

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA

FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**OPTIMIZACIÓN PARA EL CÁLCULO DE DOSIS EN RADIOTERAPIA
PARA OAR MEDIANTE EL CÓDIGO PRIMO/PENELOPE
PARA TRATAMIENTOS VMAT/IMRT**

**PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN CIENCIAS EN
FÍSICA MÉDICA**

ELABORADA POR:

JONATHAN CRISTHIAN MUÑOZ LEÓN

ASESOR:

MSc. LOURDES MARIA SANDOVAL BELLING

LIMA - PERÚ

2025

Dedicatoria

A mi familia, a mis abuelos especialmente a Olga Fernández Ortega mi querida abuela, a mis padres Guillermo y Flor de María, mis hermanos Raphael y Ricardo, a mis tíos, que siempre han estado a mi lado, con su constante apoyo a lo largo de toda mi vida, especialmente a mi tío Julio Cesar León Fernández que en paz descanse y su familia, por su comprensión y preocupación de mi desarrollo profesional y personal.

Agradecimientos

Agradezco a los profesores y autoridades por mantener en pie programa de la Maestría en Ciencias en Física Médica por ser un área de la ciencia muy sacrificada. Mi eterno agradecimiento a mi asesora la Médico Mg. Lourdes María Sandoval Belling por su incondicional apoyo y asesoría permanente durante el desarrollo de este trabajo de tesis. Agradezco también al Dr. Marco Aurelio Sandoval Salazar por su ejemplo, su ejemplo, sus constantes aportes y consejos en mi vida profesional.

Índice de contenido

Dedicatoria	ii
Agradecimientos	iii
Índice de contenido	iv
Índice de figuras	vi
Índice de Tabla	viii
Resumen	ix
Abstract	x
ESTADO DEL ARTE.....	xi
CAPITULO 1	1
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 2	3
PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	3
2.1. Planteamiento y formulación del problema	3
2.2. Justificación	4
2.3. Objetivo General	5
2.4. Objetivos específicos.....	5
CAPITULO 3	7
FUNDAMENTO TEÓRICO.....	7
3.1. Simulación Monte Carlo.....	7
3.2. Técnica de reducción de varianza	10
3.2.1. Simulación de transferencia radiactiva.....	12
3.2.2. Secciones eficaces de interacción	12
3.2.3. Camino libre medio	14
3.2.4. Modelo de dispersión y distribuciones de probabilidad	15
3.2.5. Generación de caminos aleatorias	16
3.3. Interacciones de las radiaciones ionizantes con materia	17
3.3.1. Interacciones de los fotones con la materia	17
3.3.2. Sección eficaz fotoeléctrica	18
3.3.3. Sección eficaz de dispersión coherente	19
3.3.4. Sección eficaz Compton	20
3.3.5. Interacción de partículas cargadas con la materia.....	23
3.4. Magnitudes y unidades básicas en dosimetría de radiaciones.	28
3.4.1. Número de partículas y energía radiante	28
3.4.2. Flujo y flujo de energía.....	28
3.4.3. Fluencia y Fluencia Energética	28
3.4.4. Tasa de Fluencia y Tasa de Energía-Fluencia.....	29

3.4.5.	KERMA	29
3.4.6.	Dosis absorbida	29
3.4.7.	Equilibrio electrónico (CPE).....	30
3.4.8.	Exposición (X)	31
3.4.9.	Acelerador Lineal (Linac).....	32
3.4.10.	Porcentaje de dosis en profundidad (PDD).....	36
3.4.11.	Perfiles de dosis.....	36
3.4.12.	Radioterapia	38
CAPITULO 4		42
METODOLOGÍA		42
4.1.	Generalidades.....	42
4.2.	Materiales	42
4.2.1.	Acelerador lineal Varian.....	42
4.2.2.	Fantomas.....	43
4.2.3.	Cámara de ionización	44
4.2.4.	PRIMO.....	45
4.2.5.	Archivos DICOM.....	48
4.3.	Simulación	49
4.3.1.	Validación del archivo de espacio de fase	49
4.3.2.	Calibración de dosis en PRIMO.....	50
4.3.3.	Validación de las MLC.....	51
4.3.4.	Simulación de un plan IMRT/VMAT	52
4.3.5.	Simulación de un plan de tratamiento de cerebro en VMAT	54
4.3.6.	Efectos dosimétricos debidos a discrepancias en la configuración clínica.....	64
CAPITULO 5		66
RESULTADOS Y DISCUSIONES.....		66
5.1.	Resultados del Análisis Gamma y Evaluación Dosimétrica.....	66
CONCLUSIONES		73
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		76
ANEXOS.....		80

Índice de figuras

Figura 1 <i>Muestreo aleatorio de una distribución $p(x)$ utilizando el método de transformada</i>	10
Figura 2 <i>Diagrama esquemático de un experimento para medir el DCS. Las partículas incidentes se mueven en la dirección del eje z; θ y ϕ son los ángulos de dispersión polar y azimutal, respectivamente.</i>	14
Figura 3 <i>Atenuación de un haz a través de una fina lámina de material</i>	15
Figura 4 <i>Interacción de los fotones con la materia.....</i>	17
Figura 5 <i>DCS para la producción de pares en el plomo en función de la energía reducida del electrón, $\epsilon = (E - m_e c^2)/E$.....</i>	22
Figura 6 <i>Coeficientes de atenuación de masa parcial y total de agua en función de la energía fotónica.....</i>	23
Figura 7 <i>Interacción de partículas cargadas con la materia.....</i>	23
Figura 8 <i>Kerma de colisión y dosis absorbida en función de la profundidad en un medio irradiado por un haz de fotones de alta energía para el caso real... </i>	31
Figura 9 <i>Esquema del acelerador lineal de electrones. Se muestran los componentes clave que permiten acelerar un haz de electrones, produciendo un haz de tratamiento de electrones o rayos X.</i>	34
Figura 10 <i>Foto de un Linac Varian Medical Systems</i>	34
Figura 11 <i>El colimador multiláminas. A, Dispositivo de 80 hojas instalado para un acelerador lineal Varian 2100C. B, Esquema de la definición del haz.....</i>	35
Figura 12 <i>El porcentaje de dosis en profundidad es (D_d/D_{d0}), donde d es cualquier profundidad y d_0 es la profundidad de referencia de la dosis máxima.....</i>	35
Figura 13 <i>Los perfiles de dosis de un haz de fotones típico se caracterizan por las regiones de hombro y punta, con definiciones de ancho de campo, aplanamiento y penumbra como se indica.....</i>	37
Figura 14 <i>Interfase del software PRIMO.....</i>	48
Figura 15 <i>Sistema de creación de nuevo proyecto para almacenar datos del paciente y almacenamiento de datos del Linac a usar.</i>	51
Figura 16 <i>Interfase del Software PRIMO.</i>	52
Figura 17 <i>Procedimiento de puesta en marcha en el Software PRIMO para un PSF de IAEA.....</i>	53

Figura 18 Técnica de reducción de la varianza y ajuste de numero de historias a simular.	55
Figura 19 TC que ilustra los marcadores de isocentro colocados en una tomografía y el plan de multilaminar	57
Figura 20 El plan de cerebro VMAT tras su importación a PRIMO.....	60
Figura 21 Vista del plan VMAT de Cabeza y OARs.	62
Figura 22 Comparación de DVH para las distribuciones de dosis de referencia (cálculo PRIMO) y externa, en relación con los diversos volúmenes de interés de tratamiento.	69

Índice de Tabla

Tabla 1	<i>Diagrama esquemático que representa la estructura en capas del motor de simulación basado en PENELOPE 2011 proporcionado por PRIMO.</i>	<i>45</i>
Tabla 2	<i>Tasas de dosis a diferentes porcentajes considerando un PA% dentro de los valores estipulados en los constreins.....</i>	<i>68</i>

Resumen

Se uso un PDF de un Linac VARIAN validado en un servicio de radioterapia de un hospital, al igual que se puede obtener del repositorio de la IAEA; de igual manera se obtuvo los archivos importante como RTPLAN, RTSTRUCT, RTDOSE y las tomografías para un tratamiento de cabeza, el cual demuestra que se puede hacer la validación de tratamientos complicados a través de una evaluación más minuciosa, gracias a esta estrategia, se pudo comparar la dosis planificada externamente con el de la simulación Monte Carlo con PRIMO/PENELOPE, considerando que para la técnica de reducción de la varianza y tener menos a 2 sigma, usando $1E+09$ historias, el costo computacional fue menos de 60 minutos capar una computadora Hacer Intel CORE i5 de 7th generación, tomando los 4 nucleaos de repartición de simulación en simultaneo. Las evaluaciones de concordancia se realizaron utilizando un análisis de índice gamma global del 3%/2 mm. Las simulaciones PRIMO coincidieron con los datos de referencia IROC-H dentro del 2,0% para ambas energías. Tasas de aprobación gamma (GPR) del plan clínico fueron (6 MV/6MV externo): $92,59\% \pm 0,59$ para los métodos de verificación, haciendo el análisis del Quiasma tiene un índice $61.7\% \pm 0.23$ y los PTV 50/25 Y 10/5 no tienen un alto incide gamma. Lo cual sería importante recalcular el tratamiento como sugerencia considerando dicho factor calculado y considerando lo planteado por el QUANTEC.

Abstract

A PDF of a validated Linac VARIAN was used in a hospital radiotherapy service, as can be obtained from the IAEA repository; In the same way, important files such as RTPLAN, RTSTRUCT, RTDOSE and tomography scans for a head treatment were obtained, which demonstrates that the validation of complicated treatments can be done through a more thorough evaluation. Thanks to this strategy, it was possible to compare the externally planned dose with that of the Monte Carlo simulation with PRIMO/PENELOPE, considering that for the variance reduction technique and having less than 2 sigma, using $1\text{E}+09$ stories, the computational cost was less than 60 minutes to layer a computer Make 7th generation Intel CORE i5, taking the 4 simulation distribution cores simultaneously. Agreement assessments were performed using a 3%/2 mm global gamma index analysis. The PRIMO simulations agreed with the IROC-H reference data within 2.0% for both energies. Gamma approval rates (GPR) of the clinical plan were (6 MV/6MV external): $92.59\% \pm 0.59$ for the verification methods, making the Chiasm analysis have an index of $61.7\% \pm 0.23$ and the PTV 50/ 25 and 10/5 do not have a high gamma incidence. Which would be important to recalculate the treatment as a suggestion considering said calculated factor and considering what was proposed by QUANTEC.

ESTADO DEL ARTE

La simulación Monte Carlo ha demostrado ser una herramienta esencial para modelar con precisión el transporte de radiación en aceleradores lineales médicos. Un estudio clave reciente investigó la posibilidad de utilizar la geometría del acelerador Clinac 2100 como un modelo sustituto para simular los haces aplanados del Varian TrueBeam utilizando el software PRIMO. Este enfoque permite superar las limitaciones impuestas por la falta de acceso a la geometría exacta del TrueBeam, distribuyendo archivos de espacio de fases predefinidos.

Rodriguez, M., Sempau, J., & Brualla, L. (2024). Monte Carlo simulation of the Varian TrueBeam flattened-filtered beams using a surrogate geometry in PRIMO. *Radiation oncology*, 19(1), 14.

La simulación Monte Carlo del transporte de radiación para aceleradores lineales médicos (linacs) requiere un conocimiento preciso de la descripción geométrica de la cabeza del acelerador. Dado que la geometría de las máquinas Varian TrueBeam no ha sido divulgada, el fabricante distribuye archivos de espacio de fases de la parte independiente del paciente del linac para permitir a los investigadores calcular distribuciones de dosis absorbida utilizando el método Monte Carlo. Este enfoque limita la posibilidad de lograr una incertidumbre estadística arbitrariamente pequeña. Este trabajo investiga el uso de la geometría del Varian Clinac 2100, que está incluida en el sistema Monte Carlo PRIMO, como un modelo sustituto.

Se compararon las distribuciones de energía, radial y angular extraídas de los archivos de espacio de fases TrueBeam publicados por el fabricante y de los espacios de fases obtenidos con PRIMO para el Clinac 2100, para haces de 6, 8, 10 y 15 MV aplanados. Las distribuciones de dosis en agua calculadas para los dos conjuntos de espacios de fases se compararon con los Datos Representativos del Haz (RBD) de Varian para campos cuadrados con lados que van de 3 a 30 cm. Además, se calcularon factores de salida para campos cuadrados de 2 a 40 cm de lado.

Se obtuvo una excelente concordancia con los RBD para las simulaciones que utilizaron los espacios de fases distribuidos por Varian, así como para aquellas que usaron la geometría sustituta, alcanzando en ambos casos tasas de aprobación Gamma (2 %, 2 mm) superiores al 99 %, excepto para el haz de 15 MV con geometría sustituta. Este resultado respalda investigaciones previas que sugieren un cambio en la composición del material del filtro aplanador del haz de 15 MV de TrueBeam. Para lograr dicha concordancia, las simulaciones en PRIMO se realizaron utilizando parámetros de transporte ampliados para compensar las discrepancias entre las geometrías real y sustituta.

Este trabajo respalda la afirmación de que la simulación de los haces de 6, 8 y 10 MV aplanados del linac TrueBeam puede realizarse utilizando el modelo Clinac 2100 de PRIMO sin una pérdida significativa de precisión.

Rezzoug, M., Zerfaoui, M., Oulhouq, Y., & Rrhious, A. (2023). Using PRIMO to determine the initial beam parameters of Elekta Synergy linac for electron beam energies of 6, 9, 12, and 15 MeV. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 28(5), 592-600.

El propósito de esta investigación fue establecer las características del haz primario de electrones para un acelerador lineal Elekta Synergy. En esta tarea, se utilizó el software de simulación Monte Carlo PRIMO, que incluye la mayoría de los materiales componentes del linac.

Para todas las energías, se seleccionaron el modo de electrones del linac Elekta y un aplicador de $14 \times 14 \text{ cm}^2$. Para obtener las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD), se utilizó un fantoma de agua homogéneo voxelizado en una cuadrícula de $1 \times 1 \times 0.1 \text{ cm}^3$ a lo largo del eje central. En la profundidad de referencia, se registró el perfil de dosis en vóxeles de $0.1 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$. Se realizaron cambios iterativos en la energía media inicial del haz y el ancho completo a la mitad de la altura (FWHM) de la energía para mantener la conformidad entre las curvas de dosis simuladas y medidas. Para confirmar los resultados de la simulación, se realizó un análisis Gamma con criterios de aceptación de 2 mm — 2 %. A partir del cálculo validado, se recopilaron los parámetros de las curvas PDD y del perfil (R100, R50, Rp y tamaño del campo).

Se obtuvieron energías medias iniciales de 7.3, 9.85, 12.9 y 15.7 MeV para energías nominales de 6, 9, 12 y 15 MeV, respectivamente. El modelo Monte Carlo PRIMO para el Elekta Synergy fue validado con precisión.

PRIMO es un software que puede calcular distribuciones de dosis en fantomas de agua.

CAPITULO 1

INTRODUCCIÓN

Durante los últimos años, los aceleradores lineales (Linacs) clínicos se han convertido en la máquina más utilizada en la terapia de tumores malignos mediante radiación ionizante. Los Linacs están montados isocéntricamente para facilitar la terapia de radiación desde distintos ángulos, permitiendo concentrar la dosis en la zona afectada por el cáncer y en los tejidos circundantes. Los aceleradores lineales médicos son dispositivos cíclicos que aceleran electrones a energías que oscilan entre 4 MeV y 25 MeV. En un Linac, los electrones se aceleran siguiendo trayectorias rectas en estructuras especiales llamadas guías de onda de aceleración. Los electrones siguen una trayectoria lineal a través de la misma diferencia de potencial, relativamente baja, varias veces; por lo tanto, los Linacs también entran en la clase de aceleradores cíclicos con trayectorias curvas para las partículas aceleradas.

La planificación del tratamiento es un componente crucial del proceso de radioterapia, ya que permite al médico visualizar la distribución de la dosis que se va a administrar al paciente. Un buen plan de tratamiento proporciona información de distribución de dosis en 3D no solo para el volumen objetivo sino también para los tejidos y órganos sanos que rodean al objetivo. Esto proporciona al médico las herramientas necesarias para optimizar la dosis prescrita al tumor sin causar morbilidad al paciente, cumpliendo el objetivo básico de la radioterapia, que es maximizar la probabilidad de control del tumor y minimizar la probabilidad de complicación del tejido normal.

En la radioterapia (RT), la idea de modular el campo de radiación mediante el movimiento de un sistema de colimación se convirtió en el concepto de radioterapia de intensidad modulada (IMRT). La IMRT permite lograr una ganancia clínica práctica mediante la creación de patrones complejos de distribución de dosis, al precio de una gran complejidad. La arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) es una generalización de la técnica IMRT, que introduce la rotación dinámica del pórtico durante el tratamiento, ofreciendo una mayor precisión y eficiencia en la administración de la dosis. Estas técnicas permiten optimizar la distribución de dosis para administrar una dosis alta al objetivo y minimizar la dosis a los tejidos circundantes, utilizando múltiples campos con intensidades de haz moduladas espacialmente o tratamientos de múltiples cortes.

Los dosimetristas de radiación normalmente llevan a cabo la planificación del tratamiento en un sistema de planificación de tratamiento computarizado (TPS), y un médico oncólogo de radioterapia debe aprobar un plan de tratamiento antes de que se use en el tratamiento del paciente. Un físico médico es responsable de la integridad general del TPS computarizado y de la precisión de todos los datos de entrada utilizados en el proceso de planificación del tratamiento. Todo el proceso de planificación del tratamiento implica una serie de pasos, la mayoría de ellos en el ámbito de la física médica. Los más importantes de estos pasos son: (1) Adquisición de datos para la máquina de tratamiento; (2) Entrada de datos en el TPS computarizado; (3) Adquisición de datos del paciente; (4) Generación del plan de tratamiento; y (5) Transferencia del plan de tratamiento aprobado a la máquina de radioterapia (Podgorsak, 2016).

El método de Monte Carlo (MC) es una herramienta poderosa para evaluar las distribuciones de dosis en escenarios complejos o no ideales, pero posibles, como la falta de coincidencia de posicionamiento del paciente y/o del fantoma. En este contexto, el software PRIMO se presenta como una solución efectiva para la simulación de aceleradores lineales. PRIMO combina una interfaz gráfica de usuario con los códigos de transporte de radiación por Monte Carlo PENELOPE y DPM, permitiendo simular aceleradores de la marca Varian, incluidos modelos como TrueBeam STx y FakeBeam. Este último incluye un sistema de control respiratorio y seguimiento en tiempo real, lo que permite su uso en diversas aplicaciones de radioterapia, incluidas las técnicas estereotácticas y VMAT. PRIMO también facilita la obtención de distribuciones de dosis en fantomas o tomografías computarizadas, así como la evaluación de planes de tratamiento, haciendo de esta herramienta un recurso esencial para optimizar la precisión y eficacia en la radioterapia moderna (Rodriguez et al., 2013).

CAPITULO 2

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

2.1. Planteamiento y formulación del problema

La radioterapia es, en la actualidad, una de las principales modalidades utilizadas para el tratamiento del cáncer. Este enfoque terapéutico se basa en estrategias diseñadas para optimizar la precisión en la administración de la radiación, asegurando que esta se dirija específicamente al tejido tumoral. Al mismo tiempo, estas estrategias buscan reducir significativamente la posibilidad de que el paciente experimente efectos secundarios, lo que contribuye a maximizar la eficacia y seguridad del tratamiento. La posición del paciente es uno de los pasos más críticos durante el proceso de RT. Un desajuste en la configuración clínica puede producir efectos indeseables desde el punto de vista dosimétrico. En principio, el efecto de la incertidumbre de posicionamiento no puede ser predecible ya que depende de varios factores, como la anatomía del paciente, la región anatómica a tratar, la energía del haz de radiación y la técnica de RT.

El aumento de la complejidad tecnológica en VMAT requiere programas de garantía de calidad (QA) dedicados al paciente para garantizar la seguridad del paciente y la eficacia del tratamiento. El control de calidad específico del paciente previo al tratamiento se vuelve más importante a medida que aumenta la complejidad del tratamiento. Un enfoque general es hacer uso de fantasmas dedicados a control de calidad y recalcular la distribución de dosis sustituyendo al paciente por el fantoma. La entrega del haz de radiación VMAT planificado en el fantoma permite una comparación entre la distribución de dosis calculada por el Sistema de Planificación de Tratamiento y la medición. PRIMO se presenta como un programa para el uso de estrategia para la estimación de la porción trasladada a un volumen, incluyendo además un punto de conexión gráfica que funciona con su utilización en la práctica clínica. La radioterapia adaptativa se ha convertido en un enfoque esencial para mejorar la precisión y eficacia de los tratamientos oncológicos, especialmente en situaciones donde los cambios en el paciente o las condiciones del tratamiento pueden alterar significativamente la distribución de la dosis planificada. Sin embargo, existe una brecha en la implementación de protocolos prácticos y validados que permitan replantear los tratamientos VMAT de manera precisa y fuera de línea en unidades de radioterapia que operan con Linacs.

En este contexto, se propone el desarrollo de un nuevo protocolo basado en el método de Monte Carlo, diseñado específicamente para abordar las desviaciones y ajustes necesarios

en los tratamientos adaptativos. Este protocolo busca integrar las validaciones realizadas para energías específicas y adaptarse a las características de los Linacs utilizados en la práctica clínica, ofreciendo una herramienta útil para la optimización de los tratamientos. La importancia de este protocolo radica en que permitirá evaluar y corregir errores potenciales antes de la administración del tratamiento, mejorando así la seguridad y eficacia del procedimiento. Esto representa un aporte significativo en el ámbito de la radioterapia adaptativa, donde la precisión en la entrega de la dosis es crítica para maximizar el control tumoral y minimizar la toxicidad en los tejidos sanos.

Este protocolo se basa en todas las validaciones realizadas en este trabajo para la energía 6MV del Linac. Los pasos de este protocolo son como primer punto es tener todos los archivos DICOM de un tratamiento aprobado en un tratamiento con otro planificador usando acelerador VARIAN; como segundo punto Realización de varias simulaciones en PRIMO hasta validar el PSF. Como siguiente punto es el análisis de compatibilidad del RTPLAN al programa PRIMO, sino se hará un tratamiento con MATLAB analizando la metadata, para ver el número de multilaminas que se está usando o puntos de control, como siguiente punto tenemos la comparación de los DVH calculados por PRIMO para las dos simulaciones, en términos de:

- Cobertura de PTV y CTV;

- Recomendaciones de la iniciativa QUANTEC para los implicados órganos en riesgo;

- Siguiente punto de análisis será la determinación de la diferencia entre la dosis planificada y recibida para los volúmenes de interés.

2.2. Justificación

Uno de los aspectos más críticos en el proceso de radioterapia es la precisión en la administración de la dosis, ya que cualquier discrepancia puede impactar directamente en la eficacia del tratamiento y en la seguridad del paciente. Los métodos de cálculo basados en Monte Carlo han demostrado ser los más precisos para estimar distribuciones de dosis en radioterapia debido a su capacidad para simular con gran detalle las interacciones de la radiación en diferentes medios. Sin embargo, su implementación en entornos clínicos presenta desafíos significativos, como el alto costo computacional y el tiempo requerido para realizar los cálculos.

En este contexto, surge la necesidad de evaluar la concordancia entre los resultados obtenidos mediante simulaciones de Monte Carlo, utilizando el software PRIMO, y los

valores entregados por sistemas de planificación comercialmente disponibles. Esta comparación no solo permite validar los métodos de cálculo utilizados en los centros de radioterapia, sino también garantizar que las dosis administradas cumplan con los estándares clínicos establecidos, como los criterios de índice gamma (3% y 3 mm) y el cumplimiento de las restricciones de dosis para los órganos en riesgo (OAR) según los lineamientos de QUANTEC.

El interés principal de este trabajo radica en la optimización y evaluación de la dosimetría en condiciones reales, considerando escenarios de desviación inherentes a las estrategias de tratamiento, como las técnicas VMAT, donde los errores son inevitables en la práctica clínica. Este enfoque permite desarrollar estrategias más robustas para garantizar la precisión dosimétrica y minimizar el riesgo de complicaciones en los pacientes. De este modo, el presente estudio busca contribuir al avance de la radioterapia moderna, optimizando tanto la seguridad como la eficacia de los tratamientos oncológicos.

2.3. Objetivo General

Evaluar los efectos dosimétricos derivados de los desajustes en la configuración clínica mediante simulaciones basadas en el método de Monte Carlo, identificando posibles desviaciones en la administración de dosis y proponiendo soluciones que optimicen la precisión dosimétrica en tratamientos adaptativos como VMAT.

