



**INSTITUTO LATINO-AMERICANO DE CIÊNCIAS
DA VIDA E DA NATUREZA (ILACVN)
ENGENHARIA FÍSICA**

**Mediciones de Dosis Absorbida en Agua para Haces de Fotones
de un Acelerador Lineal Clínico Elekta Synergy**

Bruno Andres Figueroa Ramirez

**Foz do Iguaçu
2024**



**INSTITUTO LATINO-AMERICANO DE CIÊNCIAS
DA VIDA E DA NATUREZA (ILACVN)
ENGENHARIA FÍSICA**

Mediciones de Dosis Absorbida en Agua para Haces de Fotones de un Acelerador Lineal Clínico Elekta Synergy

Bruno Andres Figueroa Ramirez

Trabajo de Conclusión de Curso presentado al Instituto Latino-Americano de Ciencias de la Vida y de la Naturaleza como requisito parcial a la obtención del título de Licenciado en Ingeniería Física

Orientador: Prof. Dr. Edson Massayuki Kakuno

Coorientador: Físico Médico. M.Sc. Pedro Ramón Martínez

Foz do Iguaçu
2024

BRUNO ANDRES FIGUEROA RAMIREZ

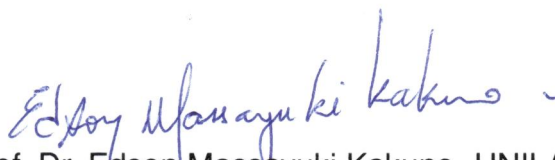
**MEDICIONES DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA PARA HACES DE FOTONES DE
UN ACELERADOR LINEAL CLÍNICO ELEKTA SYNERGY**

Trabajo de Conclusión de Curso presentado
al Instituto Latino-Americano de Ciencias de
la Vida y de la Naturaleza como requisito par-
cial a la obtención del título de Licenciado en
Ingeniería Física


Orientador: Prof. Dr. Edson Massayuki Ka-
kuno

Coorientador: Físico Médico. M.Sc. Pedro Ra-
món Martínez

Aprobado por la banca examinadora en: 29/04/2024


Prof. Dr. Edson Massayuki Kakuno- UNILA
Prof.º Orientador

Físico Médico M.Sc. Pedro Ramón Martínez Arevalo- UCV
Miembro titular


Prof. Dr. Johan Alexander Cortes Suarez- UNILA
Miembro titular

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar les agradezco a mis padres y hermanos que siempre me han brindado su apoyo incondicional para poder cumplir todos mis objetivos personales y académicos. Ellos son los que me han impulsado siempre a perseguir mis metas y nunca abandonarlas frente a las adversidades.

Le agradezco muy profundamente a mis tutores por la dedicación y paciencia, sin sus palabras y correcciones precisas no hubiese podido llegar a esta instancia. Gracias por su guía y todos sus consejos, los llevaré grabados para siempre en la memoria en mi futuro profesional.

Son muchos los docentes que han sido parte de mi camino universitario, y a todos ellos les quiero agradecer por transmitirme los conocimientos necesarios para mi formación como profesional. Sus consejos y exigencias contribuyeron de forma sustancial en toda mi etapa académica.

Agradecerles a todos mis compañeros los cuales muchos de ellos se han convertido en mis amigos, cómplices y hermanos. Gracias por las horas compartidas, los trabajos realizados en conjunto y las historias vividas.

Un agradecimiento especial al Centro Avanzado de Oncología Itamax, por disponer todo el equipo y la infraestructura necesaria para este trabajo.

Por último, agradecer a la universidad por proporcionarme el entorno propicio y los recursos necesarios para alcanzar mis metas intelectuales y desarrollarme como profesional. Reconozco y valoro enormemente el arduo trabajo y dedicación de toda la comunidad universitaria, cuyo apoyo ha sido fundamental en mi trayectoria académica y personal.

Además, extendiendo mi gratitud a todos los contribuyentes de la República Federativa del Brasil, cuyo respaldo ha sido vital para la creación del entorno universitario.

“En algún sitio algo increíble espera ser descubierto.”
— Carl Sagan

Figueroa, Bruno. **Mediciones de Dosis Absorbida en Agua para haces de Fotones de un Acelerador Lineal Clínico Elekta Synergy**. 74 páginas. 2024. Trabajo de finalización de curso (Graduación en Ingeniería Física) - Universidad Federal para la Integración Latinoamericana, Foz de Iguazú.

Resumen

La radioterapia, una de las herramientas en el tratamiento del cáncer, utiliza radiación ionizante para combatir células cancerígenas, para ello, la precisión en la administración de dosis es fundamental para garantizar resultados efectivos. Para asegurar esta precisión, se llevan a cabo medidas y controles exhaustivos del equipo utilizado. En este trabajo se realizaron mediciones de dosis absorbida en agua conforme al protocolo TRS 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) en el Centro Avanzado de Oncología Itamax. Estas mediciones se efectuaron utilizando haces de fotones con energías nominales de aceleración de electrones de 6 *MV* y 10 *MV*, como parte del riguroso programa de garantía de calidad durante la implementación del servicio de radioterapia. Además de pruebas mecánicas de rotación del gantry y del cabezal, se verificó geométricamente el campo luminoso para diversos tamaños de campo. Se realizaron mediciones de dosimetría relativa y absoluta para evaluar las características del acelerador. Los resultados obtenidos indican que el acelerador clínico se encuentra calibrado para haces de fotones al administrar una dosis que se sitúa dentro de los límites tolerados a nivel internacional (<5%). Como parte de la verificación del sistema de planificación de tratamiento (SPT) Eclipse versión 16.1, se realizaron verificaciones puntuales de cálculo de dosis para diversas profundidades y tamaños de campo. Se observó una diferencia porcentual entre las dosis calculadas y medidas inferior al 2%, lo que asegura la aptitud del SPT para la elaboración de planes de tratamiento.

Palabras clave: LINAC; Dosimetría; Elekta Synergy; Control de Calidad.

Figueroa, Bruno. **Absorbed Dose Measurements in Water for Photon Beams from an Elekta Synergy Clinical Linear Accelerator**. 74 pages. 2024. Final Project (Undergraduate in Physical Engineering) - Federal University for Latin American Integration, Foz do Iguaçu.

Abstract

Radiotherapy, one of the tools in the treatment of cancer, uses ionizing radiation to fight cancer cells, for which precision in the administration of doses is fundamental to guarantee effective results. To ensure this precision, exhaustive measurements and controls are carried out on the equipment used. In this work, absorbed dose measurements in water were performed according to the TRS 398 protocol of the International Atomic Energy Agency (IAEA) at the Itamax Advanced Oncology Center. These measurements were performed using photon beams with nominal electron acceleration energies of 6 *MV* and 10 *MV*, as part of the rigorous quality assurance program during the implementation of the radiotherapy service. In addition to mechanical tests of gantry and head rotation, the light field was geometrically verified for various field sizes. Relative and absolute dosimetry measurements were performed to evaluate the accelerator characteristics. The results obtained indicate the clinical accelerator is calibrated for photon beams by administering a dose that is within the internationally tolerated limits (<5%). As part of the verification of the Eclipse treatment planning system (TPS) version 16.1, spot checks of the dose calculation were performed for various depths and field sizes. A percentage difference between calculated and measured doses of less than 2% was observed, ensuring the suitability of the SPT for treatment plan development.

Keywords: LINAC; Dosimetry; Elekta Synergy; Quality Assurance.

Figueroa, Bruno. **Medições de Dose Absorvida em Água para Feixes de Fótons de um Acelerador Linear Clínico Elekta Synergy**. 74 páginas. 2024. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Física) – Universidade Federal da Integração Latino-Americana, Foz do Iguaçu.

Resumo

A radioterapia, uma das ferramentas do tratamento do câncer, utiliza radiações ionizantes para combater as células cancerosas, sendo a precisão na administração da dose fundamental para garantir resultados eficazes. Para garantir esta precisão, são efetuadas medições e controles exaustivos do equipamento utilizado. Neste trabalho foram realizadas medidas de dose absorvida em água conforme o protocolo TRS 398 da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) no Centro Avançado de Oncologia Itamax. Essas medições foram feitas utilizando feixes de fótons com energias nominais de aceleração de elétrons de 6 *MV* e 10 *MV*, como parte do rigoroso programa de garantia de qualidade durante a implementação do serviço de radioterapia. Além dos testes de rotação mecânica do gantry e do cabeçote, o campo de luz foi verificado geometricamente para diversos tamanhos de campo. Medições de dosimetria relativa e absoluta foram realizadas para avaliar as características do acelerador. Os resultados obtidos indicam que o acelerador clínico está calibrado para feixes de fótons, fornecendo uma dose que está nos limites tolerados internacionalmente (<5%). Como parte da verificação do sistema de planejamento de tratamento do Eclipse (SPT) versão 16.1, foram realizadas verificações pontuais do cálculo da dose para várias profundidades e tamanhos de campo. Foi observada uma diferença percentual entre as doses calculadas e medidas de menos de 2%, garantindo a adequação do SPT para o desenvolvimento de planos de tratamento.

Palavras chave: LINAC; Dosimetria; Elekta Synergy; Controle de Qualidade.

LISTA DE FIGURAS

1.	Esquema de las interacciones de la radiación ionizante con la materia.	18
2.	Esquema de los procesos de interacción fotón-materia.	19
3.	Importancia relativa entre los 3 tipos de interacciones fotón-materia. Las líneas muestran los valores de Z y $h\nu$ en las cuales las interacciones adyacentes son iguales.	21
4.	Esquema de los procesos de interacción electrón-materia.	22
5.	Ilustración esquemática de la distribución espacial de los rayos X según su energía, alrededor de un objetivo.	24
6.	Espectro energético de fotones generados por radiación de frenado al colisionar electrones monoenergéticos con un objetivo de tungsteno.	24
7.	Diagrama de bloques de las partes de un acelerador lineal de uso clínico.	26
8.	Representación esquemática del cabezal de un acelerador lineal clínico.	26
9.	Rango de operación para detectores de radiación gaseosos. El rango de las cámaras de ionización se encuentra entre los 100 y 400 V.	28
10.	Esquema de las cámaras de ionización gaseosas recomendadas para dosimetría en haces de fotones.	28
11.	Diagramas esquemáticos de cámaras de iones conectadas a amplificadores operacionales de retroalimentación negativa. A, modo integrativo. B, modo tasa. C, modo lectura de exposición directa. . .	29
12.	Ilustración esquemática que muestra la diferencia entre la energía absorbida y la energía impartida al medio.	34
13.	Curvas de PDP, en donde se muestra la relación entre el kerma de colisión y la dosis absorbida en función de la profundidad en un medio irradiado por un haz de fotones de alta energía.	36
14.	Representación esquemática de los efectos de campo, causados por la dispersión del haz de fotones en el cabezal del acelerador. .	37
15.	Representación esquemática de la dispersión producida en el maniquí, se puede observar cómo esta aumenta al aumentar el tamaño del campo.	38
16.	Representación esquemática de la disposición de cuñas internas y externas.	39
17.	Materiales utilizados en las medidas. Los números representan a cada equipo según la enumeración usada en la sección 3.1.1.	44
18.	Representación esquemática de las rotaciones posibles para un acelerador lineal clínico.	45
19.	Alineación del campo luminoso a una DFS de 100 cm para un campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$, utilizado para las pruebas geométrica.	46
20.	Montaje experimental para las medidas dosimétricas.	47

21.	Representación del aspecto de la cámara y su reflejo en el agua. Visto desde una posición frontal. La posición correcta se da cuando ambas imágenes forman un círculo perfecto.	48
22.	Figura esquemática del posicionamiento del punto efectivo utilizado para las medidas de las curvas PDP.	49
23.	Respuesta de la cámara de ionización ante la variación de la dosis prescrita.	50
24.	Repuesta de la cámara de ionización ante la variación en la tasa de dosis.	51
25.	Curvas de dosis en profundidad para 6 <i>MV</i>	53
26.	Curvas de dosis en profundidad para 10 <i>MV</i>	53
27.	Relación entre el porcentaje de dosis en superficie en función del tamaño de campo para las energías de fotones de 6 y 10 <i>MV</i>	54
28.	Relación entre la profundidad de dosis máxima y el tamaño de campo para las energías de fotones de 6 y 10 <i>MV</i>	55
29.	Factores de campo para las energía de 6 y 10 <i>MV</i>	56
30.	Factores de cuña para las energía de 6 y 10 <i>MV</i>	57
31.	Posiciones para las medidas utilizadas en el cálculo del $TPR_{20,10}$. . .	58
32.	Simulación del maniquí y puntos de cálculo usados en el sistema de planificación de tratamiento Eclipse.	61
33.	Comparación de dosis medida con dosis calculada por el SPT. . . .	62

LISTA DE CUADROS

1.	Cálculo de los valores de $TPR_{20,10}$ y k_Q	58
2.	Valor de corrección k_{TP} obtenido para las magnitudes de influencia de temperatura y presión	59
3.	Medidas utilizadas para el cálculo de dosis en condiciones de referencia.	59
4.	Valores de los factores de corrección k_i y el factor de calibración de la cámara $N_{D,w}$	59
5.	Resultados obtenidos para la dosis absorbida en condiciones de referencia.	60
6.	Configuración de campo y profundidad utilizado para la verificación del valor de dosis calculado en el SPT y el valor de dosis medido, para haces de fotones de 6 y 10 MV	61
7.	Resultados de la prueba de linealidad de la cámara.	68
8.	Resultados de la prueba de independencia de dosis de la cámara.	69
9.	Valores de dosis utilizados para la construcción del gráfico en la figura 27.	69
10.	Valores de dosis utilizados para la construcción del gráfico en la figura 28.	69
11.	Resultados de la pruebas geométricas de los tamaños de campo.	70
12.	Resultados obtenidos de las pruebas mecánicas.	71
13.	Valores obtenidos para el cálculo de los factores de campo.	71
14.	Valores obtenidos para el cálculo de los factores de cuña.	72
15.	Valores de calidad del haz $TPR_{20,10}$ y el factor k_Q , calculados por (ANDREO, 1992) para la cámara de ionización tipo farmer PTW 30010.	73
16.	Medidas realizadas para la comprobación entre el valor de dosis medido y el valor calculado en el SPT, para haces de fotones de 6 y 10 MV	73
17.	Resultados de la comprobación entre el valor de dosis medido y el valor calculado en el SPT, para haces de fotones de 6 y 10 MV	74

LISTA DE ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
LINAC	Linear Accelerator
LPCD	Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica
LSCD	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
DFS	Distancia Fuente Superficie
PDP	Porcentaje de Dosis en Profundidad. Distribución de la dosis absorbida en agua a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor máximo, medida a una distancia fuente superficie fija
SPT	Sistema de Planificación de Tratamiento
TRS	Technical Report Series
MLC	Multi-Leaf Collimator
MV	Megavoltaje
MU	Unidades Monitor
E	Energía de fotones
E'	Energía de fotones dispersados
E_e, E_-	Energía de electrones
E_+	Energía de positrones
U_i	Energía de ligación de la i -ésima capa electrónica del átomo
λ	Longitud de onda del fotón incidente
λ'	Longitud de onda del fotón dispersado
a	Radio atómico
b	Parámetro de colisión
F_c	Factor de Campo
F_w	Factor de Cuña
$TPR_{20,10}$	Índice de calidad de un haz de fotones. Razón tejido-maniquí en agua, a las profundidades de 20 y 10 cm, en un campo de 10 cm \times 10 cm a la DFS de 100 cm
D	Dosis absorbida, lleva las unidades de energía absorbida por unidad de masa. Su unidad de medida en el sistema internacional es el Gray, en donde; $1Gy = 1Jkg^{-1}$
$D_{w,Q}$	Dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia, z_{ref} , en un maniquí de agua irradiado por un haz de calidad Q

M_Q	Lectura de un dosímetro en la calidad Q , corregida por las magnitudes de influencia diferentes a las relacionadas con la calidad del haz. Su unidad de medida es carga colectada (C) o corriente (A)
$N_{D,w}$	Factor de calibración de un dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en un haz de referencia de calidad de radiación gamma del ^{60}Co . La unidad de medida de este factor es (GyC^{-1})
k_Q	Factor que corrige por la diferencia en la respuesta de una cámara de ionización en la calidad de referencia Q_0 del haz utilizado para calibrar la cámara, y la calidad real del haz del usuario, Q . El subíndice Q_0 se omite cuando la calidad de referencia es la radiación gamma del ^{60}Co (es decir, la notación reducida k_Q siempre corresponde a la calidad de referencia de ^{60}Co)
k_{TP}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia entre la presión y la temperatura especificadas en el certificado de calibración de la cámara y las de estas mismas magnitudes en las condiciones de medida
k_{pol}	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara
k_s	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por pérdidas en la colección de la carga (debidas a la recombinación de iones)
k_{elec}	Factor de calibración de un electrómetro
P_{eff}	Punto efectivo de medida de una cámara de ionización
Q	Símbolo general para indicar la calidad de un haz de radiación El subíndice "0", es decir Q_0 , indica la calidad de referencia utilizada para la calibración de una cámara de ionización o dosímetro
z	Profundidad del punto de medida
z_{ref}	Profundidad de referencia
z_{max}	Profundidad del máximo de dosis absorbida en un haz de fotones o electrones

CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	15
1.1. OBJETIVOS	16
1.1.0.1. <i>Objetivo General</i>	16
1.1.0.2. <i>Objetivos Específicos</i>	16
2. REVISIÓN TEÓRICA	17
2.1. RADIACIÓN IONIZANTE	17
2.1.1. Radiación directamente ionizante	17
2.1.2. Radiación ionizante indirecta	17
2.2. INTERACCIÓN FOTÓN-MATERIA	19
2.2.1. Esparcimiento Rayleigh	19
2.2.2. Absorción Fotoeléctrica	19
2.2.3. Efecto Compton	20
2.2.4. Producción de Pares	20
2.3. INTERACCIÓN ELECTRÓN-MATERIA	21
2.4. ACELERADOR LINEAL	22
2.4.1. Producción de Rayos X en un Acelerador Lineal	23
2.4.2. Componentes de un Acelerador Lineal Clínico	25
2.5. SISTEMA DE DOSIMETRÍA	27
2.5.1. Cámaras de Ionización	27
2.5.2. Electrómetro	29
2.5.3. Maniquí o Fantoma	29
2.6. MAGNITUDES DE USO EN RADIOTERAPIA	30
2.6.1. Concepto de Fluencia de Fotones y Energía	30
2.6.2. Magnitudes Absolutas	30
2.6.3. Magnitudes Relativas	33
2.6.3.1. <i>Porcentaje de Dosis Absorbida en Profundidad (PDP)</i>	33
2.6.3.2. <i>Factor de Dispersión Total o Factores de Campo</i>	36
2.6.3.3. <i>Factores de Cuña</i>	38
2.7. DOSIMETRÍA ABSOLUTA	39
2.7.1. Especificación de la Calidad del haz de Fotones: Razón Tejido-Fantoma ($TPR_{20,10}$)	39
2.7.2. Formalismo para la Dosis Absorbida en un Punto	40
2.7.3. Unidades Monitor	41
3. MATERIALES, MÉTODOS Y RESULTADOS	43
3.1. MATERIALES	43
3.1.1. Materiales de dosimetría	43
3.1.2. Datos del Acelerador Lineal	43
3.1.3. Datos del Sistema de Planificación de Tratamiento (SPT)	44
3.2. METODOLOGÍA Y RESULTADOS	44
3.2.1. Pruebas Mecánicas y Geométricas	44
3.2.2. Resultados de las Pruebas Mecánicas y Geométricas	46

3.2.3.Montaje Experimental para las Pruebas Dosimétricas	46
3.2.3.1. <i>Punto efectivo de Medida de la Cámara de Ionización</i>	47
3.2.3.2. <i>Condiciones de Medida del Trabajo</i>	49
3.2.4.Pruebas de la Cámara de Ionización	49
3.2.4.1. <i>Linealidad Frente a la Dosis</i>	49
3.2.4.2. <i>Resultados de la Prueba de Linealidad Frente a la Dosis</i>	50
3.2.4.3. <i>Independencia Frente a la Tasa de Dosis</i>	50
3.2.4.4. <i>Resultados de la Prueba de Independencia Frente a la Tasa de Dosis</i>	51
3.2.5.Dosimetría Relativa	52
3.2.5.1. <i>Curvas de PDP</i>	52
3.2.5.2. <i>Resultados de las Curvas de PDP</i>	52
3.2.5.3. <i>Factores de Campo</i>	55
3.2.5.4. <i>Resultados de los Factores de Campo</i>	55
3.2.5.5. <i>Factor de Cuña</i>	56
3.2.5.6. <i>Resultados de los Factores de Cuña</i>	56
3.2.6.Dosimetría Absoluta	57
3.2.6.1. <i>Determinación de la Calidad del Haz y el Factor k_Q</i>	57
3.2.6.2. <i>Factor de Corrección para la Temperatura y Presión</i>	58
3.2.6.3. <i>Factores de Polarización k_{pol} y de Recombinación Iónica k_s</i>	59
3.2.6.4. <i>Determinación de la Dosis Absorbida en Condiciones de Referencia y Cálculo de la Dosis Absoluta</i>	60
3.2.7.Verificación de Cálculo de Dosis para Campos Abiertos	60
4. CONCLUSIONES	63
REFERENCIAS	64
APÉNDICE I. CÁLCULO DE LAS UNIDADES MONITOR	66
ANEXO A. TABLAS DE RESULTADOS	68

1 INTRODUCCIÓN

El cáncer se mantiene como uno de los principales problemas de salud pública a nivel mundial, solo en 2020 se registraron cerca de 10 millones de muertes en el mundo producto de esta enfermedad (FERLAY et al., 2021). En este escenario, la radioterapia emerge como una herramienta crucial en el tratamiento de diversos tipos de cáncer. Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de equipos de radioterapia cada vez más sofisticados, uno de ellos son los aceleradores lineales (LINAC), que permiten aplicar con gran precisión la radiación ionizante al tumor cancerígeno, permitiendo detener la metástasis o sirviendo como tratamiento paliativo. Sin embargo, debido a que la eficiencia de la radioterapia depende en gran medida de la calidad y precisión del equipo utilizado, se hacen necesarios los Programas de Garantía de Calidad en Radioterapia, que buscan asegurar que cada paciente reciba la dosis de radiación prescrita de la forma más exacta posible, minimizando al mismo tiempo los riesgos de los efectos secundarios no deseados. Las pruebas de los programas de garantía de calidad incluyen tanto a las pruebas mecánicas y geométricas, así como las dosimétricas.

