



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Ingeniería

**Obtención de porcentajes de dosis
en profundidad y perfiles de dosis en campos
pequeños de fotones para validación de
radiocirugía.**

TESIS

Para obtener el título de:

Ingeniero Físico

Presentada por:

Fermín David Del Moral Morales

**Director de Tesis: Dra. Margarita Contreras
Padilla**

**Co-director de Tesis: M. en. C. Miguel Ángel
Pagnan González**

Querétaro, México
2025

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciante no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:



Atribución — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciante.



NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).



SinDerivadas — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.

Dedicado a:

Mi familia y pareja que me acompañaron en este camino.

Agradecimientos

- Primeramente quiero agradecer a mis padres, hermana y a mi pareja por todo el apoyo que me han brindado a lo largo de este camino. A mis padres, por darme la oportunidad de estudiar y escoger la carrera que yo quise, por siempre hacer sacrificios para que a mi hermana y a mí no nos faltara nada. A mi hermana, por ser mi mejor amiga y un gran ejemplo. A mi pareja, por motivarme todos los días para realizar mis sueños y nunca darme por vencido. Los amo demasiado.
- Al M. en C. Miguel Ángel Pagnan González, por ser mi mentor, director de este trabajo y por brindarme toda su confianza para poder introducirme en el mundo de la física médica además de siempre estar disponible y dispuesto para compartir sus conocimientos.
- A la Dra Lucero Gómez y Dra Margarita Contreras, miembros de mi sínodo y mis maestras en la universidad, que desde primer semestre me empezaron a formar como físico. Al Dr Arturo Medina, por aceptar ser parte de mi sínodo ya que con sus consejos y su conocimiento logré realizar un mejor trabajo. A mi sínodo, gracias por su tiempo y por sus aportaciones.
- Mi más sincero y profundo agradecimiento al Hospital Infantil Teletón de Oncología (HITO) y a todo el equipo de radioterapia, desde que me dieron la oportunidad de realizar mis practicas profesionales les he podido aprender muchísimo y a lo largo de estos años me han visto crecer como profesional abriéndome las puertas a esta impresionante área de la física. Gracias por brindarme su apoyo y enseñarme tanto.

Resumen

El presente trabajo de titulación tuvo como finalidad obtener porcentajes de dosis en profundidad (PDD), perfiles de dosis y factores de campo, para tamaños de campo de: $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$ conocidos como “campos pequeños”, siguiendo la metodología y recomendaciones del TRS-483. Las mediciones fueron realizadas en el Hospital Infantil Teletón de Oncología (HITO) usando un Acelerador Lineal Elekta-Synergy disparando haces de fotones de 4 MV, 6 MV y 10 MV, un diodo Razor de la marca IBA, un diodo Edge Detector de la marca Sun Nuclear y equipo dosimétrico IBA. Para los factores campo se obtuvieron a una distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm con un campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con ninguno de los dos diodos los factores de campo fueron mayores a 1 lo cual es lo deseado. La geometría de los PDD es la esperada de acuerdo al TRS-483 obteniendo una incertidumbre menor al 2% y en algunos casos cercanos al 0%. Para los perfiles se notó que la penumbra es mayor para los tamaños de campo más grandes y conforme el haz de fotones es más energético, la penumbra es más ancha debido a la cantidad de fotones dispersos y los electrones secundarios que viajan fuera del campo de tratamiento, para obtener un alto gradiente de dosis el ancho de la penumbra debería ser menor, de igual forma se aprecia que existe más planicidad en los tamaños de campo más grandes y ausencia de ésta para los tamaños de campo de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$. Se concluyó que al comparar ambos diodos no se ofrecen diferencias significativas por lo que son perfectamente capaces de ser usados para dosimetría de campos pequeños para validación de radiocirugía.

Palabras clave: Campos pequeños, radiocirugía, dosimetría, porcentajes de dosis en profundidad (PDD), perfiles de dosis, factores de campo.

Abstract

The purpose of this degree thesis was to obtain depth dose percentages (DDP), dose profiles and field factors, for field sizes of: $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$ known as “small fields”, following the methodology and recommendations of TRS-483. The measurements were performed at the Hospital Infantil Teletón de Oncología (HITO) using an Elekta-Synergy Linear Accelerator firing 4 MV, 6 MV and 10 MV photon beams, a Razor diode of the IBA brand, an Edge Detector diode of the Sun Nuclear brand and IBA dosimetric equipment. The field factors were obtained at a source-surface distance (SSD) of 100 cm with a reference field of $10 \times 10 \text{ cm}^2$, with neither of the two diodes, the field factors were greater than 1 which is desired. The geometry of the PDD is as expected according to the TRS-483 obtaining an uncertainty lower than 2% and in some cases close to 0%. For the profiles it was noticed that the penumbra is bigger for the larger field sizes and as the photon beam is more energetic, the penumbra is wider due to the amount of scattered photons and secondary electrons traveling outside the treatment field, to achieve a high dose gradient the width of the penumbra should be smaller, the same way it is appreciated that there is more flatness in the larger field sizes and absence of it for the field sizes of $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$. It was concluded that when comparing both diodes there are no significant differences, so they are perfectly capable of being used for dosimetry of small fields for radiosurgery validation.

Keywords: Small fields, radiosurgery, dosimetry, percent depth dose (PDD), dose profile, Output factor.

Índice

Agradecimientos	3
Resumen	4
Abstract	5
1. Introducción	12
1.1. Descripción del problema	12
1.2. Hipótesis	13
1.3. Objetivos	13
1.3.1. Objetivo General	13
1.3.2. Objetivos específicos	13
2. Fundamentación teórica	14
2.1. Estructura Atómica	14
2.2. Radiación	14
2.2.1. Radioactividad	15
2.2.1.1. Modos de Decaimiento	16
2.2.2. Ley de decaimiento radioactivo	16
2.2.2.1. Vida media	17
2.3. Interacción de fotones con la materia	18
2.3.1. Efecto fotoeléctrico	18
2.3.2. Efecto Compton	19
2.3.3. Creación de pares	20
2.4. Magnitudes dosimétricas y dosis de radiación	21
2.4.1. Magnitudes radiométricas	21
2.4.2. Magnitudes dosimétricas	22
2.5. Generadores de Radiación (Acelerador Lineal)	24
2.5.1. Funcionamiento básico	25
2.5.2. Principales componentes	26
2.5.2.1. Guía de ondas	26
2.5.2.2. Sistema de colimación	26
2.6. Radioterapia	27
2.6.1. Braquiterapia	29
2.6.2. Teleterapia	30
2.6.2.1. 3D	30
2.6.2.2. IMRT	30
2.6.2.3. VMAT	30
2.6.3. Radiocirugía	30
2.7. Campos pequeños	31
2.7.1. Equilibrio lateral de partícula cargada (LCPE)	31
2.7.2. Oclusión parcial de la fuente primaria	32
2.7.3. Tamaño del detector	34
2.8. Penumbra	34
2.9. Dosímetros	34
2.9.1. Propiedades de dosímetros	35