2.4. Objetivos específicos

- Optimizar y comparar los valores de transmisión y análisis dosimétrico obtenidos mediante el software PRIMO, contrastándolos con sistemas de planificación empleados en un centro de radioterapia que utilice protocolos de cálculo de dosis. Además, evaluar los impactos dosimétricos derivados de las desviaciones introducidas en la estrategia VMAT mediante simulaciones basadas en el método de Monte Carlo, verificando que la variación de dosis cumpla con un 95 % de conformidad en las regiones de interés, como los Órganos en Riesgo (OAR), el Volumen Blanco Clínico (CTV) y el Volumen Blanco Planificado (PTV).
- Validar el espacio de fase generado por PRIMO como base para garantizar la representación precisa del modelo de funcionamiento del colimador multiláminas (MLC).

- Analizar la simulación de técnicas modulares, como IMRT y VMAT, considerando los ajustes realizados por el Linac, con el objetivo de optimizar los parámetros que afectan la distribución de dosis.
- Estudiar las desviaciones en el posicionamiento clínico (setup) durante los tratamientos VMAT y su impacto en los efectos dosimétricos no contemplados en el proceso de planificación inicial.

CAPITULO 3

FUNDAMENTO TEÓRICO

3.1. Simulación Monte Carlo

En la simulación del transporte de radiación mediante el método de Monte Carlo, se representa la trayectoria de una partícula como una sucesión de trayectos aleatorios sin obstáculos que finalizan con un evento de interacción. Este evento implica un cambio en la dirección de movimiento de la partícula, la pérdida de energía y, en ocasiones, la generación de partículas secundarias. La simulación de Monte Carlo de un conjunto experimental específico implica generar secuencias numéricas de eventos aleatorios. Para llevar a cabo estas simulaciones, se requiere un "modelo de interacción", que comprende un conjunto de secciones transversales diferenciales (DCS) para los procesos de interacción pertinentes. Los DCS establecen las funciones de distribución de probabilidad (PDF) de las variables aleatorias que describen una trayectoria o ruta;

- 1) camino libre entre eventos de interacción sucesivos,
- 2) tipo de interacción que tiene lugar y
- 3) pérdida de energía y desviación angular en un evento particular (y estado inicial de las partículas secundarias emitidas, si las hay).

Una vez que se conocen estos PDF, se generan historias al azar utilizando métodos de muestreo adecuados. Si se produce un número significativo de historias, se puede obtener información cuantitativa sobre el proceso de transporte al promediar las historias simuladas.

El método de Monte Carlo proporciona datos similares a los obtenidos mediante la solución de la ecuación de transporte de Boltzmann, siempre y cuando se utilice el mismo modelo de interacción. Sin embargo, su implementación resulta más sencilla. Especialmente, simular el transporte de radiación en geometrías complejas resulta sencillo mediante el método de Monte Carlo, mientras que incluso geometrías finitas simples (por ejemplo, láminas delgadas) son muy difíciles de tratar utilizando la ecuación de transporte. La principal desventaja del método Monte Carlo reside en su naturaleza aleatoria: todos los resultados están

sujetos a incertidumbres estadísticas, las cuales pueden mitigarse aumentando la población muestreada, lo que a su vez incrementa el tiempo de cálculo. En circunstancias especiales, las incertidumbres estadísticas pueden reducirse mediante el uso de técnicas de reducción de la varianza (Rubinstein, Krose, 2016). El método de Monte Carlo y la solución de la ecuación de transporte de Boltzmann, cuando se utilizan con el mismo modelo de interacción, proporcionan información equivalente. Sin embargo, el método de Monte Carlo suele ser más fácil de implementar. (Bielajew, Roger, 1988).

La característica fundamental de la simulación Monte Carlo radica en la utilización de números y variables aleatorias. Una variable aleatoria es una magnitud que surge de un proceso repetible y cuyos valores específicos (realizaciones) no pueden ser predichos con certeza. En el contexto del mundo real, la aleatoriedad surge de factores no controlados o de la naturaleza cuántica de los sistemas y procesos microscópicos. En un entorno computacional, las variables aleatorias se crean mediante transformaciones numéricas de números aleatorios. Sea x una variable impredecible continua que toma valores en el tramo

$$x_{\min} \leq x \leq x_{\max} \quad (2.1)$$

Para medir la probabilidad de obtener x en un intervalo (a,b) usamos la probabilidad

$$P\{x|a < x < b\} \quad (2.2)$$

La probabilidad de obtener x en un intervalo diferencial de longitud dx con respecto a x_1 se puede expresar como la razón n/N del número n de valores de x que caen dentro de ese intervalo y el número total N de valores x generados, en el límite $N \rightarrow \infty$.

$$P\{x|x_1 < x < x_1 + dx\} = p(x_1) dx \quad (2.3)$$

Donde $p(x)$ es la función de densidad de probabilidad (PDF) de x . Dado que las probabilidades negativas no tienen significado y el valor obtenido de x debe estar en algún lugar del intervalo $(x_{\min}, x_{\max})$, la PDF debe ser definitivamente positiva y normalizada a la unidad, es decir:

$$p(x) \geq 0 \quad (2.4)$$

$$\int_{x_{\min}}^{x_{\max}} p(x) dx = 1 \quad (2.5)$$

Dada una variable aleatoria continua x , la función de distribución acumulativa de x está definida por

$$P(x) \equiv \int_{x_{\min}}^x p(x') dx' = 1 \quad (2.6)$$

Esta es una función no decreciente de x que varía de $P(x_{\min}) = 0$ a $P(x_{\max}) = 1$.

La función de distribución acumulativa de $p(x)$ es una función no decreciente de x , por lo tanto, tiene una función inversa $P^{-1}(\xi)$. La transformación $\xi = P(x)$ define una nueva variable aleatoria que toma valores en el intervalo.

La función de distribución acumulativa de $p(x)$, es una función no decreciente de x y, por tanto, tiene una función inversa $P^{-1}(\xi)$. La transformación $\xi = P(x)$ define una nueva variable aleatoria que toma valores en el intervalo $(0,1)$. Debido a la correspondencia entre los valores de x y ξ , la PDF de ξ , $p_{\xi}(\xi)$, y la de x , $p(x)$, están relacionadas por

$$p_{\xi}(\xi) d\xi = p(x) dx \quad (2.7)$$

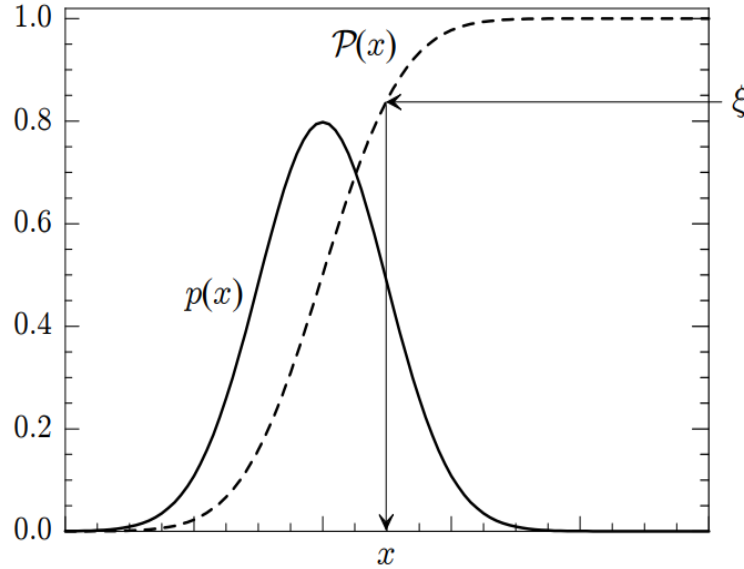
Entonces

$$p_{\xi}(\xi) = p(x) \left(\frac{d\xi}{dx} \right)^{-1} = p(x) \left(\frac{dP(x)}{dx} \right)^{-1} = 1 \quad (2.8)$$

es decir, ξ se distribuye uniformemente en el intervalo (0,1), (Salvat, 2014).

Figura 1

Muestreo aleatorio de una distribución $p(x)$ utilizando el método de transformada



Fuente: (Salvat, 2014)

3.2. Técnica de reducción de varianza

Considere la integral

$$\langle f \rangle = \int f(x)p(x)dx = I \quad (2.9)$$

introduciendo una PDF arbitraria $p(x)$ y estableciendo $f(x) = F(x)/p(x)$, considerando que $p(x) > 0$ en (a, b) y $p(x) = 0$ fuera este intervalo. La técnica de evaluación de Monte Carlo para la integral I es bastante simple: se generan un gran número N de puntos aleatorios x_i siguiendo la distribución de probabilidad $p(x)$ y se suma el valor de $f(x_i)$ en un contador. Al final del cálculo, el valor esperado de f se estima como

$$\underline{f} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(x_i) \quad (2.10)$$

La ley de los grandes números establece que, cuando N se vuelve muy grande

$$\langle f \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(x_i) \quad (2.12)$$

Aplicando esta ley a la integral que define la varianza de $f(x)$ se obtiene

$$\langle f \rangle = \left\{ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [f(x_i)]^2 - \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(x_i) \right]^2 \right\} \quad (2.13)$$

La expresión entre llaves constituye un estimador consistente de la varianza de $f(x)$. En simulaciones prácticas, es recomendable acumular los valores de la función al cuadrado $[f(x_i)]^2$ en un contador y, al final de la simulación, estimar $\text{var}\{f(x)\}$.

La desviación estándar (o error estándar) de f ,

$$\sigma_f \equiv \sqrt{\text{var}(\bar{f})} = \sqrt{\frac{\text{var}\{f(x)\}}{N}} \quad (2.14)$$

Proporciona una medida de la incertidumbre estadística de la estimación de Monte Carlo de f .

El resultado σ_f tiene una importante implicación práctica: para reducir la incertidumbre estadística por un factor de 10, debemos incrementar el tamaño de la muestra N por un factor de 100. Alcanzado con el poder computacional.

Adoptaremos esta práctica y reportaremos los resultados de Monte Carlo en la forma

$$\bar{f} \pm 3\sigma_f \quad (2.15)$$

En las simulaciones del transporte de radiación, esto se valida empíricamente por el hecho de que las distribuciones continuas simuladas definen una banda suave. Como medida de la eficacia de un algoritmo de Monte Carlo, es común utilizar la eficiencia, que se define por

$$\epsilon = \left(\frac{\bar{f}}{\sigma_f} \right)^2 \frac{1}{T} \quad (2.16)$$

donde T representa el tiempo de cálculo necesario para obtener el resultado de la simulación. En el límite de N grande, σ_f^2 y T son proporcionales a N^{-1} y N , respectivamente, y por lo tanto es una constante, es decir, es independiente de N . Los llamados métodos de reducción de la varianza son técnicas que tienen como objetivo optimizar la eficiencia de la simulación a través de una elección adecuada de la PDF $p(x)$. Mejorar la eficiencia de los algoritmos es una parte importante y delicada del arte de la simulación Monte Carlo. Aunque es de uso común, el término “reducción de la varianza” es algo engañoso, ya que una reducción de la varianza no conduce necesariamente a una mayor eficiencia. (Bielajew, 1988).

3.2.1. Simulación de transferencia radiactiva

Limitamos nuestras consideraciones al método de simulación detallado, donde todos los eventos de interacción experimentados por una partícula se simulan en sucesión cronológica, y no tenemos en cuenta la producción de partículas secundarias, por lo que solo se transporta un tipo de partícula.

La imagen de la trayectoria que subyace a las simulaciones convencionales de transporte de radiación de Monte Carlo se aplica a medios homogéneos de “dispersión aleatoria”, como gases, líquidos y sólidos amorfos, donde las “moléculas” se distribuyen al azar con densidad uniforme. La composición del medio se especifica por su fórmula estequiométrica, es decir, número atómico Z_i y número de átomos por molécula n_i de todos los elementos presentes.

Los índices estequiométricos n_i no necesitan tener valores enteros. En el caso de las aleaciones.

La masa molar (masa de un mol de sustancia) es

$$A_M = \sum n_i A_i \quad (2.17)$$

donde A_i es el peso atómico (masa atómica relativa media) del i -ésimo elemento.

El número de moléculas por unidad de volumen viene dado por

$$N = N_A \frac{\rho}{A_M} \quad (2.18)$$

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

3.2.2. Secciones eficaces de interacción

Las partículas se relacionan con los átomos o moléculas del entorno mediante diversos mecanismos competitivos. Cada uno de estos mecanismos de interacción tiene su propia sección transversal diferencial asociada (DCS), la cual depende de las variables de estado de las partículas que se modifican durante el proceso de interacción. En los códigos de simulación se acostumbra en considerar los fotones primarios y dispersos como la misma partícula.

Para definir el DCS para nuestro mecanismo de interacción, consideramos el experimento de dispersión descrito en la figura 1.2. Un haz de partículas paralelas y monoenergéticas, con energía E y dirección de movimiento a lo largo del vector $\hat{d}$ paralelo al eje z , está dirigido hacia un átomo o molécula objetivo, T , situado en

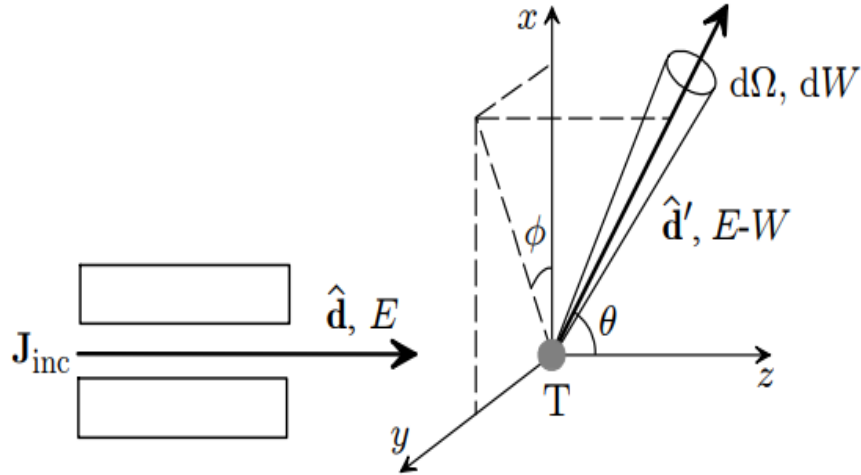
el origen del marco de referencia. Se asume que el haz es homogéneo lateralmente y que su extensión lateral es considerablemente mayor que las dimensiones del objetivo. A continuación, el haz se caracteriza por su densidad de corriente $\mathbf{J}_{inc}$, donde el vector de densidad de corriente $\mathbf{J}_{inc}$ es paralelo a la dirección de incidencia $\hat{d}$ y su magnitud es igual al número de partículas incidentes que atraviesan una pequeña superficie de sonda, perpendicular al haz y en reposo con respecto al objetivo, durante cada interacción, una partícula pierde una cantidad de energía W y experimenta un desvío en su trayectoria. Esto se describe en términos de frecuencia por unidad de tiempo y superficie de detección. El detector, ubicado a una distancia considerable del punto de origen en la dirección determinada por los ángulos (θ, ϕ) , y que abarca un pequeño ángulo sólido $d\Omega$, está diseñado para detectar y registrar todas las partículas que penetran su área sensible con una energía que cae dentro del intervalo $(E - W - dW, E - W)$. Esto significa que el detector captura partículas que han experimentado una pérdida de energía en el rango de W a $W + dW$. Consideramos que el detector está efectivamente apantallado del haz incidente, de esta manera, solo se registran y cuentan las partículas que han experimentado una interacción durante su trayectoria. $\dot{N}_{count}$ es la tasa temporal del número de cuentas. El DCS diferencial doble (por unidad de ángulo sólido y unidad de pérdida de energía) se define como

$$\frac{d^2\sigma}{d\Omega dW} = \frac{\dot{N}_{count}}{|J_{inc}|d\Omega dW} \quad (2.19)$$

El DCS tiene las dimensiones de área/(ángulo sólido $\times$ energía); el producto $[d^2\sigma/(d\Omega dW)] \times d\Omega dW$ representa el área de una superficie plana que, colocada perpendicularmente al haz incidente, es golpeada por tantos proyectiles como se dispersan en direcciones $\hat{d}'$ dentro de $d\Omega$ con pérdida de energía entre W y $W + dW$.

Figura 2

Diagrama esquemático de un experimento para medir el DCS. Las partículas incidentes se mueven en la dirección del eje z ; θ y ϕ son los ángulos de dispersión polar y azimutal, respectivamente.



Fuente: (Salvat, 2014)

La sección transversal total σ se define como la integral de la pérdida de energía DCS sobre la pérdida de energía, geoméricamente, la sección transversal total da el área de una superficie plana que, cuando se coloca perpendicularmente al haz incidente, es atravesada por el mismo número de proyectiles que experimentan interacciones con cualquier desviación angular y pérdida de energía, (Salvat, 2014).

3.2.3. Camino libre medio

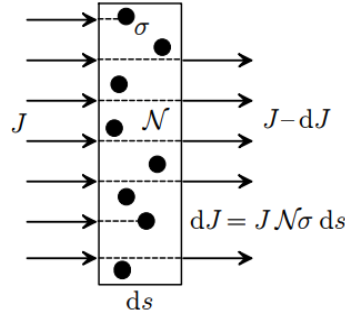
Considerando que nuestras partículas se desplazan dentro de un medio de dispersión aleatoria con una densidad de N moléculas por unidad de volumen, nuestro objetivo es determinar la Función de Densidad de Probabilidad (PDF) $p(s)$ de la longitud del camino s que recorre una partícula desde su posición actual hasta el lugar de la próxima interacción. Para visualizar mejor el proceso de interacción, podemos representar cada molécula como una esfera con un radio r_s de manera que el área de su sección transversal πr_s^2 sea igual a la sección transversal total σ_T . Se produce una interacción cuando la partícula golpea una de estas esferas.

Por lo tanto, la probabilidad de interacción por unidad de longitud de trayecto es

$$\frac{dJ}{J} \frac{1}{ds} = N\sigma \quad (2.20)$$

Figura 3

Atenuación de un haz a través de una fina lámina de material



Fuente: (Salvat 2014)

El camino libre medio λ se define como la longitud media del camino entre colisiones:

$$\lambda \equiv \langle s \rangle = \int_0^\infty s p(s) ds = \frac{1}{N\sigma} \quad (2.21)$$

Su inversa,

$$\lambda^{-1} = N\sigma \quad (2.22)$$

es la probabilidad de interacción por unidad de longitud de camino (Bielajew, Roger, 1988).

3.2.4. Modelo de dispersión y distribuciones de probabilidad

Imaginemos una partícula con una energía E (que en el caso de electrones y positrones sería energía cinética) moviéndose dentro de un medio específico. En cada interacción con el medio, la partícula tiene la capacidad de perder una cantidad determinada de energía, representada por W , y puede modificar su dirección de movimiento. Esta modificación de dirección se caracteriza por el ángulo de dispersión polar θ , que es el ángulo formado entre las trayectorias de la partícula antes y después de la interacción, así como por el ángulo azimutal ϕ . (ver Fig. 1.2). Estas cantidades son variables aleatorias cuyas funciones de densidad

de probabilidad están determinadas por las secciones transversales diferenciales moleculares.

El modelo que describe esta dispersión está completamente determinado por las Secciones Transversales Diferenciales (DCS) moleculares.

$$\Sigma_{A,B}(E) = \int_0^E dW \int_0^\pi 2\pi \sin\theta d\theta \frac{d^2\sigma_{A,B}(E;\theta,W)}{d\Omega dW} \quad (2.23)$$

La sección transversal de interacción total es

$$\sigma_T = \sigma_A + \sigma_B \quad (2.24)$$

La probabilidad de interacción por unidad de longitud total del trayecto

$$\lambda_T^{-1} = N\sigma_T \quad (2.25)$$

El camino libre medio inverso diferencial tiene las dimensiones de (longitud $\times$ ángulo sólido $\times$ energía)⁻¹; el producto $[d^2\lambda_A^{-1}/(d\Omega dW)] d\Omega dW$ es la probabilidad por unidad de longitud de trayectoria de que una partícula sufra una colisión de tipo A con desviación angular dentro de $d\Omega$ y pérdida de energía entre W y $W + dW$. Evidentemente, la integral del camino libre medio inverso diferencial da el camino libre medio inverso para el proceso

$$\lambda_A^{-1} = \int dW \int 2\pi \sin\theta d\theta \frac{d^2\lambda_A^{-1}(E;\theta,W)}{d\Omega dW} = N\sigma_A \quad (2.26)$$

3.2.5. Generación de caminos aleatorios

Cada trayectoria de partícula parte de una posición determinada, con dirección y energía iniciales acordes con las características de la fuente. El término "estado" de una partícula, inmediatamente posterior a una interacción (o al momento de entrar en la muestra o iniciar su trayectoria), se define a partir de varios parámetros. Estos incluyen las coordenadas de posición, representadas por $\mathbf{r} = (x, y, z)$, que indican la ubicación espacial de la partícula. Además, se considera la

energía de la partícula, denotada como E , la cual juega un papel fundamental en su comportamiento y evolución. Junto con esto, se tienen los cosenos directores de la dirección de vuelo, que describen la orientación de la partícula en el espacio. Cada pista simulada se caracteriza por una serie de estados $\mathbf{r}_n$, E_n , $\hat{d}_n$, donde $\mathbf{r}_n$ es la posición del n -ésimo evento de dispersión y E_n y $\hat{d}_n$ son los cosenos de energía y dirección de la dirección del movimiento justo después de ese evento.

3.3. Interacciones de las radiaciones ionizantes con materia

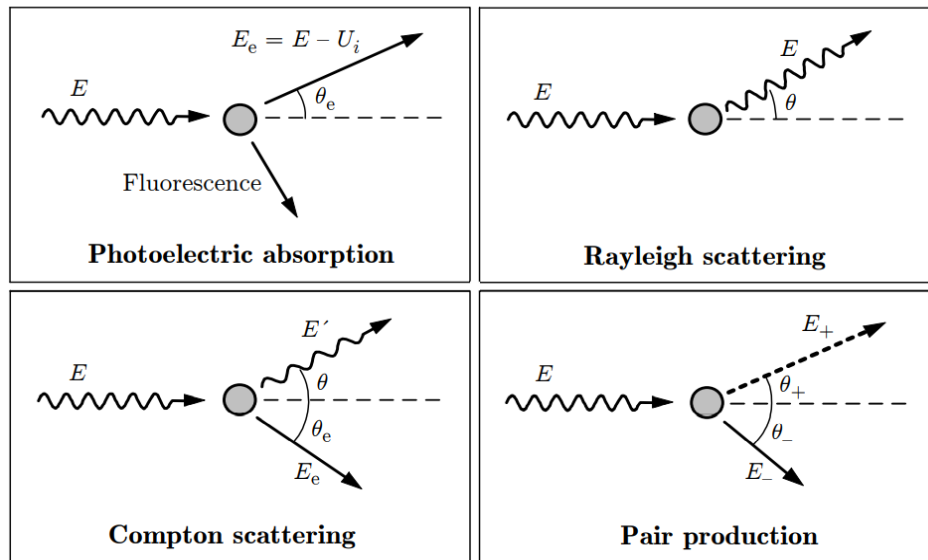
3.3.1. Interacciones de los fotones con la materia

Nos centramos en un rango de energía que abarca desde 50 eV hasta 1 GeV. Dentro de este intervalo, los procesos de interacción dominantes son el efecto fotoeléctrico, la dispersión coherente (Rayleigh), la dispersión incoherente (Compton) y la producción de pares electrón-positrón, véase la Fig. 4.

$$\kappa \equiv \frac{E}{m_e c^2}. \quad (2.27)$$

Figura 4

Interacción de los fotones con la materia



Fuente: (Salvat, 2014)

3.3.2. Sección eficaz fotoeléctrica

El fotón es absorbido por un electrón individual en la capa "activa" i , lo que resulta en que el átomo original adquiera energía cinética.

$$E_e = E - U_i. \quad (2.28)$$

Consideremos que un fotón con energía E es absorbido por un átomo del elemento Z . La capa "activa" i que está ionizada se considera como una variable aleatoria discreta con PDF

$$p_i = \sigma_{\text{ph},i}(Z, E) / \sigma_{\text{ph}}(Z, E). \quad (2.29)$$

donde $\sigma_{\text{ph},i}(Z, E)$ es la sección eficaz para la ionización de la capa i y $\sigma_{\text{ph}}(Z, E)$ es la sección eficaz fotoeléctrica total del átomo. Las probabilidades de ionización de estas capas internas se determinan a partir de las secciones eficaces parciales correspondientes. (Salvat, 2014).

La dirección de emisión del fotoelectrón, relativa a la del fotón absorbido, está definida por los ángulos polar y acimutal θ_e (ver Fig. 1.4) y ϕ_e . Consideramos que el fotón incidente no está polarizado y, por tanto, la distribución angular de los fotoelectrones es independiente de ϕ_e , que se distribuye uniformemente en el intervalo $(0, 2\pi)$.

$$\frac{d\sigma_{\text{ph}}}{d\Omega_e} = \alpha^4 r_e^2 \left(\frac{Z}{\kappa} \right)^5 \frac{\beta^3}{\gamma} \frac{\sin^2 \theta_e}{(1 - \beta \cos \theta_e)^4} \left[1 + \frac{1}{2} \gamma(\gamma - 1)(\gamma - 2)(1 - \beta \cos \theta_e) \right], \quad (2.30)$$

donde α es la constante de estructura fina, r_e es el radio clásico del electrón,

$$\kappa = E/(m_e c^2) \quad (2.31)$$

$$\gamma = 1 + E_e/(m_e c^2) \quad (2.32)$$

$$\beta = \frac{\sqrt{E_e(E_e + 2m_e c^2)}}{E_e + m_e c^2}. \quad (2.33)$$

El DCS (2.4) es adecuado solo para la ionización de la capa K por fotones de alta energía.

