol.*, 36:861.
- [61] Lopez Medina A., Teijeiro A., Garcia J., Esperon J., Terron J. A., Ruiz D. P., and Carrion M. C. (2005). "Characterization of electron contamination in megavoltage photon beams". *Med. Phys.*, 32:1281–1292.
- [62] Metcalfe P., Kron T., Elliott A., Wong T. and Hoban P. (1993). "Dosimetry of 6-MV x-ray beam penumbra". *Med. Phys.*, 20:1439-1445.
- [63] Narayanasamy G., Saenz D. L., Defoor D., Papanikolaou N. and Stathakis, S. (2017). "Dosimetric validation of Monaco treatment planning system on an Elekta VersaHD linear accelerator". *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 18:123–129.
-