2.9.1.1.	Precisión y exactitud	35
2.9.1.2.	Dependencia de las características del haz	35
2.9.1.3.	Dependencia de la dirección de incidencia	35
2.9.1.4.	Conveniencia del método de lectura	35
2.9.1.5.	Resolución espacial y dimensiones físicas	36
2.9.2.	Dosímetros para campos pequeños	36
2.10.	Dosimetría relativa	38
2.10.1.	Factor de campo (OF)	38
2.10.2.	Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	39
2.10.3.	Perfiles de dosis	40
2.10.4.	Región de build up	40
2.10.5.	Planicidad y simetría del haz de fotones	40
3.	Materiales	42
3.1.	Acelerador Lineal	42
3.2.	Cámaras de ionización	42
3.2.1.	Cámara de ionización CC01	43
3.2.2.	Diodo Razor	44
3.2.3.	Detector Edge	45
3.2.4.	Características de los detectores	46
3.3.	Fantoma	47
3.4.	Instrumentos de medición	47
3.5.	Software	49
4.	Metodología	50
4.1.	Montaje experimental para diodos	53
4.2.	Condiciones experimentales	54
5.	Resultados	55
5.1.	Factores de campo (OF)	55
5.1.1.	Energía de 4 MV	55
5.1.2.	Energía de 6 MV	57
5.1.3.	Energía de 10 MV	59
5.2.	Porcentajes de dosis en profundidad (PDD)	61
5.2.1.	Energía de 4 MV	61
5.2.2.	Energía de 6 MV	64
5.2.3.	Energía de 10 MV	67
5.3.	Perfiles de dosis	70
5.3.1.	Energía de 4 MV	70
5.3.2.	Energía de 6 MV	71
5.3.3.	Energía de 10 MV	72
6.	Conclusiones	74
	Referencias	75

Índice de figuras

1.	Estructura Atómica [32]	14
2.	La radiación no ionizante y la ionizante tienen diferentes longitudes de onda y su relación con su energía.[17]	15
3.	ley de decaimiento radioactivo. [32]	17
4.	Representación del efecto fotoeléctrico. [28]	19
5.	Representación del efecto Compton. [28]	20
6.	Representación del efecto Creación de pares. [28]	20
7.	Regiones de predominio relativo de las tres formas principales de interacción de fotones con la materia. [22]	21
8.	Esquema de los componentes de un acelerador.[10]	25
9.	Esquema de una guía de ondas. [10]	26
10.	Imagen de referencia de un Colimador de hojas múltiples (MLC). [29]	27
11.	Ilustración de los colimadores de un linac. [26]	28
12.	Representación de equilibrio lateral de partícula cargada (LCPE). [8]	32
13.	Oclusión de la fuente de fotones. [5]	32
14.	Efecto de la superposición de penumbras sobre el FWHM del perfil del haz lateral para campos pequeños. [5]	33
15.	Perfil de dosis para un campo convencional. (B) Perfil de dosis para campos pequeños. [8]	34
16.	Película radiocrómica	37
17.	Ejemplo ilustrado de factores de campo medidos a una profundidad de 10 cm y un SSD de 100 cm	39
18.	Planicidad de un haz de fotones. [14]	40
19.	Simetría de un haz de fotones. [14]	41
20.	Acelerador lineal del HITO	42
21.	Geometría y dimensiones de la cámara de ionización CC01. [7]	44
22.	Cámara de ionización tipo “Pin-Point” CC01	44
23.	Esquema del detector de diodos Razor	45
24.	Detector tipo diodo Razor	45
25.	Detector Edge 1118	46
26.	Fantoma del HITO	47
27.	Termómetro y barómetro.	48
28.	Electrómetro de la marca IBA	48
29.	software myQA	49
30.	Planilla ajustada para la adquisición de datos	49
31.	Montaje del Common Control Unit (CCU)	50
32.	Montaje de las cámaras de ionización.	51
33.	Superficie del agua a una SSD de 100 cm	52
34.	Cámara de campo alineada con la superficie del agua.	52
35.	Control del fantoma.	53
36.	Posicionamiento de los diodos	54
37.	Comparación de factores de campo obtenidos mediante dos diodos, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.	57
38.	Comparación de factores de campo obtenidos mediante dos diodos, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.	58

39.	Comparación de factores de campo obtenidos mediante dos diodos, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.	60
40.	PDD's obtenidos mediante el diodo Razor, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.	61
41.	PDD's obtenidos mediante el diodo Edge Detector, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.	62
42.	Comparación de PDD obtenidos mediante diodo Razor vs diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.	63
43.	PDD's obtenidos mediante el diodo Razor, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.	64
44.	PDD's obtenidos mediante el diodo Edge Detector, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.	65
45.	Comparación de PDD obtenidos mediante diodo Razor vs diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.	66
46.	PDD's obtenidos mediante el diodo Razor, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.	67
47.	PDD's obtenidos mediante el diodo Edge Detector, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.	68
48.	Comparación de PDD obtenidos mediante diodo Razor vs diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.	69
49.	Perfil obtenido mediante diodo Razor para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.	70
50.	Perfil obtenido mediante diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.	71
51.	Perfil obtenido mediante diodo Razor para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.	71
52.	Perfil obtenido mediante diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.	72
53.	Perfil obtenido mediante diodo Razor para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.	73
54.	Perfil obtenido mediante diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.	73

Índice de tablas

1.	Propiedades físicas de las partículas: electrón, protón y neutrón. (VEYRON, 2023)[32]	14
2.	Resumen de interacción de fotones con la materia (Mostazo, 2013) .	21
3.	Conversión de Unidades dosimétricas (Valente, 2019)	24
4.	Radionucleidos utilizados en braquiterapia (Organismo Internacional de Energía Atómica[IAEA], 2017)[19]	29
5.	Detectores más usado según funcionalidad y respuesta a la radiación (Luis Brualla, 2015)[3].	36
6.	Características de los detectores	46
7.	Condiciones para adquisición experimental	54
8.	Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 4 MV con el diodo Razor	56
9.	Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 4 MV con diodo Edge Detector	56
10.	Comparación de Factores de campo usando diodos, para tamaños de campo pequeños para energía de 4MV	56
11.	Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 6 MV con el diodo Razor	57
12.	Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 6 MV con diodo Edge Detector	58
13.	Comparación de Factores de campo usando diodos, para tamaños de campo pequeños para energía de 6MV	58
14.	Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 10 MV con el diodo Razor	59
15.	Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 10 MV con diodo Edge Detector	59
16.	Comparación de Factores de campo usando diodos, para tamaños de campo pequeños para energía de 10MV	60
17.	Incertidumbres obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 4 MV con el diodo Razor	62
18.	Incertidumbre obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 4 MV con el diodo Edge Detector	63
19.	Incertidumbre obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 6 MV con el diodo Razor	64
20.	Incertidumbre obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 6 MV con el diodo Edge Detector	65
21.	Incertidumbres obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 10 MV con el diodo Razor	68
22.	Incertidumbres obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 10 MV con el diodo Edge Detector	69