3.3.3. Sección eficaz de dispersión coherente

La dispersión coherente, también conocida como dispersión de Rayleigh, es un proceso mediante el cual los fotones son dispersados por electrones atómicos sin causar excitación en el átomo objetivo.

Para fotones con energía E muy superior a la energía de ionización de la capa K (límite de alta frecuencia), el DCS viene dado aproximadamente por

$$\frac{d\sigma_{Ra}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_T}{d\Omega} [F(q, Z)]^2 \quad (2.34)$$

Donde

$$\frac{d\sigma_T(\theta)}{d\Omega} = r_e^2 \frac{1 + \cos^2 \theta}{2} \quad (2.35)$$

es el DCS para la dispersión Thomson por un electrón libre en reposo, θ es el ángulo de dispersión polar (ver Fig. 1.4) y $F(q, Z)$ es el factor de forma atómica. La cantidad r_e es el radio clásico del electrón y q es la magnitud de la transferencia de cantidad de movimiento. Dado que los fotones incidentes y dispersos tienen momento lineal $p = E/c$, tenemos

$$q = |\mathbf{p} - \mathbf{p}'| = 2(E/c) \sin(\theta/2) = (E/c) [2(1 - \cos \theta)]^{1/2}. \quad (2.36)$$

El factor de forma atómica es la transformada de Fourier de la densidad electrónica atómica $\rho^{\otimes}$ que, para un átomo esféricamente simétrico, viene dada por

$$F(q, Z) = 4\pi \int_0^\infty \rho(r) \frac{\sin(qr/\hbar)}{qr/\hbar} r^2 dr. \quad (2.37)$$

La sección eficaz atómica total para la dispersión coherente es

$$\sigma_{Ra} = \int \frac{d\sigma_{Ra}}{d\Omega} d\Omega = \pi r_e^2 \int_{-1}^1 (1 + \cos^2 \theta) [F(q, Z)]^2 d(\cos \theta). \quad (2.38)$$

3.3.4. Sección eficaz Compton

En la dispersión Compton, un fotón con energía E interactúa con un electrón atómico, siendo absorbido y posteriormente reemitido como un fotón secundario (Compton) con una energía E_0 en la dirección $\Omega = (\theta, \phi)$ relativa a la dirección del fotón original. Tras una interacción de Compton con la capa i -ésima, el electrón activo es liberado hacia un estado libre con energía cinética $E_e = E - E' - U_i > 0$ donde U_i es la energía de ionización de la capa en cuestión. Esto resulta en que el átomo residual quede en un estado excitado con una vacante en la capa i -ésima.

En situaciones de dispersión por parte de electrones en reposo, la preservación de la energía y del momento da lugar a una relación entre la energía E_0 del fotón dispersado (efecto Compton) y el ángulo de dispersión θ .

$$E' \equiv \frac{E}{1 + \kappa(1 - \cos \theta)} \equiv E_C. \quad (2.41)$$

El DCS para la dispersión de Compton por un electrón libre en reposo viene dado por la conocida fórmula de Klein-Nishina

$$\frac{d\sigma_{Co}^{KN}}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left(\frac{E_C}{E} \right)^2 \left(\frac{E_C}{E} + \frac{E}{E_C} - \sin^2 \theta \right) \quad (2.42)$$

Integración del DCS, Ec. (2.40), sobre E_0 produce la sección transversal de Klein-Nishina,

$$\frac{d\sigma_{Co}^{KN}}{d\Omega} = Z \frac{r_e^2}{2} \left(\frac{E_C}{E} \right)^2 \left(\frac{E_C}{E} + \frac{E}{E_C} - \sin^2 \theta \right) \quad (2.43)$$

(Ribberfors, 1983).

3.3.4.1. Sección eficaz producción de pares

La creación de pares de electrones y positrones puede ocurrir cuando un fotón es absorbido cerca de una partícula masiva, como un núcleo o un electrón. Durante este proceso, el fotón proporciona energía y cantidad de movimiento, asegurando la conservación de ambas magnitudes. El umbral de energía para la producción de pares en el campo de un núcleo es de $2m_e c^2$. Cuando este fenómeno ocurre en el campo de un electrón, el electrón inicial retrocede con una energía cinética notable, dando lugar a lo que se conoce como "producción de tripletes". Este término se deriva de la observación de tres pistas visibles en el detector. En el caso en que el electrón inicial esté en reposo, la producción de tripletes solo es posible para fotones con una energía superior a $4 m_e c^2$.

$E_- = E - m_e c^2$, puede ser expresada como:

$$\frac{d\sigma_{pp}^{(BH)}}{d\epsilon} = r_e^2 \alpha Z [Z + \eta] \left\{ [\epsilon^2 + (1 - \epsilon)^2] (\Phi_1 - 4f_C) + \frac{2}{3} \epsilon (1 - \epsilon) (\Phi_2 - 4f_C) \right\} \quad (2.44)$$

Note que la “energía reducida” $\epsilon = (E_- + m_e c^2)/E$ es la fracción de la energía del fotón que se lleva el electrón; la energía cinética del positrón es

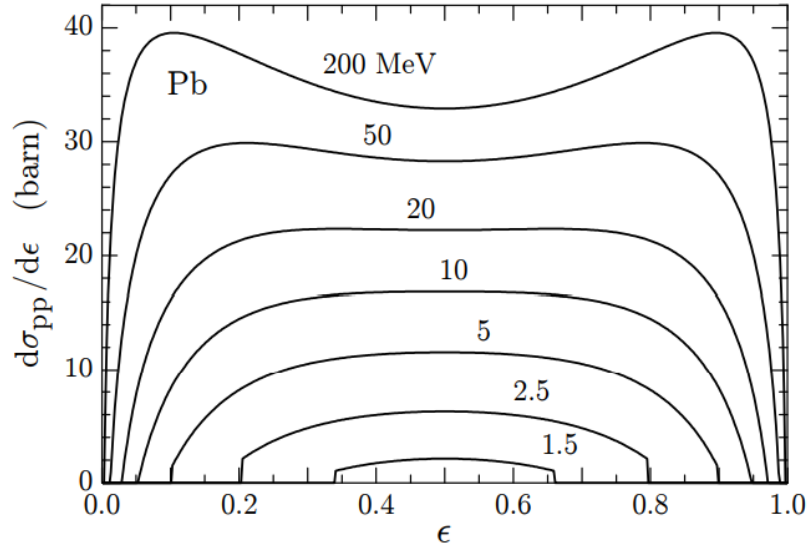
$$E_+ = E - E_- - 2m_e c^2 = (1 - \epsilon)E - m_e c^2 \quad (2.45)$$

Las funciones de detección Φ_1 y Φ_2 están dadas por integrales que involucran el factor de forma atómico. (Baró et al, 1994), (Bethe, Heitler, 1997), (Motz et al, 1969), (Tsai 1974).

$$\sigma_{pp}(E) = \sigma_{pair}(E) + \sigma_{triplet}(E), \quad (2.46)$$

Figura 5

DCS para la producción de pares en el plomo en función de la energía reducida del electrón, $\epsilon = (E - + mec^2)/E$.



Fuente: (Baró et al, 1994)

3.3.4.2. Coeficientes de atenuación

El camino libre medio inverso del fotón para un mecanismo dado se conoce como el coeficiente de atenuación parcial de ese mecanismo. Por lo tanto, el coeficiente de atenuación parcial para la absorción fotoeléctrica es

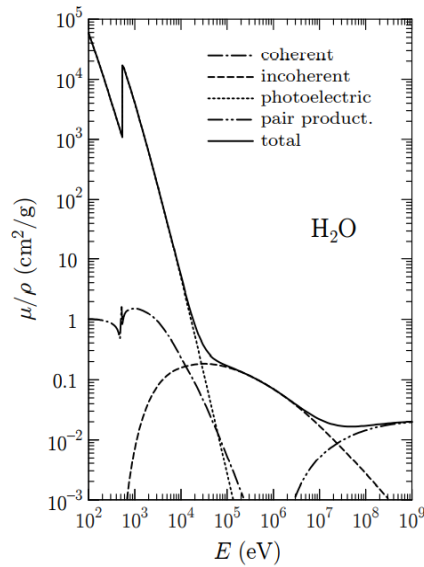
$$\mu_{ph} = N\sigma_{ph}, \quad (2.47)$$

donde $N = N_A\rho/A_M$ es el número de átomos o moléculas por unidad de volumen y σ_{ph} es la sección transversal fotoeléctrica atómica o molecular. El coeficiente de atenuación de masa fotoeléctrica se define como μ_{ph}/ρ y, por lo tanto, es independiente de la densidad del material. El coeficiente de atenuación de masa total se obtiene como

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A}{A_M} (\sigma_{Ra} + \sigma_{Co} + \sigma_{ph} + \sigma_{pp}) \quad (2.48)$$

Figura 6

Coeficientes de atenuación de masa parcial y total de agua en función de la energía fotónica



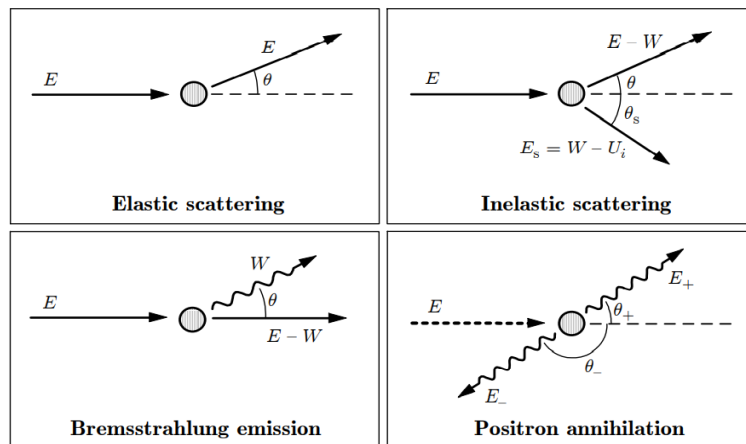
Fuente: (Salvat, 2014)

3.3.5. Interacción de partículas cargadas con la materia

Las posibles interacciones de electrones y positrones con el medio son dispersión elástica, colisiones inelásticas y emisión de bremsstrahlung (ver Fig. 2.13); los positrones también pueden sufrir aniquilación, ya sea en vuelo o en reposo (Liljequist 1987).

Figura 7

Interacción de partículas cargadas con la materia.



Fuente: (Salvar, 2014)

3.3.5.1. Sección eficaz de colisiones elásticas

Para tener en cuenta el efecto del tamaño finito del núcleo en el DCS elástico, la densidad de protones dentro del núcleo puede aproximarse mediante la distribución de Fermi.

$$\rho_n(r) = \frac{\rho_0}{\exp[(r - R_n)(4 \ln 3/t)] + 1}, \quad (4.49)$$

donde R_n es el radio medio (o radio de densidad media) y t es el espesor de la superficie (o “piel”). Estos dos parámetros están dados por

$$R_n = 1.07 \times 10^{-15} A_w^{1/3} \text{ m}, \quad (2.50)$$

$$t = 2.4 \times 10^{-15} \text{ m}, \quad (2.51)$$

donde A_w es el peso atómico del elemento. La constante ρ_0 , que es igual al doble de la densidad de protones en $r = R_n$, se determina mediante la normalización

$$Z = 4\pi \int_0^\infty \rho_n(r) r^2 dr. \quad (2.51)$$

La energía de interacción está dada por

$$V(r) = z_0 e \varphi(r) + V_{\text{ex}}(r), \quad (2.52)$$

donde z_0 es la carga del proyectil en unidades de e (-1 para electrones, $+1$ para positrones). El término $V_{\text{ex}}(r)$.

En un campo central, la distribución angular de los electrones dispersados de manera individual exhibe simetría axial en relación con la dirección de incidencia, lo que significa que las amplitudes de dispersión no dependen del ángulo azimutal φ .

$$\frac{d\sigma_{el}}{d\Omega} = |f(\theta)|^2 + |g(\theta)|^2, \quad (2.53)$$

$$\begin{aligned} f(\theta) &= \frac{1}{2ik} \sum_{\ell=0}^{\infty} \{(\ell+1) [\exp(2i\delta_{\ell+}) - 1] + \ell [\exp(2i\delta_{\ell-}) - 1]\} P_{\ell}(\cos \theta), \\ g(\theta) &= \frac{1}{2ik} \sum_{\ell=0}^{\infty} \{\exp(2i\delta_{\ell-}) - \exp(2i\delta_{\ell+})\} P_{\ell}^1(\cos \theta) \end{aligned} \quad (2.54)$$

Es el número de onda del proyectil, $P_{\ell}(\cos \theta)$ son polinomios de Legendre, $P_{\ell}^1(\cos \theta)$ son funciones de Legendre asociadas y $\delta'_{\pm}$ son los cambios de fase. Estos se determinan a partir del comportamiento asintótico de las funciones radiales de Dirac para r grande.

Por lo tanto, para determinar cada cambio de fase debemos resolver las ecuaciones radiales de Dirac para el potencial $V(r)$. El DCS de onda parcial, Eq. (3.6), explica rigurosamente el espín y otros efectos relativistas, así como los efectos de tamaño nuclear finito.

La DCS por unidad de deflexión angular es

$$\frac{d\sigma_{el}}{d\mu} = 4\pi \frac{d\sigma_{el}}{d\Omega}. \quad (2.55)$$

La sección eficaz elástica total está dada por

$$\sigma_{el} = \int \frac{d\sigma_{el}}{d\Omega} d\Omega = \int \frac{d\sigma_{el}}{d\mu} d\mu. \quad (2.56)$$

$$\frac{d\sigma_{el}}{d\mu} = \sigma_{el} p_{el}(\mu) \quad (2.57)$$

donde $p_{el}(\mu)$ es la PDF normalizada de μ en una sola colisión. El camino libre medio entre eventos elásticos consecutivos en un medio homogéneo de un solo elemento es

$$\lambda_{el} = 1/(\mathcal{N}\sigma_{el}) \quad (2.58)$$

donde $\mathcal{N}$ es el número de átomos por unidad de volumen. (Fano, 1963).

3.3.5.2. Sección eficaz de colisiones elásticas

El efecto de las colisiones inelásticas individuales sobre el proyectil se especifica completamente dando la pérdida de energía W y los ángulos de dispersión polar y azimutal θ y ϕ , respectivamente. En lugar del ángulo de dispersión polar θ , es conveniente utilizar la energía de retroceso Q definido por

$$Q(Q + 2m_e c^2) = (cq)^2. \quad (2.59)$$

El DCS para colisiones con pérdida de energía W y energía de retroceso Q , obtenido a partir de la primera aproximación de Born, se puede escribir en la forma

$$\frac{d^2\sigma_{in}}{dW dQ} = \frac{2\pi z_0^2 e^4}{m_e v^2} \left(\frac{2m_e c^2}{WQ(Q + 2m_e c^2)} + \frac{\beta^2 \sin^2 \theta_r W 2m_e c^2}{[Q(Q + 2m_e c^2) - W^2]^2} \right) \frac{df(Q, W)}{dW} \quad (2.60)$$

donde $v = \beta c$ es la velocidad del proyectil. θ_r es el ángulo entre la cantidad de movimiento inicial del proyectil y la transferencia de cantidad de movimiento, que viene dada por la ecuación

$$\cos^2 \theta_r = \frac{W^2/\beta^2}{Q(Q + 2m_e c^2)} \left(1 + \frac{Q(Q + 2m_e c^2) - W^2}{2W(E + m_e c^2)} \right)^2 \quad (2.61)$$

El factor $df(Q, W)/dW$ es la fuerza del oscilador generalizado atómico (GOS), que determina completamente el efecto de las interacciones inelásticas en el proyectil, dentro de la aproximación de Born (Fano, 1963).

3.3.5.3. Secciones eficaces diferenciales de colisiones

El DCS de pérdida de energía se define como

$$\frac{d\sigma_{\text{in}}}{dW} \equiv \int_{Q_-}^{Q_+} \frac{d^2\sigma_{\text{in}}}{dW dQ} dQ = \frac{d\sigma_{\text{dis,l}}}{dW} + \frac{d\sigma_{\text{dis,t}}}{dW} + \frac{d\sigma_{\text{clo}}}{dW} \quad (2.62)$$

donde Q_- y Q_+ son las energías de retroceso mínimas y máximas cinemáticamente permitidas. Las contribuciones de interacciones longitudinales y transversales distantes son respectivamente

$$\frac{d\sigma_{\text{dis,l}}}{dW} = \frac{2\pi e^4}{m_e v^2} \sum_k f_k \frac{1}{W} p_{\text{dis}}(W) \ln \left(\frac{Q'_k}{Q_-} \frac{Q_- + 2m_e c^2}{Q'_k + 2m_e c^2} \right) \Theta(Q'_k - Q_-) \quad (2.63)$$

y

$$\frac{d\sigma_{\text{dis,t}}}{dW} = \frac{2\pi e^4}{m_e v^2} \sum_k f_k \frac{1}{W} p_{\text{dis}}(W) \left\{ \ln \left(\frac{1}{1 - \beta^2} \right) - \beta^2 - \delta_F \right\} \Theta(Q'_k - Q_-) \quad (2.64)$$

El DCS de pérdida de energía para colisiones cercanas es

$$\frac{d\sigma_{\text{clo}}^{(\pm)}}{dW} = \frac{2\pi e^4}{m_e v^2} \sum_k f_k \frac{1}{W^2} F^{(\pm)}(E, W) \Theta(W - Q_k). \quad (2.65)$$

3.3.5.4. Sección eficaz para la emisión Bremsstrahlung

En particular, las fórmulas DCS de Bethe-Heitler para la producción de pares y la emisión de bremsstrahlung implican las mismas funciones de detección.

$$\frac{d\sigma_{\text{br}}^{(\text{BH})}}{dW} = r_e^2 \alpha Z(Z + \eta) \frac{1}{W} \left[\epsilon^2 \varphi_1(b) + \frac{4}{3}(1 - \epsilon) \varphi_2(b) \right] \quad (2.66)$$

donde α es la constante de estructura fina, r_e es el radio clásico del electrón (Salvat et al, 1992).

3.4. Magnitudes y unidades básicas en dosimetría de radiaciones.

Esta área se puede dividir en dosimetría absoluta y dosimetría relativa. La dosimetría absoluta consiste en una medida directa de la dosis absorbida, u otra cantidad relacionada con la dosis, en un punto determinado por un dosímetro en condiciones estándar. Por otro lado, la dosimetría relativa involucra dosímetros que requieren una calibración de su respuesta a la radiación ionizante, en un campo de radiación bien definido, antes de que la señal inducida por la radiación pueda usarse para obtener información dosimétrica.

Hay numerosas cantidades que se introdujeron con el objetivo de cuantificar la radiación. En esta tesis, solo se abordarán los más importantes, según el informe No.85 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU).

3.4.1. Número de partículas y energía radiante

El número de partículas, N , es el número de partículas que se emiten, transfieren o reciben. La energía radiante, R , es la energía (excluyendo la energía en reposo) de las partículas que se emiten, transfieren o reciben.

3.4.2. Flujo y flujo de energía.

La fluencia $\dot{N}$ es el aumento del número de partículas (dN) por intervalo de tiempo (dt),

de este modo (Podgorsak, 2005):

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (2.67)$$

El flujo de energía $\dot{R}$ es el incremento de energía radiante (dR) por intervalo de tiempo (dt), así (Podgorsak, 2005):

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (2.68)$$

3.4.3. Fluencia y Fluencia Energética

La fluencia, Φ , es el número de partículas (dN) que inciden sobre una esfera de área transversal da , por lo tanto (Podgorsak, 2005):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.69)$$

La fluencia, Ψ , es el número de partículas (dR) que inciden sobre una esfera de área transversal da , por lo tanto (Podgorsak, 2005):

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (2.70)$$

3.4.4. Tasa de Fluencia y Tasa de Energía-Fluencia

La tasa de fluencia de energía, $\dot{\Psi}$, es el aumento de la fluencia de energía en el intervalo de tiempo dt , por lo tanto (Podgorsak, 2005):

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (2.71)$$

3.4.5. KERMA

KERMA es un acrónimo de “Energía cinética liberada en la materia” y solo se define para la radiación ionizante indirecta. El informe ICRU No. 85 describe esta cantidad como: el cociente de por, donde es la suma media de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas en una masa de un material por las partículas sin carga que inciden, por lo tanto (Podgorsak, 2005), (Thomas, 2012):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.72)$$

Las partículas cargadas liberadas pueden perder energía cinética a través de colisiones inelásticas con electrones atómicos (ionización y excitación) o por procesos radiactivos que involucran núcleos atómicos. Por tanto, el KERMA se puede descomponer en dos cantidades, el KERMA de colisión, que no tiene en cuenta las pérdidas radiactivas de las partículas cargadas liberadas, y el KERMA de radiación, que sólo considera la energía emitida a través de los procesos radiactivos (Khan, 2010).

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (2.73)$$

3.4.6. Dosis absorbida

La dosis absorbida D es la energía media impartida por la radiación ionizante $d\bar{\epsilon}$ a la materia de masa dm , por lo tanto

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.74)$$

Esta cantidad se mide en Gray y se define para todos los tipos de radiación ionizante, todos los materiales y todas las energías, mientras que KERMA solo se define para la radiación ionizante indirecta, la dosis absorbida se puede estimar por el KERMA de colisión en condiciones de equilibrio electrónico.

Una cantidad relevante relacionada con la dosis absorbida es la dosis equivalente, definida como la dosis absorbida multiplicada por un factor de ponderación de la radiación. Esta medida considera la eficacia biológica de la radiación, es decir, la eficacia de un determinado tipo de radiación para causar daño a los tejidos y órganos, y depende del tipo de radiación y la energía (Khan, 2010).

3.4.7. Equilibrio electrónico (CPE)

Se establece que el equilibrio de partículas cargadas, o equilibrio electrónico, se manifiesta en un determinado volumen cuando cada partícula cargada que abandona dicho volumen, con una dirección y energía específicas, es reemplazada por una partícula del mismo tipo, dirección y energía que entra en ese mismo volumen. Cuando se cumplen las condiciones de equilibrio electrónico, es válido suponer que el KERMA de colisión es igual a la dosis absorbida.

En la región de acumulación, los requisitos de equilibrio electrónico no se verifican, por lo que la energía depositada no se puede deducir de la transferencia de energía a la materia en esta ubicación. Es posible ver que inmediatamente debajo de la superficie del paciente, la dosis absorbida (D) es mucho menor que la KERMA de colisión (K_{col}). Sin embargo, aumenta rápidamente con la profundidad (z) hasta que se alcanza el equilibrio electrónico en z_{max} (profundidad de la dosis máxima absorbida) y ambas cantidades se vuelven comparables (Khan, 2010).

No obstante, la relación entre la dosis y el Kerma de colisión comúnmente se denota como:

$$\beta = D/K_{col} \quad (2.75)$$

Sin embargo, en una situación más realista, debido a la atenuación y dispersión de fotones en el medio, se produce una región de transferencia de partículas cargadas desde el equilibrio electrónico (TCPE) donde existe una relación esencialmente

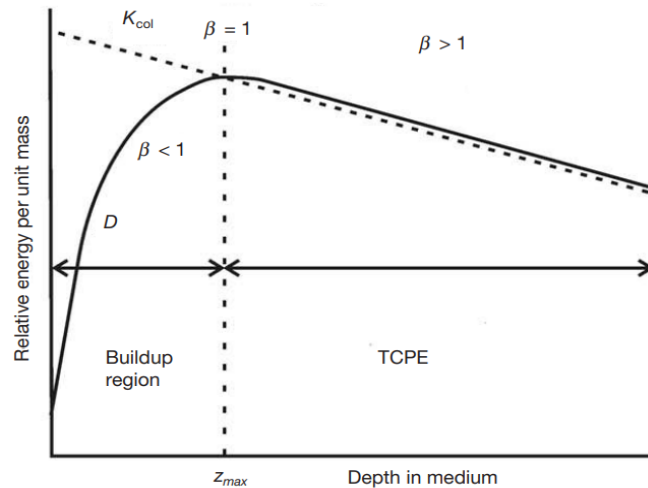
constante entre el Kerma de colisión y la dosis absorbida. En el caso especial de que exista un verdadero CPE (a la profundidad de máxima dosis en el medio), la relación entre la dosis absorbida D y el Kerma total K viene dada por:

$$D = K_{\text{col}} = K(1 - \bar{g}) \quad (2.76)$$

donde $\bar{g}$ es la fracción radiactiva, en función de la energía cinética del electrón; cuanto mayor es la energía, mayor es $\bar{g}$.

Figura 8

Kerma de colisión y dosis absorbida en función de la profundidad en un medio irradiado por un haz de fotones de alta energía para el caso real.