Las metodologías utilizadas para la calibración de los haces de radiación suelen ser establecidas por distintos organismos reguladores a nivel internacional. Una de estas metodologías es la Colección de Reportes Técnicos 398 (TRS 398 por sus siglas en inglés), elaborado y publicado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA o IAEA por sus siglas en inglés). Este protocolo establece un sistema de calibración para las cámaras de ionización mediante factores de corrección. Estos permiten relacionar la dosis medida en agua con la cámara de ionización en comparación con un patrón de referencia. Este patrón puede ser rastreado hasta un laboratorio de calibración dosimétrica secundario, que a su vez cuenta con trazabilidad hasta un laboratorio primario. Este último realiza mediciones en condiciones de referencia utilizando una fuente de ^{60}Co .

De esta forma el patrón primario proporciona una medida de referencia que puede ser rastreada y reproducida en laboratorios y clínicas de radioterapia en todo el mundo. Garantizando así que las mediciones de dosis absorbida sean consistentes y comparables entre diferentes ubicaciones y equipos de dosimetría.

El desarrollo de patrones primarios de dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía y el perfeccionamiento de los conceptos aplicados a la dosimetría de las radiaciones han permitido reducir la incertidumbre en la dosimetría de haces aplicada a radioterapia. Posibilitando tener un sistema dosimétrico

coherente, basado en patrones de dosis absorbida en agua. Siendo la dosis absorbida en agua de interés en radioterapia, debido a que está estrechamente relacionada a los efectos biológicos de las radiaciones, por el alto contenido de esta sustancia en el cuerpo humano. (IAEA, 2001). El procedimiento descrito en el TRS 398 asegura que los resultados obtenidos se encuentren con un error debajo del 5 %. Este 5 % es también la tolerancia aceptada de forma internacional en las calibraciones de los aceleradores lineales de uso clínico.

1.1. OBJETIVOS

1.1.0.1. *Objetivo General*

Realizar medidas de dosis absorbida en agua para haces de fotones de 6 y 10 *MV* de un acelerador lineal de uso clínico Elekta Synergy, como parte de un programa de garantía de calidad en la etapa de la puesta en marcha del Centro Avanzado de Oncología Itamax, ubicado en la ciudad de Presidente Franco, departamento del Alto Paraná, Paraguay.

1.1.0.2. *Objetivos Específicos*

- Realizar pruebas mecánicas y geométricas del acelerador lineal.
- Medir la dosis absorbida en profundidad para la construcción de curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDP) a través del uso del protocolo TRS 398 de la OIEA.
- Determinar la calidad del haz utilizando las curvas de PDP.
- Realizar dosimetría relativa y absoluta utilizando el protocolo TRS 398.
- Analizar la correspondencia entre la dosis medida y la dosis calculada por el sistema de planificación (SPT) Eclipse versión 16.1.

2 REVISIÓN TEÓRICA

Para entender y discutir los resultados de este trabajo, es necesario entender algunos conceptos básicos relacionados con la dosimetría y los equipamientos utilizados, tanto para generar la radiación, como para medirla. Es por eso que abordaremos en este capítulo algunos temas fundamentales que sirven para comprender como la radiación interactúa con la materia y cuáles son los sistemas utilizados en dosimetría clínica.

2.1. RADIACIÓN IONIZANTE

La dosimetría de las radiaciones tiene que ver con la determinación cuantitativa de la energía depositada por la radiación ionizante. Debido a esto, es importante proporcionar al principio una introducción sobre la radiación ionizante. Las radiaciones ionizantes se caracterizan generalmente por su capacidad de excitar e ionizar los átomos de la materia con la que interactúan. Dado que la energía necesaria para que un electrón de valencia escape de un átomo es del orden de $4\text{-}25\text{ eV}$, las radiaciones deben llevar energías cinéticas o cuánticas superiores a esta magnitud para ser llamadas ionizantes (ATTIX, 2008). Teniendo en cuenta que los rayos UV poseen energías que van desde los 3 a 12 eV , (que corresponde al rango de longitud de onda de 100 a 400 nm), se tiene que una parte importante de los rayos UV pueden ser considerados como radiación ionizante. Sin embargo, a efectos prácticos, estas radiaciones UV ionizantes no suelen tenerse en cuenta en el contexto de la física radiológica, ya que son menos capaces de penetrar a través de la materia que la luz visible, mientras que otras radiaciones ionizantes suelen ser más penetrantes. La radiación ionizante puede clasificarse en dos tipos, la radiación directamente ionizante y la radiación indirectamente ionizante.

2.1.1. Radiación directamente ionizante

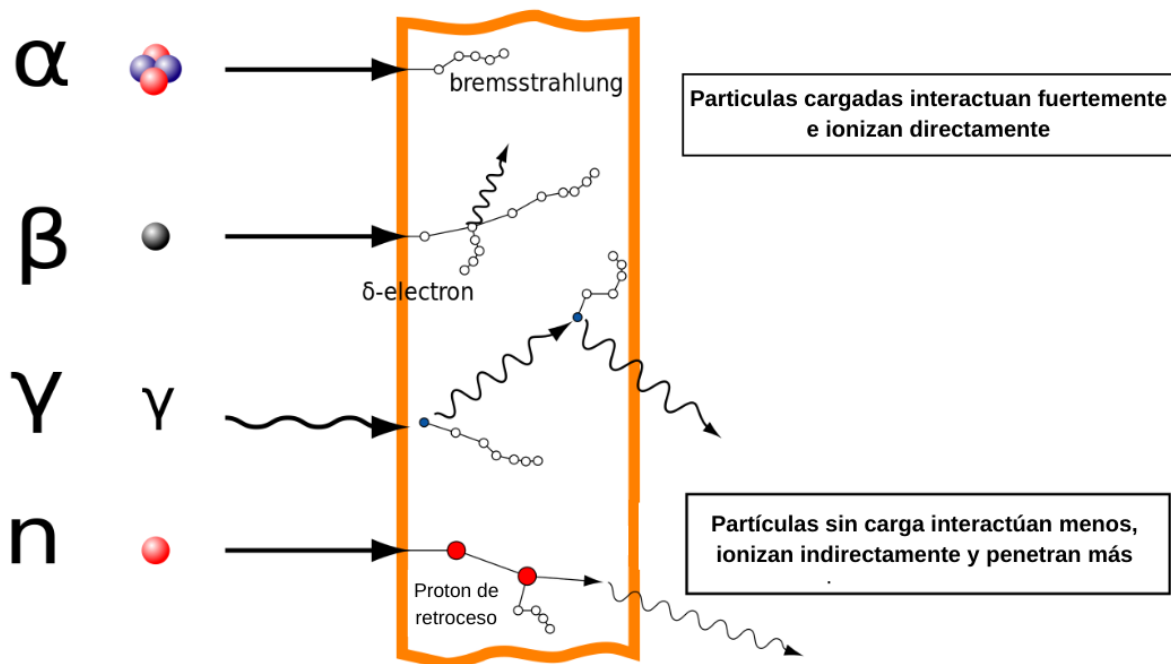
Clasifica a las partículas cargadas con alta energía cinética, que entregan su energía a la materia directamente, a través de varias interacciones Coulombianas a lo largo de la trayectoria de la partícula.

2.1.2. Radiación ionizante indirecta

Tiene en cuenta los fotones o neutrones de rayos X o γ (es decir, partículas no cargadas), que primero transfieren su energía a partículas cargadas de la materia a

través de la cual pasan en un número relativamente pequeño de interacciones grandes. Las partículas cargadas rápidas resultantes entregan a su vez la energía a la materia como se ha indicado anteriormente. De esta forma la deposición de energía en la materia por radiación ionizante indirecta es, por tanto, un proceso de dos pasos. En la figura 1 se observan los procesos de interacción que describen como la radiación ioniza el medio. Los fotones (γ & X)¹ se representan mediante líneas onduladas, las partículas cargadas y los neutrones mediante líneas rectas. Los círculos pequeños muestran dónde se produce la ionización. Las interacciones por las cuales estas radiaciones imparten su energía al medio son tratadas con más profundidad en la próxima sección.

Figura 1: Esquema de las interacciones de la radiación ionizante con la materia.



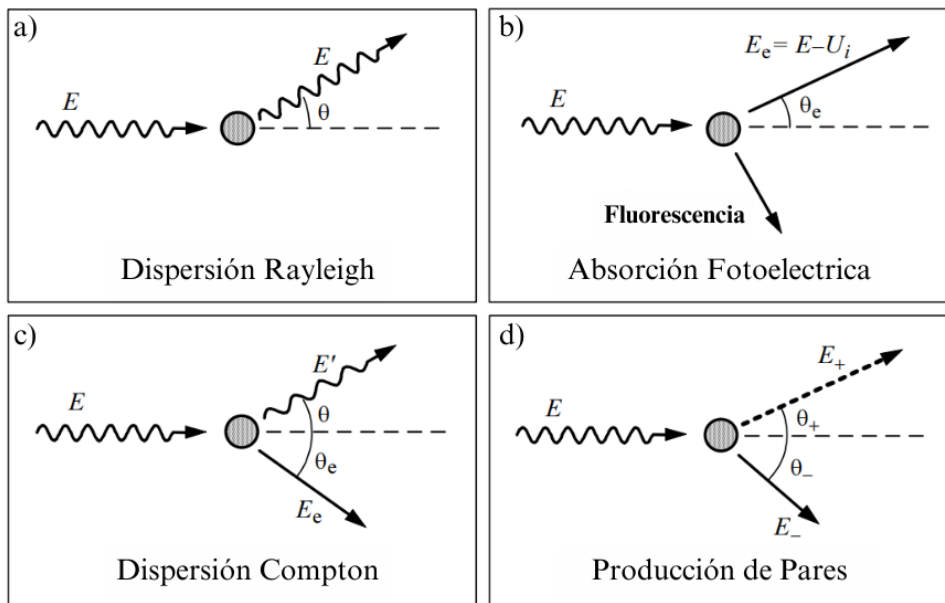
Fuente: (SALVAT et al., 2006).

¹La diferencia entre los rayos γ y los rayos X radica en su origen, que determina la forma en que se generan estos fotones. Los rayos γ son el resultado de procesos nucleares, que ocurren dentro del núcleo del átomo, mientras que los rayos X se producen a través de procesos que tienen lugar fuera del núcleo atómico.

2.2. INTERACCIÓN FOTÓN-MATERIA

Las interacciones entre los fotones y la materia son fenómenos físicos elementales que deben ser considerados para caracterizar un haz de fotones. A través de estas interacciones, se transfiere energía del haz al medio y se realizan las mediciones necesarias. En la figura 2 se muestran las interacciones más importantes que ocurren en las energías de fotones de uso clínico.

Figura 2: Esquema de los procesos de interacción fotón-materia.



Fuente: (SALVAT et al., 2006).

2.2.1. Esparcimiento Rayleigh

La dispersión Rayleigh (ver figura 2a), también conocida como dispersión coherente, se manifiesta con mayor frecuencia cuando la molécula o partícula que interactúa con el fotón, es de dimensiones inferiores a la longitud de onda del propio fotón. En este proceso el fotón con una energía E , experimenta una dispersión elástica en todas las direcciones como resultado de su interacción con la partícula. Esta interacción ocurre en energías de fotones en el rango de 1 keV a 1 MeV , siendo la interacción dominante en energías $< 10\text{ keV}$. Debido a que la interacción depende de la nube electrónica, este efecto es directamente proporcional al número atómico Z del medio.

2.2.2. Absorción Fotoeléctrica

Para la absorción fotoeléctrica, como observado en la figura 2b, se da cuando el fotón incidente posee suficiente energía para liberar un electrón de un átomo. Este

fenómeno da lugar a la emisión de electrones, denominados fotoelectrones, los cuales adquieren una energía cinética de $E_e = E - U_i$, donde E es la energía del fotón incidente y U_i representa la energía de la i -ésima capa electrónica del átomo. Cuando el átomo se estabiliza al recuperar el electrón perdido, ya sea a través de sus capas superiores o mediante los electrones libres circundantes, emite otro fotón con energía $E_f = E'_e - U_i$, en el rango de los rayos X. Este fotón emitido es llamado como fotón fotoeléctrico o rayo X característico, debido a que es característico del átomo. Este efecto ocurre a las energías de 1 a 150 keV .

2.2.3. Efecto Compton

En el caso (c) de la figura 2, se tiene el efecto Compton, este ocurre cuando un fotón (como un rayo X o un rayo γ) posee la suficiente energía para expulsar al electrón. En el proceso de interacción el fotón con energía E transfiere parte de su energía al electrón y es desviado con una energía menor ($E' < E$). El electrón expulsado también es desviado en la dirección contraria de tal forma que $\theta_e - \theta = 0$, garantizándose así la conservación del momento lineal. La relación entre la longitud de onda del fotón dispersado o desviado y la longitud de onda del fotón incidente depende únicamente del ángulo θ de dispersión:

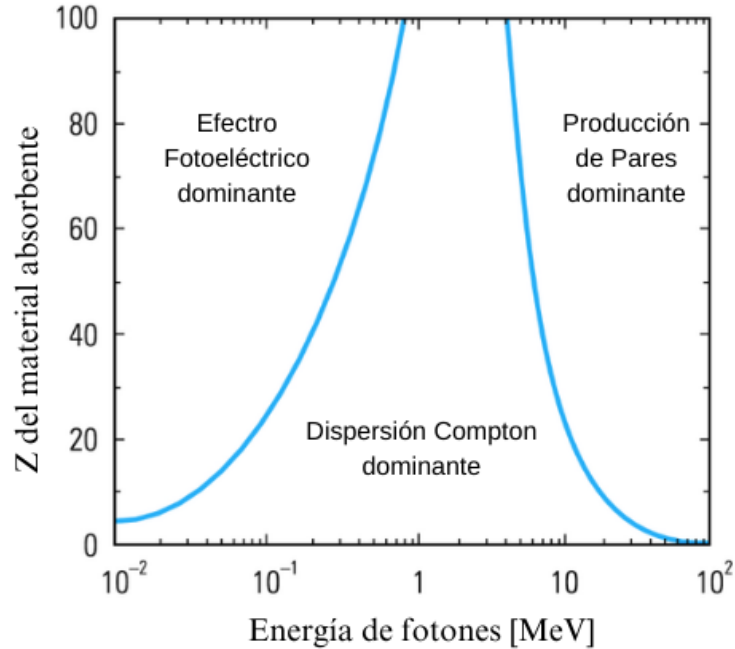
$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos(\theta)) \quad (1)$$

2.2.4. Producción de Pares

La producción de pares electrón-positrón²(ver figura 2d) ocurre cuando el fotón incidente, en presencia de un fuerte campo coulombiano de un núcleo atómico o una partícula cargada en un medio desaparece, dando lugar a la creación de un par electrón-positrón. Esto ocurre porque la energía del fotón es convertida en la masa de las partículas, de acuerdo a la relación masa energía $E = mc^2$. Para que se produzcan pares de electrón-positrón, se necesita que $E > 1,022 MeV$, es decir, la energía del fotón incidente tiene que ser mayor a la suma de las energías en reposo del electrón y del positrón, utilizándose el exceso de energía del fotón para aumentar la energía cinética de los pares. Una vez que el positrón es aniquilado al interactuar con un electrón, este da lugar a dos fotones de $0,511 MeV$, que salen disparados en direcciones opuestas. La probabilidad de este efecto crece con el cuadrado del número atómico Z del medio con el que interactúa. Esta interacción es dominante en energías mayores a $10 MeV$, para números atómicos mayores a 20, como se puede observar en la figura 3.

²Un positrón es la antipartícula de un electrón. Se diferencia del electrón únicamente en la carga, la cual es positiva.

Figura 3: Importancia relativa entre los 3 tipos de interacciones fotón-materia. Las líneas muestran los valores de Z y $h\nu$ en las cuales las interacciones adyacentes son iguales.



Fuente:(GRUPEN, 2020).

2.3. INTERACCIÓN ELECTRÓN-MATERIA

Las interacciones electrón-materia se pueden clasificar según el parámetro de impacto b y su relación con el radio atómico a del átomo con el cual el electrón incidente interactúa. En la figura 4 se muestra un esquema que describe los procesos de interacción.

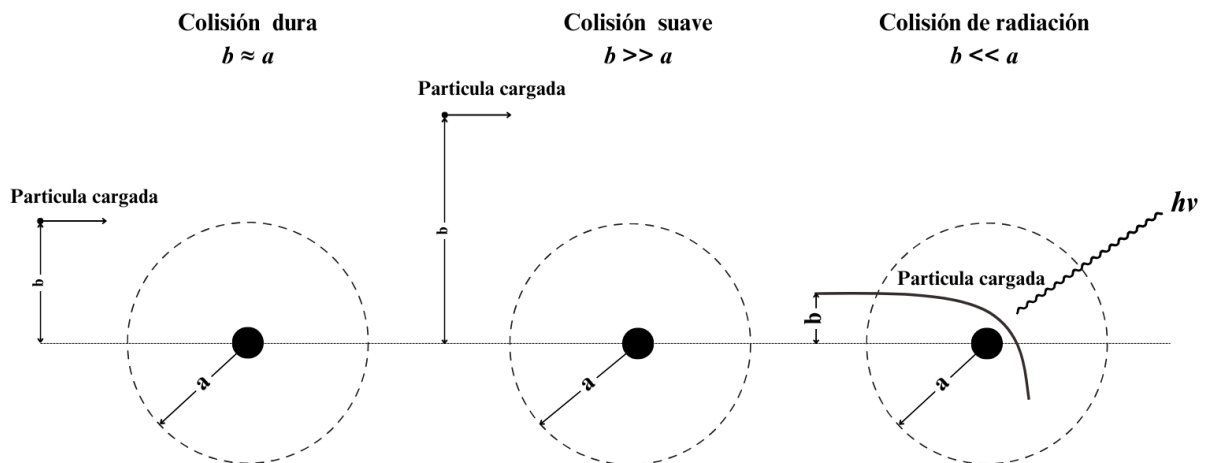
Cuando se tiene que el electrón incidente posee un parámetro de colisión $b \approx a$, la colisión es llamada de colisión dura y esta es capaz de ionizar el átomo con el cual interactúa, arrancando un electrón de unas de las capas superiores del átomo, este electrón que es desprendido del átomo es conocido como electrón de retroceso o electrón secundario y es capaz de producir ionización secundaria. En estas interacciones también se pueden generar fotones característicos y liberación de electrones Auger característicos. Los fotones característicos se generan cuando un electrón del átomo es expulsado de una capa interna (generalmente la capa K o L). De esta forma, un electrón en la capa superior (generalmente M) ocupa el estado de menor energía dejado por el electrón expulsado, liberando en el proceso el exceso de energía en forma de rayos X característicos. En cuanto a la liberación de electrones Auger característicos, este proceso se produce cuando el átomo, después de la excitación, emite un electrón Auger. Este electrón es emitido desde una capa interna del átomo hacia el

vacío dejado por el electrón excitado en el paso anterior. La energía cinética del electrón Auger emitido es característica del átomo específico y de la transición electrónica involucrada.

La colisión es llamada de colisión suave cuando $b \gg a$, en este caso, el electrón transfiere energía al átomo a través de excitaciones en la capa electrónica superior, de forma que el electrón incidente es dispersado por la interacción electrostática electrón-electrón. Debido a que interacciones con valores de $b \gg a$ son más probables que las demás interacciones, las interacciones suaves son las que transfieren alrededor de la mitad de la energía del haz de radiación al medio (ATTIX, 2008).

Cuando $b \ll a$, el electrón incidente interactúa con el núcleo atómico, el cual al poseer una carga positiva desvía al electrón proporcionando una aceleración en dirección al núcleo del átomo, durante este proceso para garantizar la conservación del momento lineal, es emitido un fotón conocido como radiación de frenado. A este proceso también se lo conoce como bremsstrahlung.

Figura 4: Esquema de los procesos de interacción electrón-materia.



Fuente: Adaptado de (PODGORSK, 2005) por el autor.

2.4. ACELERADOR LINEAL

Un acelerador lineal o LINAC por siglas en inglés (Linear Accelerator) es un dispositivo capaz de acelerar partículas cargadas a velocidades cercanas a la luz, mediante campos electromagnéticos que oscilan con frecuencias en el rango de las radiofrecuencias de microondas. Las partículas cargadas son aceleradas en un trayecto recto llamado guía de onda aceleradora. Los LINACs son utilizados para diversas aplicaciones, como, por ejemplo, la investigación en física de partículas, la producción de isótopos radioactivos y la investigación en ciencias de materiales. Una de las aplica-

ciones de interés en este trabajo es el uso clínico de los LINACs, estos poseen la capacidad de acelerar electrones a energías cinéticas de 4 a 25 MeV . En donde las frecuencias de los campos electromagnéticos utilizados para la aceleración van de 10^3 a $10^4 MHz$. El uso clínico de los LINACs está ampliamente relacionado con el tratamiento de tumores cancerígenos, pues la radiación ionizante permite controlar las células cancerígenas, detener las metástasis y servir como tratamiento paliativo. Existen diversos tipos de LINACs clínicos. Algunos tipos ofrecen solo rayos X en el rango bajo del mega voltaje¹ (MV), mientras que otros proporcionan tanto rayos X como electrones a diferentes energías de mega voltaje. Los haces de electrones permiten el tratamiento de tumores superficiales, mientras que los haces de fotones son usados para el tratamiento de tumores profundos.