Índice de abreviaturas

AAPM	American Association of Physicists in Medicine.
Bq	Becquerel
CCU	Common Control Unit
Ci	Curie
FWHM	Full Width at Half Maximum
Gy	Gray
HITO	Hospital Infantil Teletón de Oncología
IAEA	International Atomic Energy Agency
IMRT	Radioterapia de Intensidad Modulada, Intensity-modulated radiation therapy
LCPE	Equilibrio Lateral de Partícula Cargada, Lateral Charged Particle Equilibrium
LINAC	Acelerador Lineal de electrones, Linear Accelerador.
MLC	Colimador de multihojas, multileaf collimator
OF	Factores de campo, Output Factor
PDD	Porcentaje de dosis en profundidad, Percentage Depth Dose
RF	Radiofrecuencia
SBRT	Radioterapia estereotáctica de cuerpo, Stereotactic Body Radiation Therapy
SRS	Radiocirugía estereotáctica, Stereotactic radiosurgery
SSD	Distancia fuente-superficie, Source-Surface Distance
Sv	Sievert
TC	Tamaño de Campo
TRS	Technical Reports Series
UM	Unidades Monitor
VMAT	Radioterapia de Arcos Volumétricos Modulados, Volumetric Modulated Arc Therapy

1. Introducción

Existen tres modalidades principales para el tratamiento de patologías oncológicas: quimioterapia, cirugía y radioterapia. Donde la radioterapia utiliza radiación ionizante y se divide en braquiterapia y teleterapia esta última es la más utilizada. Gracias a los constantes avances tecnológicos que han ocurrido en los últimos años ha sido posible el desarrollo de máquinas de tratamiento como el acelerador lineal de uso clínico (LINAC) el cual permite brindar tratamientos con distintas técnicas las cuales han evolucionado con el tiempo logrando actualmente generar campos de tratamiento pequeños (< 5 cm). En años recientes ha existido una creciente necesidad de la implementación de tratamientos con campos pequeños como lo es la radiocirugía (Intracraneal y Extracraneal). Especialmente en la radiocirugía es necesario una máxima precisión, conformación de la lesión y adaptabilidad de la técnica al paciente y a la lesión, donde se busca una mínima o nula toxicidad.

Con el propósito de disminuir las fuentes de error se debe de planificar y llevar a cabo cálculos y mediciones de radiación lo cual se denomina como dosimetría en un servicio de atención clínica de radioterapia, con el cual se busca un óptimo control de calidad tanto en el equipo como en los tratamientos, la dosimetría, constituye una tarea sumamente importante de la actividad profesional del Físico Médico. Es fundamental la correcta comprensión de los fenómenos físicos implicados para evitar los riesgos asociados.

Para realizar una correcta dosimetría es necesario el uso de equipo y dispositivos que detecten y principalmente que midan la dosis depositada en un material. Estos dispositivos se les conoce como dosímetros de uso clínico. Debido a que existen una gran variedad de dosímetros, se dificulta la elección para realizar una óptima dosimetría en campos pequeños por lo que es indispensable una correcta revisión de protocolos internacionales de dosimetría como lo pueden ser los Task Group de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) o los reportes técnicos de la Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA).

1.1. Descripción del problema

La radioterapia es un proceso donde se emplean distintos métodos y técnicas para llevar a cabo un plan de tratamiento, en los cuales se ven involucrados distintos sistemas y algoritmos por lo que es inevitable la existencia de posibles fuentes de error.

Especialmente en la radiocirugía es necesario una máxima precisión, conformación de la lesión, adaptabilidad de la técnica al paciente y a la lesión, donde se busca una mínima o nula toxicidad. [9]

Al llevar a cabo un riguroso control de calidad se puede garantizar la calidad de los tratamientos y la seguridad de los pacientes, teniendo mínimos efectos secundarios o secuelas en el paciente. Así mismo se debe asegurar que la dosis terapéutica alcanza los valores prescritos por el radioncólogo.

Los avances en radioterapia han provocado un aumento en el uso de haces pequeños utilizados en distintos tratamientos de radioterapia como la radiocirugía. Estos tratamientos de radioterapia se realizan no solo con máquinas especializadas y dedicadas como TomoTherapy, CyberKnife o Gamma Knife, sino también con aceleradores convencionales.

En algunos centros de radioterapia se han producido accidentes debido al uso de métodos y procedimientos recomendados en códigos de práctica para tamaños de campos convencionales, los cuales no son aplicables a campos pequeños.

1.2. Hipótesis

Es posible realizar una correcta dosimetría de campos pequeños para radiocirugía usando el detector y equipo para la adecuada calibración. Obteniendo factores de campo menores a uno, PDDs con un error menor al 2% y perfiles de dosis con mayor simetría y aplanado para campos mayores a $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Permitiendo un tratamiento óptimo para pacientes garantizando una apropiada administración de la dosis de acuerdo al reporte técnico número 483 de la IAEA.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Obtener Porcentajes de dosis en profundidad (PDD) y perfiles de dosis en campos pequeños usando detectores tipo diodo, para la correcta entrega de la dosis en radiocirugía estereotáctica intracraneal (SRS) usando como referencia el reporte técnico número 483 de la IAEA y el Task Group 155 de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

1.3.2. Objetivos específicos

1. Comprender conceptos físicos relacionados con la radioterapia y dosimetría de campos pequeños, para así conocer el motivo de su tratamiento especial.
2. Conocer y describir los dosímetros y equipamiento necesario para la realización de la dosimetría.
3. Realizar mediciones dosimétricas con diferentes detectores para examinar y comparar resultados con el Task Group 155 de la AAPM y el reporte técnico 483 de la IAEA, para otorgar una correcta dosis en el tratamiento de radiocirugía y con esto adquirir experiencia en el campo de la dosimetría.