Fuente: (Thomas, 2012)

3.4.8. Exposición (X)

La exposición X se define como el cociente de dQ por dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total media de los iones de un signo producidos cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por los fotones que inciden sobre una masa de aire seco se detienen completamente en aire seco

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.77)$$

Esta cantidad solo se define para los fotones y caracteriza la capacidad de los fotones para ionizar el aire. (Khan, 2010)

3.4.9. Acelerador Lineal (Linac)

El equipo clave en la radioterapia es el acelerador lineal (LINAC), figuras 11 y 12, porque es la fuente de los haces de radiación ionizante utilizados para el tratamiento del paciente. La principal fuente de radiación en el LINAC es el cañón de electrones. Este componente del acelerador tiene un filamento de tungsteno calentado que, mediante emisión termoiónica, emite electrones que formarán el haz LINAC. Después de la emisión, los electrones se aceleran en una guía de ondas por medio de ondas electromagnéticas en el rango de microondas, que se generan a través de un magnetrón o un klystron. Para los LINAC que producen haces de electrones de 6MV o más, la longitud necesaria de la guía de ondas de aceleración es demasiado larga para alinearse con el objetivo, por lo que resulta útil curvar el haz de electrones mediante el uso de imanes de flexión. Los sistemas de flexión más utilizados se nombran según el ángulo en que giran los electrones, a saber: la flexión de 90°, la flexión de 270° y el sistema de slalom en el que los electrones toman una trayectoria en zigzag (Salvat, 2014).

Los electrones que salen del sistema de imanes de flexión se pueden usar directamente para el tratamiento en la superficie del cuerpo, o pueden chocar con un objetivo, produciendo rayos X de alta energía a través de bremsstrahlung que se pueden usar para tratar áreas más profundas dentro del paciente. El haz resultante pasa a través de un colimador primario, donde es colimado. Este componente es una abertura cónica mecanizada en un bloque de un material de blindaje y define el campo circular máximo.

En el rango de energía clínica (4MV - 25MV), la distribución angular de los fotones de bremsstrahlung es preferentemente en la dirección de los electrones incidentes que salen del sistema de imanes de flexión, creando un perfil de dosis transversal con pico hacia adelante (en forma de campana). Por lo tanto, para proporcionar una distribución de dosis plana (uniforme) a una profundidad definida, se introduce un filtro de aplanamiento (FF) en la trayectoria del haz. Este componente tiene una forma cónica para aplanar el espectro de bremsstrahlung

con pico de avance de los fotones de MV. El tipo de FF utilizado depende de la energía del haz producido por el LINAC.

Debajo del filtro de aplanamiento hay cámaras de ionización dobles, selladas e independientes. Estas cámaras están selladas para dar una lectura constante a una tasa de dosis constante, independientemente de la temperatura y la presión en el búnker.

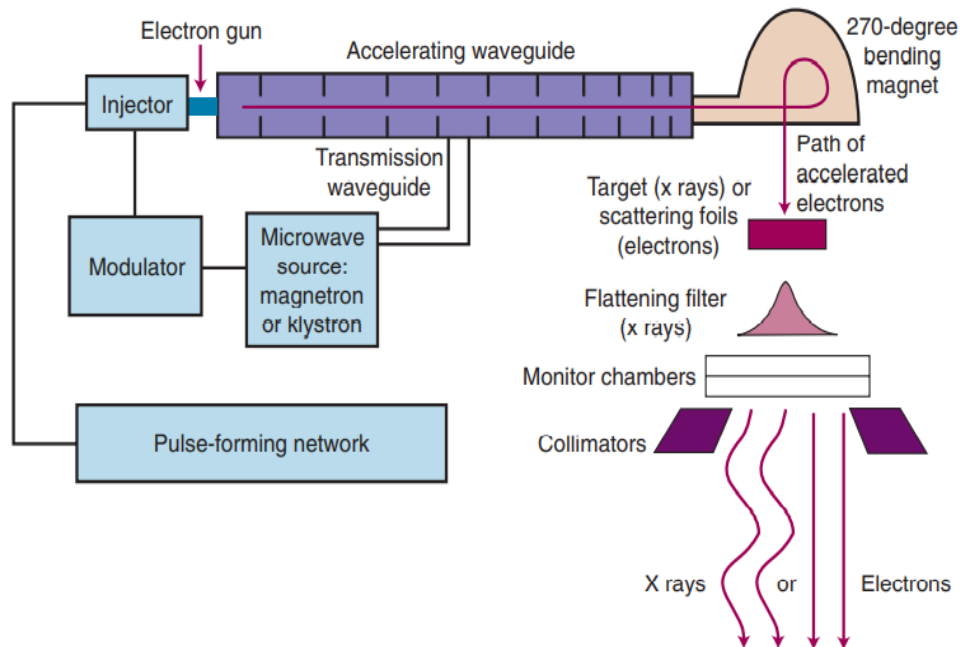
Por lo tanto, pueden terminar la irradiación cuando se carga el número planificado de unidades de monitor (UM). La ventaja de tener un sistema dual es que si la cámara primaria falla durante el tratamiento, el sistema de monitoreo de dosis secundario puede terminar la irradiación cuando las UM seleccionadas se superan por un límite establecido, brindando seguridad adicional para el paciente al evitar una salida excesiva de radiación (Cherry, Duxbury, 2019).

Posteriormente, el haz colimado es truncado por los colimadores secundarios, también conocidos como mandíbulas. Estos consisten en dos pares de bloques ajustables, hechos de un material de alta Z y perpendiculares entre ellos. Las mordazas restringen la radiación que emerge de la cabeza del LINAC a campos cuadrados o rectangulares específicos, que van desde $1 \times 1 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ en el isocentro del acelerador. El isocentro es el punto donde se cruzan los ejes de rotación de la camilla de tratamiento, el pórtico y el colimador. La mayoría de los modelos modernos de LINAC cuentan con un sistema adicional para la colimación de haces denominado colimador multiláminas (MLC), figura 2.17. Este componente está compuesto por varias láminas delgadas de un material de alto número atómico (típicamente tungsteno), lo que permite el diseño dinámico de prácticamente cualquier forma de campo para la irradiación del paciente. El MLC se divide en dos carros, también llamados banco A y banco B, cada uno de los cuales con la mitad del número total de hojas de MLC.

Actualmente, las MLC utilizadas en la práctica clínica pueden tener de 40 a 160 hojas. Estas hojas pueden tener diferentes anchos, que van desde algunos milímetros hasta 1 cm. Cada hoja está controlada por computadora, lo que permite conformaciones de campo con una precisión superior a 1 mm, (Cherry, Duxbury, 2019).

Figura 9

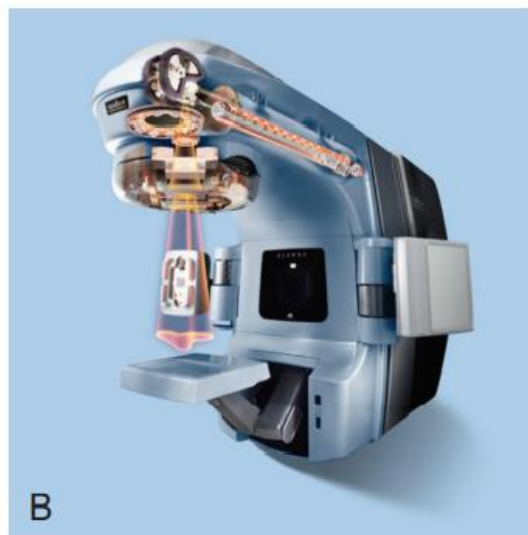
Esquema del acelerador lineal de electrones. Se muestran los componentes clave que permiten acelerar un haz de electrones, produciendo un haz de tratamiento de electrones o rayos X.



(Gunderson, 2015)

Figura 10

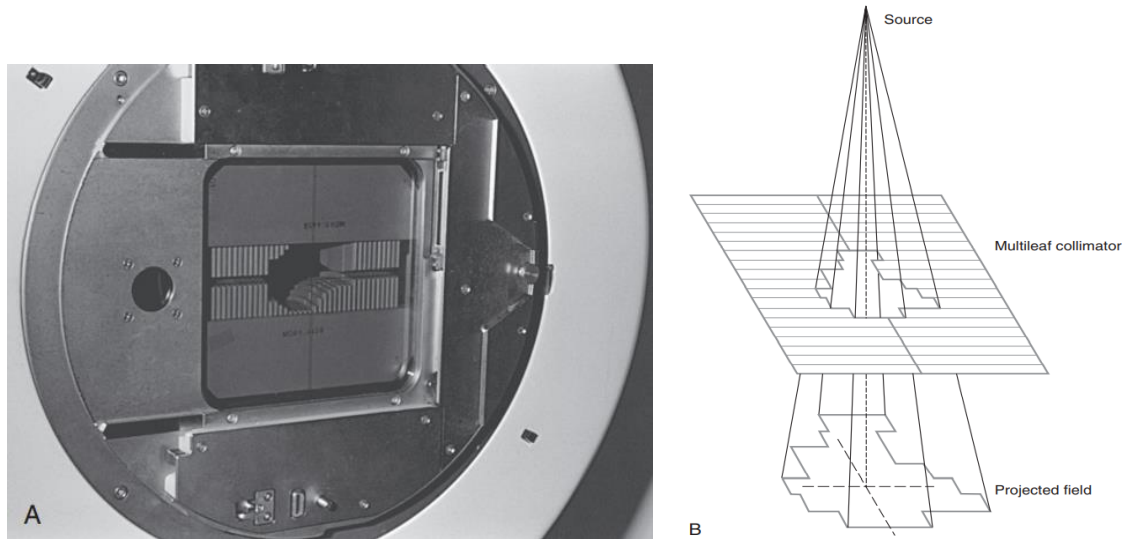
Foto de un Linac Varian Medical Systems



Fuente: (Gunderson, 2015)

Figura 11

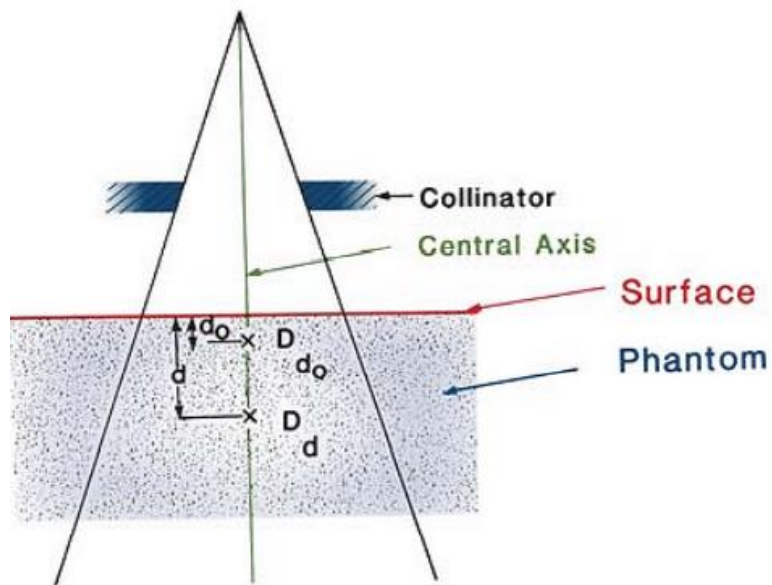
El colimador multiláminas. A, Dispositivo de 80 hojas instalado para un acelerador lineal Varian 2100C. B, Esquema de la definición del haz.



Fuente: (Cherry, Duxbury, 2019)

Figura 12

El porcentaje de dosis en profundidad es (D_d/D_{d_0}) , donde d es cualquier profundidad y d_0 es la profundidad de referencia de la dosis máxima.



Fuente: (Khan 2010)

3.4.10. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

El porcentaje de dosis en profundidad (PDD) es una curva que se define como el porcentaje de la dosis absorbida a una cierta profundidad D_d , en relación con la dosis absorbida en una profundidad de referencia D_{d0} , a lo largo del eje central del haz. Por lo tanto, el PDD está influenciado por diversos factores como el material irradiado, el tamaño del campo de irradiación, la energía del haz y la distancia entre la fuente y la superficie (SSD).

3.4.11. Perfiles de dosis

Las distribuciones de dosis a lo largo del eje central del haz solo proporcionan una parte de la información necesaria para describir con precisión la energía depositada en el paciente o en el fantoma. La información restante, que es fundamental para determinar las distribuciones de dosis en dos o tres dimensiones, se obtiene combinando la información del eje central con los perfiles de dosis fuera del eje. Estos datos fuera del eje se adquieren midiendo varios perfiles de haz perpendicularmente al eje central del haz a una cierta profundidad en un fantoma, por ejemplo, profundidad de dosis máxima, 5 cm, 10 cm, 20 y 30 cm. La distribución de la dosis medida depende de dos componentes del LINAC, a saber

- Colimador: Influye en los bordes del haz;
- Filtro de aplanamiento: controla el centro del haz.

Por lo tanto, hay una variación de dosis desde el eje del haz hasta su región fuera del eje porque estas regiones están influenciadas por diferentes estructuras del LINAC. Esta discrepancia se describe a través de la relación fuera del eje.

Esta discrepancia se da cuando la dosis absorbida por el volumen o tejido esta fuera del eje de referencia del haz incidente comparado con el punto de referencia (Semwal, M. K. 2020).

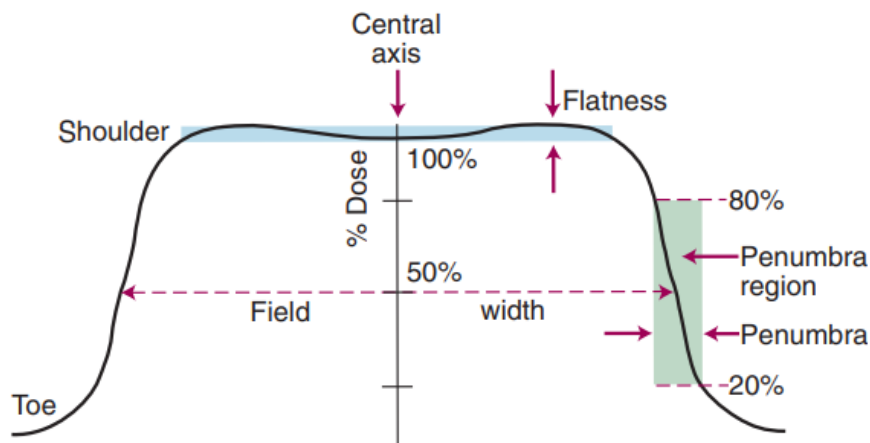
El TAR se define por la relación, expresada en porcentaje, de la dosis en un punto del eje central del haz a una profundidad dada, D_0 , a la dosis en el punto del eje central del haz a la misma profundidad, D_d , por lo tanto

$$TAR = \frac{D_0}{D_d} \times 100\% \quad (2.78)$$

La distribución de dosis se divide en tres regiones principales: la región central de dosis, que abarca desde el eje central hasta aproximadamente 1 cm a 1,5 cm de los bordes del campo del haz, y contiene del 100 % al 80 % de la dosis en el eje central del haz; la región de penumbra, que es la zona cercana a los bordes del campo del haz donde la dosis cambia rápidamente y está influenciada por los colimadores que definen el campo, el tamaño de la fuente de radiación y el desequilibrio electrónico lateral. Esta región contiene del 80 % al 20 % de la dosis en el eje central del haz; y la región de sombra, que está fuera del campo de radiación, lejos de los bordes del campo, donde la dosis es mínima y es el resultado de la radiación transmitida a través del colimador y el blindaje de la cabeza. Esta región contiene menos del 20 % de la dosis en el eje central del haz. A poca profundidad, el perfil del haz aplanado muestra cuernos, que son generados por el filtro aplanador de forma cónica, pero estos desaparecen a mayor profundidad. (figura 2.19) (Gunderson, Tepper, 2015).

Figura 13

Los perfiles de dosis de un haz de fotones típico se caracterizan por las regiones de hombro y punta, con definiciones de ancho de campo, aplanamiento y penumbra como se indica.



Fuente: (Gunderson, Tepper, 2015)

Las características del perfil de dosis transversal a menudo se verifican y caracterizan mediante parámetros que evalúan su uniformidad, simetría y planitud.

3.4.12. Radioterapia

3.4.12.1. Definición de Volúmenes

En el proceso de planificación del tratamiento existen varios volúmenes que deben ser delimitados por el médico y/o el dosimetrista, porque la dosis absorbida no se puede prescribir, registrar e informar sin especificar los volúmenes objetivo y los volúmenes de tejidos sanos en riesgo. En este trabajo se considerarán las definiciones del informe ICRU No.83 para estos volúmenes, así:

- Volumen tumoral evidente (GTV): el GTV es la extensión macroscópica y el sitio del tumor;
- Volumen Blanco Clínico (CTV): el CTV es el volumen de tejido que engloba el GTV más un margen clínico que da cuenta de una enfermedad maligna subclínica con cierta probabilidad de manifestación, considerado pertinente para la terapia;
- Volumen objetivo interno (ITV): el ITV es el volumen de tejido que contiene el CTV más un margen interno que explica el movimiento fisiológico y las variaciones de tamaño, forma y posición del CTV;
- Volumen objetivo de planificación (PTV): el PTV es el volumen de tejido que incluye el ITV más un margen de configuración que tiene en cuenta las incertidumbres en el posicionamiento del paciente en todas las sesiones de tratamiento;
- Órganos de Riesgo (OARs): los OARs son las estructuras que si son irradiadas podrían experimentar una morbilidad significativa, en consecuencia, estas pueden influir en la planificación del tratamiento y/o la dosis absorbida prescrita.

3.4.12.2. Técnicas generales de tratamiento

La selección de la técnica de tratamiento de radioterapia para un paciente dado está determinada por la profundidad y el tamaño del volumen objetivo, el sitio anatómico a irradiar y la proximidad de estructuras anatómicas críticas. Algunos parámetros fundamentales de la técnica son: el número de haces; la energía del haz; el peso del haz (la cantidad relativa de dosis administrada por cada haz); la forma del campo; la geometría de irradiación; y la aplicación de

bolus, cuñas, compensadores u otros dispositivos. Tener en cuenta de que el tratamiento en radioterapia se puede utilizar desde un único campo, en un tratamiento unidireccional, hasta varios cientos/miles de campos, como en los tratamientos de arco dinámico (Gunderson et al 2015).

3.4.12.3. Técnicas Avanzadas de Tratamiento

Estas técnicas han sido ampliamente reconocidas como el mejor abordaje terapéutico para numerosos casos clínicos debido a su capacidad para ofrecer distribuciones de dosis conformes de calidad y mejorar la preservación de los tejidos sanos vecinos, en comparación con las técnicas convencionales. En consecuencia, estos enfoques permiten una reducción de las complicaciones en los tejidos normales y un aumento de la dosis en el volumen objetivo.

Para entregar una distribución de dosis conforme, las técnicas de radioterapia avanzada requieren un proceso de planificación de tratamiento complejo y un sistema de administración de haz intrínseco, que frecuentemente involucra un MLC con secuencias de movimiento inteligente de multihojas.

En consecuencia, a medida que las técnicas de tratamiento de radioterapia se vuelven más avanzadas y complicadas, los programas de control de calidad (QA) se vuelven más importantes debido al aumento en la probabilidad y gravedad de las consecuencias asociadas con los errores.

3.4.12.4. Radioterapia conformada tridimensional (3DCRT)

La radioterapia conformada tridimensional (3DCRT) es una técnica que emplea múltiples haces. Cada campo de radiación tiene una intensidad uniforme y se ajusta a un área de tratamiento definida por el contorno de PTV, tal como lo ve un observador ubicado en la ubicación de la fuente de radiación (perspectiva conocida como Beam's Eye View (BEV)). La conformación de campo se realiza frecuentemente por el MLC, o mediante bloques personalizados hechos de un metal con alta densidad. Esta técnica permite el uso seguro de niveles de radiación más altos en el tratamiento del paciente, lo que lleva a una mejora en la apoptosis celular y la reducción de tumores. Como resultado, 3DCRT proporciona mejores tasas de curación o paliación en comparación con las técnicas generales.

3.4.12.5. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) representa una evolución de la 3DCRT en cuanto a la calidad del plan alcanzable, ya que cada campo de irradiación en la IMRT tiene una intensidad variable, además de ajustarse al objetivo. Por tanto, se trata de una técnica muy precisa que permite el envío de altas dosis de radiación al volumen blanco, así como la reducción de la energía depositada en los tejidos sanos vecinos.

En IMRT, el haz de radiación es modulado por las hojas MLC controladas por computadora. La modulación puede interpretarse como la división de cada haz en subcampos pequeños y geométricos, llamados haces pequeños. Cada segmento individual tiene un peso determinado, es decir, un nivel de intensidad, que representa la contribución de ese haz específico a la dosis total administrada al paciente durante su irradiación. El peso y las dimensiones de los haces se calculan mediante el algoritmo TPS, que también determina el movimiento de las hojas del MLC necesario para lograr la distribución de dosis deseada. La IMRT se puede llevar a cabo a través de dos técnicas diferentes, a saber, paso y disparo y ventana deslizante. En ambos enfoques, la dosis prescrita se administra al paciente desde un número discreto de ángulos de pórtico. Sin embargo, en la ventana deslizante, el haz se mantiene mientras las hojas del MLC se deslizan a través de la ventana de salida del pórtico a diferentes velocidades, creando un patrón de fluencia continuo. Por otro lado, en step-and-shoot, las hojas de MLC se escalonan en un conjunto de conformaciones discretas y el haz solo se enciende cuando las hojas están inmóviles en cada ubicación, por lo tanto, un patrón de fluencia con un número discreto de niveles, igual al número de pasos realizados. (Chiu 2011).

3.4.12.6. Terapia de arco modulada volumétrica (VMAT)

VMAT es una técnica de radioterapia avanzada, un LINAC equipado con un MLC proporciona una distribución de dosis tridimensional con forma precisa mediante la ejecución de una rotación del pórtico alrededor del paciente, mientras se irradia continuamente al individuo. Esta capacidad de irradiar un volumen dado a través de la rotación continua de la fuente de radiación se denomina comúnmente terapia de arco (Olsom 2017).

La modulación tridimensional de la radiación en VMAT se logra realizando ajustes simultáneos y rápidos de tres factores, a saber: velocidad de rotación del campo; la forma de la apertura del tratamiento, que está definida por la orientación del MLC, así como por el movimiento de las hojas del MLC; y tasa de dosis.

Una de las principales ventajas asociadas con VMAT es la reducción del tiempo de tratamiento, ya que, a diferencia de los enfoques de IMRT durante los cuales el equipo tiene que girar varias veces alrededor del paciente o hacer arranques y paradas repetidos para tratar el tumor desde diferentes ángulos, esta técnica puede entregar la dosis al volumen objetivo en una rotación continua del pórtico, manteniendo el haz encendido durante todo el proceso. VMAT también proporciona una conformidad de dosis alta con el objetivo y un ahorro significativo de los tejidos sanos vecinos. (Cox et al, 2009)

A medida que aumenta la complejidad del tratamiento, la garantía de calidad (QA) específica del paciente antes del tratamiento se vuelve más importante. Por lo tanto, debido a la implementación totalmente dinámica y al método diferente de operar el LINAC en VMAT, los programas de control de calidad específicos del paciente deben garantizar una administración de dosis precisa para garantizar la seguridad del paciente y la efectividad del tratamiento. Los programas de control de calidad deben contener comprobaciones de rendimiento generales y específicas de la máquina, así como la verificación de los planes de tratamiento mediante mediciones de las distribuciones de dosis administradas.

CAPITULO 4

METODOLOGÌA

4.1. Generalidades

En radioterapia, el paciente no puede ser utilizado como sujeto de experimentos y, en la mayoría de las situaciones, no es posible medir la dosis exacta entregada a un órgano específico porque el dosímetro tendría que estar en contacto con esa estructura.

Por consiguiente, los programas de simulación son particularmente valiosos en radioterapia porque posibilitan la predicción de la distribución de la dosis administrada al paciente, así como la garantía de que este recibirá la distribución de la dosis planificada, sin necesidad de exponer a pacientes reales. Es importante tener en cuenta que estas distribuciones de dosis calculadas son estimaciones, por lo que la distribución de dosis real administrada al paciente puede variar en mayor o menor medida, dependiendo de la precisión del cálculo.

En radioterapia, el método de Monte Carlo se usa para simular las trayectorias de millones de partículas individuales que atraviesan un objetivo y, en consecuencia, para estimar la dosis total depositada en el medio mediante muestreo aleatorio de las interacciones de las partículas y su transporte dentro de la materia.

4.2. Materiales

4.2.1. Acelerador lineal Varian

Varian TrueBeam™ es un LINAC. El sistema TrueBeam™ tiene la capacidad de sincronizar dinámicamente la imagen, el posicionamiento del paciente, la gestión del movimiento y la administración del tratamiento. Esta plataforma totalmente integrada permite la realización de varias técnicas de radioterapia avanzadas, como VMAT (RapidArc™), IMRT, IGRT y radiocirugía. También es posible operar este LINAC en un modo sin filtro aplanador (FFF), definido por Varian como un modo de alta intensidad, a energías de fotones de 6MV.