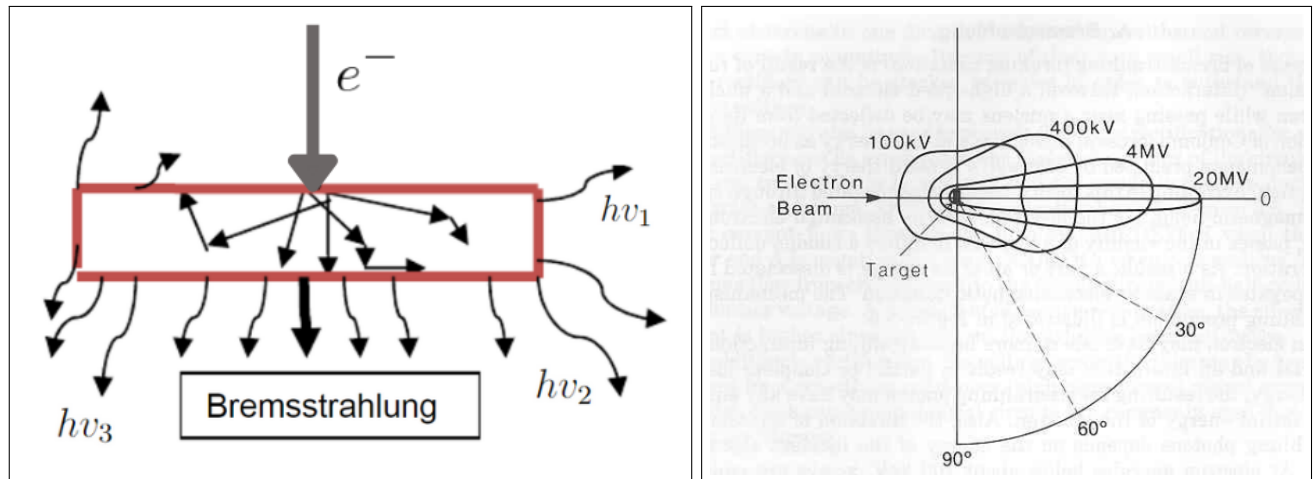
2.4.1. Producción de Rayos X en un Acelerador Lineal

La producción de rayos X en un acelerador lineal se sustenta de dos principios físicos; la radiación característica y bremsstrahlung. Los rayos X característicos son producidos por transiciones electrónicas en los átomos del blanco. Bremsstrahlung, en cambio, se da cuando el electrón acelerado interactúa electrostáticamente con el núcleo del átomo del blanco, hecho generalmente de tungsteno (ver figura 5a). En energías de electrones inferiores a unos 100 keV, los rayos X se emiten más o menos igualmente en todas las direcciones. A medida que aumenta la energía cinética de los electrones, la dirección de emisión de los rayos X se vuelve cada vez más focalizada para la dirección del electrón incidente, como puede observarse en la figura 5b. Dado que un electrón puede tener una o más interacciones de bremsstrahlung en el material y una interacción puede resultar en una pérdida parcial o completa de energía del electrón, los fotones de bremsstrahlung resultantes pueden tener cualquier energía hasta la energía inicial del electrón. De esta forma, la radiación de frenado es el fenómeno predominante en la generación de rayos X en el LINAC, ya que se produce en un espectro energético continuo, desde los keV hasta los MeV . A diferencia de los rayos X generados en las energías características del átomo. En la figura 6, se presenta un espectro típico de fotones generados con un objetivo de tungsteno, para los potenciales nominales de aceleración de 6 y 10 MV . Se puede observar como las energías de los fotones poseen en media, la tercera parte de la energía de los electrones. Las energías de fotones en el rango de los MeV , generados en los LINACs clínicos, entregan su dosis en profundidad (ver sección 2.6.3), lo que los convierte en una opción óptima para el tratamiento de tumores situados en zonas más internas del cuerpo humano. Esta característica evita el aumento de la dosis de radiación en la superficie corporal, mejorando así la precisión y eficacia del tratamiento.

¹Las energías de los fotones indicados con las siglas MV indican el potencial nominal de aceleración de los electrones, donde la energía media de los fotones sigue la relación de $3MV \approx 1MeV$.

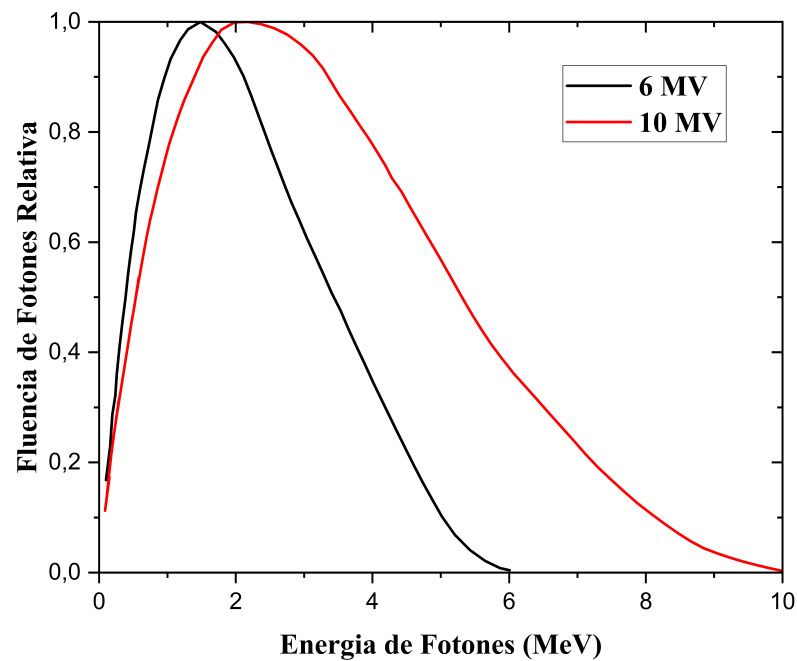
Figura 5: Ilustración esquemática de la distribución espacial de los rayos X según su energía, alrededor de un objetivo.

(a) Interacción del haz con el blanco, donde $v_3 > v_2 > v_1$. (b) Trayectorias con respecto al eje del haz incidente.



Fuente: Figura (a) de autoría propia y figura (b) obtenida de (KHAN, 2010).

Figura 6: Espectro energético de fotones generados por radiación de frenado al colisionar electrones monoenergéticos con un objetivo de tungsteno.



Fuente: De autoría propia, realizado con valores calculados en (FOSTER; SPEISER; SOLBERG, 2014).

2.4.2. Componentes de un Acelerador Lineal Clínico

Los aceleradores lineales clínicos modernos, son montados generalmente de forma isocéntrica para permitir la aplicación de la radiación desde varios ángulos a pacientes ubicados en el isocentro. De forma general los sistemas operativos de un LINAC se distribuyen en cinco secciones principales:

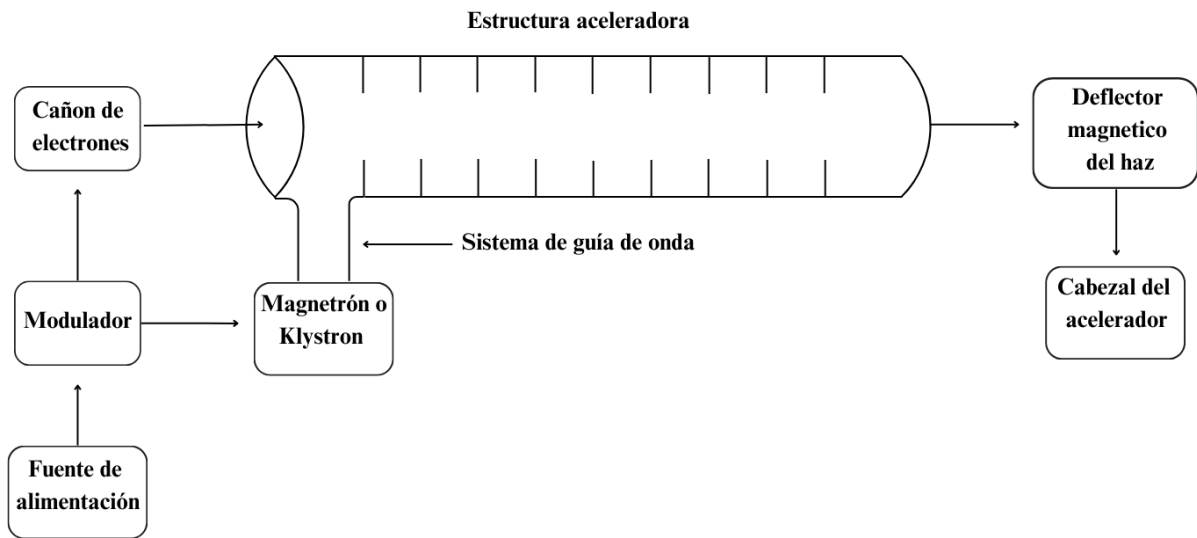
- Generador de potencia.
- Cañón de electrones.
- Estructura aceleradora.
- Guía de ondas.
- Cabezal.

En la figura 7 se muestra el sistema de un LINAC de forma general. El LINAC es alimentado a través de la fuente de poder, en donde se provee una corriente continua al modulador. El modulador produce pulsos de alto voltaje con una duración de microsegundos. Estos pulsos sirven para generar los electrones termoiónicos en el cañón de electrones y alimentar el magnetrón o el klystron. En el magnetrón o klystron son generados pulsos eléctricos en frecuencias de las microondas, las cuales son inyectados al tubo acelerador o al sistema de guía de onda. Los electrones generados en el cañón de electrones son inyectados de forma pulsada a la estructura aceleradora, iniciándose así el proceso de aceleración.

La estructura aceleradora se mantiene en un alto vacío para evitar las interacciones de los electrones con otras partículas. Los electrones que son inyectados a la estructura aceleradora entran con una energía inicial que ronda los 50 keV , estos electrones interactúan con el campo electromagnético de microondas, ganando energía del frente de onda, de forma análoga a como un surfista gana energía con las ondas mecánicas del agua. Una vez que los electrones alcanzan la energía establecida, estos son doblados usando campos magnéticos en un ángulo de 90° o 270° entre la estructura aceleradora y el objetivo. La flexión precisa del haz de electrones se logra mediante el sistema de transporte del haz que consta de imanes de flexión, bobinas de enfoque y otros componentes (KHAN, 2010).

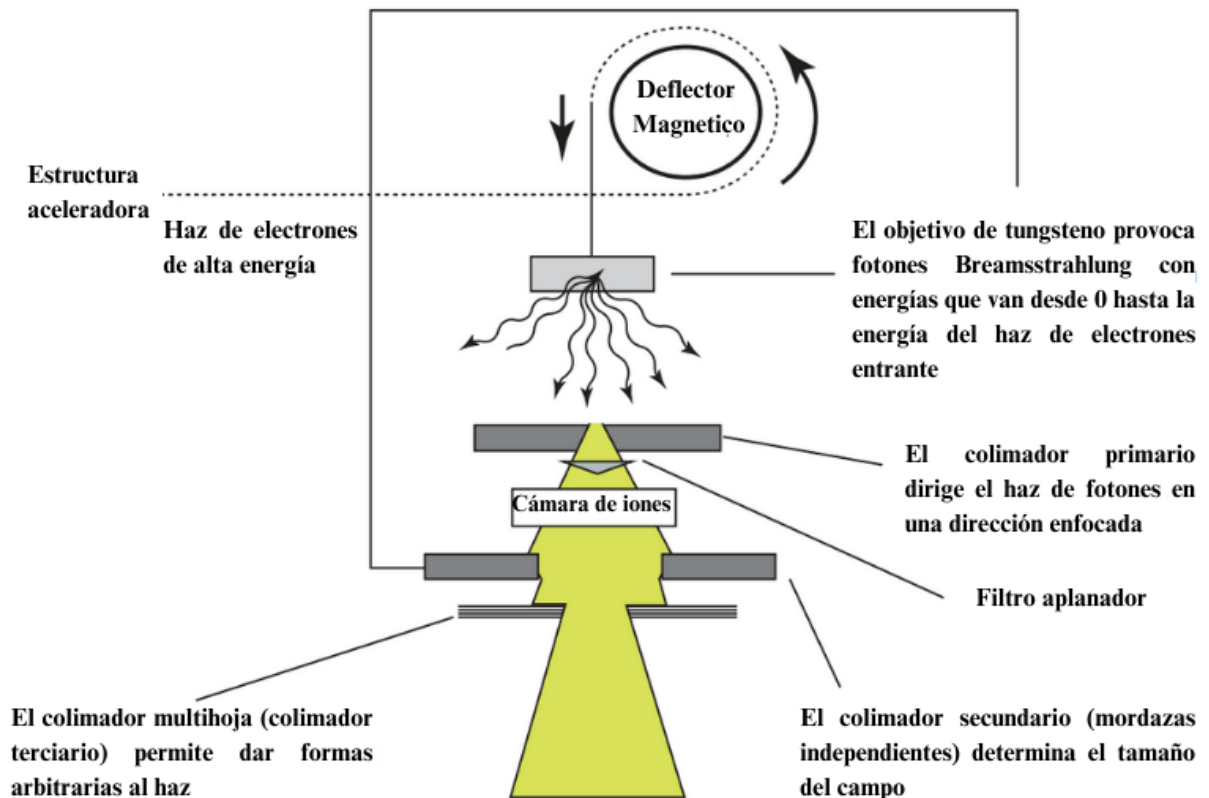
El cabezal del acelerador es el encargado conformar y controlar el haz que será utilizado para el tratamiento en pacientes. En la figura 8 se puede observar un esquema en forma de corte transversal del un cabezal de un acelerador lineal clínico. Se puede observar que el sistema posee filtros y colimadores que permiten conformar y controlar el haz según las necesidades del tratamiento.

Figura 7: Diagrama de bloques de las partes de un acelerador lineal de uso clínico.



Fuente: Adaptado de (KHAN, 2010) por el autor.

Figura 8: Representación esquemática del cabezal de un acelerador lineal clínico.



Fuente: Adaptado de (CHANG et al., 2014) por el autor.

2.5. SISTEMA DE DOSIMETRÍA

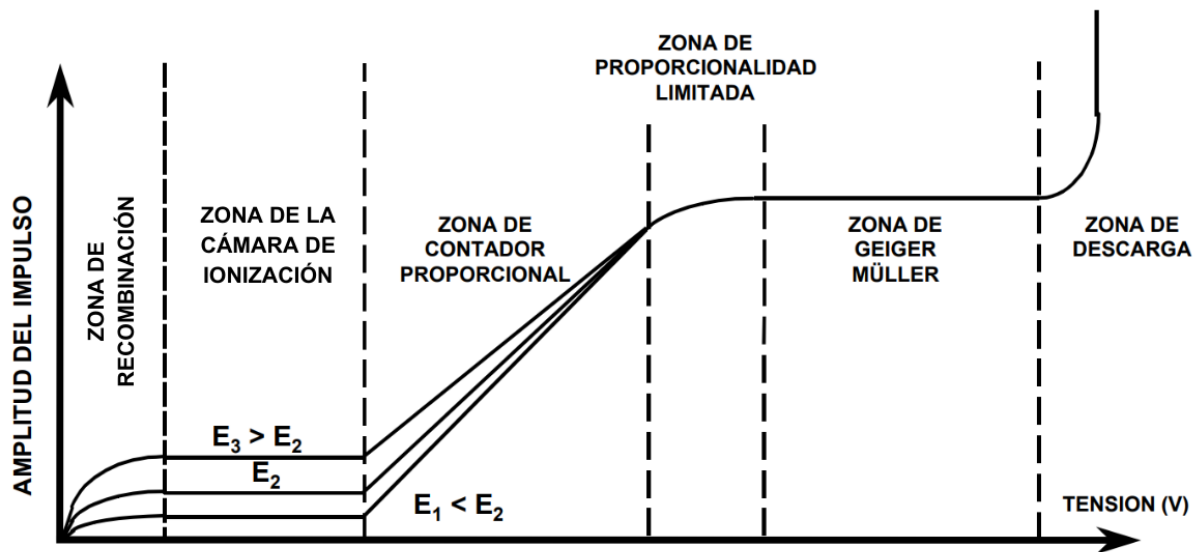
Debido a que la radiación no se ve, no se huele ni se siente, son necesarios sistemas de detección, capaces de evaluar el impacto biológico de la radiación. Para este fin, son desarrollados los sistemas de dosimetría. Estos sistemas están diseñados para medir y cuantificar la dosis de radiación recibida por los pacientes y trabajadores expuestos a la radiación.

2.5.1. Cámaras de Ionización

La cámara de ionización es un detector de tipo gaseoso, debido a que utiliza un gas (generalmente aire) como medio de ionización para la radiación incidente, sirve para detectar diversos tipos de radiación ionizante, como partículas beta y fotones de alta energía (γ & X). El principio de funcionamiento de una cámara de ionización consiste en que la radiación incidente crea ionizaciones en los átomos del gas dentro del volumen de la cámara. Estos iones son colectados al aplicar un voltaje entre los electrodos, las cargas negativas son atraídas por el ánodo y las positivas por el cátodo. El voltaje aplicado o voltaje de polarización, es lo suficientemente alto como para evitar la recombinación de los iones y permitir la recolección completa de estos. Y lo suficientemente bajo como para no generar ionizaciones extras (efecto cascada). Se puede observar en la figura 9 como a medida que aumenta el voltaje aplicado, se obtiene una respuesta constante en la zona de la cámara de ionización, esto quiere decir, que la cantidad de cargas colectadas no varían a medida que aumenta el voltaje, debido a que no se presentan ionizaciones extras al acelerar los iones con el potencial utilizado en las cámaras de ionización. Cuando el voltaje es lo suficientemente alto, un electrón acelerado puede liberar otro electrón cuando colisione con una molécula, dándose así el efecto cascada, observado en los voltajes mas allá de la zona de la cámara de ionización.

Existen diversos tipos de cámaras de ionización, pero las más utilizadas en radioterapia son las plano paralelas y las cilíndricas (ver figura 10). La cámara de ionización cilíndrica es la recomendada para medidas tanto de dosis relativa como absoluta en haces de fotones de alta energía. Mientras que las plano paralelas son utilizadas en gran medida para medición de dosis en haces de electrones, siendo obligatorio su uso en energías mayores a 10 MeV , pudiendo también ser utilizadas en dosimetría relativa en haces de fotones (IAEA, 2001). Las mediciones de dosis en radioterapia requieren repetibilidad, precisión y estabilidad a largo plazo. En este contexto, las cámaras de ionización ofrecen una ventaja significativa. Al emplear el aire como medio de medición, estas cámaras no experimentan degradación debido a la radiación ionizante, a diferencia de otros dosímetros como los hechos de semiconductores, que pueden sufrir pérdidas de precisión con el tiempo, reduciendo su vida útil.

Figura 9: Rango de operación para detectores de radiación gaseosos. El rango de las cámaras de ionización se encuentra entre los 100 y 400 V.

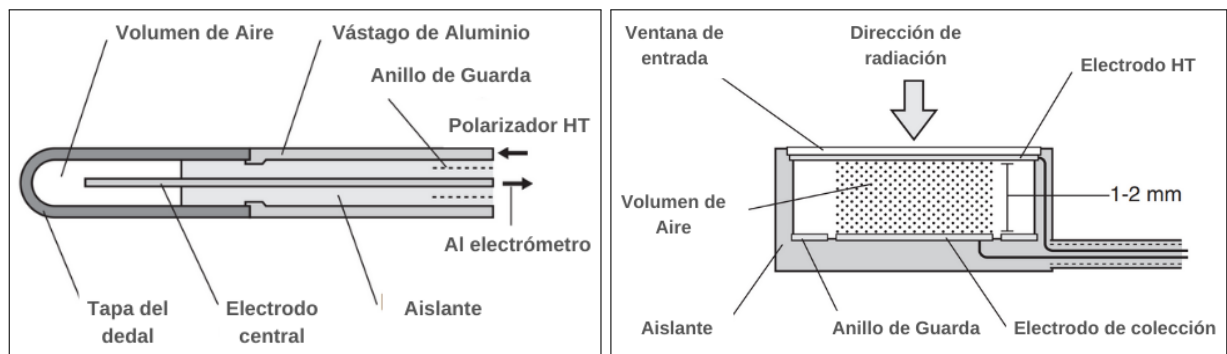


Fuente: Adaptado de (NENOI, 2015) por el autor.

Figura 10: Esquema de las cámaras de ionización gaseosas recomendadas para dosimetría en haces de fotones.

(a) Cámara de ionización cilíndrica tipo farmer.

(b) Cámara de ionización tipo plana-paralela



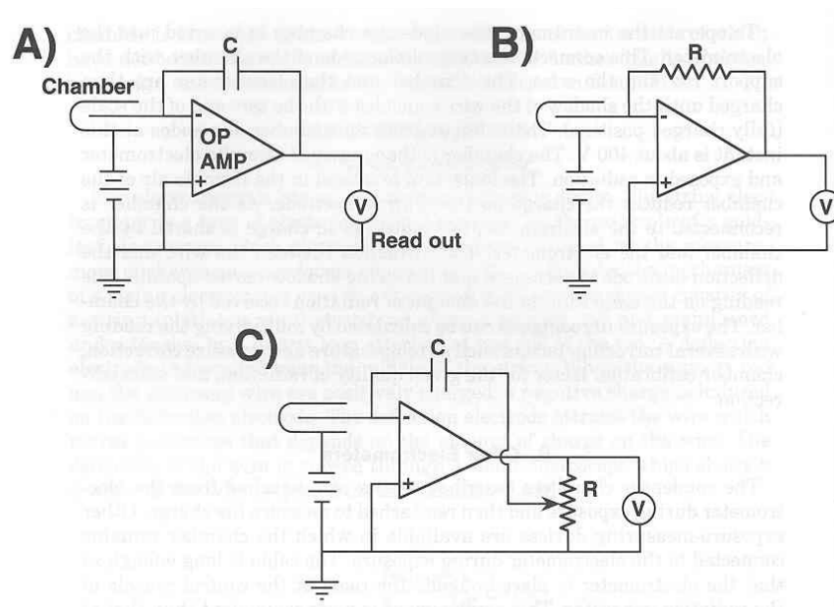
Fuente: (SYMONDS; MILLS; DUXBURY, 2019).