2. Fundamentación teórica

2.1. Estructura Atómica

Una forma simple de ver la estructura atómica es considerando que el núcleo está rodeado por una nube electrónica, como se puede ver en la Figura 1. [32]. El núcleo está formado a su vez, de partículas subatómicas conocidas como protones (tienen carga positiva, p^+) y neutrones (carga neutra, n^0). Por otro lado, los electrones (carga negativa, e^-) viajan alrededor del núcleo atómico según a su energía. [22]

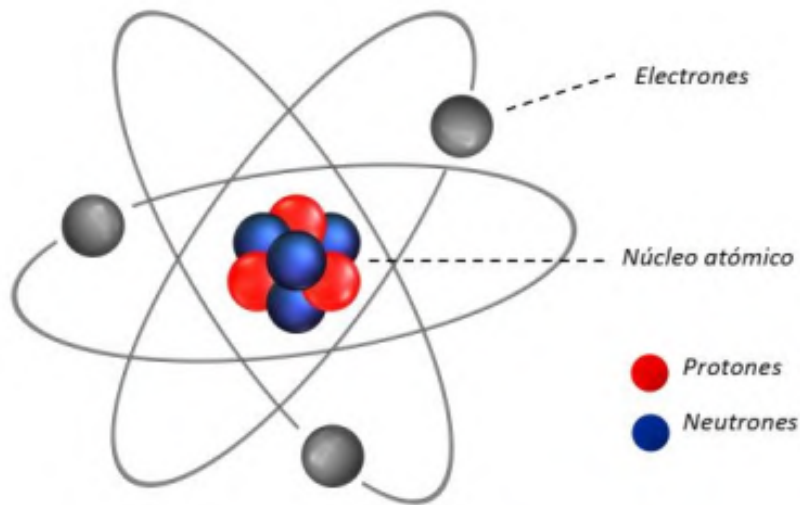


Figura 1: Estructura Atómica [32]

Tabla 1: Propiedades físicas de las partículas: electrón, protón y neutrón. (VEYRON, 2023)[32]

Nombre	Símbolo	Masa (kg)	Carga eléctrica (e)
Electrón	e^-	$9,1093 \times 10^{-31}$	-1
Protón	p	$1,6726 \times 10^{-27}$	+1
Neutrón	n	$1,6749 \times 10^{-27}$	0

2.2. Radiación

La radiación es flujo o corrientes de partículas microscópicas su propagación es por medio de ondas electromagnéticas. Estas partículas se comportan simultáneamente como partículas y ondas [23]. Estamos expuestos a ella en nuestra vida cotidiana. Por ejemplo; el sol, los microondas y las radios son de las fuentes de radiación más conocidas. [17]

Las radiaciones electromagnéticas están conceptualizadas como ondas dentro de la física clásica y con base a las Ecuaciones de Maxwell su principio teórico quedó

establecido. [23]

La radiación se clasifica en dos tipos:

- **Radiación no ionizante:** la cual es de una intensidad menor, donde su energía no es suficiente para desprender electrones de los átomos o moléculas que forman la materia.
- **Radiación ionizante:** es capaz de desprender electrones de los átomos o moléculas. Cuando esta radiación interactúa con la materia se producen alteraciones a nivel atómico.

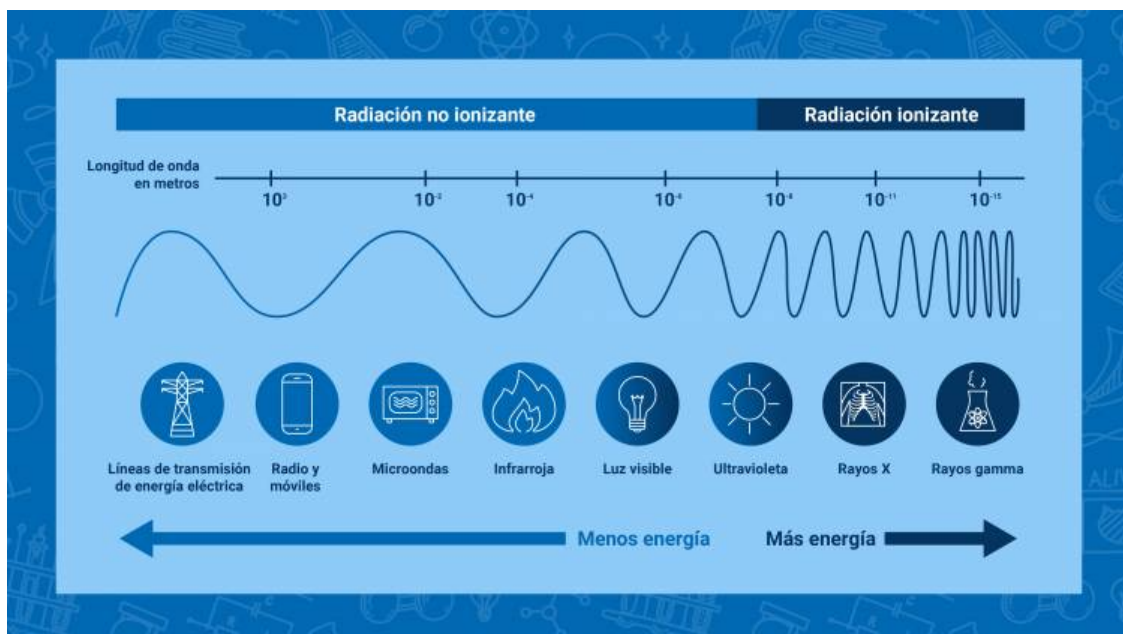


Figura 2: La radiación no ionizante y la ionizante tienen diferentes longitudes de onda y su relación con su energía.[17]

2.2.1. Radioactividad

La radiactividad consiste en que los núcleos de algunos compuestos son inestables y se desintegran convirtiéndose en otros núcleos más estables, en el proceso de desintegración el átomo emite radiación, motivo por el cual se le conoce como radiactivo o radionúclido. Los átomos radiactivos pueden ser naturales o creados artificialmente. [32]

La radiación emitida por los compuestos radiactivos puede ser tanto natural como artificial y se dividen como radiación alfa (α), beta (β) y gamma (γ). [23]

2.2.1.1 Modos de Decaimiento

- **Decaimiento alfa (α):** se presenta, generalmente, en elementos más pesados que el bismuto. La cual consiste en la emisión de partículas alfa formadas por dos protones y dos neutrones, lo que se tiene como resultado un núcleo de Helio.
Debido a que es relativamente grande, esta partícula interactúa fácilmente con la materia por lo que tiene un poco poder de penetración.
- **Decaimiento beta negativa (β^-):** se presenta, generalmente, en núcleos de menor peso atómico que el bismuto. La cual es la emisión de partículas betas que son un electrón. Las partículas beta son muy pequeñas comparadas con las partículas alfa por lo que pueden viajar varios metros.
- **Decaimiento beta positivo (β^+):** La emisión de betas positivas son también conocidas como positrones. Las características de estas partículas con las mismas que las betas negativas con la diferencia que su carga eléctrica es positiva.
- **Decaimiento gamma (γ):** se presenta en núcleos con un nivel energético excitado provocando una liberación de exceso de energía por medio de un fotón. El número atómico y la masa atómica del núcleo no se ve alterada. [32]

2.2.2. Ley de decaimiento radioactivo

Cuando un núcleo individual se transforma en otro emitiendo radiación, se denomina que decae el núcleo. La tasa de decaimiento es proporcional al número de núcleos originales N en una sustancia su cambio en el tiempo será directamente proporcional al número de átomos presentes en el principio.