La unidad TrueBeam está equipada con un colimador multihojas de alta definición 120 (HD 120™ MLC), que tiene 32 pares de hojas de 2,5 mm de ancho en el centro y 28 pares de hojas de 5 mm de ancho en la periferia. El tamaño máximo de campo estático para este MLC es de 40 cm x 22 cm que está incorporada en la simulación del software. (Paganetti 2012)

4.2.2. Fantomas

En el presente trabajo se emplearon dos tipos de fantomas, también conocidos como maniqués, fundamentales para la validación de procedimientos en radioterapia. Estos modelos físicos permiten simular y evaluar la interacción de la radiación con el cuerpo humano, asegurando que la distribución de la dosis sea precisa y segura, minimizando el impacto en tejidos sanos. Los dos tipos de fantomas utilizados fueron un maniquí antropomórfico y un tanque de agua, los cuales aportan enfoques complementarios en la verificación de dosis y calibración del sistema (Rodríguez et al., 2013).

El maniquí antropomórfico reproduce la anatomía humana, simulando tejidos como piel, músculo, grasa y huesos, lo que facilita la evaluación de la dosis administrada en áreas específicas del cuerpo. Este modelo es particularmente útil en técnicas avanzadas como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o la radioterapia conformada, donde la precisión en la distribución de la dosis es crítica para el éxito del tratamiento. Los maniqués antropomórficos suelen incluir insertos para alojar dosímetros, tales como cámaras de ionización o detectores de termoluminiscencia (TLD), lo que permite medir la dosis en puntos específicos del cuerpo. Además, algunos de estos modelos cuentan con mecanismos que simulan el movimiento respiratorio, permitiendo evaluar técnicas que sincronizan la irradiación con la respiración del paciente, esenciales en tratamientos de tórax y abdomen.

Por otro lado, el tanque de agua proporciona un entorno estandarizado para la calibración y verificación de los parámetros del haz de radiación. El agua se utiliza debido a su similitud en densidad y propiedades de absorción con los tejidos humanos, facilitando la validación de parámetros fundamentales como la profundidad de máxima dosis (d_{max}), los perfiles de dosis y la dispersión lateral del haz. Este tipo de fantoma es esencial para asegurar que el sistema de planificación de tratamiento (TPS) entregue la dosis de acuerdo con lo programado. Los tanques de agua suelen estar equipados con sistemas

automatizados de dosimetría tridimensional, donde sondas móviles recorren diferentes profundidades para registrar con precisión la distribución del haz.

Ambos tipos de fantasmas cumplen funciones complementarias en el proceso de validación del tratamiento. Mientras el maniquí antropomórfico permite evaluar cómo se distribuye la dosis en una anatomía compleja y cercana a la realidad del paciente, el tanque de agua proporciona una plataforma controlada que garantiza la calibración precisa de los haces y la coherencia entre la dosis planificada y la administrada. La combinación de estos modelos asegura que los tratamientos de radioterapia se realicen con la mayor precisión posible, minimizando riesgos y maximizando los beneficios terapéuticos para el paciente.

4.2.3. Cámara de ionización

Una cámara de ionización es un detector ampliamente utilizado en dosimetría para medir la dosis de radiación en procedimientos como radioterapia y control de calidad de haces de radiación. Este dispositivo contiene una cavidad llena de gas, que puede ser aire u otro gas específico, donde se produce la ionización de las moléculas del gas al interactuar con la radiación. La radiación incidente genera pares de iones positivos y electrones libres dentro de la cavidad, y mediante la aplicación de una diferencia de potencial entre dos electrodos, se recolectan estas cargas generadas por la ionización (Rodríguez et al., 2013).

El diseño de la cámara de ionización permite que los iones positivos se desplacen hacia el electrodo negativo y los electrones libres hacia el electrodo positivo, generando una corriente eléctrica proporcional a la cantidad de radiación recibida. Esta señal se procesa para obtener una medida precisa de la dosis absorbida en un punto específico, lo que hace que estas cámaras sean esenciales en la calibración de equipos de radioterapia y en la verificación de la dosis administrada a los pacientes.

Existen diferentes tipos de cámaras de ionización según su aplicación. Por ejemplo, las cámaras de ionización de campo libre se utilizan para medir la radiación ambiental, mientras que las cámaras de pozo o de plano-paralelo son ideales para la dosimetría en haces superficiales y campos de radiación pequeños. Las cámaras cilíndricas o de volumen estándar son las más comunes en

radioterapia para verificar la salida del haz y asegurar que el tratamiento administrado corresponda a lo planificado.

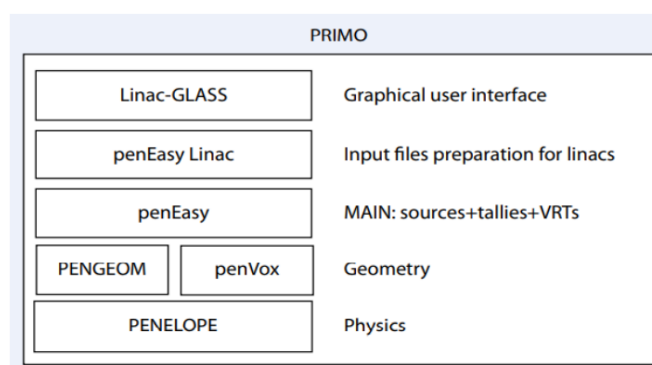
Una de las ventajas clave de las cámaras de ionización es su alta precisión y estabilidad, lo que las convierte en el estándar de referencia para la medición de dosis en radioterapia. Sin embargo, su desempeño puede verse afectado por factores ambientales como la temperatura, la presión y la humedad, por lo que es fundamental realizar correcciones en las mediciones para garantizar la exactitud de los resultados. Además, estas cámaras requieren un mantenimiento cuidadoso y una calibración regular para conservar su rendimiento óptimo a lo largo del tiempo.

4.2.4. PRIMO

PRIMO proporciona dos sistemas de simulación: uno basado en el código Monte Carlo de propósito general PENELOPE 2011 combinado con el programa penEasy y con penEasyLinac; y el Método de planificación de dosis (DPM) que es un algoritmo Monte Carlo rápido para la simulación de lluvias de electrones y fotones en radioterapia externa. A continuación, se representa un diagrama esquemático del sistema de simulación basado en el código PENELOPE 2011 proporcionado por el software:

Tabla 1

Diagrama esquemático que representa la estructura en capas del motor de simulación basado en PENELOPE 2011 proporcionado por PRIMO.



Fuente: (Rodriguez et al 2013)

Al comienzo de un nuevo proyecto PRIMO, el usuario debe definir la ID y el nombre del proyecto, seleccionar el modelo LINAC y elegir el tipo de radiación a utilizar (ya sea fotones o electrones). La información sobre el modelado de los componentes presentes en el cabezal del LINAC ya está incluida en el software y no es posible modificarla ni agregar nuevas estructuras. Posteriormente, se presenta la interfaz gráfica de simulación, dividida en 3 segmentos, a saber, s1, s2 y s3. En s1, el usuario puede especificar varios parámetros para crear un nuevo archivo de espacio de fase, que se contabiliza en un plano ubicado en el extremo aguas abajo de la parte superior del LINAC. Este espacio de fase contiene la información completa sobre todas las partículas en el plano mencionado, a saber, el tipo de partícula, energía, posición en coordenadas cartesianas (x, y, z), peso estadístico, cosenos directores (u, v, w), y algunas variables adicionales. Los parámetros que se pueden ajustar en s1 están relacionados con el haz primario, estos son: energía, ancho completo a la mitad del máximo (FWHM) de la distribución de energía, FWHM relativo al punto focal y divergencia. PRIMO sugiere un conjunto de valores iniciales para los diversos parámetros cuando se selecciona una energía de haz nominal; sin embargo, el usuario puede regularlos para mejorar la coincidencia entre los resultados simulados y medidos. En esta sección, también es posible seleccionar varias técnicas de reducción de la varianza, como la interacción forzada en el objetivo y la división por encima de las mandíbulas (división simple, división rotacional o división-ruleta). Además de simular/crear un nuevo archivo de espacio de fase, PRIMO permite al usuario importar o vincular un archivo de espacio de fase previamente simulado en formato IAEAPHSP al segmento s1.

En s2 es posible seleccionar los parámetros de los campos de tratamiento, como número, tamaño, presencia o ausencia de MLC y tipo de MLC. El usuario también puede elegir el tipo de aplicador de electrones (modo electrónico), así como los ángulos del pórtico y el colimador. La posición de las hojas del MLC se puede importar desde un archivo de texto. Una nueva versión de PRIMO, utilizada a lo largo de este trabajo, permite la simulación de planes de tratamiento diseñados para técnicas de radioterapia avanzada, a saber, IMRT y VMAT. El usuario no puede crear manualmente estos planes complejos en PRIMO, sin embargo, puede generarlos en el TPS, generalmente a través de un proceso de planificación inverso, y luego importarlos en este segmento. Otra de las novedades introducidas

en esta versión del software es el uso de puntos de control, que puede interpretarse como la forma de discretizar el ajuste continuo de los distintos parámetros, realizado por el LINAC, durante las técnicas IMRT o VMAT. Cada uno de estos puntos contiene información sobre el ángulo del pórtico, la forma y ángulo del MLC, la posición de las mandíbulas y su peso. Sin embargo, los parámetros de los puntos de control no son editables en la interfaz gráfica de usuario. Al final de este segmento se genera un nuevo espacio de fase, que se contabiliza en un plano situado en el extremo de aguas abajo de la parte independiente del paciente de la máquina. La simulación de las interacciones entre las partículas previamente simuladas y el fantasma, o el paciente, se realiza en el segmento s3. La estructura de simulación predeterminada es un fantasma de agua de dimensiones 40,5 cm x 40,5 cm x 40 cm, (x, y, z), con un tamaño de contenedor de 0,5 cm. Sin embargo, es posible crear un maniquí de losa con diversos materiales proporcionados por PRIMO o importar una tomografía computarizada (TC) de un paciente o un maniquí.

Aquí, el modelo paciente/fantasma siempre está definido por una matriz 3D. En este segmento, el usuario también puede ajustar el SSD y la ubicación del isocentro.

Para planes que involucran dos o más campos de radiación, no es posible contar un espacio de fase en s2 debido a que los ángulos del pórtico, el colimador y los ángulos de la mesa no se guardan en ese archivo. Como resultado, para estos casos el usuario debe simular los segmentos s2 y s3 en conjunto.

El rendimiento del segmento s3 es una distribución de dosis en el paciente, o fantoma, descrita por porcentajes de dosis en profundidad (PDD), perfiles transversales y diagonales e histogramas de dosis-volumen (DVH). Estas curvas se pueden analizar con una herramienta proporcionada por PRIMO que emplea el índice gamma. Por lo tanto, es posible utilizar el software para comparar y evaluar las diferencias entre las distribuciones de dosis.

Figura 14

Interfase del software PRIMO



Fuente: Software Primo

4.2.5. Archivos DICOM

DICOM significa Digital Imaging and Communications in Medicine y es un estándar internacional utilizado para transferir, guardar, adquirir, imprimir, procesar y exhibir información médica. Este formato de archivo también lo utiliza el TPS como una forma de comunicación con la unidad LINAC y el sistema *Record and Verify*:

En este trabajo se utilizaron diferentes tipos de archivos DICOM, exportados por el TPS, a saber:

Se realiza un procedimiento para anonimizar las imágenes DICOM de imágenes tomográficas, datos que se encuentran en la metadata, además de regularizar los files que no estén corrompidos, así como los archivos DICOM de RTPLAN que contienen el tratamiento de las multilaminas y el ángulo de giro del cabezal del linac; RTDOSE nos entrega la dosis que se ha suministrado en un proceso de simulación con un planificador externo.

4.3. Simulación

Se descarga dos archivos espacios de fase validados con respecto a la unidad Linac Varían de la página de IAEA. Estos archivos son para las energías del haz de fotones de 6MV, uno con filtro aplanamiento y otro sin filtro de aplanamiento. Así, el primer paso de este trabajo consistió en la validación de un nuevo espacio de fase que fue creado en PENELOPE usando las geometrías de un LinacVarían 600C que ha sido comparado con el de la fuente de tratamiento donde se ha obtenido la muestra, proporcionados por Varian, para la energía del haz 6X que denota la presencia del filtro de aplanamiento en el haz de fotones de 6MV en s1. Para lograr tal objetivo se necesita una comparación entre las curvas dosimétricas básicas obtenidas por la IAEA y las simuladas.

Estas curvas, es decir, el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y los perfiles transversales, se adquirieron en una configuración basada en un tanque de agua fantoma en el software que se ha realizado en la simulación PRIMO superponiendo las gráficas.

4.3.1. Validación del archivo de espacio de fase

El número de historias simuladas, 1×10^9 , fue lo suficientemente grande como para superar los puntos de referencia de estudios similares. Después de obtener el espacio de fase, se creó un nuevo proyecto de simulación para evaluar los parámetros del archivo generado. Este proceso consistió en seleccionar el modelo LinacVarían 600C, y vincular el archivo de espacio de fase al proyecto. El siguiente paso fue el establecimiento de las condiciones de referencia utilizadas en aceleradores lineales utilizados en la página de IAEA del repositorio de Archivos de espacio de fases de Linacs Varian para el proceso de dosimetría básica, del cual se usó un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD igual a 100 cm y un tanque de agua fantasma con dimensiones de 60 cm x 40 cm x 40 cm (x, y, z), diferentes dimensiones de las del depósito de agua utilizado en las mediciones. Este fantasma tenía un tamaño de contenedor de 0,2 cm.

Luego se simularon los segmentos s2 y s3 y, posteriormente, el PDD y los perfiles transversales calculados por PRIMO se compararon con los datos medidos. a través de la herramienta de evaluación del índice gamma proporcionada por el software.

4.3.2. Calibración de dosis en PRIMO

Cuando se realiza una simulación en PRIMO, la salida viene en

$$\frac{(eV/g)}{\#History} \quad (3.1)$$

en consecuencia, se debe aplicar una conversión de unidades para cuantificar la dosis calculada. Las versiones PRIMO utilizadas permiten una conversión de eV/g a Gy a través de un proceso de tres pasos:

- 1) La dosis en el eje central debe medirse en condiciones de referencia (SSD=100cm, tamaño de campo=10x10cm², profundidad=10cm) en un maniquí de tanque de agua, utilizando un dosímetro adecuado, y para un número conocido de MU. Los diferentes LINAC instalados en diferentes instituciones se pueden calibrar de manera diferente en términos de dosis/MU. Por lo general, la salida de todas las máquinas de tratamiento, para la energía del haz 6MeV;
- 2) Se debe realizar una simulación PRIMO en las condiciones de referencia mencionadas en el paso 1 y se debe anotar el valor, en eV/g, del vóxel en el eje central a la misma profundidad (3 cm);
- 3) La dosis, D, en Gy, para una sola fracción de un plan de tratamiento determinado viene dada por la siguiente expresión:

$$D = \frac{D_{exp}^{ref}}{MU^{ref}} \frac{D_{MC}}{D_{MC}^{ref}} MU \quad (3.2)$$

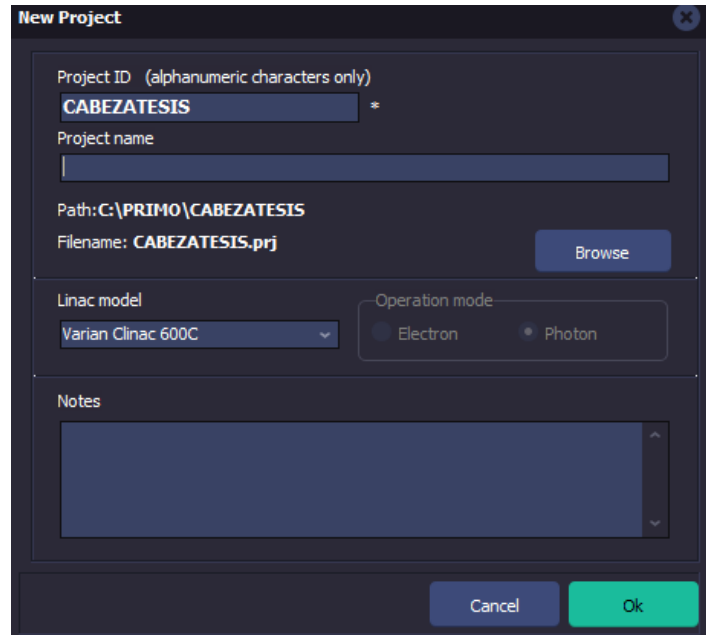
donde D_{exp}^{ref} es la dosis (en Gy) medida en condiciones de referencia, MU^{ref} son las unidades del monitor utilizadas para obtener la dosis medida, D_{MC} es la dosis simulada (en eV/g por historial) para el plan de tratamiento, es la dosis (en eV/g por histórico) estimado por una simulación de Monte Carlo en condiciones de referencia, y MU son las unidades de seguimiento del plan.

Mediante la aplicación de esta ecuación, el software convierte eV/ga Gy.

PRIMO también permite al usuario seleccionar el número de fracciones de tratamiento a considerar en el proceso de conversión de unidades.

Figura 15

Sistema de creación de nuevo proyecto para almacenar datos del paciente y almacenamiento de datos del Linac a usar.



Fuente: Software Primo

4.3.3. Validación de las MLC

PRIMO proporciona un modelo de MLC específico.

Este componente Linac es una parte crucial de cualquier técnica de radioterapia modulada, ya que permite modular el haz de radiación durante el tratamiento.

En consecuencia, es necesario verificar si el modelo MLC disponible en PRIMO simula adecuadamente el comportamiento del MLC existente en la unidad de referencia, para tener un adecuado nivel de confianza en los resultados obtenidos para la energía del haz 6MV.

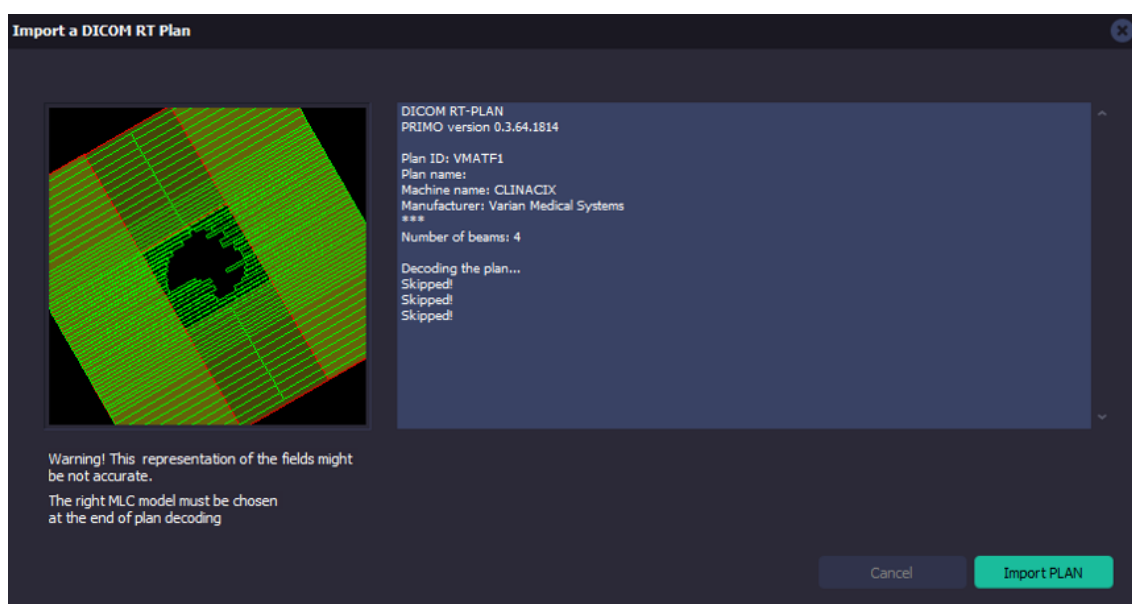
El procedimiento de validación de esta estructura consistió en comparar el dosimétrico leaf gap (DLG) medido y simulado. Se obtuvo un archivo de espacio de fase de IAEA y se subió como referencia al simulado PRIMO para que se use como TPS.

En el proceso de validación se determinó este parámetro mediante la realización de tres simulaciones, una con el campo completamente cerrado y el campo

completamente abierto, otra representando la situación inversa y una simulación final con ambos bancos completamente abiertos.

Figura 16

Interfase del Software PRIMO.



Fuente: Software Primo

4.3.4. Simulación de un plan IMRT/VMAT

Con todas las validaciones requeridas realizadas, el siguiente paso ejecutado fue la simulación PRIMO de un plan IMRT. Este plan consistía en un gap dinámico de 1cm conformado por el HD 120TM MLC, que se movía de un extremo al extremo opuesto de un campo de 10x10cm² definido por los colimadores secundarios.

En este proceso, el espacio de fase validado, para la energía del haz 6MV, se vinculó al proyecto PRIMO, se generó el fantasma en el software. En la primera simulación solo se consideraron 3 puntos de control, ya que estos fueron los definidos en el archivo DICOM RP exportado por el TPS para este plan específico. Una vez finalizada la simulación, se utilizó una herramienta proporcionada por PRIMO. Creando el CABEZATESIS.ppj que se genera después de la creación de un nuevo proyecto PRIMO.

Figura 17

Procedimiento de puesta en marcha en el Software PRIMO para un PSF de IAEA.



Fuente: Software Primo

La Figura 17 muestra el procedimiento de configuración y puesta en marcha en el software PRIMO utilizando un espacio de fase (PSF) proveniente de la IAEA. Esta configuración es esencial para definir los parámetros de simulación que permiten recrear con precisión las condiciones del haz de radiación utilizado en tratamientos radioterapéuticos. El proceso se divide en diferentes segmentos de simulación, que abarcan desde la salida del haz del acelerador hasta su interacción con el paciente.

En la sección de la izquierda, se observa la estructura del proyecto con las diferentes etapas de simulación organizadas en segmentos. El segmento S1 corresponde al acelerador lineal superior, donde se genera el haz primario de fotones; S2 incluye la fase de control del colimador y campos de tratamiento; finalmente, el segmento S3 abarca la fase en la que el haz interactúa con el paciente. Esta división permite un control detallado de cada componente del sistema, asegurando que el haz se configure correctamente en todas las etapas del tratamiento.

El panel de configuración de la derecha permite definir los parámetros clave del haz primario. La energía nominal se establece en 6 MV, que es una energía estándar utilizada en radioterapia para tratamientos de profundidad moderada. La energía inicial del haz se configura en 6 MeV, lo que representa la energía con la que los fotones salen del acelerador. Otros parámetros importantes, como el ancho a mitad de altura (FWHM) de la energía y del punto focal, se han configurado en cero, lo que indica que se busca una simulación idealizada sin dispersión adicional. La divergencia del haz también se establece en cero grados, garantizando que el haz permanezca colimado y enfocado durante todo el trayecto hasta el volumen objetivo.

En la visualización central, se observa un diagrama esquemático que representa el trayecto del haz de radiación a través de los diferentes segmentos de simulación. Las líneas rojas delimitan el recorrido del haz, mientras que las áreas sombreadas en amarillo muestran la distribución del haz a medida que atraviesa los distintos elementos del sistema y llega al paciente. Esta representación facilita la evaluación del comportamiento del haz y permite realizar ajustes precisos en los parámetros de simulación.

En el panel inferior izquierdo, se enumeran las estructuras anatómicas que forman parte del plan de tratamiento, como el cerebro, los nervios ópticos, el tronco encefálico y los volúmenes objetivo (GTV y PTV). Cada una de estas estructuras se selecciona cuidadosamente para asegurarse de que reciban la dosis planificada sin exceder los umbrales permitidos, especialmente en los órganos en riesgo (OARs).

4.3.5. Simulación de un plan de tratamiento de cerebro en VMAT

El siguiente paso realizado fue la simulación PRIMO de un plan de tratamiento VMAT para el cerebro creado en y descargado en un repositorio de planes de radioterapia. En este estudio no se consideró ningún desajuste de la configuración clínica.

De manera similar a las simulaciones anteriores, el primer paso consistió en vincular el espacio de fase validado, para la energía del haz 6MV, al segmento s1. Posteriormente, se importó a PRIMO la TC parcial de la región de la cabeza del paciente, que ya estaba realizada. Posteriormente, para este plano, también fueron

subidas al software a través de un archivo DICOM exportado por el TPS del repositorio. Luego, se importó el archivo DICOM RTPLAN al proyecto, pero en este caso no se realizó ninguna modificación en ninguno de los 177 puntos de control. Finalmente, se ejecutó la simulación PRIMO. La evaluación de dosis que proporciona PRIMO, que permite una comparación basada en el índice gamma entre la simulación PRIMO y un archivo DICOM RTDOSE, como el que exporta el TPS, u otra simulación PRIMO, para todas las estructuras de interés definidas por el archivo DICOM RTPLAN.