La construcción de las cámaras de ionización se basan en el modelo físico de la teoría de cavidades de Spencer Attix, la cual, aunque extensa para abordar en detalle aquí, puede consultarse en (PODGORSK, 2005). Esta teoría garantiza las condiciones necesarias para aproximar las mediciones realizadas con una cámara de ionización a una medida puntual de dosis. Para ello hace uso de una serie de factores que son llevados en cuenta en el factor de calibración $N_{D,w}$, obtenido durante el proceso de calibración de la cámara.

2.5.2. Electrómetro

El electrómetro es un dispositivo capaz de realizar medidas de las cargas ionizadas por la radiación y colectadas en la cámara de ionización, esto lo logra usando un amplificador operacional en retroalimentación negativa. En la figura 11 se observa tres modo de conexión para las medidas realizadas con el electrómetro. El tipo de conexión más utilizada es el (b), pues de esta forma se realizan medidas integrativas para medir las cargas colectadas.

Figura 11: Diagramas esquemáticos de cámaras de iones conectadas a amplificadores operacionales de retroalimentación negativa. A, modo integrativo. B, modo tasa. C, modo lectura de exposición directa.



Fuente: (KHAN, 2010)

Existen diversos tipos de electrómetros, algunos pudiendo realizar medidas únicamente en una polaridad (unipolar). Pero debido a que en la radioterapia a veces existe la necesidad de realizar medidas en varios voltajes y en 2 polaridades, para cuantificar los efectos de recombinación y de polaridad en las medidas (ver sección 2.7.2), los electrómetros bipolares son los más utilizados en medición de dosis absorbida.

2.5.3. Maniquí o Fantoma

Los fantasmas se emplean en radioterapia como herramienta para medir la dosis absorbida, permitiendo la evaluación de la distribución de la dosis y procurando simular las condiciones del cuerpo humano. El agua ha sido recomendada por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) como el medio de referencia para las mediciones de dosis absorbida en haces de fotones y electrones (IAEA, 2001). Esto se de-

be principalmente a que el cuerpo humano está compuesto en gran medida por agua, aproximadamente en un 70 %. Aunque existen diversos tipos de fantomas diseñados para imitar con mayor precisión los tejidos y órganos humanos, la homogeneidad del agua y su fácil disponibilidad en los centros de radioterapia de todo el mundo la convierten en el medio estándar para la medición de la dosis absorbida, especialmente para la calibración de los aceleradores lineales clínicos.

2.6. MAGNITUDES DE USO EN RADIOTERAPIA

En radioterapia, diversas magnitudes son fundamentales para planificar, administrar y evaluar tratamientos de manera precisa y segura. A continuación, abordaremos algunas magnitudes de interés para este trabajo.

2.6.1. Concepto de Fluencia de Fotones y Energía

La fluencia de fotones se define como:

$$\Phi = \frac{dN}{dA}, [m^{-2}] \quad (2)$$

Donde dN es el número de fotones que ingresan a una esfera con un área de sección transversal dA . La tasa de fluencia de fotones en el tiempo es definida como:

$$\varphi = \frac{d\phi}{dt}, [m^{-2}s^{-1}] \quad (3)$$

La fluencia de energía, que describe el flujo de energía en un haz de fotones se define como:

$$\Psi = \frac{dE}{dA}, [Jm^{-2}] \quad (4)$$

Siendo dE es el diferencial de energía que atraviesa una sección de área dA . Para un haz monoenergético, dE se escribe como el número de fotones dN veces la energía de los fotones $h\nu$, de esta forma la ecuación juntado la ecuación (2) con la (4) se tiene:

$$\Psi = \Phi h\nu \quad (5)$$

La tasa de fluencia de energía $\dot{\Psi}$ a menudo también referido como intensidad es dado por:

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt}, [Jm^2s^{-1}] \quad (6)$$

2.6.2. Magnitudes Absolutas

La dosis absorbida es definida como la magnitud absoluta para describir la cantidad de energía depositada por todos los tipos de radiación ionizante. Según (ATTIX, 2008) la radiación ionizante se puede dividir en dos tipos, las que ionizan directamen-

te, es decir, la radiación que es mediada por partículas cargadas como las partículas alpha (α) y beta (β) y la radiación que ioniza indirectamente, es decir, la radiación mediada por partículas sin carga como fotones (γ & X) y neutrones (n). En el primer grupo las partículas entregan su energía en el medio de forma continua, a través de la interacción con el campo coulombiano, mientras que las partículas sin carga del segundo grupo entregan su energía a través de otras partículas en las cuales deposita su energía por medio de interacciones con la nube electrónica de los átomos o con su núcleo.

De manera más formal, la dosis absorbida es definido como la energía media $\bar{\varepsilon}$ impartida por la radiación ionizante a la materia de masa (m) en un volumen finito (V), de esta forma la dosis en punto viene dado por:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}, [Gy] \quad (7)$$

La energía impartida $\bar{\varepsilon}$ es la suma de todas las energías que entran en el volumen (V) menos la energía que sale del volumen (JOHNS; CUNNINGHAM et al., 1983), tomando en cuenta cualquier conversión masa-energía dentro del volumen producto de las interacciones fotón-materia. La unidad de especial de la dosis absorbida es el Gray (Gy), el cual equivale a un Joule por Kilogramo (J/kg).

El kerma es un acrónimo de energía liberada por unidad de masa (kinetic energy realeased per unit mass en inglés). Esta cantidad es aplicada a la radiación indirectamente ionizante (como fotones y neutrones). Para fotones, la energía impartida a la materia sigue un proceso de 2 pasos. En el primero paso, el fotón transfiere su energía a partículas cargadas (electrones) a través de las interacciones fotón-materia discutidas anteriormente. En el segundo paso, las partículas cargadas transfieren su energía al medio a través de excitaciones atómicas e ionizaciones. Bajo este contexto, el kerma es definido como la energía media transferida por la radiación ionizante indirecta a partículas cargadas (electrones) en el medio por unidad de masa:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}, [Jkg^{-1}] \quad (8)$$

A diferencia de la dosis, el kerma no posee unidades especiales, de forma que no puede ser expresado en Gy . El kerma se puede dividir en dos componentes. Primeramente, la energía cinética transferida por interacciones de coulomb (colisiones suaves y duras) a través de los electrones secundarios generados por el fotón incidente. Y las energías que son transferidas por interacciones radioactivas de los electrones secundarios (bremsstrahlung y aniquilación electrón-positrón).

Así, la suma del kerma de las interacciones por colisión K_{col} y el kerma de las interacciones radioactivas K_{rad} , nos da el kerma total:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (9)$$

El kerma de colisión K_{col} es parte del kerma que produce electrones que disipan su energía en forma de ionización en el medio, excluyendo la energía radioactiva perdida y la energía transferida de una partícula cargada a otra. Mientras que el kerma de radiación K_{rad} es parte del kerma que produce fotones radioactivos por medio de los electrones secundarios a medida que se ralentizan e interactúan con el medio. Estas interacciones son principalmente bremsstrahlung como resultado de las interacciones del campo de Coulomb entre la partícula cargada y los núcleos atómicos, pero también pueden resultar de la aniquilación en vuelo (aniquilación electrón-positrón) (PODGORSAK, 2005).

Se puede establecer una relación entre el kerma de colisión y el kerma total:

$$K_{col} = K(1 - \bar{g}) \quad (10)$$

Siendo \bar{g} la fracción media de energía transferida a electrones a través de interacciones radioactivas K_{rad} . De esta forma $(1 - \bar{g})$ es la fracción transferida a través de colisiones.

Considerando la energía transferida al medio, es posible definir un coeficiente de transferencia lineal de energía al medio. De esta forma utilizando el coeficiente de atenuación del medio μ (dado en m^{-1}), la energía transferida al medio y la energía de los fotones $h\nu$, tenemos:

$$\mu_{tr} = \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu} \mu \quad (11)$$

Usando la fracción de energía transferida por las colisiones, o en otras palabras la fracción absorbida en el volumen de interés tenemos:

$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - \bar{g}) \quad (12)$$

De esta forma, usando la densidad del medio ρ , podemos definir el coeficiente de transferencia y absorción del medio $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ y $\frac{\mu_{en}}{\rho}$, respectivamente. Utilizando estos coeficientes es posible relacionar el kerma de colisión y el kerma total con la fluencia de energía para fotones monoenergéticos, de esta forma tenemos:

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (13)$$

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (14)$$

La generalización, para fotones polienergéticos, se realiza integrando sobre todo el espectro energético. De esta forma si se tiene un espectro de fluencia de energía de

fotones $\Psi_E(E)$ en un punto de interés. El kerma en ese punto es dado por:

$$K = \int_0^{E_{max}} \Psi_E(E) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) dE = \Psi' \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right) \quad (15)$$

2.6.3. Magnitudes Relativas

Las magnitudes relativas son esenciales para calcular la distribución de dosis en la planificación de tratamientos de radioterapia. Se denominan relativas, debido a que cada equipo de radioterapia posee valores característicos de entrega de dosis, que depende del equipo en sí y de las condiciones en las que este opera. Estas magnitudes consideran la dispersión causada por el haz de radiación primario al interactuar con los colimadores y el maniquí (Factores de Dispersión), así como los efectos de los accesorios utilizados para conformar el haz, como lo son las cuñas. Los cálculos de estas magnitudes se normalizan con respecto a una medida de dosis de referencia, lo que permite establecer relaciones entre la dosis medida en un punto y la dosis en puntos adyacentes. Estableciéndose así la base para el cálculo de las unidades monitor (*MU*) (ver Apéndice I).

Es importante tener bien caracterizado los aceleradores lineales por medio de las magnitudes relativas, debido a que dependiendo del equipo utilizado, se tienen diferentes relaciones con las unidades monitor. Por ejemplo, en el caso de Varian la dependencia con el tamaño de campo es grande y en el caso de Siemens y Elekta es pequeña pero en el primero de ellos el factor cuña tiene un valor cercano a la unidad, hecho que no ocurre en el segundo (BROSED; LIZUAIN; PICÓN, 2012).

Utilizando las medidas de las magnitudes relativas, son alimentados los sistemas de cómputo, capaces de calcular la dosis absorbida en diversas condiciones, lo que a su vez posibilita la planificación de tratamientos para una amplia variedad de casos clínicos.

2.6.3.1. Porcentaje de Dosis Absorbida en Profundidad (PDP)

Las medidas de dosis en profundidad sirven para caracterizar la distribución de dosis en el eje central. Para ello se normaliza la dosis en profundidad con respecto a la dosis en un punto de referencia (el punto de referencia más utilizado es el punto de dosis máxima). De esta manera se tiene el porcentaje de dosis absorbida en profundidad (PDD por sus siglas en inglés), así, expresamos el PDP como el cociente:

$$PDP = \frac{D_z}{D_{z_{max}}} \cdot 100 \quad (16)$$

Para entender las curvas de PDP en haces de fotones, primeramente, debemos entender el equilibrio electrónico. El equilibrio electrónico o equilibrio de partículas cargadas (CPE por sus siglas en inglés), presupone un equilibrio de cargas entre las

cargas que entran y las cargas que salen de un volumen dV . Para cada partícula que escapa del volumen acarreado una energía cinética E_{out}^n , existe una partícula cargada que ingresa al volumen con la misma energía cinética E_{in}^n (ver figura 12), de esta forma la energía impartida en el medio ε viene dado por:

$$\varepsilon = E_{tr}^n - E_{out}^n + E_{in}^n \quad (17)$$

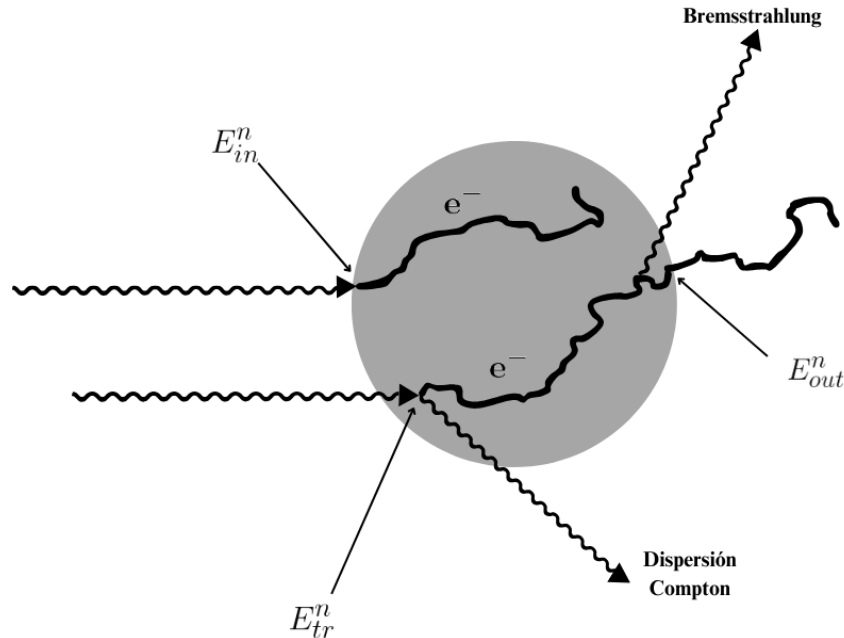
Donde E_{tr}^n es la energía transferida al volumen. Ahora, si la partícula cargada que sale del volumen es compensada por una partícula idéntica, se tendría que $E_{out}^n = E_{in}^n$, entonces tendríamos que la energía impartida al medio estaría dada por:

$$\varepsilon = E_{tr}^n \quad (18)$$

De esta forma, la dosis absorbida será igual al kerma de colisión (K_{col}) en condiciones de equilibrio electrónico (CPE):

$$D = K_{col} \quad (19)$$

Figura 12: Ilustración esquemática que muestra la diferencia entre la energía absorbida y la energía impartida al medio.



Fuente: De autoría propia.

Para que se dé el equilibrio electrónico, se deben dar ciertas condiciones que favorezcan el equilibrio, como:

- Medio con densidad ρ constante.
- Medio con composición química homogénea.

- Uniformidad del haz de radiación ionizante.
- Ausencia de campos electromagnéticos no uniformes.

Ahora, vamos a introducir la razón entre la dosis y el kerma para un volumen dV :

$$\beta = D/K_{col} \quad (20)$$

Se establece esta relación usando el kerma de colisión, debido a que las partículas cargadas (electrones) son las que transfieren su energía (o dosis) en el volumen de interés. Esto debido a que la mayoría de los fotones radioactivos (fotones generados en la producción de pares o fotones de la radiación de frenado) escapan del volumen de interés, por lo que el kerma de radiación K_{rad} no transfiere su energía en el volumen (ver figura 12).

De esta forma, considerando un medio homogéneo en condiciones ideales, donde no se tienen dispersiones en el medio (imaginar la figura 12 pero sin interacciones que produzcan fotones). Y un medio más realista en donde se tiene un equilibrio de cargas transiente. Se puede graficar los valores de dosis y del kerma de colisión en función de la profundidad del medio (ver figura 13).

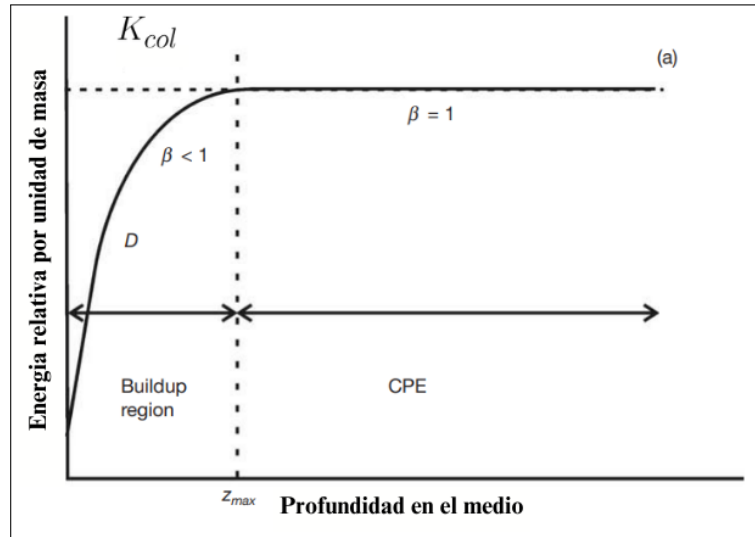
Se puede observar en ambos casos de la figura 13 como el kerma es máximo en la superficie del material irradiado, debido a que la fluencia de energía de fotones es mayor en la superficie, pues la relación entre el kerma y la fluencia es proporcional, como se muestra en la ecuación (14).

Inicialmente, cuando $\beta < 1$, la fluencia de partículas cargadas aumenta en profundidad, por tanto, la dosis absorbida aumenta en función de la profundidad hasta que se alcanza la profundidad de la dosis máxima z_{max} . Este punto de aumento de la dosis es conocido como la región de build-up. En el punto de dosis máxima cuando $\beta = 1$, se tiene un verdadero equilibrio electrónico y $D = K_{col}$.

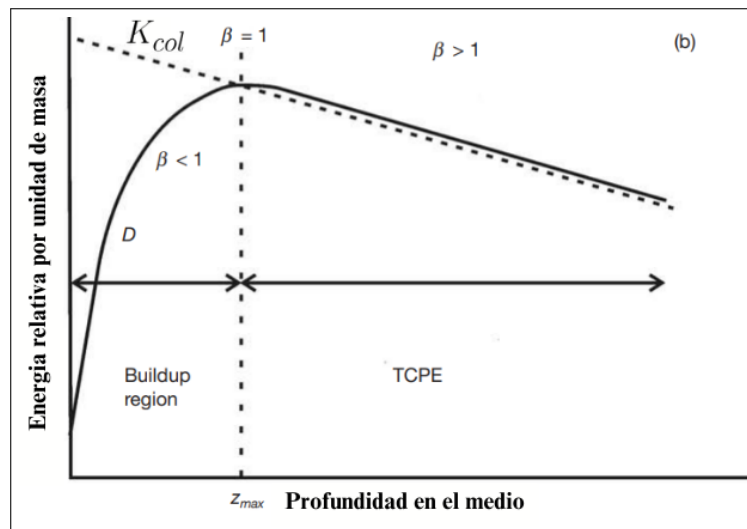
Para $\beta > 1$ la fluencia de partículas cargadas disminuye, aquí existe una relación que es prácticamente constante entre el kerma de colisión y la dosis absorbida. Según (JOHNS; CUNNINGHAM et al., 1983), esta relación se mantiene constante debido a que la energía promedio de los electrones generados por el haz de fotones no varía de forma sustancial con la profundidad, obteniéndose así una región transitoria de equilibrio electrónico.

Figura 13: Curvas de PDP, en donde se muestra la relación entre el kerma de colisión y la dosis absorbida en función de la profundidad en un medio irradiado por un haz de fotones de alta energía.

(a) El caso hipotético de ausencia de atenuación o dispersión de fotones. En la cual se tiene una región de equilibrio electrónico (CPE).



(b) El caso realista con atenuación y dispersión de fotones. En el cual se tiene una región transitoria de equilibrio electrónico (TCPE).



Fuente: Adaptado de (PODGORSK, 2005) por el autor.

2.6.3.2. Factor de Dispersión Total o Factores de Campo

El factor de dispersión corrige los efectos de dispersión del haz de fotones. Este posee varios componentes, siendo los principales la dispersión producida en el cabezal del acelerador y la dispersión producida dentro del fantoma (ver figura 14 y 15). Al realizar el cálculo de este factor por medio de las medidas, ya se abarcan estas dos componentes así como también las dispersiones producidas por el aire. El factor de

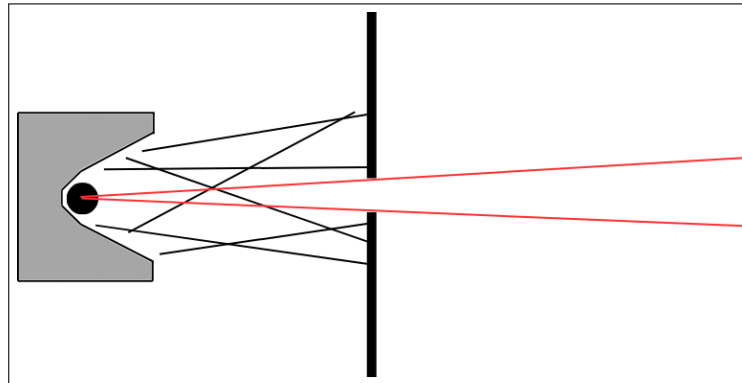
dispersión se mide en el punto de referencia para el campo de interés y se normaliza al punto de referencia para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, teniéndose así la ecuación:

$$F_c = \frac{D_{w,Q}(z_{10})_{\text{tamaño de campo}}}{D_{w,Q}(z_{10})_{\text{campo } 10 \times 10}} \quad (21)$$

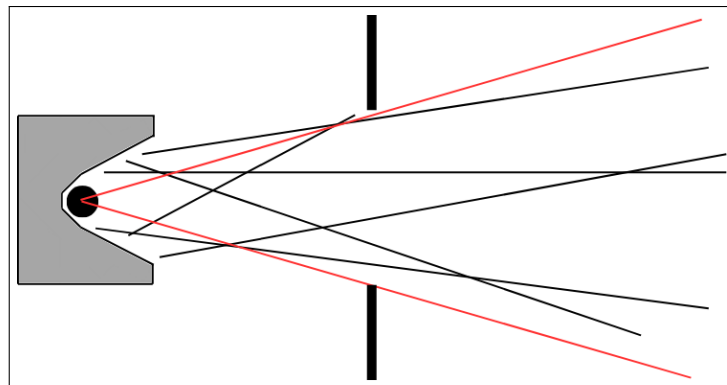
Este factor es calculado para los principales campos utilizados de forma clínica y se interpolan para valores intermedios, para su uso en casos donde se necesiten realizar tratamientos con urgencia o no se pueda acceder al sistema de cálculo computacional. Usando los datos de los factores dispersión, como fue mencionado anteriormente, se alimenta al sistema de cómputo en la puesta en marcha del acelerador lineal clínico. Como puede observarse en la figura 14 y 15, la dispersión aumenta con el tamaño de campo, debido a esto, el factor de dispersión también es conocido como factor de campo.