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (1)$$

Donde λ es denominada como la constante de decaimiento radioactivo. El signo negativo indica que el número de átomos radiactivos va disminuyendo con el tiempo.

La solución de la ecuación es:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2)$$

Donde:

- N_0 : número inicial de átomos radiactivos.
- $N(t)$: número de átomos radiactivos presentes al tiempo t .
- λ constante de decaimiento.

El número total de núcleos al principio decrece rápidamente, y luego decrece más lento.

En el Sistema Internacional la actividad se mide en desintegraciones por segundo (dps) cuya unidad se conoce como Becquerel (Bq). Anteriormente se utilizaba el Curie (Ci). [32]

$$1Ci = 3,7 \times 10^{10} Bq(dps)$$

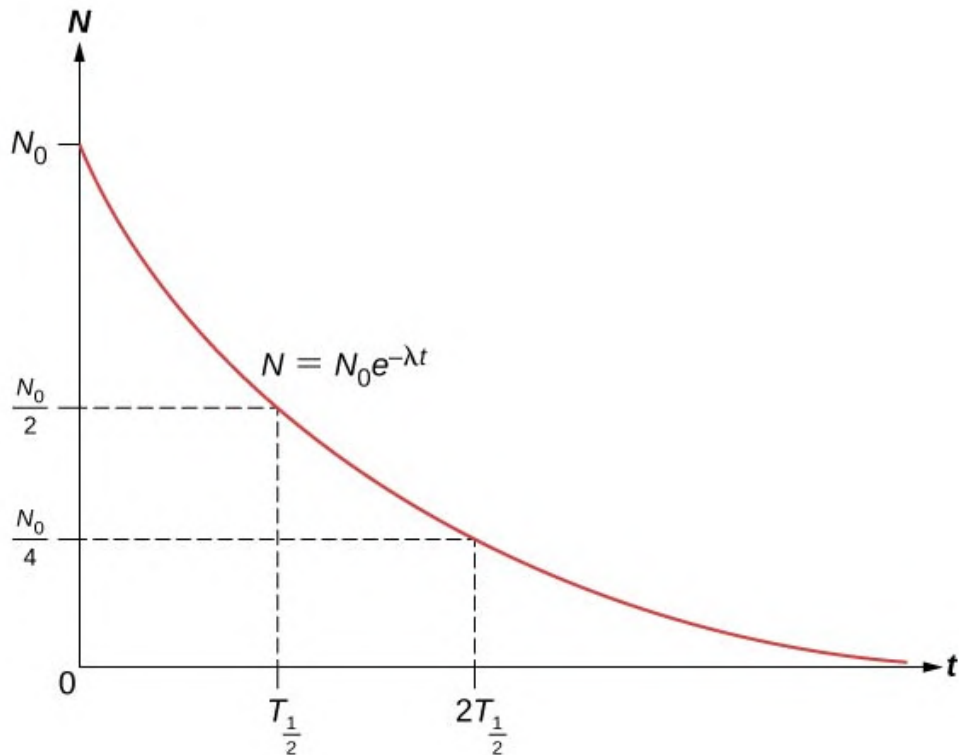


Figura 3: ley de decaimiento radioactivo. [32]

2.2.2.1 Vida media

La vida media $T_{1/2}$ es el tiempo para que la actividad de cualquier muestra radiactiva disminuya a la mitad de su valor inicial. Por lo tanto, el número de núcleos radioactivos que restan después de un número entero (n) de vidas medias es: [32]

$$N = \frac{N_0}{2^n} \quad (3)$$

La solución de la ecuación es:

$$\lambda = \frac{0,693}{T_{1/2}} \quad (4)$$

Cuando la constante de decaimiento radioactivo es grande, entonces la vida media es chica, y viceversa.

2.3. Interacción de fotones con la materia

Los fotones son partículas que no tienen carga ni masa, la interacción entre fotones y la materia ocurre a través de colisiones separadas, sin que ocurran otras interacciones entre dos colisiones.

Un fotón que viaja a través de la material interactuará con los átomos y núcleos del medio mediante diferentes mecanismos y, en algunos casos, transferirá energía en el proceso. El comportamiento y tipo de estas interacciones dependerá de la energía del fotón $h\nu$, su polaridad, y las propiedades físicas de la materia sobre la que viaja. Las interacciones con fotones pueden darse con electrones de capas lejanas al núcleo, débilmente ligado o con electrones fuertemente ligados al núcleo (capas internas) [22]. Para el campo de la medicina, es fundamental comprender y conocer este tipo de procesos para entender los procesos de generación de imágenes, depósito de energía, daño a los tejidos, etc. [31]

Cuando un haz de fotones incide sobre una lámina de material, los fotones interactúan electromagnéticamente con los electrones de los átomos del material mediante varias mecánicas. [23] Los principales procesos de colisiones son el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la creación de pares electrón-positrón. [30]

2.3.1. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico ocurre cuando tiene lugar una interacción entre un fotón y un átomo, representado por uno de sus electrones de las capas internas del átomo suficientemente ligado. El fotón le da toda su energía al electrón con el que colisiona ocasionando que el fotón desaparezca. El resultado de una interacción fotoeléctrica es la dispersión de electrones (fotoelectrones). [14] [31]

Dicho de otra manera, al incidir un haz de fotones sobre un metal los electrones son expulsados fuera de él con una determinada energía. Estos electrones emitidos son conocidos como fotoelectrones. [22]

Al no haber radiación dispersa, las imágenes radiológicas presentan un alto contraste lo cual ayuda a diferenciar las estructuras en el organismo. [28]

La siguiente ecuación representa la energía con la que es expulsado el electrón:

$$E_e = E_f - E_b \quad (5)$$

Donde:

- E_e : energía cinética del electrón que sale del átomo.
- E_f : energía del fotón incidente.
- E_b : energía de amarre del electrón en esa capa.

Como consecuencia de la expulsión del electrón, queda un hueco en capa donde estaba el electrón, la cual es ocupada por alguno de los electrones de las capas más externas, emitiendo energía en el proceso en forma de rayos X característicos.