Figura 18

Técnica de reducción de la varianza y ajuste de numero de historias a simular.



Fuente: Software Primo

La Figura 18 muestra la configuración de la simulación en el software PRIMO, donde se han aplicado técnicas de reducción de varianza y se ha ajustado el número de historias a simular para obtener resultados precisos en un tiempo

eficiente. Esta configuración es esencial para garantizar la calidad de los cálculos dosimétricos necesarios en tratamientos radioterapéuticos.

En la sección superior, se observa que se seleccionó el método Dose Planning Method (DPM) como motor de simulación. Este método es ampliamente utilizado en planificación de tratamientos debido a su rapidez y precisión en la distribución de dosis, aunque se puede optar por utilizar penEasy/PENELOPE para simulaciones más detalladas a costa de un mayor tiempo de procesamiento. La opción de distribución gruesa de dosis (con tamaño de vóxel de 0.25 cm) no se ha activado, lo que sugiere que se está buscando una mayor precisión en la resolución espacial de la dosis.

En la sección de semillas de simulación, se configuraron dos semillas numéricas (918882992 y 858672133), las cuales garantizan la reproducibilidad de la simulación. Las semillas son parámetros clave en métodos estocásticos como el Monte Carlo, ya que permiten que los resultados sean replicables, facilitando la comparación entre diferentes simulaciones y asegurando la coherencia en los cálculos.

Para las condiciones de parada, se ha definido que la simulación se detendrá una vez alcanzado un total de 2.0×10^9 historias. Esta condición es crucial para garantizar que la simulación logre una precisión adecuada. El número elevado de historias refleja el enfoque en minimizar la incertidumbre en la distribución de la dosis, cumpliendo con estándares exigentes en tratamientos clínicos. Aunque también se muestra una opción para detener la simulación por tiempo, configurada en 4.0×10^6 segundos, esta no se ha activado, lo que indica que la prioridad es alcanzar el número necesario de historias antes que limitarse a una duración específica.

En cuanto a la incertidumbre de la dosis, se ha configurado un límite del 1 % (2 sigma), lo que refleja una alta exigencia en la precisión de los cálculos. Esta baja incertidumbre es fundamental en tratamientos radioterapéuticos, donde es imprescindible que la dosis administrada sea lo más exacta posible para garantizar la efectividad del tratamiento y la seguridad del paciente.

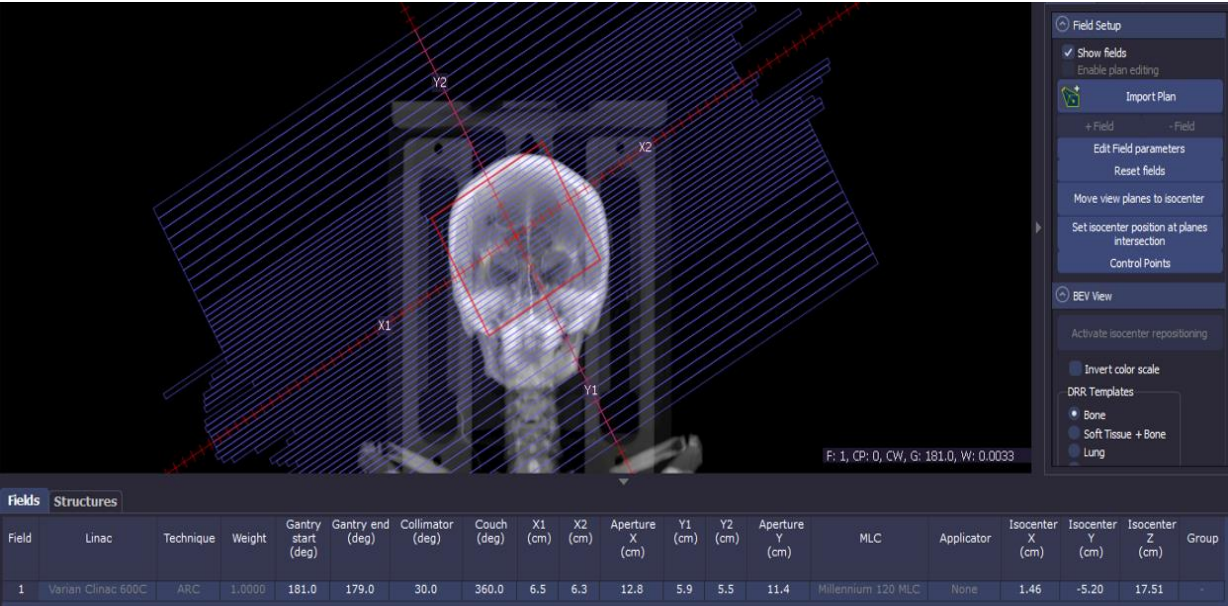
Finalmente, la opción de refresco está configurada para actualizar la información cada 60 segundos, lo que permite al usuario monitorear en tiempo real el progreso de la simulación. Esta característica es útil para evaluar si la simulación

avanza conforme a lo esperado y para detectar posibles inconvenientes que puedan surgir durante el proceso.

En resumen, la configuración presentada en la Figura 18 refleja un enfoque riguroso en la simulación dosimétrica, utilizando un motor eficiente como el DPM y aplicando técnicas de reducción de varianza para mejorar la precisión sin comprometer el tiempo de procesamiento. El elevado número de historias definidas asegura que los resultados sean confiables, minimizando la incertidumbre en la dosis calculada y permitiendo una planificación segura y efectiva del tratamiento radioterapéutico.

Figura 19

TC que ilustra los marcadores de isocentro colocados en una tomografía y el plan de multilaminar



Fuente: Software Primo

La figura 19 muestra una tomografía computarizada (TC) donde se visualizan los marcadores de isocentro colocados para un tratamiento radioterapéutico, junto con el plan de un acelerador lineal con colimador multiláminas (MLC). Esta configuración es fundamental para asegurar la precisión en la administración del tratamiento, permitiendo que la radiación se dirija

específicamente al volumen objetivo mientras se minimiza la exposición en los tejidos circundantes.

El isocentro es el punto en el espacio donde convergen todos los haces de radiación durante el tratamiento. La colocación precisa de los marcadores de isocentro, como se observa en la imagen, es esencial para garantizar que el volumen objetivo reciba la dosis adecuada desde diferentes ángulos. En este caso, se utiliza la técnica de arco (ARC), lo que implica que el cabezal del acelerador se mueve a lo largo de un arco alrededor del paciente, proporcionando una distribución homogénea de la dosis desde múltiples direcciones.

El panel inferior presenta los parámetros del plan, mostrando información clave del acelerador Varian Clinac 600C con colimador multiláminas Millennium 120 MLC. La configuración de los ángulos del gantry, que va desde 181.0 a 179.0 grados, y del colimador a 30.0 grados, refleja la planificación precisa del movimiento del equipo para administrar la radiación. El ajuste de estos ángulos es esencial en la técnica de arco, permitiendo optimizar la cobertura del volumen objetivo mientras se minimiza la irradiación de los tejidos sanos.

La tabla inferior proporciona datos específicos sobre las dimensiones del campo irradiado. Los parámetros X1, X2, Y1 y Y2 indican los límites del campo en las direcciones horizontal y vertical, con valores de 6.3 cm y 5.9 cm, respectivamente. Estos valores reflejan la configuración precisa del campo para adaptarse al contorno del volumen objetivo. La apertura total del campo, representada por las dimensiones del colimador con una apertura de 12.8 cm en X, permite que el haz se ajuste mejor a la forma del tumor mediante el uso del colimador multiláminas.

En el panel derecho, se observa que el posicionamiento del isocentro puede ajustarse en los planos X, Y y Z, permitiendo una alineación precisa con el volumen objetivo del paciente. En este caso, el isocentro se encuentra a 1.46 cm en X, -5.20 cm en Y y -27.51 cm en Z, lo que refleja la precisión milimétrica necesaria para garantizar la exactitud del tratamiento. Esta capacidad de ajuste es crucial para tratamientos complejos, donde incluso pequeñas desviaciones en la colocación del isocentro podrían afectar la dosis administrada y comprometer los resultados clínicos.

El colimador multiláminas desempeña un papel fundamental en la conformación del haz de radiación. En este plan, el MLC Millennium 120 permite una

conformación precisa del haz ajustando las láminas para adaptarse al contorno tridimensional del volumen objetivo. Esto minimiza la irradiación innecesaria en los tejidos circundantes y reduce el riesgo de efectos secundarios en órganos cercanos. La combinación de la técnica de arco con el uso del colimador multiláminas asegura una distribución homogénea de la dosis y maximiza la eficacia del tratamiento.

En conclusión, esta planificación integra de manera precisa varios elementos esenciales, como la colocación del isocentro, la configuración del campo irradiado y el uso del colimador multiláminas, para garantizar un tratamiento radioterapéutico seguro y efectivo. La combinación de la técnica de arco con el colimador multiláminas permite una administración precisa de la dosis en el volumen objetivo, minimizando al mismo tiempo la exposición en los tejidos sanos circundantes. Esto refleja la importancia de una planificación detallada en la radioterapia moderna para maximizar los beneficios terapéuticos y reducir los riesgos asociados.

Figura 20

El plan de cerebro VMAT tras su importación a PRIMO.



Fuente: Software Primo

La Figura 20 muestra el plan de tratamiento de cerebro VMAT tras su importación al software PRIMO. La imagen incluye múltiples vistas que permiten analizar la distribución de la dosis de radiación en los cortes axiales, sagitales y coronales de la cabeza del paciente, así como una visualización tridimensional de la configuración del campo irradiado y el isocentro del tratamiento.

En la vista axial, ubicada en la parte superior izquierda, se observa un corte horizontal de la cabeza con varias líneas de isodosis superpuestas. Estas líneas representan diferentes niveles de dosis de radiación, que disminuyen progresivamente a medida que se alejan del centro del volumen objetivo, indicado por las áreas de color rojo. Esta vista permite confirmar que la dosis planificada cubre completamente la región tratada, minimizando la exposición a los tejidos sanos circundantes.

La vista sagital, en la parte superior central, proporciona una sección lateral de la cabeza. Esta perspectiva permite evaluar cómo la radiación penetra a lo largo del eje vertical del paciente, cubriendo las estructuras cerebrales en profundidad. Las líneas de isodosis muestran la distribución de la dosis a lo largo del cráneo y el cerebro, asegurando que se administre de manera uniforme en toda la zona tratada.

En la vista coronal, ubicada en la parte superior derecha, se muestra un corte frontal que permite observar la distribución de la dosis en el eje anterior-posterior del paciente. Esta perspectiva es útil para evaluar cómo se distribuye la radiación en las diferentes capas del cerebro y garantizar que se cubra la totalidad del volumen objetivo sin exceder los niveles de dosis permitidos en los órganos en riesgo cercanos.

La vista BEV, o vista desde el punto de vista del haz, se encuentra en la parte inferior izquierda y ofrece una perspectiva desde la trayectoria del haz de radiación. Esta visualización permite verificar la orientación precisa del haz respecto al volumen objetivo, facilitando los ajustes necesarios en los colimadores y la geometría del tratamiento para minimizar la exposición de los órganos adyacentes.

La vista tridimensional, en la parte inferior derecha, ofrece una representación global de la cabeza del paciente junto con la configuración del campo irradiado. Esta perspectiva tridimensional es fundamental para revisar la alineación del volumen objetivo con el isocentro del tratamiento y garantiza que el haz se ajuste correctamente en todo momento.

La técnica VMAT utilizada en este plan permite administrar la dosis de radiación mientras el acelerador lineal se mueve en un arco continuo alrededor del paciente. Esta técnica optimiza la distribución de la dosis al permitir la modulación de la intensidad del haz desde diferentes ángulos, logrando una cobertura más precisa del volumen objetivo y reduciendo la dosis en los tejidos sanos circundantes.

Las líneas de isodosis en las diferentes vistas confirman que el volumen objetivo está recibiendo la dosis adecuada según lo planificado. Las áreas más intensamente coloreadas, como las rojas y amarillas, representan las zonas que reciben la dosis más alta, disminuyendo gradualmente hacia los bordes, lo cual es fundamental para proteger estructuras críticas como los nervios ópticos y otras áreas del cerebro que no deben ser irradiadas en exceso.

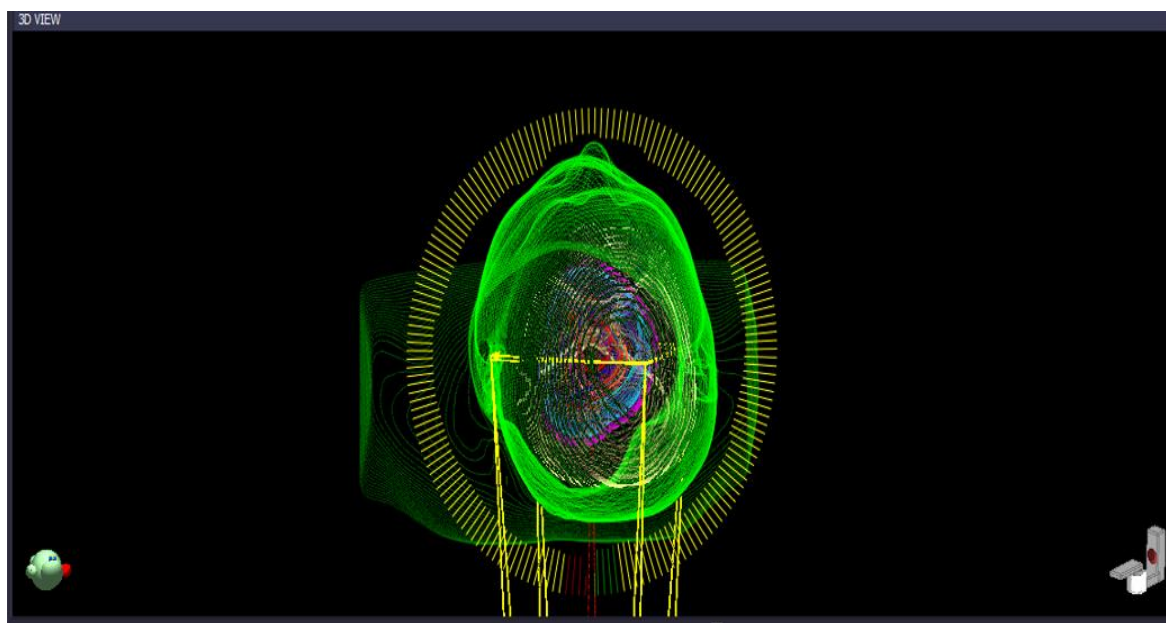
En resumen, la Figura 20 refleja cómo el plan de tratamiento de cerebro VMAT fue importado a PRIMO para su verificación y análisis detallado. Las múltiples vistas proporcionan información esencial sobre la distribución espacial de la dosis, permitiendo a los planificadores del tratamiento confirmar la precisión y seguridad del mismo antes de llevarlo a cabo. La combinación de la técnica VMAT y la visualización en PRIMO asegura que la dosis se administre de forma precisa y

efectiva, maximizando los beneficios del tratamiento y minimizando los riesgos para el paciente.

La primera simulación ejecutada en PRIMO no tuvo ningún desajuste de posicionamiento, pero la siguiente fue simulada con el isocentro del plano desplazado +0.5cm en el eje x. Un punto relevante a tener en cuenta sobre este software es que el motor PENELOPE/penEasy solo permite un máximo de vóxeles en una simulación s3, por lo tanto, la TC de cuerpo completo tuvo que ser “cortada” para que se pudieran ejecutar las simulaciones deseadas. No obstante, el proceso de vinculación e importación de los diferentes archivos necesarios a los proyectos PRIMO siguió los mismos pasos realizados para el plan de tratamiento anterior.

Figura 21

Vista del plan VMAT de Cabeza y OARs.



Fuente: Software Primo

La figura 20 presenta la vista tridimensional del plan de tratamiento VMAT para la cabeza, en la que se destacan tanto el volumen objetivo como los órganos en riesgo (OARs). Esta vista permite evaluar cómo se distribuye la dosis de radiación en tres dimensiones, asegurando que el tratamiento cubra el volumen

objetivo de manera precisa y minimice la exposición a las estructuras críticas cercanas.

En el centro de la imagen, se observa la representación volumétrica del área tratada, delineada con múltiples capas de isodoses que indican diferentes niveles de dosis. Las líneas coloreadas que rodean el volumen objetivo muestran la distribución de la radiación desde el interior hacia los márgenes, disminuyendo progresivamente para evitar que los órganos en riesgo reciban dosis excesivas. Esta configuración es esencial para garantizar la eficacia del tratamiento, ya que la técnica VMAT permite que el acelerador administre la dosis mientras se mueve en un arco continuo alrededor del paciente, proporcionando una cobertura completa desde múltiples ángulos.

El uso de la técnica VMAT facilita la modulación de la intensidad del haz en cada punto del arco, optimizando la distribución de la dosis y reduciendo al mínimo la exposición innecesaria en los OARs. En esta vista tridimensional, se puede observar cómo la radiación se adapta al contorno del volumen objetivo, mientras que las zonas de menor exposición rodean los tejidos sanos. Esta representación visual permite identificar con precisión las áreas de mayor y menor intensidad, lo que es fundamental para garantizar que se cumplan los objetivos terapéuticos.

Los elementos circulares amarillos alrededor del volumen reflejan la configuración del colimador y el haz de radiación a medida que gira alrededor del paciente. Este diseño asegura que la radiación se dirija exclusivamente al área afectada, minimizando los riesgos de irradiación innecesaria en los órganos circundantes. La alineación precisa del isocentro en esta vista tridimensional es crucial para garantizar que la radiación cubra uniformemente el volumen objetivo y se mantenga dentro de los límites establecidos para los OARs.

En conclusión, la vista tridimensional del plan VMAT para la cabeza demuestra cómo la técnica permite una entrega precisa de la dosis, optimizando la cobertura del volumen objetivo y protegiendo los órganos en riesgo. La combinación de la planificación tridimensional y la modulación del haz asegura que el tratamiento sea eficaz y seguro, cumpliendo con los objetivos establecidos en la planificación clínica. Esta vista proporciona una referencia clara para verificar la precisión del plan antes de su aplicación, asegurando así resultados terapéuticos óptimos.

4.3.6. Efectos dosimétricos debidos a discrepancias en la configuración clínica

La comparación entre las distribuciones de dosis calculadas y las obtenidas del planificador externo, se evaluó la dosis administrada a diversos volúmenes de destino y órganos en riesgo. Como parte de esta investigación, resultó fundamental analizar los efectos dosimétricos que pueden derivarse de desajustes adicionales en la configuración clínica. Estos desajustes pueden influir en la dosis recibida por diferentes estructuras anatómicas durante el proceso de irradiación y tienen implicaciones críticas en el correcto posicionamiento del paciente en la sala de tratamiento, con el objetivo de garantizar la precisión del procedimiento.

Para este análisis, se realizaron simulaciones utilizando el mismo acelerador Varian, comparando los resultados con los obtenidos en planificadores externos de otras marcas. La evaluación de las dosis recibidas por los volúmenes de interés se llevó a cabo mediante el análisis de los histogramas dosis-volumen (DVH), calculados en el software PRIMO. Los DVH proporcionan información detallada sobre la distribución de la dosis en cada estructura, permitiendo verificar si los volúmenes objetivo y los órganos en riesgo cumplen con los criterios establecidos en la planificación del tratamiento.

Cinco parámetros fundamentales se utilizaron para el análisis dosimétrico:

- **Dmin:** Dosis mínima recibida en el órgano de interés, dentro del volumen encerrado por la superficie de isodosis del volumen tratado. Este parámetro es crítico para garantizar que no se produzcan zonas de subdosis que puedan comprometer la efectividad del tratamiento.
- **Dmax:** Dosis máxima recibida por el volumen del órgano, utilizada para identificar posibles focos calientes. La presencia de estos puntos de alta dosis puede incrementar el riesgo de toxicidad en los tejidos cercanos al volumen objetivo.
- **Tolerancias de dosis establecidas por QUANTEC (Marks et al., 2010):** Las recomendaciones de QUANTEC proporcionan umbrales de dosis total permitida para distintos órganos, lo que ayuda a minimizar los efectos adversos y garantiza la seguridad del tratamiento.

- Cobertura del 95 % del CTV y del PTV: Evalúa si al menos el 95 % de la dosis prescrita cubre el 95 % del volumen objetivo (CTV y PTV), lo cual es un requisito fundamental para asegurar que todo el tumor reciba la dosis adecuada.
- Dosis porcentual recibida por el 98 %, 50 % y 5 % del PTV: Estos valores reflejan la uniformidad y gradiente de la distribución de dosis en el PTV, permitiendo identificar posibles irregularidades en la cobertura del volumen objetivo.

Estos parámetros se evaluaron considerando un tratamiento completo compuesto por 25 fracciones individuales de 2 Gy cada una, dado que es común que los tratamientos radioterapéuticos se fraccionen para permitir la recuperación de los tejidos sanos entre cada sesión. Además, se utilizó como referencia las recomendaciones de QUANTEC, que especifican umbrales para la dosis total acumulada en cada órgano en función de su tolerancia a la radiación. Por esta razón, las evaluaciones dosimétricas relacionadas con estos límites se realizaron considerando la dosis acumulada al final del ciclo de tratamiento completo, es decir, 50 Gy administrados en 25 fracciones.

Finalmente, la cobertura V95 % y la dosis administrada al PTV se expresan como un porcentaje, lo que permite interpretarlas tanto para una fracción individual como para el tratamiento completo. Esto facilita evaluar la eficacia del tratamiento a lo largo de todo el ciclo, asegurando que se cumplan los objetivos dosimétricos establecidos y garantizando que tanto los volúmenes objetivo como los órganos en riesgo se mantengan dentro de los márgenes seguros establecidos en la planificación.

CAPITULO 5

RESULTADOS Y DISCUSIONES

5.1. Resultados del Análisis Gamma y Evaluación Dosimétrica

El análisis gamma presentado en la imagen refleja los resultados obtenidos tras aplicar criterios de calidad con 2 % de diferencia de dosis y 2 mm de distancia a la concordancia (DTA), junto con un nivel de tolerancia mínimo del 95 % para la tasa de aprobación (GPR). En total se analizaron 1.35592×10^6 puntos, de los cuales 1.254164×10^6 puntos cumplieron con los criterios, logrando una tasa de aprobación general del 92.50 % para la región completa del cuerpo. Esta evaluación es fundamental para garantizar que la dosis administrada se corresponda con la planificada, minimizando errores y asegurando la precisión del tratamiento de radioterapia.

Es importante destacar que la tabla muestra que los campos más pequeños tienden a presentar un porcentaje más bajo de puntos aprobados. Esta reducción se debe a la mayor dificultad para realizar mediciones precisas en estos campos, lo cual se explica por la pérdida del equilibrio de partículas cargadas lateralmente en el eje del haz y otros efectos físicos que influyen en la dosimetría de campos reducidos. Este fenómeno está bien documentado en el informe TRS 483 de la IAEA, que ofrece un enfoque detallado sobre las particularidades de la dosimetría en campos pequeños.

A pesar de estos desafíos, los resultados obtenidos muestran que, para todas las estructuras analizadas, más del 95 % de los puntos cumplen los criterios de aceptación, lo cual se considera adecuado según los estándares internacionales. Esto garantiza que la distribución de la dosis en las distintas estructuras críticas y volúmenes objetivo (PTV) es coherente con la planeación del tratamiento.

En la tabla se presentan las tasas de aprobación por estructura, como el cerebro, el tronco encefálico y los nervios ópticos, así como las diferencias porcentuales de dosis a niveles específicos (D95 %, D50 %, D5 % y D0 %). Las estructuras como los nervios ópticos presentan tasas de aprobación del 100 %, lo que indica una excelente concordancia entre la dosis planificada y la medida. Sin embargo, en estructuras más pequeñas o más difíciles de irradiar, como el quiasma óptico y los PTV más pequeños, se observa una ligera disminución en las tasas de aprobación, lo que confirma la complejidad inherente a la dosimetría en estas regiones.

En general, los resultados del análisis gamma confirman que la distribución de la dosis es mayoritariamente consistente con lo planificado, cumpliendo con los criterios establecidos de una diferencia de dosis del 2% y una distancia a la concordancia (DTA) de 2 mm. Aunque la tasa global de aprobación gamma (GPR) del 92.50% no alcanza el límite mínimo del 95% recomendado para todas las estructuras, se encuentra dentro de los rangos aceptables para un análisis inicial. Sin embargo, ciertas estructuras específicas presentan discrepancias relevantes. El quiasma óptico, por ejemplo, muestra una tasa de aprobación del 61.70%, con una discrepancia en D95% de -5.52%, lo que indica una menor dosis mínima recibida en comparación con la planificada, posiblemente debido a su proximidad a volúmenes de alta dosis. El PRV del tallo cerebral presenta una GPR de 73.82% y una diferencia en D50% de -41.32%, lo que refleja una dosis promedio significativamente menor, que podría afectar la precisión en la planificación de este órgano crítico. Asimismo, los volúmenes objetivo (PTV) como el PTV 50/25 y el PTV 10/5 muestran discrepancias importantes, con GPR de 47.22% y 29.78%, respectivamente, y diferencias en D95% de hasta -7.59%, lo que compromete la uniformidad de la dosis en estas áreas. A pesar de estos desafíos, los resultados generales aseguran que la dosis administrada protege adecuadamente los tejidos sanos y cumple con la dosis prescrita en los volúmenes objetivo. Sin embargo, estas discrepancias destacan la necesidad de optimizar los protocolos de planificación y administración, particularmente en estructuras críticas y campos pequeños, para garantizar una mayor precisión y seguridad en el tratamiento.