Figura 14: Representación esquemática de los efectos de campo, causados por la dispersión del haz de fotones en el cabezal del acelerador.

(a) En una apertura pequeña los fotones dispersados son bloqueados por el colimador.

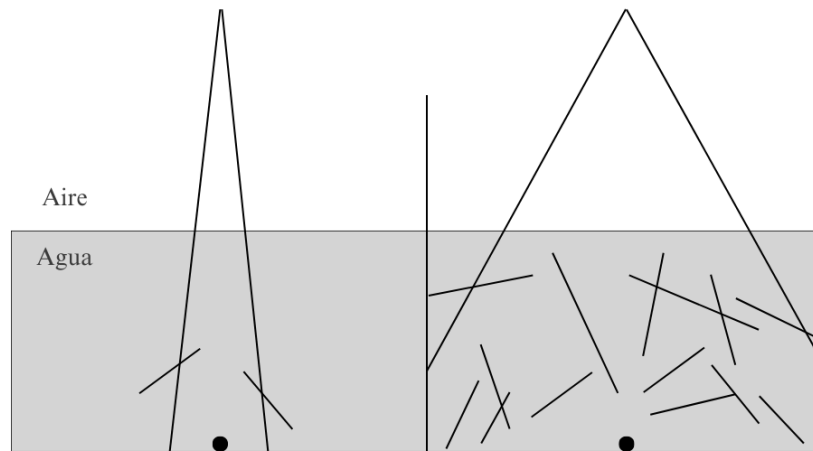


(b) Una apertura mayor del colimador deja pasar los fotones dispersados.



Fuente: Adaptado de (CHANG et al., 2014) por el autor.

Figura 15: Representación esquemática de la dispersión producida en el maniquí, se puede observar cómo esta aumenta al aumentar el tamaño del campo.



Fuente: Adaptado de (CHANG et al., 2014) por el autor.

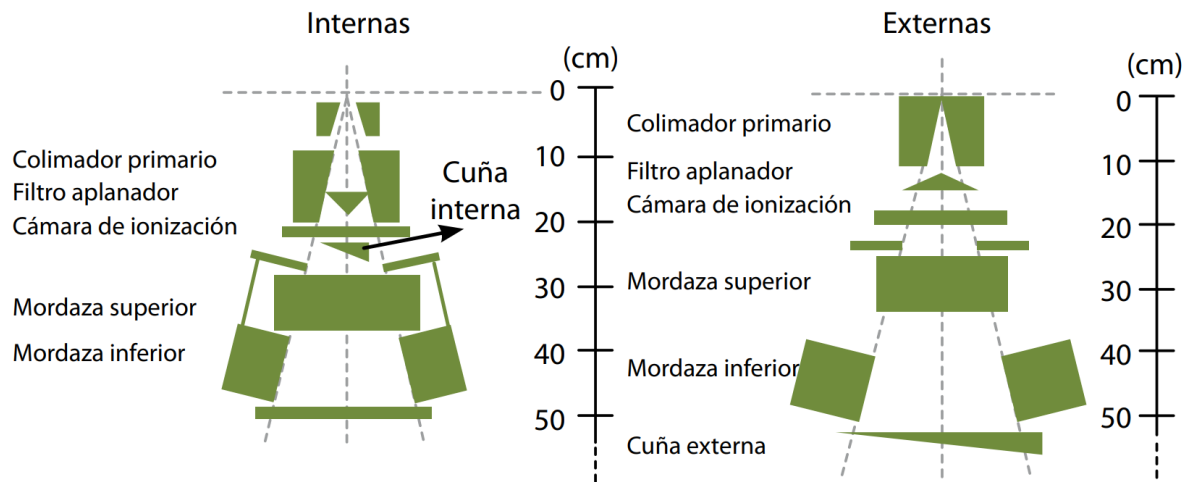
2.6.3.3. Factores de Cuña

Las cuñas se utilizan comúnmente como dispositivos modificadores del haz en radioterapia para optimizar la distribución de la dosis al volumen objetivo (AHMAD et al., 2010). La intensidad del haz de radiación disminuye cuando se coloca un filtro de cuña en su trayectoria. Esta disminución se tiene en cuenta al calcular la dosis de tratamiento en términos de factor de cuña (F_w). Para medir los efectos de la cuña, se mide la dosis en el punto de referencia, en condiciones de referencia (sin cuña) y la dosis en las mismas condiciones de referencia pero con cuña, de esta forma:

$$F_w = \frac{D_{w,Q}(z_{10})_{con\ cuña}}{D_{w,Q}(z_{10})_{sin\ cuña}} \quad (22)$$

Teniéndose un factor de cuña para cada tipo de cuña disponible en el centro de radioterapia. Existen diferentes tipos de cuñas. Las más comunes son cuñas físicas, que, a su vez, pueden ser de dos tipos: motorizadas internas (también llamadas universales) y externas. Las primeras se sitúan debajo de las cámaras monitoras, suelen ser de wolframio y tienen una anulación de 60° (como el utilizado en este trabajo). Las cuñas externas, se insertan en una ranura del cabezal y se pueden fabricar con distintos materiales (plomo, acero) y con diferentes ángulos (BROSED; LIZUAIN; PICÓN, 2012). En la figura 16 se puede observar las diferencias entre una cuña interna y externa.

Figura 16: Representación esquemática de la disposición de cuñas internas y externas.



Fuente: (BROSED; LIZUAIN; PICÓN, 2012).

2.7. DOSIMETRÍA ABSOLUTA

La dosimetría absoluta permite determinar con precisión la dosis absorbida bajo condiciones de referencia. Para ello, se emplea un medio estándar, como el agua, y se realizan mediciones utilizando instrumentos calibrados según estándares reconocidos, como el TRS 398. Gracias a protocolos de medición y formalismos matemáticos establecidos, la dosimetría absoluta proporciona un sistema de medida robusto que puede ser replicado en diversas situaciones, para garantizar la calibración de los aceleradores lineales clínicos, sistemas de medición y otros equipamientos usados en radioterapia.

2.7.1. Especificación de la Calidad del haz de Fotones: Razón Tejido-Fantoma ($TPR_{20,10}$)

La calidad del haz es una descripción de cuán penetrante es el haz de fotones, una calidad del haz alta implica que el haz es más penetrante que una calidad del haz menor (CHANG et al., 2014). A menudo se utiliza el término calidad del haz, como sinónimo de la energía del haz, de esta forma se evitan posibles confusiones derivadas del hecho de que la energía de los haces de fotones es continua. Existen muchas formas de especificar la calidad de un haz de fotones, pero todos ellos se basan en la penetración del haz en un medio homogéneo, el agua. El método para determinar la calidad del haz que brinda más versatilidad y da resultados con menos errores es la razón tejido maniquí $TPR_{20,10}$. El $TPR_{20,10}$ se puede obtener mediante la relación:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDP_{20,10} - 0,0595 \quad (23)$$

Donde $PDP_{20,10}$ es el cociente de los porcentajes de dosis en profundidad, para las profundidades de 20 *cm* y 10 *cm* para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una distancia fuente superficie constante de 100 *cm*. Esta forma de especificar la calidad del haz es utilizada en (IAEA, 2001), y posee la característica de que es independiente de la contaminación electrónica del haz incidente, además de ser invariante ante los pequeños errores sistemáticos en el posicionamiento de la cámara en cada profundidad, debido a que estos errores desaparecen al realizar el cociente para las dos posiciones, pues, ambas posiciones acarrearían el mismo error de posicionamiento. Esta ecuación empírica fue obtenida en (FOLLOWILL et al., 1998), a través de una muestra de alrededor de 700 aceleradores.

2.7.2. Formalismo para la Dosis Absorbida en un Punto

De forma general para cualquier haz de radiación, la dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia, z_{ref} , para un haz de referencia de calidad Q_0 y en ausencia de la cámara, viene dado por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (24)$$

En donde el termino M_{Q_0} es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio de calibración, mientras que N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración.

Ahora para la dosis absorbida en agua, en un haz de fotones de calidad Q , en la profundidad de referencia z_{ref} y en ausencia de la cámara, viene dado por:

$$D_{w,Q,Q_0} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (25)$$

Donde k_{Q,Q_0} es el factor que corrige las diferencias entre la calidad Q_0 utilizado en la calibración y la calidad Q utilizada para las medidas. Cuando la calidad con la cual el dosímetro es calibrado en el LSCD es el ^{60}Co (como es el caso del dosímetro utilizado en este trabajo), la ecuación (25) se escribe como:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w} k_Q \quad (26)$$

Con M_Q siendo definido como la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia. El termino M_Q es definido a su vez como:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (27)$$

Siendo M_1 la lectura del dosímetro en el voltaje de operación normal de trabajo V_1 . k_{TP} es el factor de corrección de temperatura y presión:

$$k_{TP} = \left(\frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (28)$$

En donde T y P son las condiciones de temperatura y presión durante las medidas y T_0 y P_0 , son las condiciones de temperatura y presión durante estándar durante la calibración del dosímetro.

k_{elec} es el factor de calibración del electrómetro, el cual es 1 cuando el electrómetro es calibrado junto con la cámara de ionización (como en el caso del presente trabajo).

k_{pol} es el factor de corrección de polaridad de la cámara dado por:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (29)$$

Donde M_+ es la lectura positiva del electrómetro cuando el voltaje de recolección es negativo y M_- es la lectura negativa del electrómetro cuando el voltaje de recolección es positivo, mientras que M es la medida obtenida con la polaridad utilizada en condiciones normales de trabajo. Este factor corrige los efectos en la lectura de la cámara al utilizar una tensión de colección de polaridades diferentes, este efecto normalmente es despreciable en haces de fotones cuyas medidas se realizan con cámaras de ionización cilíndricas (IAEA, 2001).

La recombinación de iones dentro de la cámara de ionización produce una recolección incompleta de las cargas. Corregir esta recombinación de iones requiere el uso de un factor de recombinación k_s . En (IAEA, 2001) se recomienda el uso de la técnica de dos tensiones, de esta forma k_s viene dado por:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (30)$$

Siendo M_1 y M_2 los valores de carga colectada, con las tensiones V_1 y V_2 , medidas en las mismas condiciones de irradiación. V_1 es la tensión de colección normal de trabajo, mientras que V_2 es una tensión inferior. Es recomendado en (IAEA, 2001) que los valores ideales de voltaje para el cálculo del factor k_s se utilice siguiendo la relación $\frac{V_1}{V_2} \geq 3$, sin embargo, también son aceptados valores menores. Las constantes a_i son obtenidos mediante los cálculos realizados en (WEINHOUS; MELI, 1984).

2.7.3. Unidades Monitor

Las unidades monitor MU en los aceleradores lineales son un análogo al tiempo de exposición, utilizado en los haces de ^{60}Co , para entregar la dosis deseada en un determinado punto. Las unidades monitor se miden mediante una cámara de

iones, dentro del cabezal del acelerador, estas medidas son ponderadas para tener en cuenta diversos factores, que pueden afectar la entrega de dosis para el punto deseado, como lo son los factores de campo y de cuña que son abordados en este trabajo. La relación entre estos factores y las unidades monitor pueden ser consultados en el apéndice (Apéndice I). De esta forma, a medida que se cambia la profundidad de medida, el tamaño de campo la forma del campo, etc., se necesitan menos o más unidades monitor para entregar la misma dosis, debido a que estos factores afectan a la dosis entregada.

Un acelerador lineal clínico, se encuentra calibrado cuando $1 \text{ cGy} = 1 \text{ MU}$, medido en un fantoma en condiciones de referencia específicos. Para el caso del TRS 398, las condiciones de referencia para la calibración son:

- Distancia fuente superficie (DFS) igual a 100 cm .
- Tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Profundidad de calibración determinado por la profundidad donde se entrega la dosis máxima (z_{max}).

3 MATERIALES, MÉTODOS Y RESULTADOS

En esta sección se abordan los materiales, la metodología y los resultados del control de calidad del acelerador lineal clínico Elekta Synergy. Como parte de las pruebas previas, se abordan las pruebas mecánicas y geométricas que comprueban la orientación correcta del haz de radiación del LINAC. También se aborda la comprobación de la cámara de ionización utilizada para las medidas. Una vez garantizado las condiciones de los equipos utilizados, se discuten las medidas dosimétricas relativas y absolutas. Finalmente, es realizado la verificación de la dosis calculada por el sistema de planificación de tratamiento (SPT) con respecto a la dosis medida.

3.1. MATERIALES

3.1.1. Materiales de dosimetría

1. Sensor de temperatura tipo k, para mediciones en agua.
2. Pendam para el control del Fantoma *Doseview 1D standard imaging*.
3. Electrómetro *Sun Nuclear PC modelo 1014*. Con voltajes de colección de 150 y 300 V, en ambas polaridades.
4. Sensor de temperatura, presión y humedad relativa, para mediciones en aire.
5. Fantoma *Doseview 1D standard imaging*, con dimensiones de 34 cm x 30 cm x 36 cm.
6. Cámara de ionización cilíndrica *PTW tipo 30010*, con volumen de medida de 0,6 cm³.
7. Papel milimétrico.
8. Regla milimétrica.

3.1.2. Datos del Acelerador Lineal

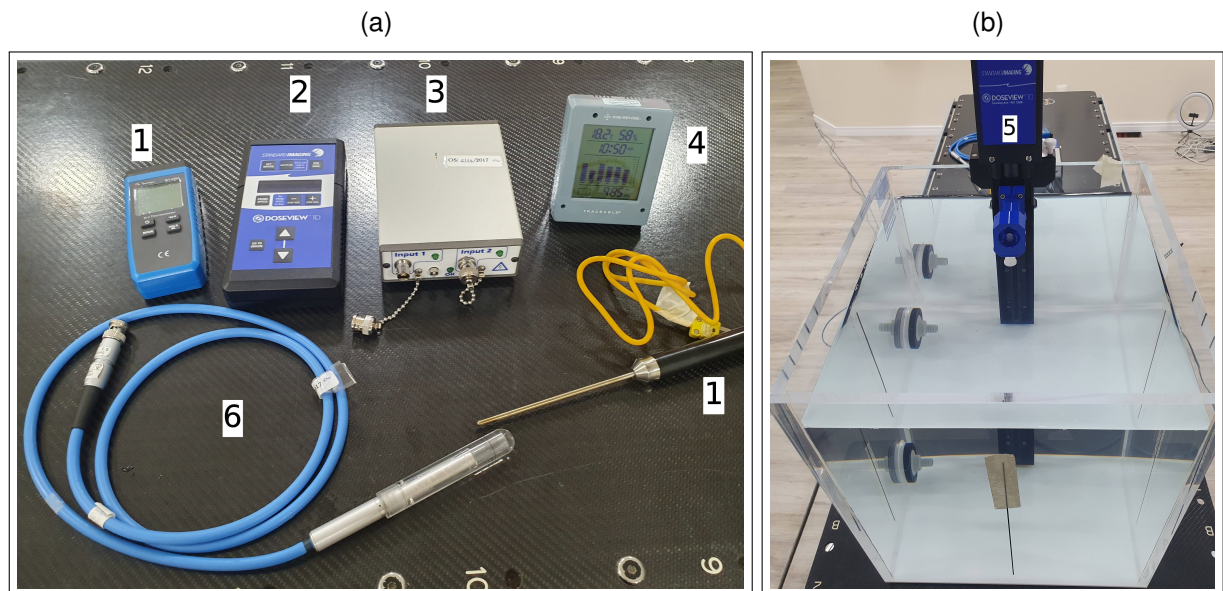
- Marca: Elekta.
- Modelo: Synergy.
- Potenciales nominales de aceleración para haces de fotones: 6 y 10 MV.

3.1.3. Datos del Sistema de Planificación de Tratamiento (SPT)

- Nombre: Eclipse.
- Marca: Varian Medical Systems.
- Versión: 16.1
- Algoritmo de Cálculo: Anisotropic Analytical Algorithm (AAA).

En la figura 17 se muestran los equipos utilizados para la dosimetría, con excepción de la regla milimétrica y el papel milimétrico.

Figura 17: Materiales utilizados en las medidas. Los números representan a cada equipo según la enumeración usada en la sección 3.1.1.



Fuente: De autoría propia.

3.2. METODOLOGÍA Y RESULTADOS

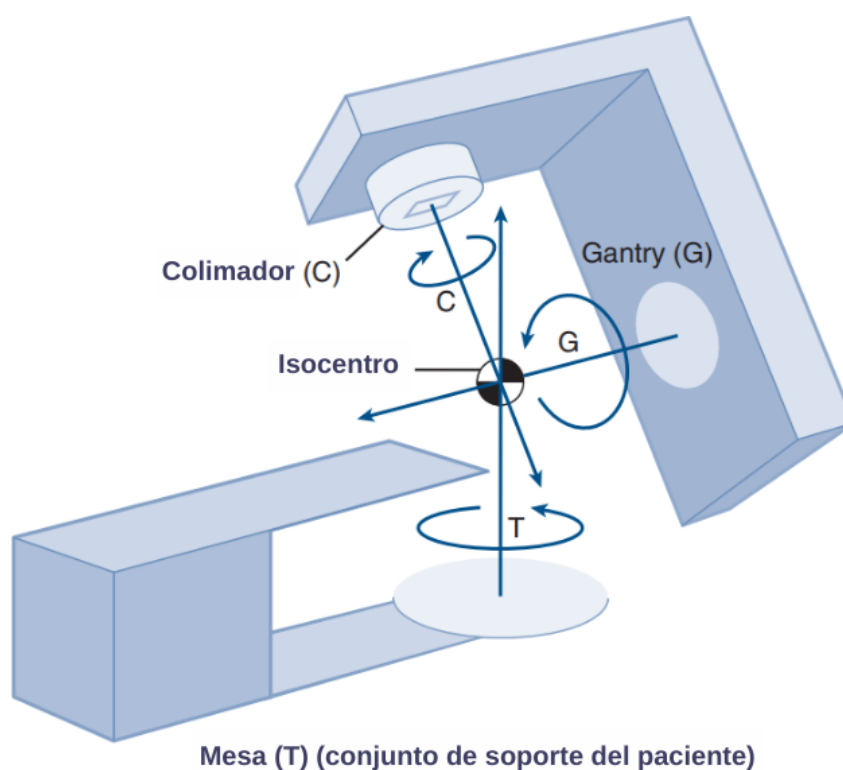
3.2.1. Pruebas Mecánicas y Geométricas

Para las pruebas mecánicas y geométricas, se utilizaron las tolerancias definidas por la Asociación Estadounidense de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés), utilizando las pruebas de rendimiento del acelerador lineal de (SMITH et al., 2017).

Las pruebas mecánicas abarcan pruebas del movimiento angular del gantry y del colimador. Para ambas pruebas se observaron los indicadores angulares físicos puestos sobre el equipo y se compararon estas medidas con las indicadas por el sistema. Se realizaron medidas para los ángulos de 0° , 90° , 180° y 270° . La tolerancia

de esta prueba fue 1° . En la figura 18 se puede observar los grados de libertad rotacionales de un acelerador lineal clínico.

Figura 18: Representación esquemática de las rotaciones posibles para un acelerador lineal clínico.

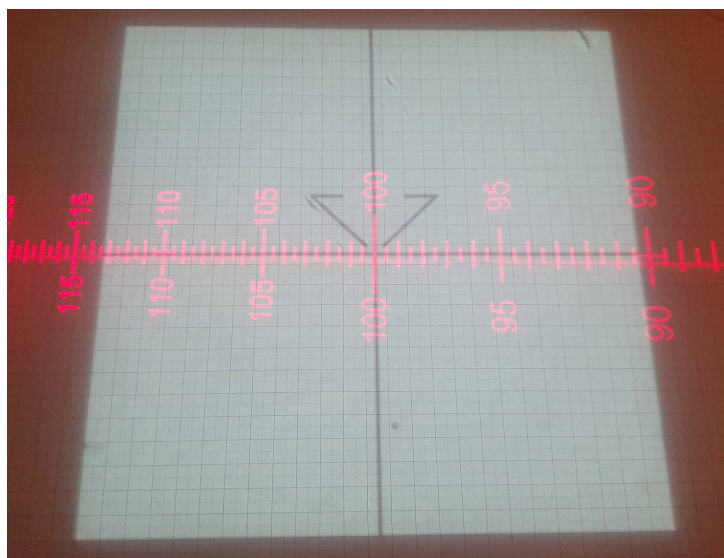


Mesa (T) (conjunto de soporte del paciente)

Fuente: (ZEMAN; SCHREIBER; TEPPER, 2020).

Las pruebas geométricas se realizaron con los tamaños de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $17 \times 17 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Para esta prueba se ubicó el papel milimétrico a una distancia fuente superficie de 100 cm , y se marcaron las esquinas de los campos en el papel milimétrico. Luego se tomaron medidas del desplazamiento máximo del campo, en cada rotación del colimador, para los ángulos de 0° , 90° , 180° y 270° . La tolerancia para esta prueba es una variación en el desplazamiento inferior o igual a los 2 mm del campo luminoso, con respecto al campo en la medida de 0° . En la figura 19 se muestra la proyección del campo sobre el papel milimétrico, para un tamaño de campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

Figura 19: Alineación del campo luminoso a una DFS de 100 *cm* para un campo de 25x25 *cm*², utilizado para las pruebas geométrica.



Fuente: De autoría propia.

3.2.2. Resultados de las Pruebas Mecánicas y Geométricas

Las pruebas mecánicas del gantry y el colimador dieron resultados que se mantuvieron dentro de la tolerancia de 1° establecida para esta prueba.