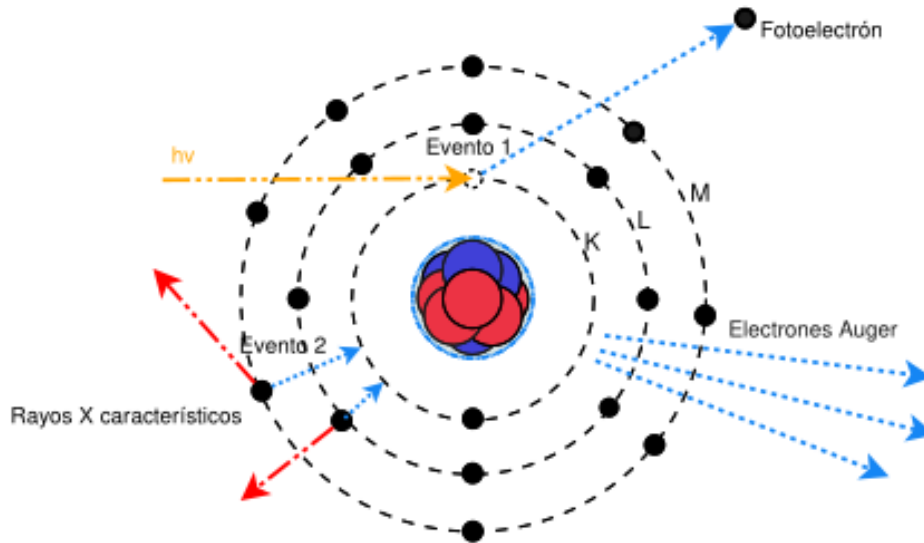


Figura 4: Representación del efecto fotoeléctrico. [28]

2.3.2. Efecto Compton

La Dispersión Compton se presenta al interaccionar el fotón incidente con uno de los electrones de la capa más externa del átomo. Es una colisión cuando se produce de manera directa una transferencia de energía proveniente del fotón incidente al electrón que es impactado. [31]

No desaparece el fotón sino que se genera un fotón secundario cuya energía es menor. La energía del fotón primario que incidió se reparte entre el electrón Compton y el fotón generado, el reparto no es igual y depende de la energía del fotón primario, cuando la energía del fotón primario es baja gran parte de la energía la recibirá el fotón secundario. Los átomos pueden quedar excitados o ionizados de acuerdo a la energía adquirida por el electrón. [23]

Esta radiación dispersa provoca ruido de fondo y deteriora el contraste en las imágenes radiológicas. Este proceso se diferencia con la dispersión elástica de la radiación porque en este caso la longitud de onda del fotón dispersado depende del ángulo de dispersión. [28]

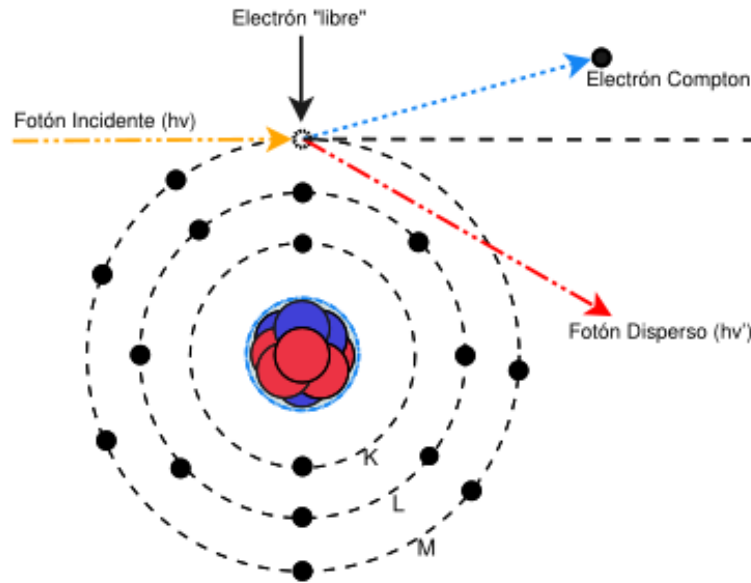


Figura 5: Representación del efecto Compton. [28]

2.3.3. Creación de pares

El efecto de creación de pares ocurre con fotones de alta energía. El fotón desaparece en el campo del núcleo e invierte su energía para crear un electrón y un positrón que es su antipartícula. [30] Cuando ha sido frenado casi por completo, el positrón se combina con un electrón libre generando una reacción de aniquilación. Dos fotones de aniquilación son emitidos en direcciones opuestas, cada uno con una energía de 0.511 MeV. Para que este fenómeno tenga lugar, la energía del fotón incidente debe ser igual o mayor a 1.02 MeV. La mayor probabilidad de que ocurra se presenta con una energía de rayos gamma que supera los 10 MeV, y en un material con un elevado número atómico.

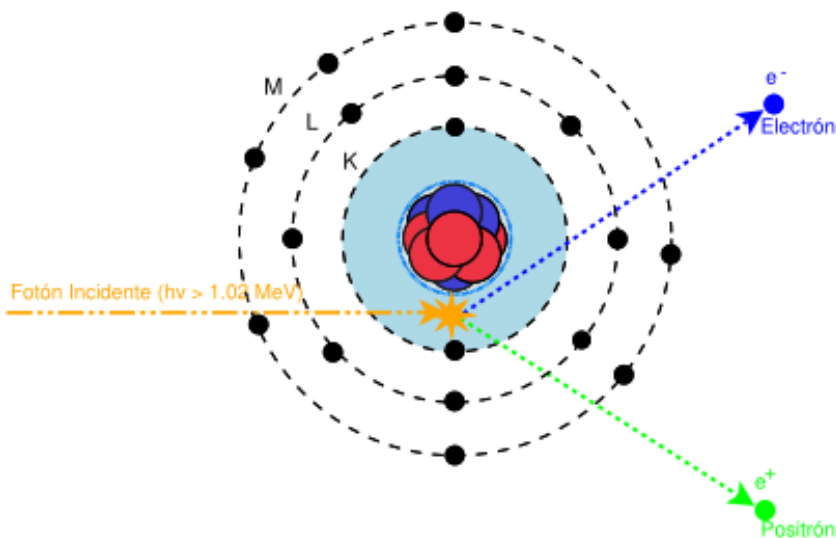


Figura 6: Representación del efecto Creación de pares. [28]

En la Tabla 2 se puede ver un resumen de lo antes mencionado:

Tabla 2: Resumen de interacción de fotones con la materia (Mostazo, 2013)

Efecto	Rango de energía	El fotón
Fotoeléctrico	10 keV - 900 keV	Es absorbido y sale un e^-
Compton	100 keV - 10 MeV	Es desviado por un e^- libre
Creación de pares	>10 MeV	Es absorbido apareciendo e^-, e^+

La Figura 7 muestra las regiones donde más predominan los tres efectos más importantes con $h\nu$ y Z como parámetros, donde: el efecto fotoeléctrico predomina en donde la energía del fotón es baja, el efecto Compton predomina en energías intermedias y la producción de pares a energías fotónicas altas.