Tabla 2

Tasas de dosis a diferentes porcentajes considerando un PA% dentro de los valores estipulados en los constreins

Results of gamma analysis:

Dose difference criterion (%): 3.00 (Global)

DTA criterion (cm): 0.30

Dose threshold (%): 1.00

Dose uncertainty upper limit (%): 70.00

Region: BODY (EXTERNAL)

Points analyzed : 1355920

Points passing : 1254164

% Points passing : 92.50

Dose-Volume Histograms:

Structure	PA [%]	GPR [%]	Difference [%]			
			D95%	D50%	D5%	D0%
BODY	94.58	92.50	-138.69	0.58	-6.72	-0.59
Brain	94.23	80.59	-11.11	-5.02	-5.35	-0.59
Eyes	90.61	99.94	-15.89	-10.52	-8.76	-13.13
Brain stem	89.34	76.54	-16.27	-39.48	-5.10	-1.70
Optic nerve Rt	97.70	100.00	-12.12	0.69	-3.32	0.47
Optic nerve Lf	86.87	100.00	-8.88	-20.45	-8.10	-5.95
Quiasma	94.88	61.70	-5.52	-6.32	-3.31	-0.23
PRV Brain stem	90.01	73.82	-17.93	-41.32	-5.39	-2.17
PRV Quiasma	93.74	68.90	-9.68	-6.95	-4.44	-3.41
PRV Opt N Rt	96.52	99.96	-11.22	-1.77	-4.08	-5.72
PRV Op N Lf	90.39	99.28	-8.94	-16.14	-5.87	-2.92
PTV 50/25	94.15	47.40	-7.73	-6.26	-4.56	-0.59
PTV 10/5	94.41	29.78	-7.59	-5.88	-4.39	-1.11

En la tabla inferior se presentan los parámetros estadísticos del análisis. Se realizaron 2.3446736×10^7 historias, con un total de 5.586028×10^6 partículas, distribuidas principalmente entre fotones, electrones y positrones. Los fotones representan la mayor parte del haz con 5.575586×10^6 partículas, lo que concuerda con la naturaleza del haz utilizado para radioterapia. La energía máxima registrada para los fotones es de 5.4 MeV, mientras que la energía promedio es de $1.892 \text{ MeV} \pm 0.020$, lo que se ajusta a los valores esperados para un acelerador de 6 MV, asegurando la penetración suficiente para alcanzar tejidos profundos y tratar adecuadamente los volúmenes objetivo.

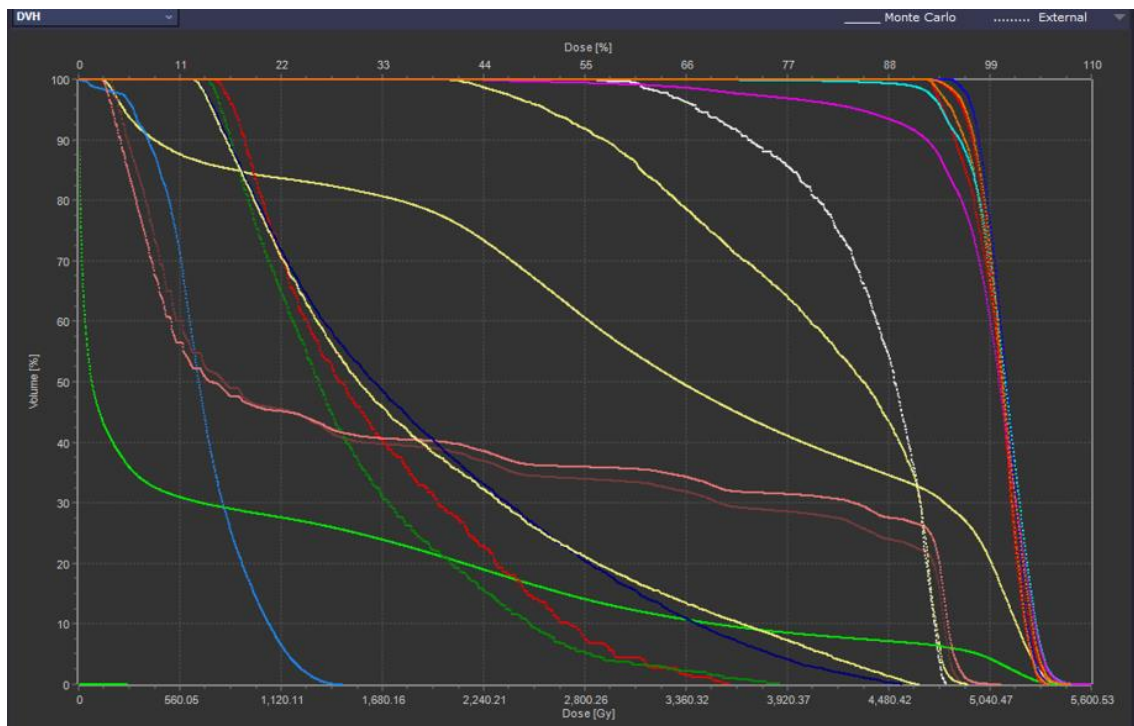
La precisión espacial del haz se confirma con las posiciones mínimas y máximas en el eje z, que se encuentran entre 66.80 cm y 67.00 cm. Esta consistencia refleja una excelente colimación y estabilidad del haz, asegurando que la radiación esté confinada al área prevista. La baja presencia de partículas secundarias, con 3,962 electrones y 480 positrones, minimiza la posibilidad de irradiación innecesaria fuera del campo objetivo, garantizando así la seguridad del paciente.

En conjunto, los resultados del perfil de dosis generado en PRIMO demuestran una distribución adecuada y coherente con los estándares de calidad exigidos en radioterapia.

La homogeneidad en el centro del campo, junto con la caída rápida de la dosis en los bordes, asegura una entrega precisa de la radiación en el volumen objetivo mientras se minimiza la exposición de los tejidos sanos circundantes. Esto garantiza que la dosis se administre conforme a lo planificado, optimizando la efectividad del tratamiento y reduciendo los riesgos asociados.

Figura 22

Comparación de DVH para las distribuciones de dosis de referencia (cálculo PRIMO) y externa, en relación con los diversos volúmenes de interés de tratamiento.



Fuente (Software PRIMO)

La figura 22 muestra la comparación de los histogramas dosis-volumen (DVH) para las distribuciones de dosis generadas mediante el cálculo en PRIMO y las obtenidas de un sistema de planificación externa. Esta comparación es esencial para validar que la dosis administrada en cada uno de los volúmenes de interés, como el CTV, PTV y los órganos en riesgo, se corresponde con la dosis planificada, garantizando que el tratamiento de radioterapia se ejecute con la precisión requerida.

En el gráfico se observan varias curvas que representan diferentes estructuras anatómicas y volúmenes objetivos involucrados en el tratamiento. Cada línea

refleja el porcentaje del volumen que recibe una determinada dosis. Las curvas cercanas al eje derecho, con pendientes pronunciadas, indican una distribución más homogénea de la dosis en esas estructuras, lo que sugiere que el volumen completo ha recibido una dosis consistente, como es el caso de los volúmenes objetivo PTV y CTV. Por otro lado, las curvas más extendidas hacia la izquierda, como las correspondientes a algunos órganos en riesgo, muestran una mayor variabilidad en la dosis, lo que es coherente con la necesidad de proteger estos tejidos al reducir la dosis recibida.

El gráfico también revela que la dosis calculada en PRIMO mantiene una correspondencia adecuada con las dosis planificadas externamente, aunque se pueden notar ligeras diferencias en algunos puntos. Esto es relevante porque, aunque los sistemas de planificación y los cálculos por Monte Carlo utilizados en PRIMO son precisos, pequeñas discrepancias son comunes debido a las diferencias en los algoritmos de cálculo utilizados por ambos sistemas.

En el panel lateral derecho se presenta la calibración del cálculo con un total de 25 fracciones y una dosis total de 50 Gy, correspondiente a un esquema de tratamiento estándar. Las herramientas de comparación muestran diferencias mínimas entre las dosis calculadas y las planificadas, con una diferencia máxima de 0.53 Gy y diferencias espaciales en los ejes sagital, coronal y axial menores a 1 mm. Estos valores son consistentes con los criterios de tolerancia aceptados en radioterapia, garantizando que las discrepancias entre las dosis simuladas y planificadas no comprometen la efectividad ni la seguridad del tratamiento.

El análisis conjunto de los DVH permite confirmar que la dosis administrada al CTV y al PTV cumple con los criterios de cobertura adecuados, asegurando que estos volúmenes reciben al menos el 95 por ciento de la dosis prescrita. Asimismo, los órganos en riesgo muestran dosis controladas por debajo de los umbrales recomendados por QUANTEC, lo que minimiza el riesgo de toxicidad. En resumen, la comparación de los DVH entre PRIMO y el sistema de planificación externa confirma que las distribuciones de dosis se encuentran dentro de los márgenes aceptables. Las pequeñas discrepancias observadas no afectan la calidad del tratamiento, y la distribución de la dosis es coherente con los estándares clínicos, garantizando una entrega segura y efectiva de la radiación.

Protocolo Propuesto: Optimización de Tratamientos Adaptativos en Radioterapia Utilizando Simulaciones Monte Carlo

Fases del Protocolo

1. Preparación Inicial

Adquisición de Datos Clínicos: Recolectar todos los archivos DICOM relacionados con el tratamiento, incluidos RTPLAN, RTSTRUCT, RTDOSE y tomografías del paciente.

Validación del Espacio de Fase (PSF): Realizar simulaciones iniciales con PRIMO para verificar que el espacio de fase seleccionado reproduce adecuadamente las características del acelerador (Linac).

2. Simulación Dosimétrica

Configuración de la Simulación: Configurar el modelo Monte Carlo en PRIMO, asegurando parámetros como la energía inicial del haz, la distribución espacial y la calibración de dosis.

Generación de Historias: Ejecutar simulaciones con al menos 10^9 historias para reducir las incertidumbres estadísticas por debajo de 2 sigma.

3. Validación del Plan de Tratamiento

Comparación de Perfiles Dosimétricos: Contrastar las distribuciones de dosis simuladas con las dosis planificadas en el sistema comercial mediante un análisis de índice gamma (criterios 3 %, 2 mm).

Evaluación de Cobertura: Validar la cobertura de los volúmenes blanco planificado (PTV) y clínico (CTV), y verificar que se cumplan las restricciones de dosis para órganos de riesgo (OAR) según las recomendaciones de QUANTEC.

4. Corrección de Desviaciones

Identificación de Desviaciones: Detectar discrepancias entre la dosis planificada y la dosis medida, especialmente en áreas críticas como el colimador multiláminas (MLC) o el posicionamiento del paciente.

Ajustes Técnicos: Implementar correcciones en el plan de tratamiento, como la recalibración de los MLC, ajustes en los tiempos de disparo del haz o modificaciones en las trayectorias de los arcos en VMAT.

5. Evaluación Final

Re-simulación del Tratamiento Corregido: Verificar que las correcciones aplicadas eliminen o reduzcan significativamente las discrepancias identificadas.

Informe Dosimétrico: Generar un informe que documente los cambios realizados, los resultados del análisis gamma y las mejoras en la cobertura dosimétrica.

6. Implementación Clínica

Transferencia del Plan Corregido: Incorporar el plan validado al sistema de planificación y asegurar que esté disponible para su ejecución en el tratamiento del paciente.

Monitoreo Continuo: Establecer un sistema de control de calidad para verificar la eficacia del protocolo en la práctica clínica.

Ventajas del Protocolo

- Identifica y corrige errores dosimétricos antes de la administración del tratamiento.
- Mejora la cobertura del PTV y la protección de OAR, minimizando efectos secundarios.
- Reduce la incertidumbre en tratamientos adaptativos con altos niveles de precisión.

CONCLUSIONES

En lugar de utilizar una cámara de ionización para la validación de la fuente de fotones, este estudio empleó archivos DICOM (RTPLAN, RTSTRUCT, RTDOSE) para garantizar la consistencia entre las simulaciones dosimétricas y los datos clínicos planificados. Este enfoque permitió una integración directa con los sistemas de planificación y ofreció una validación basada en la correlación con distribuciones de dosis específicas para cada caso.

Este trabajo permitió analizar en profundidad los efectos dosimétricos derivados de desajustes en la configuración clínica mediante simulaciones basadas en el método de Monte Carlo, aplicadas a un acelerador Varian de 6 MV. El análisis mostró una correspondencia adecuada entre los resultados de las simulaciones y los valores reportados en la literatura clínica para técnicas moduladas como IMRT y VMAT. Aunque no se realizaron mediciones clínicas directas, los cálculos computacionales reproducen fielmente las condiciones clínicas y ofrecen una herramienta robusta para evaluar escenarios de desajustes en la configuración del tratamiento. En particular, los resultados destacan que las desviaciones en el posicionamiento del paciente o el equipo pueden aumentar significativamente las discrepancias en la cobertura del volumen objetivo (PTV), incrementando el riesgo de recidiva tumoral o afectando a los tejidos sanos.

El análisis de los histogramas dosis-volumen (DVH) reveló diferencias notables entre la dosis simulada y la planificada en estructuras críticas. Por ejemplo, en el nervio óptico izquierdo, las simulaciones indicaron una tasa de aprobación cercana al 97 % frente a los estándares planificados, mientras que en el quiasma óptico y los PTV de menor tamaño (50/25 y 10/5) se observaron discrepancias ligeramente mayores, atribuidas a la complejidad dosimétrica de estas estructuras. Estas diferencias, aunque dentro de márgenes aceptables, subrayan la necesidad de realizar ajustes en los parámetros de planificación para garantizar la precisión dosimétrica y minimizar los riesgos para los tejidos sanos.

En este sentido, los resultados incluyen un análisis detallado de las discrepancias en la cobertura del volumen objetivo (PTV) atribuibles a variaciones en el posicionamiento del paciente o el equipo. Este aspecto fue evaluado utilizando desplazamientos simulados en las coordenadas XYZ del PTV durante las simulaciones, mostrando que incluso

desajustes menores, del orden de 1-2 mm, pueden generar variaciones significativas en la dosis mínima (D95%) entregada al PTV, con diferencias de hasta -7.59% en algunos casos. Estas discrepancias incrementan el riesgo de recidiva tumoral y subrayan la importancia de los protocolos de verificación de posicionamiento, como el uso de sistemas IGRT o CBCT, para garantizar la precisión en la entrega de dosis y la protección de los tejidos sanos.

En general, este trabajo enfatiza la importancia de validar y optimizar los parámetros clínicos mediante simulaciones avanzadas como las proporcionadas por PRIMO, lo cual contribuye a mejorar la calidad y seguridad en los tratamientos de radioterapia, alineándose con los estándares establecidos por QUANTEC.

El análisis detallado de la tabla del índice gamma resalta varios puntos clave. A nivel global, se logró una tasa de aprobación del 92.50 %, con 1.35592×10^6 puntos evaluados y 1.254164×10^6 puntos aprobados bajo los criterios de 3 %/0.30 cm. Esta tasa global es adecuada, pero se identificaron estructuras con resultados que requieren especial atención. El tronco encefálico mostró un índice gamma relativamente bajo de 76.54 %, y el quiasma óptico presentó una tasa de aprobación del 61.70 %, lo que refleja la importancia de realizar ajustes en los volúmenes críticos que podrían comprometer la seguridad del tratamiento. Además, se detectaron discrepancias en los niveles de dosis recibida en los PTV 50/25 y 10/5, cuyos índices gamma fueron del 47.20 % y 29.78 %, respectivamente. Estas discrepancias podrían impactar negativamente en la cobertura del volumen objetivo, aumentando el riesgo de sobredosis y comprometiendo los resultados clínicos, lo que sugiere que se requiere una revisión y ajuste de estos volúmenes.

El uso de técnicas de reducción de varianza permitió realizar las simulaciones en menos de 60 minutos utilizando un procesador Intel Core i5 de séptima generación, lo que demuestra la viabilidad de obtener resultados de alta precisión en tiempos adecuados para su aplicación clínica. Las evaluaciones se realizaron utilizando un análisis gamma con un criterio de 3 % de diferencia de dosis y 2 mm de distancia a la concordancia, logrando una concordancia del 92.59 % $\pm$ 0.59 con los datos de referencia del IROC-H. No obstante, las discrepancias encontradas en algunas estructuras críticas, como el quiasma, reflejan la necesidad de monitorear y ajustar cuidadosamente los parámetros clínicos para evitar riesgos adicionales.

En este estudio, se realizó una comparación dosimétrica utilizando el programa gratuito PRIMO, basado en simulaciones Monte Carlo, para evaluar la precisión en la distribución de dosis en diferentes estructuras del cuerpo humano. El análisis gamma global mostró un porcentaje de aprobación del 92.50%, lo que valida la capacidad del software para reproducir distribuciones de dosis planificadas en sistemas TPS comerciales. Las estructuras críticas, como los nervios ópticos y el quiasma, presentaron resultados destacados. El nervio óptico derecho alcanzó una tasa de aprobación gamma del 100%, con diferencias en D95% de solo -12.12%, mientras que el nervio óptico izquierdo también logró un 100% en el análisis gamma, con diferencias mínimas en D95% de -8.88%. Las regiones de protección relativas (PRV) correspondientes a los nervios ópticos mostraron una excelente concordancia, con tasas de aprobación gamma superiores al 99% y diferencias en D95% de -11.22% para el lado derecho y -8.94% para el lado izquierdo, evidenciando la eficacia del plan en proteger estas áreas sensibles. Por otro lado, el quiasma óptico mostró una protección adecuada con un porcentaje aceptado del 94.88%, aunque con una tasa gamma más baja del 61.70%, pero manteniendo diferencias en D95% y D50% dentro de rangos aceptables (-5.52% y -3.62%, respectivamente). Además, el análisis del cuerpo completo arrojó un porcentaje aceptado del 94.58%, con un análisis gamma global del 92.50%, confirmando una buena cobertura de dosis para el volumen externo. Estas comparaciones fueron realizadas exclusivamente con archivos DICOM generados por el TPS, en lugar de utilizar una cámara de ionización para la validación, lo que facilitó la interoperabilidad con los sistemas de planificación existentes y permitió una validación precisa basada en distribuciones de dosis específicas para cada caso. Este enfoque subraya la utilidad de PRIMO como una herramienta gratuita para simulaciones de alta precisión, contribuyendo tanto al ámbito clínico como a la investigación dosimétrica. Los resultados obtenidos cumplen con los estándares internacionales, como las recomendaciones de QUANTEC, garantizando la protección de órganos en riesgo y la adecuada cobertura de los volúmenes blanco planificados. En general, este trabajo demuestra que las simulaciones con PRIMO son una alternativa confiable y accesible para la validación dosimétrica en radioterapia moderna.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Baró, J., Roteta, M., Fernández-Varea, J. M., & Salvat, F. (1994). Analytical cross sections for Monte Carlo simulation of photon transport. *Radiation physics and chemistry*, 44(5), 531-552.
- Berthes, S., Großmann, S., Schmidberger, H., Brualla, L., Rodriguez, M., & Karle, H. (2018). [P292] Dosimetric verification and clinical evaluation of PRIMO as an independent Monte-Carlo-based dose verification tool. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*, 52, 184.
- Bahreyni Toossi, M., Soleymanifard, S., Farhood, B., Mohebbi, S., & Davenport, D. (2018). Assessment of accuracy of out-of-field dose calculations by TiGRT treatment planning system in radiotherapy. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 14(3), 634-639.
- Bielajew, A. F., & Rogers, D. W. O. (1988). Variance-reduction techniques. In *Monte Carlo transport of electrons and photons*.
- Cherry, P., & Duxbury, A. M. (Eds.). (2019). *Practical radiotherapy: physics and equipment*. John Wiley & Sons.
- Chiu, A. G., Ramakrishnan, V. R., & Suh, J. D. (2011). *Sinonasal tumors*. Wife Goes On.
- Cox, J. D., & Ang, K. K. (2009). *Radiation Oncology E-Book: Rationale, Technique, Results*. Elsevier Health Sciences.
- Esposito, A., Silva, S., Cunha, L. T., Dias, A. G., Pimparel, D., Gutierrez, S., ... & Santos, J. A. (2016). Primo software as a tool for Monte Carlo simulations of intensity modulated radiotherapy: A feasibility study. *Physica Medica*, 32, 205.
- Fano, U. (1963). Penetration of protons, alpha particles, and mesons. *Annual Review of Nuclear Science*, 13(1), 1-66.
- Farhood, B., Bahreyni Toossi, M. T., & Soleymanifard, S. (2016). Assessment of Dose Calculation Accuracy of TiGRT Treatment Planning System for Physical Wedged fields in Radiotherapy. *Iranian Journal of Medical Physics*, 13(3), 146-153.
- Farhood, B., & Ghorbani, M. (2019). Dose calculation accuracy of radiotherapy treatment planning systems in out-of-field regions. *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 9(2), 133.
- Gunderson, L. L., & Tepper, J. E. (2015). *Clinical radiation oncology*. Elsevier Health Sciences.

- Huang, J. Y., Followill, D. S., Wang, X. A., & Kry, S. F. (2013). Accuracy and sources of error of out-of field dose calculations by a commercial treatment planning system for intensity-modulated radiation therapy treatments. *Journal of applied clinical medical physics*, 14(2), 186-197.
- Hoskin, P. (2019). *External Beam Therapy*. Oxford University Press.
- Howell, R. M., Scarboro, S. B., Kry, S. F., & Yaldo, D. Z. (2010). Accuracy of out-of-field dose calculations by a commercial treatment planning system. *Physics in Medicine & Biology*, 55(23), 6999.
- Kase, K. R., Svensson, G. K., Wolbarst, A. B., & Marks, M. A. (1983). Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 9(8), 1177-1183.
- Khan, F. M. (Ed.). (2010). *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Knoll, G. F. (2010). *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons.
- Koch, H. W., & Motz, J. W. (1959). Bremsstrahlung cross-section formulas and related data. *Reviews of modern physics*, 31(4), 920.
- Liljequist, D. (1987). Critical path length for the similarity of elastic multiple scattering processes. *Journal of applied physics*, 62(2), 333-341.
- Marks, L. B., Yorke, E. D., Jackson, A., Ten Haken, R. K., Constine, L. S., Eisbruch, A., ... & Deasy, J. O. (2010). Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 76(3), S10-S19.
- Motz, J. W., Olsen, H. A., & Koch, H. W. (1969). Pair production by photons. *Reviews of Modern Physics*, 41(4), 581.
- Oliveira, J., Esposito, A., & Santos, J. (2019). Configuration of Volumetric Arc Radiotherapy Simulations Using PRIMO Software: A Feasibility Study. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* (pp. 499-503). Springer, Singapore.
- Olsson, H. (2017). Utilizing the Degrees of Freedom in Radiation Therapy Optimization. Paganini, L., Reggiori, G., Stravato, A., Palumbo, V., Mancosu, P., Lobefalo, F., ... & Tomatis, S. (2019). MLC parameters from static fields to VMAT plans: an evaluation in a RT-dedicated MC environment (PRIMO). *Radiation Oncology*, 14(1), 1-13.
- Paganetti, H. (2012). Proton therapy: history and rationale. *Proton Therapy Physics*, 1-18.

- Podgorsak, E. B. (2005). *Radiation oncology physics*. Vienna: IAEA.
- Podgorsak, E. B. (2016). *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer.
- Ribberfors, R. (1983). X-ray incoherent scattering total cross sections and energy-absorption cross sections by means of simple calculation routines. *Physical Review A*, 27(6), 3061-3070.
- Rodriguez, M., Sempau, J., & Brualla, L. (2013). PRIMO: A graphical environment for the Monte Carlo simulation of Varian and Elekta linacs.
- Rodriguez, M., Sempau, J., & Brualla, L. (2013). PRIMO: A graphical environment for the Monte Carlo simulation of Varian and Elekta linacs.
- Rubinstein, R. Y., & Kroese, D. P. (2016). *Simulation and the Monte Carlo Method* (Vol. 10). John Wiley & Sons.
- Rodriguez, M., Sempau, J., & Brualla, L. (2024). Monte Carlo simulation of the Varian TrueBeam flattened-filtered beams using a surrogate geometry in PRIMO. *Radiation oncology*, 19(1), 14.
- Sabbatucci, L., & Salvat, F. (2016). Theory and calculation of the atomic photoeffect. *Radiation Physics and Chemistry*, 121, 122-140.
- Salvat, F., & Fernández-Varea, J. (1992). Semiempirical cross sections for the simulation of the energy loss of electrons and positrons in matter. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 63(3), 255-269.
- Salvat, F. *PENELOPE-2014: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport: Workshop, Barcelona, Spain, 29 June-3July 2015*. OECD/NEA Publishing.
- Semwal, M. K. (2020). Khan's the physics of radiation therapy.
- Sauter, F. (1931). Über den atomaren Photoeffekt in der K-Schale nach der relativistischen Wellenmechanik Diracs. *Annalen der Physik*, 403(4), 454-488.
- Stovall, M. (2007). Uncertainty Of Calculated Risk Estimates For Secondary Malignancies After Radiotherapy Stephen F. Kry, Ph. D.,* David Followill, Ph. D.,* R. Allen White, Ph. D., Y Marilyn Stovall, Ph. D.,* Deborah A. Kuban, Md, Z And Mohammad Salehpour, Ph. D. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, 68(4), 1265-1271.
- Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., & Nisbet, A. (2011). Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British journal of radiology*, 84(1007), 967-996.