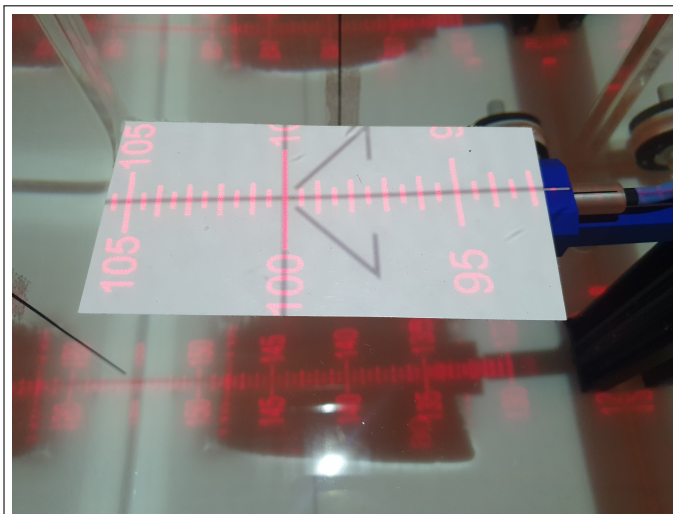
Por otro lado, las pruebas geométricas para los tamaños de campo mostraron un desplazamiento menor a la tolerancia de 2 *mm*. De esta manera, tanto las pruebas mecánicas como geométricas proporcionaron valores satisfactorios, garantizando así las condiciones de referencia. Las tablas relacionadas con estas pruebas pueden ser consultadas en el Anexo A.

3.2.3. Montaje Experimental para las Pruebas Dosimétricas

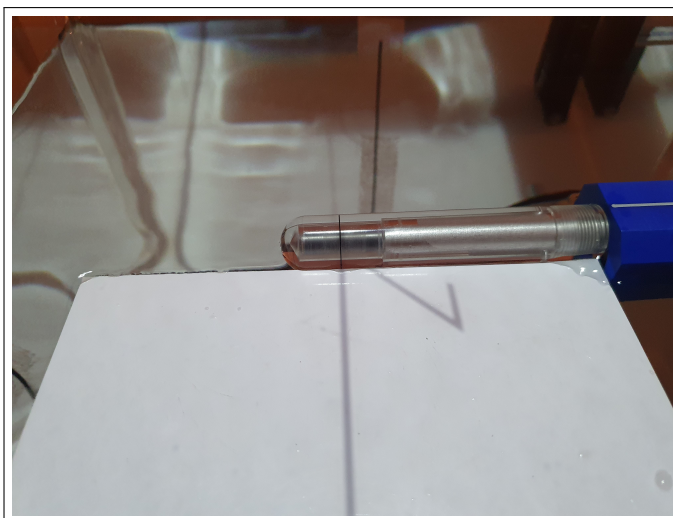
Para llevar a cabo las mediciones, se colocó el maniquí en el centro de la camilla, debajo del colimador, a una distancia de 100 *cm* desde la fuente hasta la superficie del maniquí, utilizando el telémetro del cabezal para medir con precisión. Una vez posicionado el maniquí, se procedió a ubicar la cámara de ionización, guiándonos por la luz del campo, y asegurando que el centro del volumen de medición de la cámara coincidiera con el centro del campo. Para determinar con exactitud el centro de la cámara, se utilizó la caperuza destinada a las mediciones en aire, tal como se ilustra en la figura 20.

Figura 20: Montaje experimental para las medidas dosimétricas.

(a) Centrado de la cámara en su eje vertical, con respecto al campo. También se observa la distancia fuente superficie utilizada.



(b) Centrado de la cámara en su eje horizontal, con respecto al campo, usando la caperuza para medidas en aire.



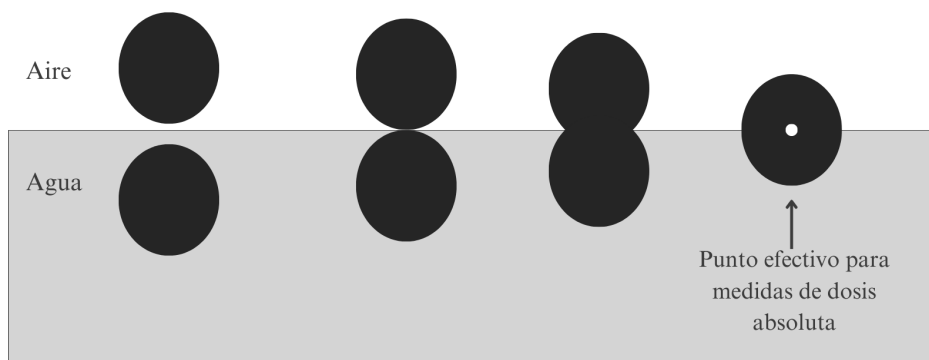
Fuente: De autoría propia.

3.2.3.1. Punto efectivo de Medida de la Cámara de Ionización

Se usaron 2 posiciones para el punto efectivo de medida de la cámara (P_{eff}). Para la medida absoluta y todas las demás medidas, con excepción de las medidas de curvas de PDP, se usó el P_{eff} que corresponde al centro de la cámara. Para ubicar esta posición, se sumergió la cámara totalmente hasta que la superficie del agua coincidió con la superficie del volumen de la cámara, luego se elevó la cámara a una distancia de $r = 3,475 \text{ mm}$ usando el pendam del fantoma, y controlando el desplazamiento con el indicador de distancia del mismo. Se comprobó que el punto efectivo estuviese alineado con la superficie, utilizando el reflejo de la cámara en el agua como es mostrado

en la figura 21. En caso contrario se corregía la posición hasta que el punto efectivo este alineado con la superficie. Una vez alineado el punto efectivo, se estableció el punto en cuestión como el punto de origen para las medidas.

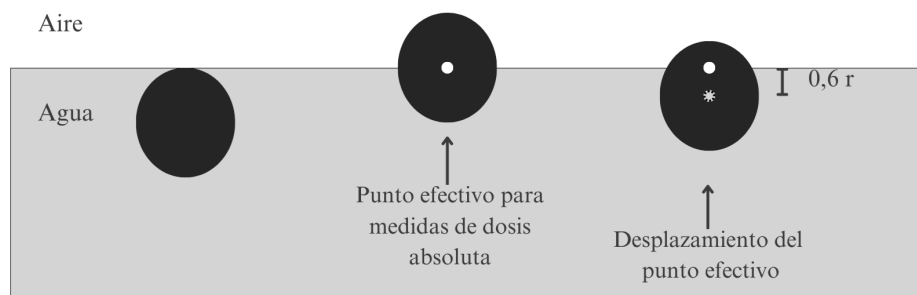
Figura 21: Representación del aspecto de la cámara y su reflejo en el agua. Visto desde una posición frontal. La posición correcta se da cuando ambas imágenes forman un círculo perfecto.



Fuente: Adaptado de (DAS et al., 2008) por el autor.

Para las medidas de las curvas de dosis en profundidad, se desplazó el punto efectivo de medida de la cámara de ionización a una distancia de $0,6r = 1,185 \text{ mm}$, con dirección a la fuente (ver figura 22), para así garantizar la región de acumulación de cargas y obtener medidas adecuadas en la superficie. Este cambio en el punto de medición se produce debido a la cilíndricidad de la cavidad de la cámara. Como mostrado en (DUTREIX; DUTREIX, 1966) teóricamente en un haz de electrones o en electrones generados con fotones. El desplazamiento del punto efectivo en dirección a la fuente corrige el gradiente de la dosis medida en un punto correspondiente al centro de la cavidad de la cámara. Usando la corrección de (DUTREIX; DUTREIX, 1966) se estableció en (ANDREO et al., 1987) y luego en (IAEA, 2001), el uso del valor de $0,6r$ como padrón para las mediciones de dosis en profundidad para haces de fotones. Una vez ubicado la cámara de ionización a $0,6r$, se definió este punto como el punto de origen para las medidas de las curvas de PDP.

Figura 22: Figura esquemática del posicionamiento del punto efectivo utilizado para las medidas de las curvas PDP.



Fuente: De autoría propia.

3.2.3.2. Condiciones de Medida del Trabajo

Para las medidas realizadas se utilizó una dosis de 100 UM con una tasa de 200 UM/min a una profundidad de $z_{ref} = 10\text{ cm}$, con un tamaño de campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$ y una distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm . A estas condiciones las nombraremos como las condiciones de medida del trabajo. El punto efectivo de medida utilizado en las condiciones de medida del trabajo es el punto que corresponde al centro de la cámara.

Las condiciones antes mencionadas se utilizaron en gran parte de las medias, con excepción de las medidas de las curvas de dosis en profundidad (PDP). También se utilizaron parámetros especiales para el cálculo de los factores y las correcciones, así como la prueba de linealidad de la cámara, estos parámetros serán abordados para cada caso en su sección correspondiente.

3.2.4. Pruebas de la Cámara de Ionización

Antes de realizar las mediciones con la cámara de ionización, se irradió la cámara con una dosis de 2000 UM a una tasa de dosis de 400 UM/min para alcanzar el equilibrio de cargas y eliminar las cargas superficiales que podrían afectar las mediciones. Además, se conectó el electrómetro 1 hora antes de las mediciones para facilitar la estabilización.

3.2.4.1. Linealidad Frente a la Dosis

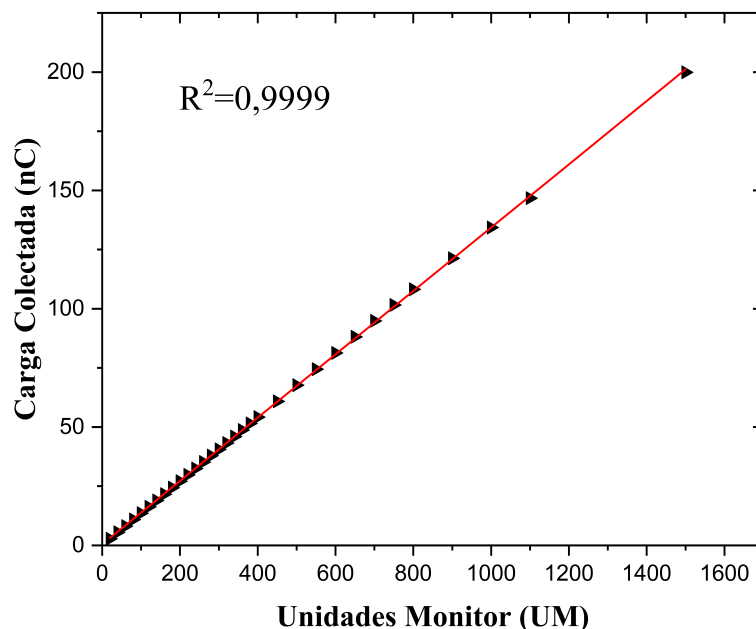
Se llevó a cabo una verificación de la linealidad en la respuesta de la cámara, usando el análisis de las cargas colectadas en función de la dosis prescrita. Las mediciones se realizaron usando las condiciones de medida del trabajo, y se tomó un rango de dosis de 20 a 1500 UM , con un potencial nominal de aceleración de 6 MV . Posteriormente se comprobó si existía una linealidad de respuesta en la cámara, observando

la tendencia de las medidas y el coeficiente de determinación R^2 . Esta prueba es realizada debido a que una cámara de ionización en buenas condiciones debe poseer una repuesta lineal ante la dosis. En caso de que la cámara presente averías o fallos internos se observaría desvíos en la tendencia lineal de las medidas.

3.2.4.2. Resultados de la Prueba de Linealidad Frente a la Dosis

La prueba de linealidad de la cámara de ionización, reveló una respuesta proporcional en el valor de la carga colectada con respecto a la dosis suministrada (ver figura 23). Fue calculado el coeficiente de determinación R^2 de la recta, arrojando un valor cercano a 1, indicando que la cámara exhibe una buena respuesta en las dosis clínicas evaluadas. Debido a que el tiempo de muestreo aumentaba a medida que aumentaba la dosis, no se realizó el promedio de varias medidas para cada punto por cuestiones de practicidad. Los valores obtenidos pueden ser consultados también en el cuadro 7 en el Anexo A.

Figura 23: Respuesta de la cámara de ionización ante la variación de la dosis prescrita.



3.2.4.3. Independencia Frente a la Tasa de Dosis

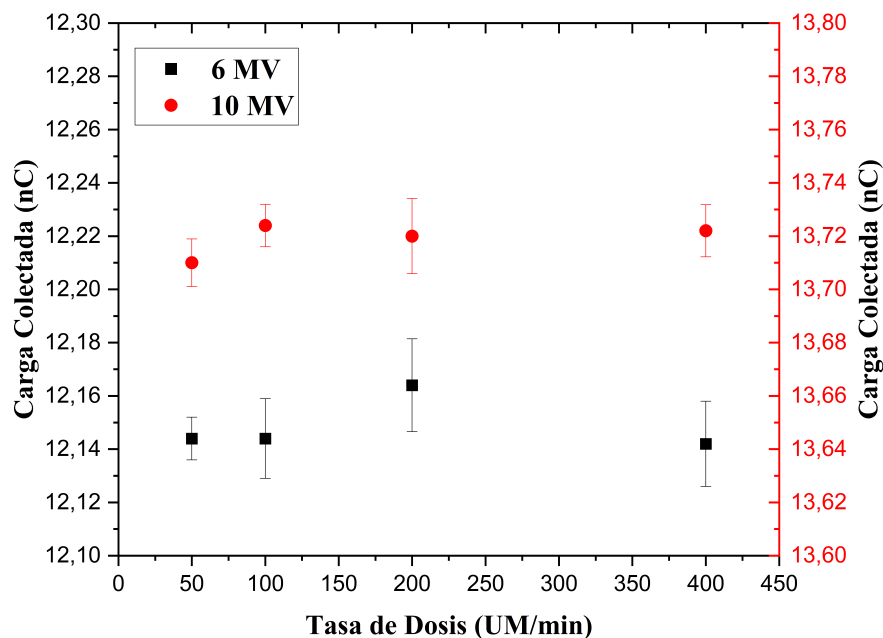
También fue realizado un análisis de la respuesta de la cámara frente al cambio en la tasa de dosis. Para ello se utilizaron las condiciones de medida del trabajo, pero

variando la tasa de dosis. Se utilizaron tasas de dosis de 50, 100, 200 y 400 UM/min . Para este caso se realizó la prueba para los haces de 6 y 10 MV . Se tomaron cinco medidas para cada punto analizado.

3.2.4.4. Resultados de la Prueba de Independencia Frente a la Tasa de Dosis

La carga colectada en función de la tasa de dosis mostró una constancia en la respuesta de la cámara, demostrando así que la respuesta de la cámara de ionización es independiente a la tasa de dosis. En la figura 24 se observa el resultado obtenido, pudiéndose ver que las medidas muestran un bajo desvío estándar, con un coeficiente de variación máximo de 0,1433% (ver cuadro 8 en Anexo A). Se observa en los resultados que la mayor dispersión es obtenida en la tasa de dosis de 200 UM/min . La razón de esto podría atribuirse a un comportamiento de fluctuación en la aceleración de los electrones en el LINAC para esa tasa de dosis, pero debido a que fueron colectados pocas medidas para cada punto, no se tienen suficientes datos para sustentar esta hipótesis. Siendo necesario así mejorar la estadística de las medidas para obtener datos más contundentes.

Figura 24: Respuesta de la cámara de ionización ante la variación en la tasa de dosis.



3.2.5. Dosimetría Relativa

3.2.5.1. Curvas de PDP

Para la elaboración de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDP), se seleccionaron tamaños de campo que abarcan el rango de dimensiones clínicamente relevantes: $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $17 \times 17 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y $25 \times 25 \text{ cm}^2$. El límite superior del tamaño del campo se determinó teniendo en cuenta las restricciones dimensionales del fantoma empleado, el cual tiene unas dimensiones de $34 \text{ cm} \times 30 \text{ cm} \times 36 \text{ cm}$. Se realizaron las mediciones para las dos energías de fotones disponibles.

Se utilizó una distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm y se irradió la cámara de ionización a una tasa de dosis de 200 UM/min , con una dosis de 400 UM para asegurar un tiempo de muestreo adecuado. La cámara de ionización se posicionó a una profundidad máxima de $21,4 \text{ cm}$ y luego se desplazó hacia la superficie. Esta dirección de muestreo se eligió para evitar las perturbaciones en el agua causadas por la presencia de la cámara al sumergirse en la dirección de muestreo opuesta .

3.2.5.2. Resultados de las Curvas de PDP

Los resultados obtenidos para las curvas de PDP en las 2 energías de fotones (ver figuras 25 y 26), mostraron una suavidad en la distribución de la dosis a lo largo del eje central del haz, esto permite deducir que el acelerador no presenta fluctuaciones significativas en la administración de la dosis.

Se pueden observar también en las figuras 25 y 26 la zona de acumulación de dosis o (build-up) en $z < z_{max}$, el punto de dosis máxima en $z = z_{max}$ y la región transiente de equilibrio electrónico, cuando $z > z_{max}$. Se observa que cuando $z > z_{max}$, se tiene un porcentaje de dosis mayor a medida que aumentan los campos, esto es debido a los efectos de dispersión en el haz de fotones, causados por el aumento en el tamaño de campo. Estos fotones dispersados generan interacciones extras que contribuyen al incremento de la dosis absorbida al entregar su energía dentro del volumen de la cámara de ionización.

Figura 25: Curvas de dosis en profundidad para 6 MV.

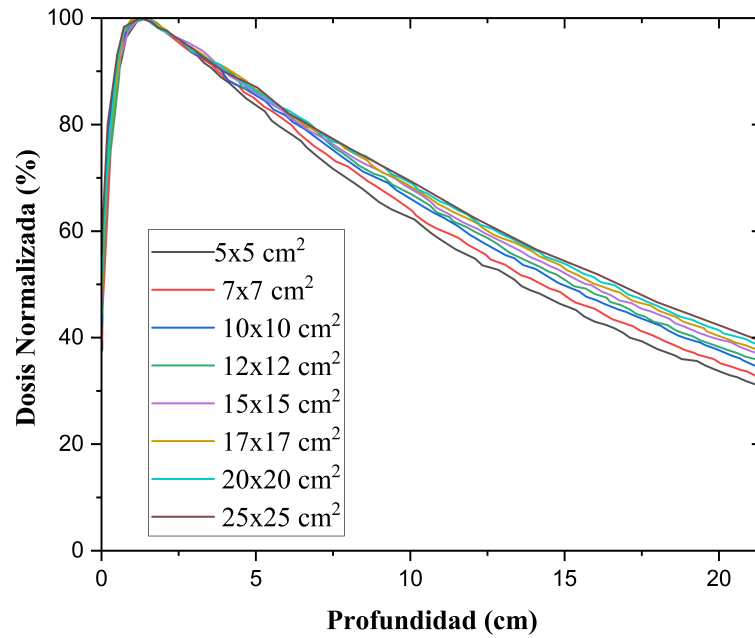
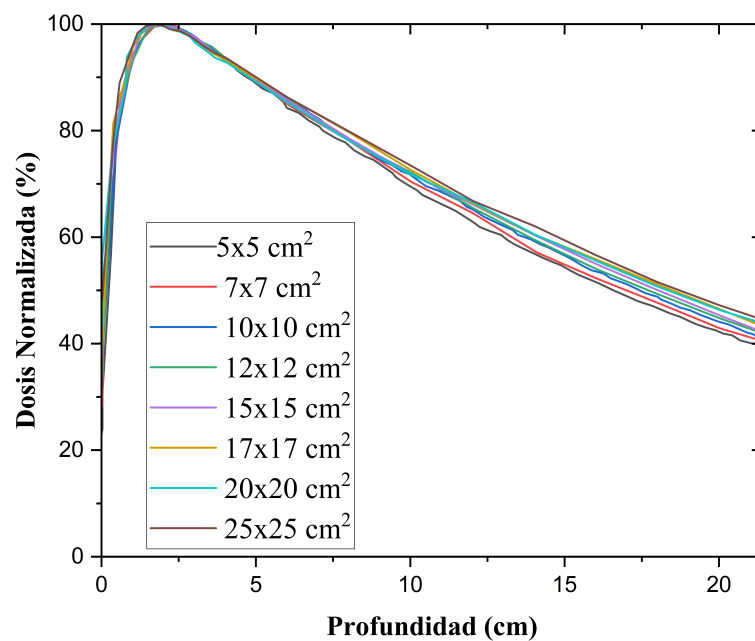
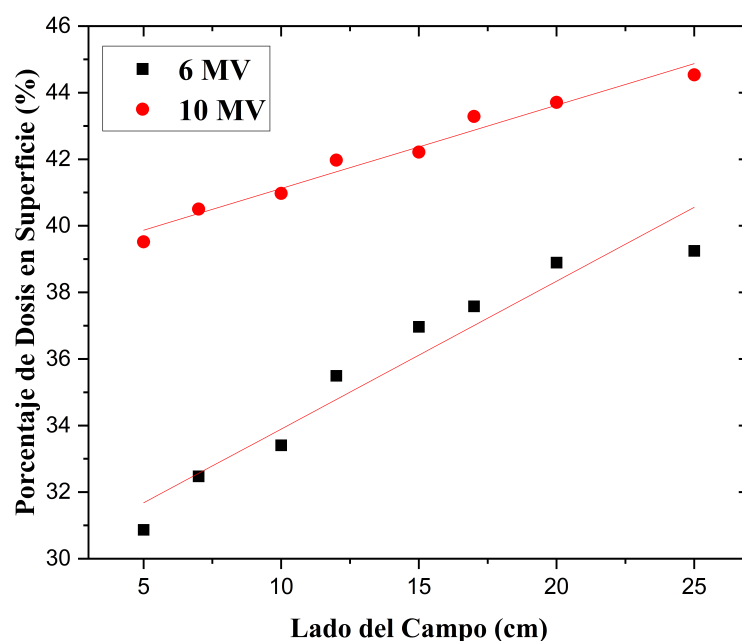


Figura 26: Curvas de dosis en profundidad para 10 MV.



Para analizar las demás regiones de las curvas obtenidas en las figuras 25 y 26, se extrajo el porcentaje de dosis en la superficie (PDP_0) para cada tamaño de campo, y se construyó el gráfico observado en la figura 27. En esta figura se observa como el PDP_0 aumenta con el tamaño del campo y con la energía. El aumento de la dosis con la energía se debe al aumento de la fluencia de energía, el cual al ser proporcional al kerma aumenta la energía impartida al medio, como puede ser observado en la relación (14). Al aumentar el kerma, se tiene un aumento de la dosis absorbida. Ahora, el aumento de la dosis en superficie con el tamaño de campo, se debe a las dispersiones del haz de fotones en el fantoma y en el cabezal del acelerador (ver sección 2.6.3.2). Estas dispersiones poseen menor energía que el haz principal o primario y son mayoritariamente absorbidas en la superficie del fantoma, incrementando así la dosis en la superficie.