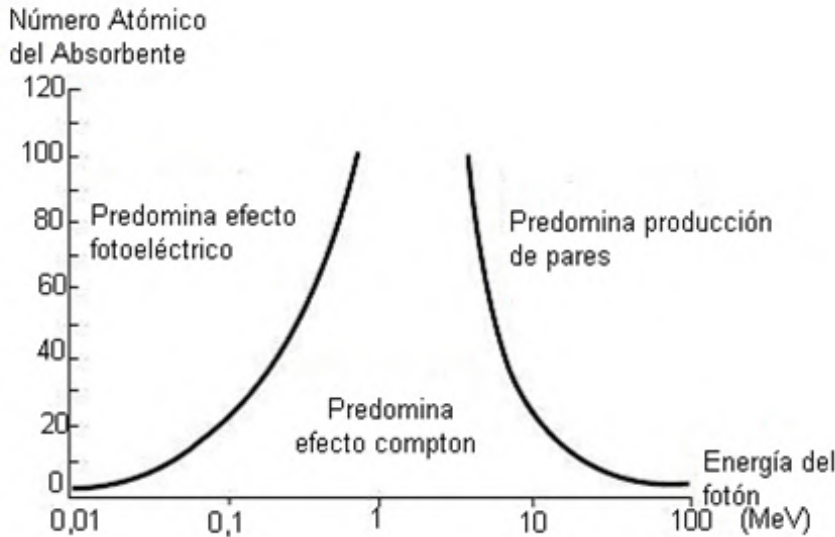


Figura 7: Regiones de predominio relativo de las tres formas principales de interacción de fotones con la materia. [22]

2.4. Magnitudes dosimétricas y dosis de radiación

En el área de la física médica existe el campo de la dosimetría la cual es considerada de las más importantes, puesto que proporciona los fundamentos para entender y analizar de manera cuantitativa los procesos de interacción de la radiación con la materia, a través de cálculos analíticos. [31] Los efectos que producen las radiaciones en un medio vivo o inanimado dependen de la cantidad de radiación absorbida por el medio. Para cuantificar las radiaciones se usan varias magnitudes físicas con sus correspondientes unidades. [30].

2.4.1. Magnitudes radiométricas

Las principales magnitudes usadas en radiometría son: [24]

- **Número de partícula (N)** : La cantidad de partículas emitidas, transferidas o recibidas. Unidad: 1.
- **Flujo de partículas (\dot{N})**: Es el cambio en el número de partículas del haz de radiación en un lapso de tiempo determinado. Unidad s^{-1}

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (6)$$

- **Energía Radiante (R)**: Es la energía emitida, transferida o recibida. Unidad: J.
- **Flujo de Energía (\dot{R})**: Incremento de energía en un lapso de tiempo. Unidad: W

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (7)$$

2.4.2. Magnitudes dosimétricas

Las magnitudes dosimétricas, que se seleccionan para brindar una medida física que establezca una correlación con los efectos reales o probables, son resultados de magnitudes radiométricas y coeficientes de interacción.

La radiación interactúa con la materia en un conjunto de procesos en los que la energía de las partículas se transforma y finalmente se deposita en la materia. [24] [28]

- **Kerma (K)**: Acrónimo en inglés de: energía cinética liberada por unidad de masa (**K**inetic **E**nergy **R**elased per unit **M**ass). Es la suma de las energías cinéticas iniciales transferida por los fotones de rayos X a cada uno de los electrones ionizados liberados en un material de masa m . Unidad $\frac{J}{kg} = 1Gy$

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (8)$$

- **Tasa de Kerma, (\dot{K})**: Es la relación del incremento de Kerma en un intervalo de tiempo dt . Unidad $\frac{J}{kg \cdot s} = 1 \frac{Gy}{s}$.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (9)$$

- **Exposición (χ)**: se refiere al valor absoluto de la carga total producida por los iones que tienen el mismo signo en el aire, cuando todos los negatrones y positrones liberados por los fotones en una masa dm de aire han sido detenidos por totalidad en el seno de aire. Unidad $\frac{C}{kg}$.

$$\chi = \frac{dQ}{dm} \quad (10)$$

- **Tasa de exposición ($\dot{\chi}$):** Es el incremento de exposición en un lapso de tiempo dt . Unidad $\frac{C}{kg \cdot s}$.

$$\dot{\chi} = \frac{d\chi}{dt} \quad (11)$$

- **Cema (C):** Acrónimo en inglés de: energía convertida por unidad de masa (**C**onverted **E**nergy per **M**ass). Es la energía transmitida por los electrones, exceptuando los electrones secundarios, causado por las colisiones con electrones en un diferencial de masa dm de un material. Unidad $\frac{J}{kg} = 1Gy$.

$$C = \frac{dE_C}{dm} \quad (12)$$

- **Tasa de cema (\dot{C}):** Es el aumento de cema en un lapso de tiempo dt . Unidad $\frac{J}{kg \cdot s}$.

$$\dot{C} = \frac{dC}{dt} \quad (13)$$

- **Depósito de energía:** Es la energía almacenada en una sola interacción. Unidad: J .

$$\epsilon_i = \epsilon_{in} - \epsilon_{out} + Q \quad (14)$$

Donde:

- ϵ_i : Energía depositada en el punto de traspaso, la zona donde se pierde la energía cinética de una partícula ionizante.
 - ϵ_{in} : Energía de la partícula ionizante incidente.
 - ϵ_{out} : Suma de las energías de las partículas que dejan la interacción.
 - Q : Diferencia en las energías estáticas de las partículas que se ven involucradas en la interacción.
- **Dosis absorbida:** Se refiere como el volumen de energía que se absorbe por unidad de masa.

$$D = \frac{\text{Energía}}{\text{Masa}} \quad (15)$$

La unidad es el Gray (Gy) el cual es equivalente a:

$$1Gy = 1 \frac{J}{kg}$$

En el área de la dosimetría, el Gy es muy grande por lo que normalmente se usa el cGy. La dosis absorbida es una magnitud meramente física de la dosis de radiación, sin considerar sus efectos biológicos, dado que estos efectos dependen en cierta manera del tipo de radiación y en la otra cuál órgano o tejido que reciba dicha radiación. [23]

- **Dosis equivalente:** Representa una dosis que es proporcional al efecto biológico de la energía absorbida de la radiación. Se define como:

$$H = W_R D$$

Su unidad de medida es el 1 Sievert (Sv) físicamente igual al Gy.

Donde W_R contempla la afección biológica que provoca la radiación que se considera. [23]

- **Dosis efectiva:** Hay órganos que son capaces de absorber una determinada cantidad de radiación y esta misma dosis puede producir mayores efectos ya sean buenos o malos para otros órganos [23]

En la Tabla 3 se muestran algunas de las unidades de dosimetría usadas en la física médica.