- Thomas, D. J. (2012). ICRU report 85: fundamental quantities and units for ionizing radiation.
- Toossi, M. T. B., Farhood, B., & Soleymanifard, S. (2017). Evaluation of dose calculations accuracy of a commercial treatment planning system for the head and neck region in radiotherapy. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 22(5), 420-427.
- Tsai, Y. S. (1974). Pair production and bremsstrahlung of charged leptons. *Reviews of Modern Physics*, 46(4), 815.
- Unkelbach, J., Bortfeld, T., Craft, D., Alber, M., Bangert, M., Bokrantz, R., ... & Salari, E. (2015). Optimization approaches to volumetric modulated arc therapy planning. *Medical physics*, 42(3), 1367-1377.
- Yu, C. X. (1995). Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 40(9), 1435.

ANEXOS

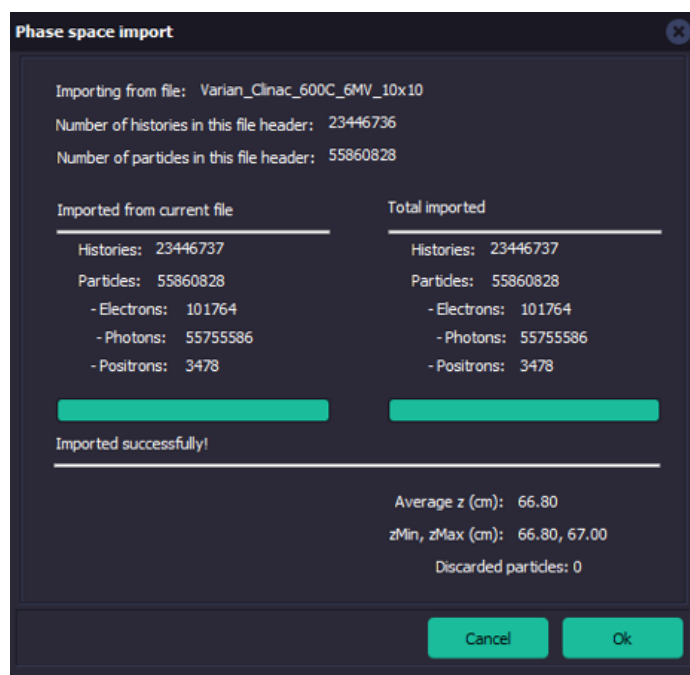
Validación del Archivo de Espacio de Fase

Luego de simular el archivo de espacio de fase en PENELOPE ese procede a hacer el análisis de estos valores para que sea validado en el tratamiento, considerando ciertos valores que están en los protocolos para el TPS en TRS 483 por el OIEA.

Archivo de Espacio de Fase (PSF)

El espacio de fase de IAEA cargado en PRIMO para la validación no se modificó, descargados del sitio web de Linac Varían de IAEA, para la energía del haz 6MV.

Comprobación de ingreso de PSF a la sección S1



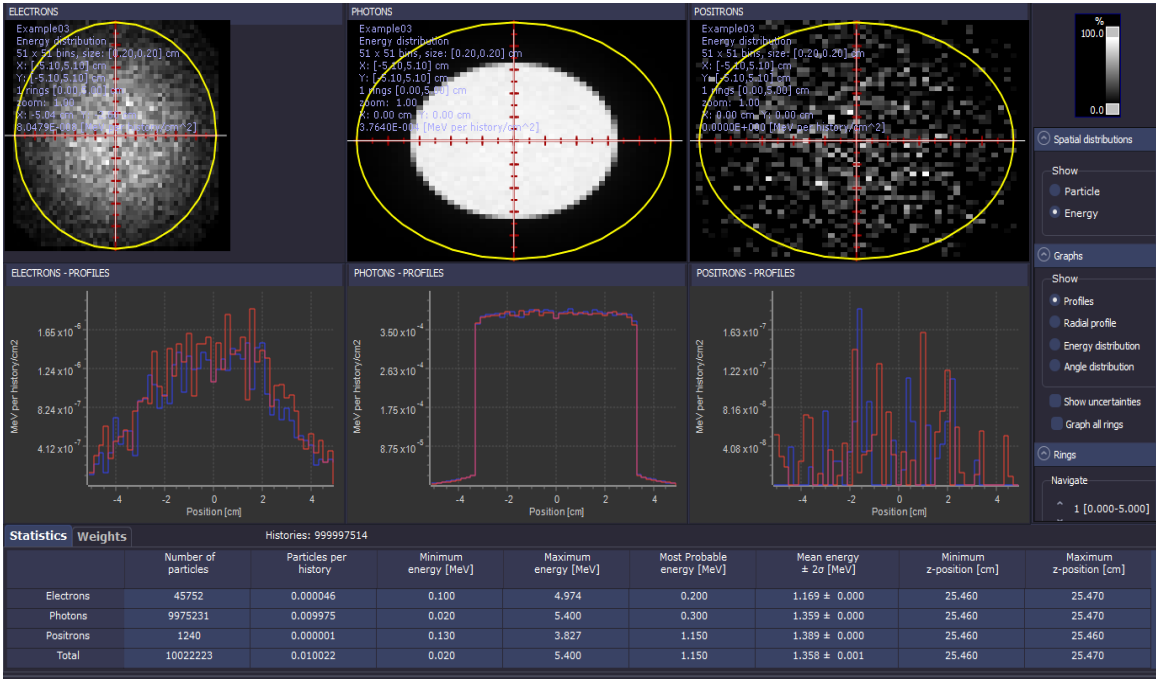
Fuente: Software Primo

La figura Comprobación de ingreso de PSF a la sección S1 muestra la ventana de importación del archivo de espacio de fase (PSF) en la sección S1 del software PRIMO, confirmando que el archivo "Varian_Clinac_600C_6MV_10x10" ha sido cargado exitosamente. Este archivo contiene la simulación de un haz de radiación generado por un acelerador lineal Varian Clinac con energía de 6 MV y un campo de irradiación de 10x10 cm². La importación presenta 2.3446736×10^7 historias, cada una representando trayectorias simuladas de partículas desde su creación hasta su interacción o salida del

sistema, con un total de 5.586028×10^6 partículas registradas. De estas partículas, 1.01764×10^5 corresponden a electrones, 5.575586×10^6 son fotones, y 3,478 son positrones, lo que refleja que la mayor parte del haz está compuesto por fotones, como es típico en haces utilizados en radioterapia. La correcta importación de estos datos asegura que todas las partículas relevantes han sido cargadas sin que se haya descartado ninguna, lo cual es crucial para preservar la precisión de la simulación.

La posición promedio en el eje longitudinal (z) es 66.80 cm, con un rango que va desde 66.80 cm a 67.00 cm, indicando que las partículas se encuentran concentradas dentro de este espacio en profundidad. Estos valores serán fundamentales para los cálculos dosimétricos que se realizarán en la siguiente etapa. La ausencia de partículas descartadas y la confirmación del mensaje de "Importado exitosamente" garantizan que el archivo PSF ha sido integrado correctamente en el entorno de simulación. Este proceso es esencial para validar las características del haz antes de su aplicación clínica, permitiendo una verificación precisa de los parámetros físicos y asegurando que la distribución de la dosis planificada sea segura y efectiva para el paciente. Con esta importación, PRIMO está listo para continuar con el análisis del haz y los cálculos dosimétricos necesarios para la simulación del tratamiento de radioterapia.

Análisis del espacio de fase generado para el segmento que se usó de un Varían



Fuente: Software Primo

El análisis del espacio de fase del acelerador Varian Clinac muestra que varios parámetros cumplen con los estándares internacionales requeridos para garantizar la precisión, calidad y seguridad de los tratamientos de radioterapia. La homogeneidad del haz es fundamental para asegurar que la dosis se distribuya uniformemente sobre el volumen objetivo. Según la IAEA y la AAPM TG-142, la variación máxima aceptable en la dosis debe ser del $\pm 3\%$ en la región plana del haz. En este caso, el perfil energético de los fotones es constante a lo largo del campo irradiado, lo que indica que las fluctuaciones se mantienen por debajo de este umbral, asegurando una distribución uniforme de la dosis sin subdosis ni sobredosis en áreas críticas.

La energía máxima de los fotones observada es de 5.4 MeV, lo que se alinea con los valores esperados para un acelerador de 6 MV, teniendo en cuenta las pérdidas en los componentes del equipo. Esta energía permite penetrar hasta profundidades de 10-12 cm, adecuadas para el tratamiento de tumores en tejidos profundos. Además, la energía promedio de $1.169 \text{ MeV} \pm 0.002$ presenta una desviación estándar mínima, cumpliendo con los criterios del AAPM, que establece que la variación de la energía promedio no debe superar el 2% . Esta estabilidad garantiza que el haz administre la dosis planificada de manera consistente en cada sesión.

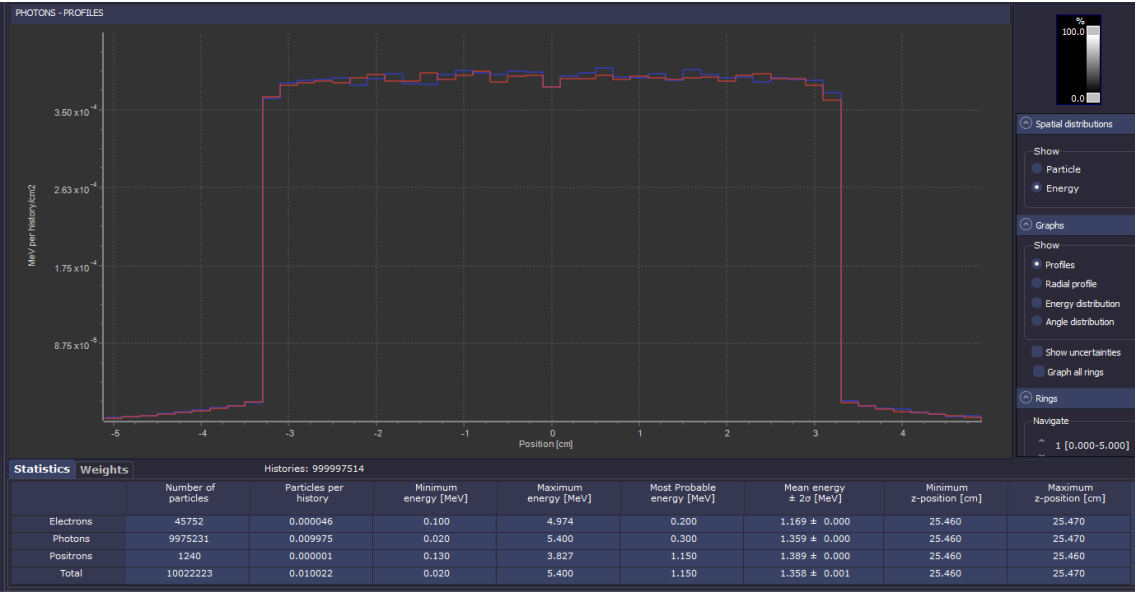
Otro aspecto crítico es la presencia de partículas secundarias como electrones y positrones, las cuales deben mantenerse por debajo del 2% del total para evitar irradiaciones no deseadas en tejidos fuera del volumen objetivo. En este análisis, de las 10,022,223 partículas simuladas, solo 45,752 corresponden a electrones (0.45%) y 1,240 a positrones (0.01%), lo que representa menos del 0.5% del total. Esto indica que la mayor parte de la energía proviene de los fotones, lo que es ideal para tratamientos con haces fotónicos, minimizando el impacto de partículas secundarias en los tejidos sanos.

La precisión espacial es otro factor clave en la administración de la radioterapia. Según los estándares del AAPM TG-142, la desviación máxima aceptable en la colimación del haz debe ser de $\pm 1 \text{ mm}$. En este caso, las posiciones de las partículas en el eje z oscilan entre 25.460 cm y 25.470 cm, con una variación total de 0.01 cm (0.1 mm), lo que demuestra un alto grado de control sobre la colimación y posicionamiento del haz. Este nivel de precisión es crucial para evitar irradiación innecesaria en órganos sanos adyacentes al volumen objetivo.

El comportamiento del haz por historia también es consistente. En tratamientos avanzados como IMRT o VMAT, cada historia debe contribuir uniformemente a la dosis total para garantizar que la planificación del tratamiento se corresponda con la dosis realmente

administrada. En esta simulación, cada historia aporta una media de 0.009975 partículas por historia, lo que indica una distribución estable y reproducible del haz en todas las simulaciones realizadas, asegurando coherencia en la administración del tratamiento. En conjunto, estos resultados confirman que el haz del acelerador Varian Clinac cumple con los estándares internacionales de calidad para radioterapia. La distribución uniforme de los fotones, la estabilidad energética, la baja proporción de partículas secundarias y la alta precisión en la colimación aseguran que el tratamiento será eficaz y seguro para el paciente. Este nivel de control garantiza que la dosis planificada se administre de manera precisa en cada sesión, minimizando los riesgos de efectos secundarios en tejidos sanos. Por lo tanto, este haz se considera óptimo para su uso en tratamientos de radioterapia avanzada, asegurando el cumplimiento de los criterios establecidos por la IAEA y el AAPM.

Perfiles de energía de fotones en X, en el espacio de fase del Linac Varían



Fuente: Software Primo

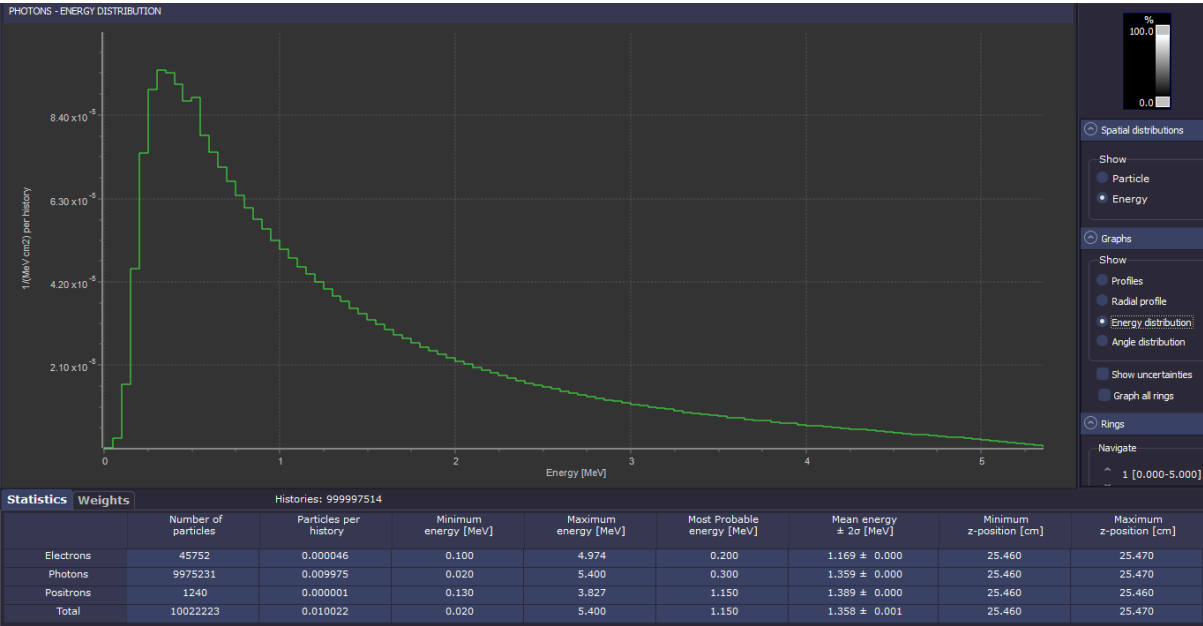
La Perfiles de energía de fotones en X, en el espacio de fase del Linac Varían presenta los perfiles de energía de fotones en el eje X del espacio de fase de un acelerador lineal (Linac) Varian, utilizado para tratamientos de radioterapia. El gráfico muestra la distribución de la intensidad de energía en función de la posición en el eje horizontal, lo que permite analizar la uniformidad y calidad del haz a lo largo de esa dirección. El perfil presenta una distribución plana y constante en el rango central, lo que indica una distribución homogénea de energía en la mayor parte del campo irradiado, lo cual es

esencial para garantizar que la dosis administrada sea uniforme sobre el volumen objetivo. En las regiones cercanas a los bordes, se observan caídas abruptas de la intensidad de energía, lo que corresponde a la reducción natural del haz fuera del campo útil, minimizando la exposición de tejidos sanos fuera del área de tratamiento.

La tabla de estadísticas, ubicada en la parte inferior, proporciona información detallada sobre los parámetros de las partículas presentes en el haz. Se reporta un total de 9.975231×10^6 fotones con una energía máxima de 5.4 MeV. La energía más probable se sitúa en 0.300 MeV, mientras que la energía media es 1.359 MeV, con una desviación estándar mínima, lo que refleja la consistencia energética del haz. La posición en el eje Z se mantiene constante entre 25.460 cm y 25.470 cm, indicando una alta precisión en la alineación y enfoque del haz en el espacio de fase.

El análisis del perfil de fotones confirma que el acelerador Varian genera un haz de alta calidad y estabilidad, con una distribución homogénea en la zona útil del campo, lo que asegura una administración precisa y segura de la radiación durante el tratamiento. Este tipo de perfil es esencial para procedimientos en los que se requiere mantener una distribución uniforme de la dosis en toda la región irradiada, garantizando así la efectividad del tratamiento y minimizando los riesgos para los tejidos circundantes.

PDD, en el espacio de fase del Linac Varían



Fuente: Software Primo

Perfil de dosis realizado en PRIMO



Fuente: Software Primo

La figura de PDD, en el espacio de fase del Linac Varían y Perfil de dosis realizado en PRIMO muestra el análisis del perfil radial de dosis realizado en PRIMO para un acelerador Varian Clinac. Este perfil es fundamental para evaluar la distribución de la dosis en función del ángulo polar, lo que permite verificar la uniformidad y simetría del haz en el campo irradiado. El gráfico indica que la dosis se mantiene constante en los primeros grados del ángulo polar, lo que evidencia una distribución homogénea en el centro del campo. Hacia los bordes del campo, la dosis disminuye abruptamente, lo cual es característico de la caída de dosis fuera del área irradiada. Este comportamiento es esperado y refleja una colimación precisa del haz, minimizando la exposición innecesaria en tejidos fuera del volumen objetivo y garantizando que la radiación se administre de forma segura y controlada.

Subrutina de validación para simulación del acelerador Linac 6MeV Varían

[illegible]

Archivo Varian.in

```

|TITLE  Varian clinac 2100c
      >>>>>> Source definition.
SKPAR  1      [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 6e6      [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT 0.0 0.0 -2      [Coordinates of the source]
SCONE  0 0 0      [Conical beam; angles in deg]
.
      >>>>>> Material data and simulation parameters.
MFNAME tungsteno.mat      [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e5 1e4 1e5 0.2 0.2 5e3 1e4      [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME cobre.mat      [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e5 1e4 1e5 0.2 0.2 5e3 1e4      [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME aire.mat      [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e5 1e4 1e5 0.2 0.2 5e3 1e4      [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME kapton.mat      [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e5 1e4 1e5 0.2 0.2 5e3 1e4      [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME mylar.mat      [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e5 1e4 1e5 0.2 0.2 5e3 1e4      [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME agua.mat      [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e5 1e4 1e5 0.2 0.2 5e3 1e4      [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
.
      >>>>>> Geometry and local simulation parameters.
GEOMFN varian.geo      [Geometry file, up to 20 chars]
DSMAX  1 9e-3      [KB, maximum step length in body KB]
DSMAX  2 1.6e-2      [KB, maximum step length in body KB]
.
      >>>>>> Interaction forcing.
IFORCE 1 1 2 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 1 1 3 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 1 1 4 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 1 1 5 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 2 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 3 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 4 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
IFORCE 2 1 5 15.0 0.1 5.0 [KB,KPAR,ICOL,FORCER,WLOW,WHIG]
.
      >>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.
NBE  1e2 6e6 200      [Energy window and no. of bins]
NBANGL 45 24      [No. of bins for the angles THETA and PHI]
.
      >>>>>> Impact detectors (up to 25 different detectors).
IMPDET 1e3 6e6 200 1 2      [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT] &
IDBODY 10      [Active body] &*
.
      >>>>>> Job properties.
RESUME dump1.dmp      [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dmp      [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 120      [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 2e9      [Desired number of simulated showers]
TIME  2e9      [Allotted simulation time, in sec]
END      [Ends the reading of input data]
.....1.....2.....3.....4.....5.....6.....7..

```

Archivo penmain-res

```
*****
**   Program PENMAIN. Results.   **
*****
```

Date and time: 20th Dec 2023. 02:54:34

Linac Varian clinac 2100c

```
Simulation time ..... 9.645776E+05 sec
Simulation speed ..... 7.208446E+01 showers/sec
```

```
Simulated primary particles ..... 6.953106E+07
```

Primary particles: electrons

```
Upbound primary particles ..... 1.604700E+04
Downbound primary particles ..... 6.375310E+05
Absorbed primary particles ..... 6.887748E+07
```

```
Upbound fraction ..... 5.312590E-04 +- 7.5E-06
Downbound fraction ..... 1.058494E-02 +- 4.0E-05
Absorption fraction ..... 9.906002E-01 +- 3.5E-05
```

Secondary-particle generation probabilities:

	electrons	photons	positrons
upbound	3.004700E-04 +- 2.0E-06	1.375695E-02 +- 1.2E-05	1.529580E-05 +- 3.7E-07
downbound	1.415933E-03 +- 5.9E-06	4.094695E-02 +- 3.7E-05	2.562404E-05 +- 6.5E-07
absorbed	4.995139E+00 +- 5.5E-04	6.911766E+00 +- 7.7E-04	3.962728E-02 +- 2.2E-05

Average final energy:

Upbound primary particles 7.943452E+05 +- 1.2E+04 eV
Downbound primary particles 2.610284E+06 +- 4.9E+03 eV

Mean value of the polar cosine of the exit direction:

Upbound primary particles 5.490831E-01 +- 6.0E-03
Downbound primary particles -9.158443E-01 +- 5.8E-04

Mean value of the polar angle of the exit direction:

Upbound primary particles 5.475048E+01 +- 4.3E-01 deg
Downbound primary particles 1.628223E+02 +- 6.5E-02 deg

Average deposited energies (bodies):

Body	1		3.956799E+06 +- 5.3E+02 eV	(effic. = 5.16E+02)
Body	2		5.486477E+05 +- 3.8E+02 eV	(effic. = 1.90E+01)
Body	6		1.317083E+06 +- 4.4E+02 eV	(effic. = 8.38E+01)
Body	8		7.455168E+03 +- 1.2E+01 eV	(effic. = 3.45E+00)
Body	10		4.974312E-02 +- 3.5E-03 eV	(effic. = 1.88E-03)
Body	11		1.371021E+00 +- 3.0E-01 eV	(effic. = 1.98E-04)
Body	12		2.016918E+01 +- 1.0E+00 eV	(effic. = 3.59E-03)
Body	13		1.091473E+03 +- 6.0E+00 eV	(effic. = 3.07E-01)
Body	14		7.402184E+02 +- 5.8E+00 eV	(effic. = 1.50E-01)
Body	15		6.316946E+01 +- 5.8E-01 eV	(effic. = 1.11E-01)
Body	16		6.126471E+01 +- 5.9E-01 eV	(effic. = 1.01E-01)
Body	17		5.757677E+01 +- 5.6E-01 eV	(effic. = 9.87E-02)
Body	18		1.089003E+01 +- 1.4E-01 eV	(effic. = 5.40E-02)
Body	19		3.077411E+04 +- 2.6E+01 eV	(effic. = 1.31E+01)
Body	20		3.078317E+04 +- 2.6E+01 eV	(effic. = 1.31E+01)
Body	21		9.110006E+03 +- 1.4E+01 eV	(effic. = 4.17E+00)
Body	22		9.110357E+03 +- 1.4E+01 eV	(effic. = 4.17E+00)
Body	23		3.691695E+03 +- 8.2E+00 eV	(effic. = 1.91E+00)
Body	24		1.624137E+02 +- 1.1E+00 eV	(effic. = 2.09E-01)