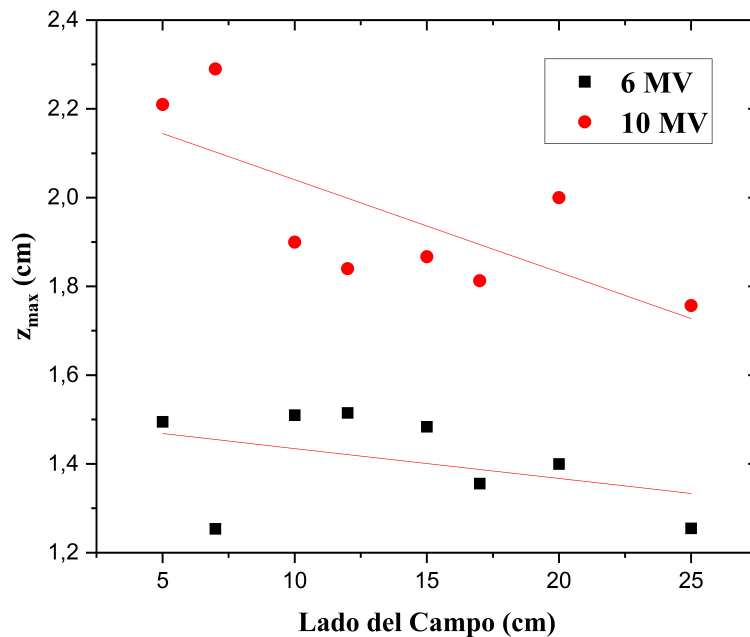
Figura 27: Relación entre el porcentaje de dosis en superficie en función del tamaño de campo para las energías de fotones de 6 y 10 MV .



De las figuras 25 y 26, se extrajo también la información de la profundidad de dosis máxima construyéndose así la figura 28. En esta figura, se puede observar como la profundidad de dosis máxima (z_{max}) disminuye con la energía y con el tamaño de campo. Este resultado también es explicado por el aumento de la dispersión del haz de fotones. Como ya mencionado, un tamaño de campo mayor aumenta la dispersión, teniéndose así un aumento de dosis en la superficie. Debido a que la profundidad de dosis máxima se encuentra relativamente cerca de la superficie, la contribución a la dosis de los haces dispersados aumenta la dosis en las primeras capas del fantoma,

desplazándose así el punto de dosis máxima hacia la superficie. A pesar de que la figura 27 y 28 fueron construidas con valores únicos para cada punto, la tendencia observada es consistente con las medidas observadas en la literatura, como puede comprobarse en (AIRD et al., 1996).

Figura 28: Relación entre la profundidad de dosis máxima y el tamaño de campo para las energías de fotones de 6 y 10 *MV*



3.2.5.3. Factores de Campo

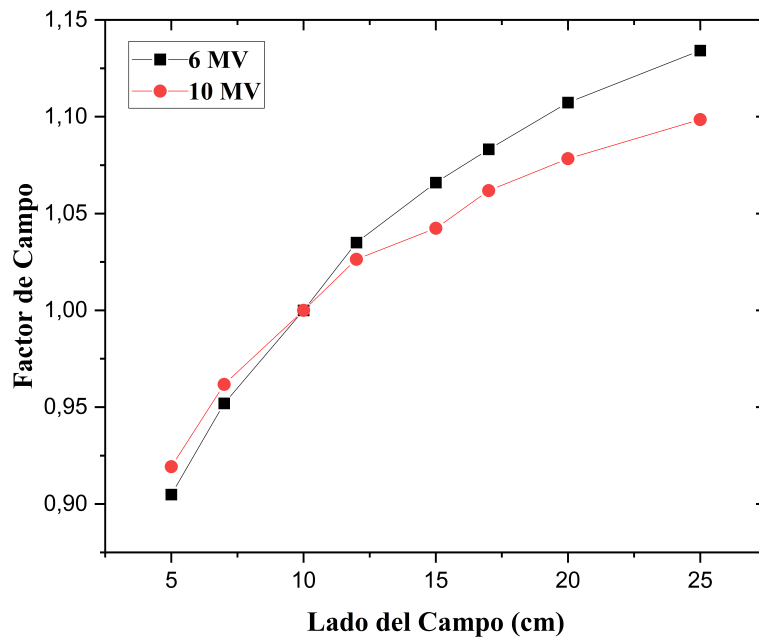
En el cálculo de los factores de campo, se realizaron las medidas en las condiciones de medida del trabajo, es decir, a una DFS de 100 *cm* y a una profundidad de referencia de 10 *cm*, utilizando una tasa de dosis de 200 *UM/min* y una dosis de 100 *UM*, se tomaron 3 medidas para cada uno de los campos utilizados (los mismos utilizados en las medidas de PDD) y se promediaron. Luego utilizando la ecuación (21) ($FC = \frac{D_{w,Q}(z_{10})_{\text{tamaño de campo}}}{D_{w,Q}(z_{10})_{\text{campo } 10 \times 10}}$), se calcularon los factores.

3.2.5.4. Resultados de los Factores de Campo

Los resultados obtenidos para los factores de campo, que cuantifican los efectos de dispersión de los fotones al aumentar el tamaño del haz, se muestran la figura 29, para los haces de fotones de 6 y 10 *MV*. Se puede observar en la figura 29, como se tienen factores de campo cercanos a la unidad, esto muestra que la dependencia de la dosis con el tamaño de campo es bajo para el acelerador lineal utilizado, teniéndose

así poca influencia en las unidades monitor. Los valores de las medidas utilizadas para el cálculo de los factores de campo, pueden ser consultados en el anexo (cuadro 13).

Figura 29: Factores de campo para las energías de 6 y 10 MV.

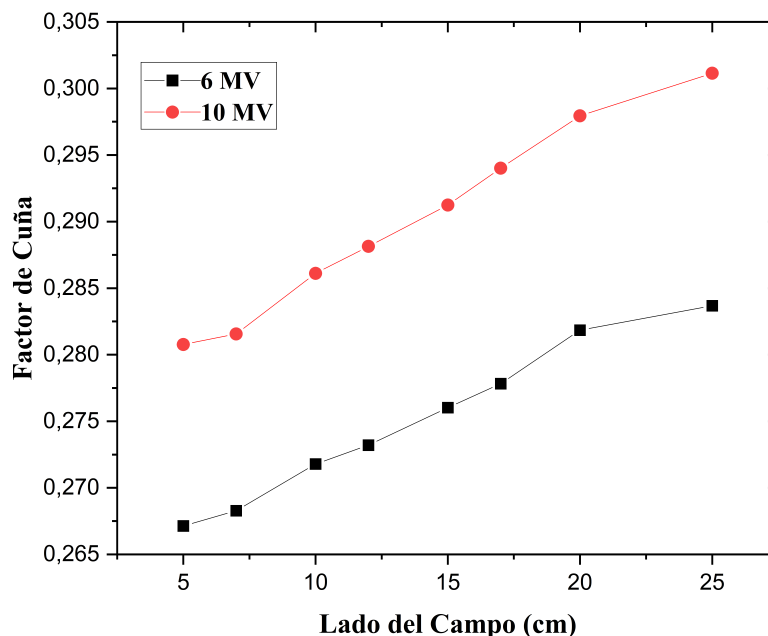


3.2.5.5. Factor de Cuña

Se realizó el cálculo para un factor de cuña específico, la cuña de 60° , dado que solo se disponía de una cuña en el equipo. Para la medición de este factor, se emplearon las condiciones de medida del trabajo, realizando tres medidas con y sin cuña para cada energía y para cada tamaño de campo. Luego, se promediaron los resultados obtenidos y se utilizó la ecuación (22) ($F_w = \frac{D_{w,Q}(z_{10})_{con\ cuña}}{D_{w,Q}(z_{10})_{sin\ cuña}}$) para calcular el factor correspondiente.

3.2.5.6. Resultados de los Factores de Cuña

Las mediciones del efecto de la cuña de 60° , cuantificado por el factor de cuña, se presentan en la figura 30 para los diferentes tamaños de campo en las energías de 6 y 10 MV. Los valores de las medidas obtenidas para el cálculo del factor de cuña pueden ser consultados en el anexo (cuadro 14).

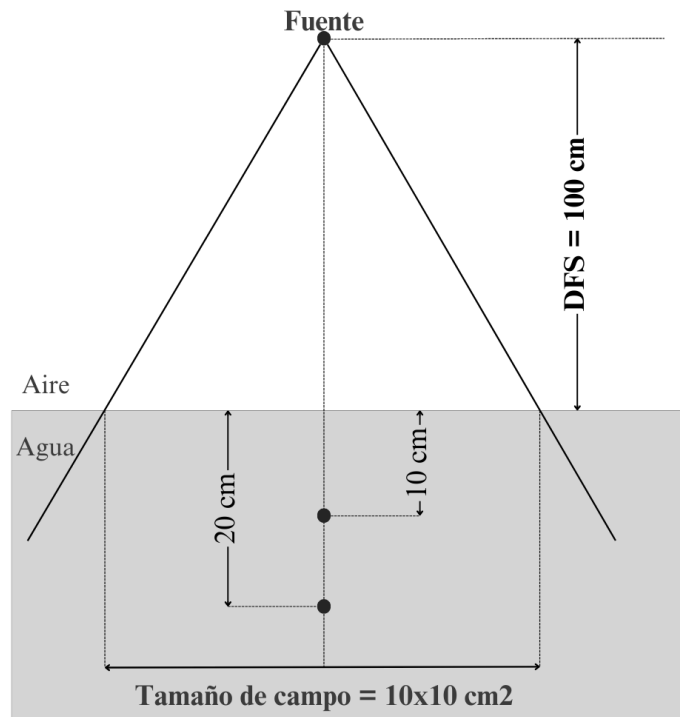
Figura 30: Factores de cuña para las energía de 6 y 10 *MV*.

3.2.6. Dosimetría Absoluta

3.2.6.1. Determinación de la Calidad del Haz y el Factor k_Q

Para las medidas de dosimetría absoluta se determinó primeramente el factor que corrige las diferencias en la calidad del haz k_Q . Para ello se calculó la calidad del haz $TPR_{20,10}$, utilizando las condiciones de medida del trabajo. Se tomó el promedio de 5 medidas a cada profundidad (20 y 10 *cm*, ver figura 31). Con las medidas, se calculó el $TPR_{20,10}$ usando la ecuación 23 $TPR_{20,10} = 1,2661PDP_{20,10} - 0,0595$.

Con el valor del $TPR_{20,10}$, se encontró la calidad del haz k_Q . Para esto se usaron los valores calculados de (ANDREO, 1992) (ver cuadro 15 en Anexo A), los cuales dan el valor del factor k_Q al realizar una interpolación entre los valores próximos (inferiores y superiores) al $TPR_{20,10}$ calculado. Estos valores cuando son utilizados en condiciones de referencia poseen una varianza menor al 0,1 %. Los resultados obtenidos se muestran en el cuadro 1.

Figura 31: Posiciones para las medidas utilizadas en el cálculo del $TPR_{20,10}$ 

Fuente: De autoría propia.

Cuadro 1: Cálculo de los valores de $TPR_{20,10}$ y k_Q

Energía (MV)	z (cm)	\bar{M} (nC)	σ (nC)	CV (%)	$TPR_{20,10}$	k_Q
6	10	12,1640	0,0174	0,1433	0,6737	0,9908
	20	7,0442	0,0029	0,0415		
10	10	13,7240	0,0136	0,0988	0,7319	0,9826
	20	8,5788	0,0068	0,0788		

3.2.6.2. Factor de Corrección para la Temperatura y Presión

Para el factor de corrección por temperatura, se tomaron los valores de presión del ambiente y temperatura del agua a cada 30 minutos mientras se realizaban las medidas para la dosimetría absoluta, con un total de 3 medidas. Los valores obtenidos se promediaron y fueron usados en la ecuación 28 para obtener el factor. Teniendo en cuenta que las condiciones de presión y temperatura de calibración de referencia para la cámara de ionización son: $P_0 = 1013,25 \text{ mbar}$ y $T_0 = 20^\circ\text{C}$.

Durante el experimento, las condiciones de temperatura y presión se mantuvieron prácticamente constantes, con una leve fluctuación en la presión. Esta variación mínima podría atribuirse al margen de error inherente al dispositivo de medición utilizado. Los resultados se muestran en el cuadro 2.

Cuadro 2: Valor de corrección k_{TP} obtenido para las magnitudes de influencia de temperatura y presión

Medida (c/30 min)	T ($^{\circ}C$)	P (hPa)	Correcciones k_{TP}	$\overline{k_{TP}}$
1	18,5	985,0	1,02341751	1,0237642
2	18,5	984,0	1,02445757	
3	18,5	985,0	1,02341751	

3.2.6.3. Factores de Polarización k_{pol} y de Recombinación Iónica k_s

La corrección por cambios en la polarización y por la recombinación de iones, fueron determinadas con medidas realizadas en las condiciones de medida del trabajo. Se realizaron 5 medidas para cada polaridad y voltaje, teniendo en cuenta que el voltaje de trabajo es de +300V. Las medidas obtenidas se muestran en el cuadro 3.

Cuadro 3: Medidas utilizadas para el cálculo de dosis en condiciones de referencia.

Energía (MV)	Voltaje de colección (V)	\bar{M} (nC)	σ (nC)	CV (%)
6	300	12,1640	0,0174	0,1433
	150	12,1560	0,0049	0,0403
	- 300	12,1440	0,0075	0,0616
10	300	13,7240	0,0136	0,0988
	150	13,6780	0,0147	0,1074
	- 300	13,7220	0,0194	0,1413

Se tiene que cuando $k_s < 1,03$ la ecuación (30) se puede aproximar con un error de 0,1 % (LILLICRAP et al., 1990), a la ecuación:

$$k_s \approx \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1} + 1 \quad (31)$$

Teniendo en cuenta que para este caso $V_1/V_2 = 2$, pues $V_1 = 300V$ y $V_2 = 150V$, la ecuación (31) se reduce a:

$$k_s \approx \frac{M_1}{M_2} \quad (32)$$

De esta forma usando la ecuación (32) y la ecuación 29 ($k_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M}$), se calcularon los factores. Los resultados se presentan en el cuadro 4.

Cuadro 4: Valores de los factores de corrección k_i y el factor de calibración de la cámara $N_{D,w}$.

Energía (MV)	k_Q	k_{pol}	k_s	k_{TP}	$N_{D,w}$ (cGy/nC)
6	0,9908	0,9980	1,0007	1,0238	5,3850
10	0,9826	1,0023	1,0034	1,0238	5,3850

3.2.6.4. Determinación de la Dosis Absorbida en Condiciones de Referencia y Cálculo de la Dosis Absoluta

Para la obtención de la dosis en condiciones de referencia, se tomaron las medidas en 300V observadas en el cuadro 3 (medias hechas en condiciones de referencia). El valor M_1 , se obtuvo promediando las 5 medidas, con esto, con las correcciones del cuadro 4 y utilizando la ecuación (26) ($D_{w,Q} = M_Q N_{D,w} k_Q$) y la ecuación (27) ($M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s$) se calculó el valor de la dosis en condiciones de referencia, este resultado puede ser consultado en el cuadro 5.

Ahora para determinar la dosis en punto de calibración del acelerador (punto de dosis máxima), se utilizó las curvas de PDP, usando el porcentaje de dosis en $z_{ref} = 10 \text{ cm}$, para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, se calculó el valor de dosis máxima usando la relación $D(z_{max}) = (D(z_{ref})/PDP_{10})$. Este procedimiento se realizó para las 2 energías de fotones disponibles. Los resultados obtenidos se muestran en el cuadro 5.

Cuadro 5: Resultados obtenidos para la dosis absorbida en condiciones de referencia.

Energía (MV)	\bar{M} (nC)	$D_{w,Q,z_{10}}$ (cGy)	PDP_{10}	$D_{w,Q,z_{max}}$ (cGy)	DP (%)
6	12,1640	66,3582	0,6646	99,8522	0,1501
10	13,7240	74,7635	0,7381	101,2925	1,2817

Ahora teniendo en cuenta que bajo condiciones de referencia, en el punto de dosis máxima (punto de calibración), se debe obtener que $1 \text{ cGy} = 1 \text{ MU}$. En las condiciones medidas deberíamos obtener un valor de dosis aproximado a 100 cGy , pues se utilizó una dosis de 100 MU . Realizando la diferencia porcentual del valor obtenido con el valor esperado, se obtienen los valores de $0,1501\%$ y $1,2817\%$ de diferencia porcentual para las energías de 6 y 10 MV respectivamente, como mostrado en el cuadro 5. Teniendo en cuenta que la OIEA recomienda un valor inferior al 5% , se concluye que el acelerador lineal se encuentra calibrado al estar dentro de los márgenes de entrega de dosis permitidos.

3.2.7. Verificación de Cálculo de Dosis para Campos Abiertos

Una vez que se determinó que el acelerador estaba calibrado, se verificaron los cálculos realizados por el sistema de planificación de tratamiento (SPT), se calculó la dosis en un maniquí con densidad equivalente a la del agua (ver figura 32), en varias profundidades, a una distancia fuente superficie de 100 cm y con varios tamaños de campos (ver cuadro 6), para las dos energías de fotones disponibles. Estos resultados fueron comparados con las medidas obtenidas en configuraciones correspondientes a las calculadas.

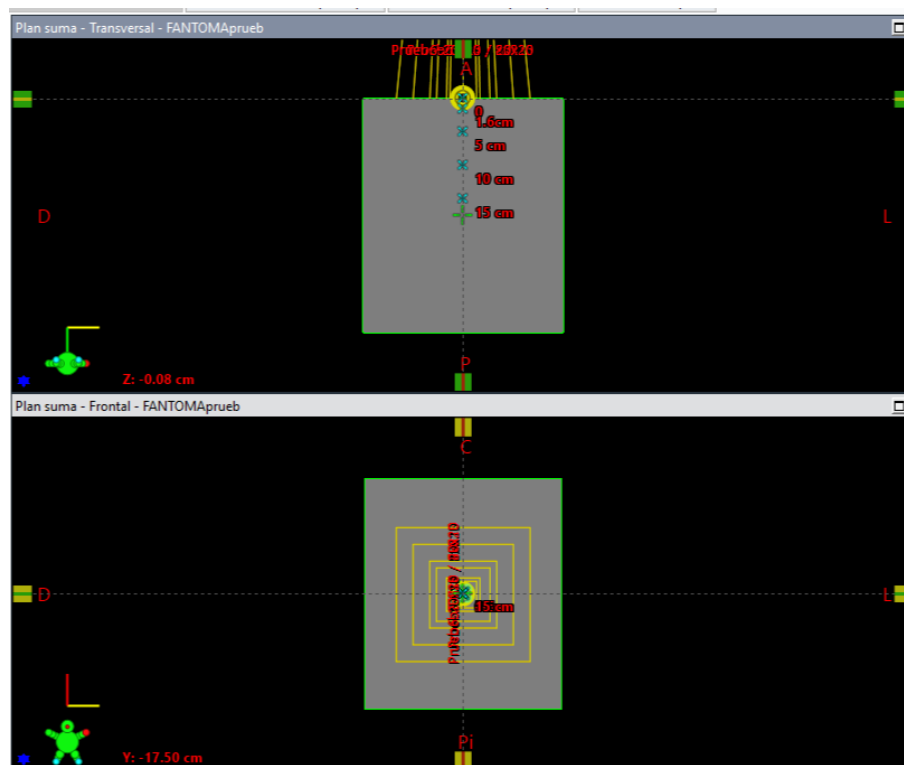
Para la obtención de las medidas de dosis de verificación, se tomaron 3 medidas

Cuadro 6: Configuración de campo y profundidad utilizado para la verificación del valor de dosis calculado en el SPT y el valor de dosis medido, para haces de fotones de 6 y 10 *MV*.

Tamaño del Campo (cm^2)	z (cm)
5x5	5
8x8	5
10x10	10
15x15	10
20x20	5

para cada profundidad, con las unidades monitor correspondiente y a una tasa de 400 *UM/min*. Los valores obtenidos se promediaron y se obtuvo el valor de dosis en el punto usando la ecuación (26), para cada energía disponible.

Figura 32: Simulación del maniquí y puntos de cálculo usados en el sistema de planificación de tratamiento Eclipse.



Fuente: De autoría propia.

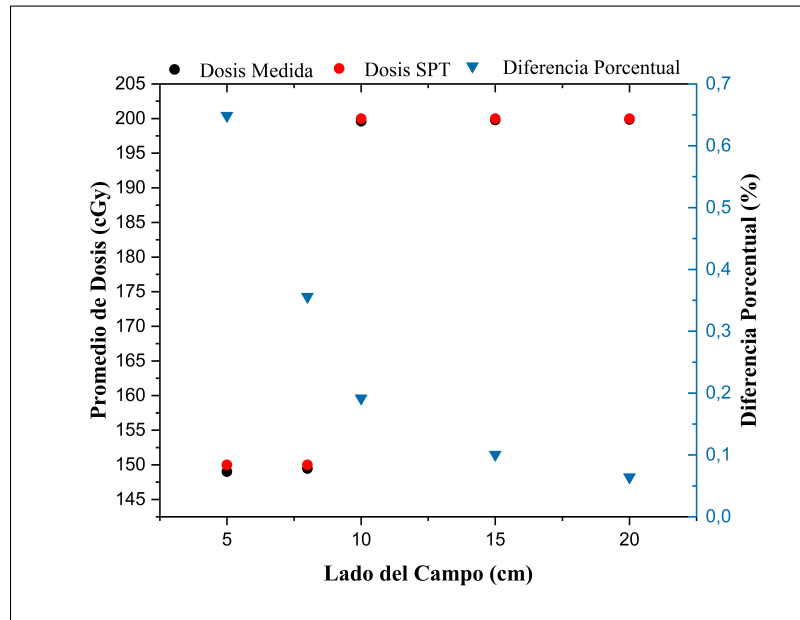
La tolerancia para esta prueba es una diferencia porcentual inferior al 2 %, entre la dosis medida y la dosis calculada. Se observó para el potencial nominal de aceleración de 6 *MV*, una diferencia porcentual máxima de 0,6487 %, estando así dentro de la tolerancia establecida para esta prueba. Debido a la poca variación entre los resultados obtenidos, se observa en los campos de 10x10, 15x15 y 20x20 cm^2 , como

los resultados medidos y calculados son sobrepuestos.

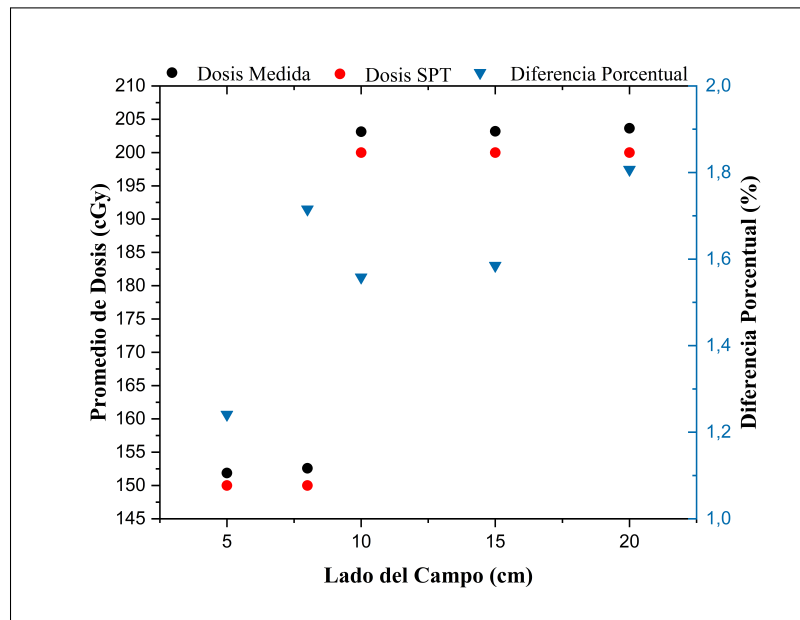
Para el caso de la energía de 10 *MV* (ver figura 33b), se observa una mayor diferencia

Figura 33: Comparación de dosis medida con dosis calculada por el SPT.

(a) Verificación para el haz de fotones de 6 *MV*.



(b) Verificación para el haz de fotones de 10 *MV*.



Fuente: De autoría propia.

porcentual entre la dosis medida y la dosis calculada por el SPT. Con una diferencia porcentual máxima de 1,8066 %. De esta forma, se verifica que el sistema de planificación de tratamiento realiza los cálculos de dosis que corresponden a la dosis medida, dentro de la tolerancia permitida ($< 2\%$).

4 CONCLUSIONES

En el análisis de la fiabilidad de la cámara de ionización, se identificó una correlación lineal notable, respaldada por un coeficiente de determinación de $R^2 = 0,999$. Esta correlación indica que la respuesta de la cámara de ionización es consistente y proporcional al aumento de la dosis aplicada. Además, se demostró una coherencia en las mediciones de dosis absorbida en diferentes rangos de dosis. En consecuencia, se concluye que la cámara es completamente adecuada para su implementación en medidas de dosimetría.

Las pruebas mecánicas realizadas en el gantry y el colimador revelaron desviaciones inferiores a 1 grado, estando así dentro del margen de tolerancia, establecido por la AAPM. Además, las pruebas geométricas del campo luminoso demostraron valores dentro de la tolerancia ($< 2 \text{ mm}$). De esta forma se garantizó las condiciones de referencia para las medidas dosimétricas.

Los valores de dosimetría absoluta mostraron una variación inferior al 5% frente a la dosis esperada en condiciones de referencia, concluyéndose de esta forma que el equipo se encuentra calibrado, al estar dentro del margen establecido por el protocolo internacional TRS 398.

Se observó también que los valores de dosis calculados por el SPT en diferentes profundidades arrojaron valores satisfactorios dentro de la tolerancia ($< 2\%$). Demostrando así que el sistema está apto para realizar planes de tratamientos en pacientes.

A la luz de estos resultados, no se consideró necesario realizar ninguna calibración del equipo, ya que los valores medidos se mantuvieron dentro de los niveles de tolerancia.

Para trabajos futuros, se piensa llevar a cabo mediciones de dosis fuera del eje central del haz (perfiles del haz), para verificar la simetría del haz en el eje vertical. Así también, realizar mediciones de dosimetría absoluta y relativa en haces de electrones, para las diferentes energías disponibles. Estas investigaciones adicionales contribuirán a garantizar un tratamiento óptimo y preciso para los pacientes sometidos a radioterapia en el Centro Avanzado de Oncología Itamax.

REFERENCIAS

AHMAD, Misbah et al. Studying wedge factors and beam profiles for physical and enhanced dynamic wedges. **Journal of Medical Physics**, [S.l.], v.35, n.1, p.33–41, 2010.

AIRD, EGA et al. Central axis depth dose data for use in radiation therapy: 1996, A survey of depth doses and related data measured in water or equivalent media. **Br. J. Radiol. Suppl**, [S.l.], v.25, 1996.

ANDREO, Pedro. Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams. **Physics in Medicine & Biology**, [S.l.], v.37, n.12, p.2189, 1992.

ANDREO, Pedro; CUNNINGHAM, John Robert; HOHLFELD, K; SVENSSON, H. **Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international Code of Practice**. [S.l.: s.n.], 1987.

ATTIX, Frank Herbert. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008.

BROSED, Antonio; LIZUAIN, Araceli Hernández; PICÓN, Cristina. **Fundamentos de Física Médica**. [S.l.]: Sociedad Española de Física Médica, 2012. v.3.

CHANG, David S et al. **Basic radiotherapy physics and biology**. [S.l.]: Springer, 2014.

DAS, Indra J. et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. **Medical Physics**, [S.l.], v.35, n.9, p.4186–4215, 2008.

DUTREIX, J; DUTREIX, A. Etude comparée d'une série de chambres d'ionisation dans des faisceaux d'électrons de 20 et 10 MeV. **Biophysik**, [S.l.], v.3, p.249–258, 1966.

FERLAY, J et al. Global cancer observatory: cancer today. Lyon: International Agency for Research on Cancer; 2020. **International Journal of Cancer**, [S.l.], 2021.

FOLLOWILL, David S; TAILOR, Ramesh C; TELLO, Victor M; HANSON, William F. An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses. **Medical physics**, [S.l.], v.25, n.7, p.1202–1205, 1998.

FOSTER, Ryan D; SPEISER, Michael P; SOLBERG, Timothy D. Commissioning and verification of the collapsed cone convolution superposition algorithm for SBRT delivery

using flattening filter-free beams. **Journal of applied clinical medical physics**, [S.I.], v.15, n.2, p.39–49, 2014.

GRUPEN, Claus. **Physics of Particle and Radiation Detection**. Cham: Springer International Publishing, 2020. 71–98p.

IAEA. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy**. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2001. n.398. (Technical Reports Series).

JOHNS, Harold Elford; CUNNINGHAM, John Robert et al. **The physics of radiology**. [S.I.]: Charles C. Thomas Springfield, IL, 1983.

KHAN, Faiz M. **The physics of radiation therapy**. [S.I.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

LILLICRAP, S C; OWEN, B; WILLIAMS, J R; WILLIAMS, P C. Code of Practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service. **Physics in Medicine Biology**, [S.I.], v.35, n.10, p.1355, oct 1990.

NENOI, Mitsuru. **Evolution of ionizing radiation research**. [S.I.]: BoD–Books on Demand, 2015.

PODGORSAK, Ervin B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. [S.I.]: International Atomic Energy Agency, 2005.

SALVAT, Francesc; FERNÁNDEZ-VAREA, José M; SEMPAY, Josep et al. PENELOPE-2006: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. In: WORKSHOP PROCEEDINGS, 2006. **Proceedings...** [S.I.: s.n.], 2006. v.4, n.6222, p.7.

SMITH, Koren et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8. a.: linear accelerator performance tests. **Journal of applied clinical medical physics**, [S.I.], v.18, n.4, p.23–39, 2017.

SYMONDS, Paul R; MILLS, John A; DUXBURY, Angela. Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy: Radiation Physics, Therapy and Oncology-E-Book: Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy: Radiation Physics, Therapy and Oncology-E-Book. **Elsevier Health Sciences**, [S.I.], 2019.

WEINHOUS, Martin S.; MELI, Jerome A. Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber. **Medical Physics**, [S.I.], v.11, n.6, p.846–849, 1984.

ZEMAN, Elaine M; SCHREIBER, Eric C; TEPPER, Joel E. Basics of radiation therapy. In: **Abeloff's clinical oncology**. [S.I.]: Elsevier, 2020. p.431–460.

APÉNDICE I. CÁLCULO DE LAS UNIDADES MONITOR

Las unidades monitor son unidades utilizadas en aceleradores lineales clínicos, permiten garantizar la dosis entregada en un volumen específico. Estas unidades tienen en cuenta varios factores de influencia que afectan la dosis entregada y los cuales cuando son llevados en cuenta permiten determinar la dosis entregada en el volumen deseado. Existen varios formalismos que son utilizados para el cálculo de las unidades monitor, pero en este trabajo vamos a tener en cuenta el cálculo utilizando las curvas de PDP. De esta forma las unidades monitor se definen como:

$$MU = \frac{D \cdot 100\%}{D'_0 \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_{z_0}) \cdot PDP_N(z, r, DFS) \cdot F_w(z, r_z, x) \cdot ISF}$$

(33)

Donde:

- x , es la distancia fuera del eje, se mide desde el eje central hasta una línea de abanico que pasa por el punto de cálculo medida en un plano perpendicular al eje central en el isocentro. Como tal, x representa la distancia radial del círculo formado por el cono del haz, en lugar de la distancia a lo largo de cualquiera de los ejes principales.
- z , es la profundidad de normalización para fotones y dosimetría electrónica. Para fotones, se recomienda $z_0 = 10 \text{ cm}$, pero no es obligatorio. Para cada haz de fotones, z_0 es independiente de tamaño del campo y deberá ser mayor o igual al máximo z_{max} .
- r, r_z , es el lado del cuadrado equivalente para el tamaño del campo incidente sobre el paciente, definido en la superficie y en la profundidad z , respectivamente
- DFS , es la distancia fuente-superficie. La distancia a lo largo del eje central desde la fuente física hasta la superficie del paciente/maniquí.
- D , es la dosis absorbida en el punto de interés del campo individual que se está calculando.
- D'_0 , es la tasa de dosis o dosis por unidad de monitor del haz del usuario en condiciones de normalización.

- $S_c(r_c)$, es la relación de salida de aire. En donde r_c es el lado del cuadrado equivalente para el tamaño del campo del colimador definido en el isocentro. De esta forma $S_c(r_c)$ es la relación entre la salida (es decir, la fluencia de energía) en el aire para un tamaño de campo determinado y la del tamaño de campo de referencia.
- $S_p(r_{z0})$, es el factor de dispersión del maniquí. La relación entre la dosis por MU a la profundidad de normalización para un tamaño de campo determinado en un maniquí de agua y la del tamaño de campo de referencia para la misma fluencia de energía incidente.
- $PDP_N(z, r, DFS)$, es la dosis de profundidad porcentual normalizada. La relación, expresada como porcentaje, entre la tasa de dosis en profundidad y la tasa de dosis en la profundidad de normalización en un maniquí de agua para un tamaño de campo y DFS determinados.
- $F_w(z, r_z, x)$, es el factor de cuña. La relación de la tasa de dosis en el punto de cálculo para un campo en cuña al del mismo campo sin cuña. La cuña puede ser un filtro físico o no (es decir, dinámico o virtual). Dependiendo del tipo y ángulo del modificador de cuña, F_w puede depender del ángulo de cuña, el tamaño del campo, la profundidad y la distancia fuera del eje.
- DFS_0 , es la distancia estándar fuente-superficie. La distancia a lo largo del eje central desde la fuente física hasta la superficie del paciente/maniquí en condiciones de normalización.
- ISF , es el factor que corrige la intensidad del haz por el inverso del cuadrado de la distancia, de esta forma $ISF = \left(\frac{DFS_0+z_0}{DFS+z}\right)^2$

El cálculo de las unidades monitor por lo general tiene en cuenta más términos como el factor TF que mide los efectos de bandeja del acelerador y el OAR (relación fuera del eje), que tiene en cuenta los efectos de las medidas fuera del eje central del haz. Debido a que estos efectos no son calculados en este trabajo, no se abordan estos factores.

ANEXO A. TABLAS DE RESULTADOS

Cuadro 7: Resultados de la prueba de linealidad de la cámara.

Dosis Prescrita (MU)	Carga Colectada (nC)
20	2,818
40	5,512
60	8,181
80	10,930
100	13,610
120	16,290
140	18,950
160	21,660
180	24,390
200	27,110
220	29,800
240	32,500
260	35,200
280	37,940
300	40,590
320	43,270
340	46,010
360	48,750
380	51,530
400	54,210
450	60,900
500	67,670
550	74,420
600	81,350
650	88,170
700	94,860
750	101,600
800	108,200
900	121,300
1000	134,300
1100	146,700
1500	199,900

Cuadro 8: Resultados de la prueba de independencia de dosis de la cámara.

6 MV								
UM/min	$M_1 (nC)$	$M_2 (nC)$	$M_3 (nC)$	$M_4 (nC)$	$M_5 (nC)$	$\bar{M} (nC)$	$\sigma (nC)$	$CV (\%)$
50	12,14	12,15	12,13	12,15	12,1500	12,1440	0,0080	0,0659
100	12,14	12,13	12,13	12,17	12,1500	12,1440	0,0150	0,1232
200	12,15	12,14	12,17	12,17	12,1900	12,1640	0,0174	0,1433
400	12,15	12,17	12,13	12,13	12,1300	12,1420	0,0160	0,1318
E = 10 MV								
50	13,7	13,7	13,71	13,72	13,7200	13,7100	0,0089	0,0652
100	13,72	13,72	13,72	13,72	13,7400	13,7240	0,0080	0,0583
200	13,7	13,71	13,72	13,74	13,7300	13,7200	0,0141	0,1031
400	13,73	13,73	13,71	13,71	13,7300	13,7220	0,0098	0,0714

Cuadro 9: Valores de dosis utilizados para la construcción del gráfico en la figura 27.

Lado del campo (cm)	$PDP_0 (\%)$ 6 MV	$PDP_0 (\%)$ 10 MV
5	30,86721	39,52284
7	32,47616	40,50505
10	33,41079	40,9764
12	35,49755	41,97332
15	36,96561	42,21694
17	37,58347	43,28733
20	38,89845	43,70947
25	39,25031	44,53782

Cuadro 10: Valores de dosis utilizados para la construcción del gráfico en la figura 28.

Lado del campo (cm)	$z_{max} (cm)$ 6 MV	$z_{max} (cm)$ 10 MV
5	1,495	2,21
7	1,254	2,29
10	1,51	1,9
12	1,515	1,84
15	1,484	1,867
17	1,356	1,813
20	1,4	2
25	1,255	1,757

Cuadro 11: Resultados de la pruebas geométricas de los tamaños de campo.

Tamaño del Campo: 5×5 (cm^2)		
Ángulo (θ)	Desplazamiento (mm)	Tolerancia (Desplazamiento < 2 mm)
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓
Tamaño del Campo: 7×7 (cm^2)		
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓
Tamaño del Campo: 10×10 (cm^2)		
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓
Tamaño del Campo: 12×12 (cm^2)		
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓
Tamaño del Campo: 15×15 (cm^2)		
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓
Tamaño del Campo: 17×17 (cm^2)		
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓
Tamaño del Campo: 20×20 (cm^2)		
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓
Tamaño del Campo: 25×25 (cm^2)		
0	1	✓
90	1	✓
270	1	✓

Cuadro 12: Resultados obtenidos de las pruebas mecánicas.

<i>Gantry</i>			
Indicador del Sistema (θ_s)	Indicador Mecánico (θ_m)	$ \theta_s - \theta_m $	Tolerancia ($ \theta_s - \theta_m < 1\theta$)
0	0	0	✓
90	89,7	0,3	✓
180	179,8	0,2	✓
270	269,8	0,2	✓
<i>Colimador</i>			
0	-0,5	0,5	✓
90	89,5	0,5	✓
180	179,4	0,6	✓
270	269,2	0,8	✓

Cuadro 13: Valores obtenidos para el cálculo de los factores de campo.

<i>E = 6 MV</i>				
Tamaño del Campo (cm^2)	\bar{M} (nC)	σ (nC)	CV (%)	Factor de campo
5x5	11,0067	0,0125	0,1133	0,9049
7x7	11,5800	0,0000	0,0000	0,9520
10x10	12,1640	0,0174	0,1433	1
12x12	12,5900	0,0082	0,0649	1,0350
15x15	12,9667	0,0094	0,0727	1,0660
17x17	13,1767	0,0047	0,0358	1,0833
20x20	13,4700	0,0000	0,0000	1,1074
25x25	13,7967	0,0047	0,0342	1,1342
<i>E=10 MV</i>				
5x5	12,6167	0,0170	0,1347	0,9193
7x7	13,2000	0,0082	0,0619	0,9618
10x10	13,7240	0,0136	0,0988	1
12x12	14,0867	0,0125	0,0885	1,0264
15x15	14,3067	0,1181	0,8257	1,0425
17x17	14,5733	0,0094	0,0647	1,0619
20x20	14,8000	0,0141	0,0956	1,0784
25x25	15,0767	0,0125	0,0827	1,0986

Cuadro 14: Valores obtenidos para el cálculo de los factores de cuña.

E = 6 MV					
Tamaño del Campo (cm^2)	Estado de Cuña	\bar{M} (nC)	σ (nC)	CV (%)	Factor de cuña
5x5	Con cuña	2,9670	0,0037	0,1261	0,26713685
	Sin cuña	11,1067	0,0189	0,1698	
7x7	Con cuña	3,1300	0,0008	0,0261	0,26828571
	Sin cuña	11,6667	0,0047	0,0404	
10x10	Con cuña	3,3440	0,0014	0,0423	0,27179626
	Sin cuña	12,3033	0,0047	0,0383	
12x12	Con cuña	3,4533	0,0024	0,0683	0,27320675
	Sin cuña	12,6400	0,0082	0,0646	
15x15	Con cuña	3,5993	0,0009	0,0262	0,27602249
	Sin cuña	13,0400	0,0082	0,0626	
17x17	Con cuña	3,6757	0,0042	0,1140	0,27782817
	Sin cuña	13,2300	0,0082	0,0617	
20x20	Con cuña	3,8190	0,0008	0,0214	0,28184502
	Sin cuña	13,5500	0,0082	0,0603	
25x25	Con cuña	3,9393	0,0034	0,0863	0,28367739
	Sin cuña	13,8867	0,0094	0,0679	
E = 10 MV					
5x5	Con cuña	3,5293	0,0026	0,0744	0,28077433
	Sin cuña	12,5700	0,0245	0,1949	
7x7	Con cuña	3,7110	0,0059	0,1587	0,28156297
	Sin cuña	13,1800	0,0082	0,0619	
10x10	Con cuña	3,9427	0,0024	0,0598	0,28611514
	Sin cuña	13,7800	0,0082	0,0593	
12x12	Con cuña	4,0560	0,0014	0,0349	0,2881364
	Sin cuña	14,0767	0,0047	0,0335	
15x15	Con cuña	4,1813	0,0024	0,0564	0,29124681
	Sin cuña	14,3567	0,0125	0,0869	
17x17	Con cuña	4,2730	0,0008	0,0191	0,29401376
	Sin cuña	14,5333	0,0047	0,0324	
20x20	Con cuña	4,3987	0,0046	0,1056	0,29794536
	Sin cuña	14,7633	0,0047	0,0319	
25x25	Con cuña	4,5253	0,0021	0,0454	0,3011535
	Sin cuña	15,0267	0,0125	0,0830	

Cuadro 15: Valores de calidad del haz $TPR_{20,10}$ y el factor k_Q , calculados por (ANDREO, 1992) para la cámara de ionización tipo farmer PTW 30010.

Calidad del haz $TPR_{20,10}$	Factor k_Q
1,004	0,50
1,003	0,53
1,001	0,56
0,999	0,59
0,997	0,62
0,994	0,65
0,990	0,68
0,988	0,70
0,985	0,72
0,981	0,74

Cuadro 16: Medidas realizadas para la comprobación entre el valor de dosis medido y el valor calculado en el SPT, para haces de fotones de 6 y 10 MV.

E= 6 MV				
Tamaño del Campo (cm^2)	\bar{M} (nC)	σ (nC)	CV (%)	D_{medida} (cGy)
5x5	27,2900	0,0082	0,0299	149,0300
8x8	27,3700	0,0163	0,0597	149,4669
10x10	36,5533	0,0287	0,0784	199,6169
15x15	36,5867	0,0170	0,0465	199,7989
20x20	36,6000	0,0141	0,0386	199,8717
E= 10 MV				
5x5	28,0433	0,0309	0,1102	151,8727
8x8	28,1767	0,0471	0,1673	152,5948
10x10	37,5100	0,0432	0,1152	203,1408
15x15	37,5200	0,0216	0,0576	203,1949
20x20	37,6033	0,0047	0,0125	203,6462

Cuadro 17: Resultados de la comprobación entre el valor de dosis medido y el valor calculado en el SPT, para haces de fotones de 6 y 10 MV.

E= 6 MV					
Tamaño del Campo (cm^2)	z (cm)	UM	D_{medida} (cGy)	D_{SPT} (cGy)	DP (%)
5x5	5	185	149,0300	150	0,6487
8x8	5	177	149,4669	150	0,3560
10x10	10	298	199,6169	200	0,1917
15x15	10	282	199,7989	200	0,1006
20x20	5	217	199,8717	200	0,0642
E= 10 MV					
5x5	5	175	151,8727	150	1,2407
8x8	5	168	152,5948	150	1,7150
10x10	10	274	203,1408	200	1,5581
15x15	10	263	203,1949	200	1,5848
20x20	5	210	203,6462	200	1,8066