Tabla 3: Conversión de Unidades dosimétricas (Valente, 2019)

Cantidad	Unidad SI	Unidad tradicional
Energía	1 Joule (J)	$6,24 \cdot 10^{18}$ (eV)
Dosis Absorbida	1 Gray (Gy)	100 rad
Exposición	1 C/kg	3876 Roentgen
Dosis Equivalente	1 Sievert (Sv)	100 rems

El Sv es también la unidad de dosis efectiva y normalmente se usa el mSv. Cuando se restringe la dosis absorbida por órganos en específico se utiliza la magnitud dosis equivalente H, en tanto que para restringir la dosis que una persona recibe en su totalidad se utiliza la dosis efectiva E. [23]

2.5. Generadores de Radiación (Acelerador Lineal)

Los Aceleradores Lineales (linac) médicos son aceleradores cíclicos que aceleran electrones hasta altas energías de entre 4 y 25 MeV, utilizando campos noconservativos de radiofrecuencias (RF) de microondas. Estas unidades son capaces de emitir varias energías de electrones y de fotones (Rayos X RX) esto permite seleccionar la energía que sea mejor para cada tratamiento. [10] [29]

Existen aceleradores diseñados unicamente para generar Rayos X y otros, capaces de emitir tanto fotones como electrones. Los primeros suelen tener energías

bajas de RX, por otro lado los segundos normalmente tienen varias energías en el rango de megavoltaje. [29]

Los equipos del linac de alta energía más modernos y comunes brindan 3 energías de fotones y varias energías de electrones, por ejemplo: 4, 6, 9, 12 y 18 MeV. Usualmente los linacs son construidos en montaje isocéntrico y el sistema de operación se encuentran en diferentes componentes: [10] [29]

- Gantry (brazo rotatorio).
- Pie de gantry o soporte.
- Gabinete modulador.
- Mesa para tratar al paciente.
- Consola y control del equipo.

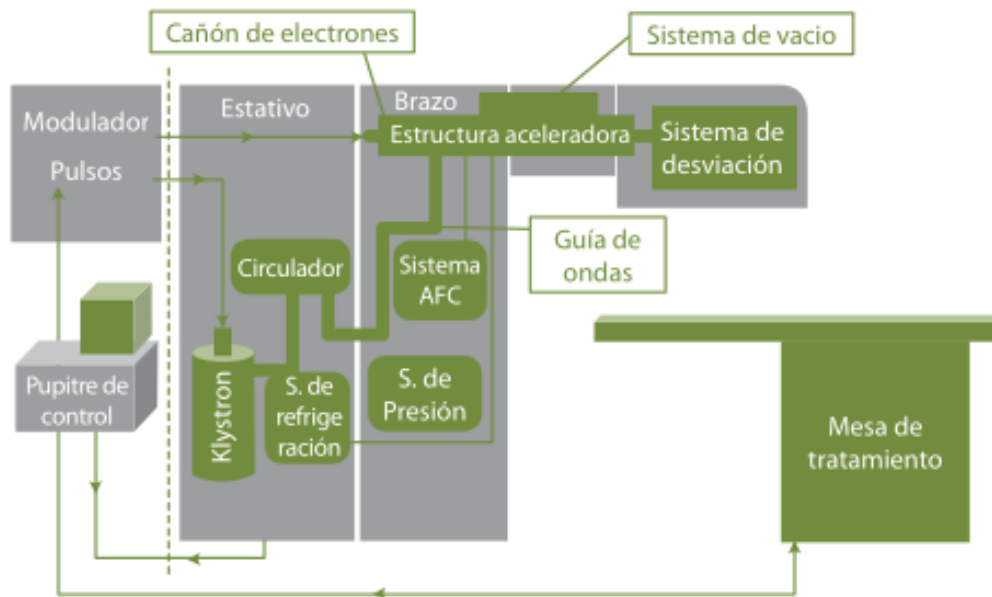


Figura 8: Esquema de los componentes de un acelerador.[10]

2.5.1. Funcionamiento básico

En un linac los electrones son generados desde un cátodo incandescente (efecto termoiónico) para luego ser acelerados por un campo electromagnético hacia el ánodo.[28] El sistema que inyecta a los electrones o cañón (“electron gun”) impulsa a los electrones en la sección de aceleración donde está la guía de ondas aceleradora, ahí los electrones son acelerados donde siguen trayectorias lineales (rectas). Los electrones viajan, una y otra vez (hacia adelante y hacia atrás) en una trayectoria lineal bajo un diferencial de potencial (relativamente baja). [10] [29] La guía está separada en varios huecos de resonancia al vacío para no disminuir la energía cinética de los electrones donde el campo eléctrico oscila generando paquetes de

electrones en fase, es decir, cada paquete al entrar a cada hueco encuentra el campo eléctrico a favor para seguir acelerando a lo largo de la guía de onda hasta llegar al 99 % de la velocidad de la luz. Posteriormente este haz de electrones se introduce en un campo magnético que gira el haz a 90° o 270° para después colisionar en un blanco para producir el haz de fotones para uso clínico. [28]

2.5.2. Principales componentes

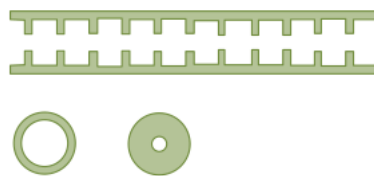
Los principales componentes involucrados en la generación del haz de fotones

- Sistema productor de radiofrecuencias.
- Sistema de inyección.
- Guía de onda para aceleración.
- Sistema de transporte del haz.
- Sistema de colimación y control del haz.
- Sistemas auxiliares (vacío, refrigeración, etc.).

Las características físicas del haz generado son afectadas y determinadas por la guía de ondas para acelerar los electrones y el sistema de colimación del linac.

2.5.2.1 Guía de ondas

Las guías de onda son estructuras de metal que tienen forma de hueco, en las que hay vacío o se rellenan con un gas el cual puede ser freón o hexafluoruro de azufre a una presión adecuada (cerca al doble de la presión atmosférica). Está formada por una serie de huecos de metal de forma rectangular o circular, según el fabricante, en las que hay vacío. Dichos huecos tienen dos objetivos, por un lado, acoplar y distribuir la energía de microondas entre huecos adyacentes y, por otro, proveer un campo eléctrico adecuado para acelerar los electrones. [10] [29]



(a) estructura aceleradora mostrando dos cortes transversales.



(b) sistema acelerador

Figura 9: Esquema de una guía de ondas. [10]

2.5.2.2 Sistema de colimación

El haz de fotones cuenta con un sistema para la colimación y generación del haz el cual está formado por los siguientes dispositivos. [4] [29]

- **Colimador primario:** Usualmente es de forma circular, no está al alcance del usuario y es el que define el tamaño máximo de haz que permite la fuente. Está blindado con plomo o tungsteno.
- **Colimadores secundarios (mordazas):** Determina el tamaño del campo de radiación. Cuenta con cuatro mandíbulas (“mordazas”) que se desplazan con movimientos independientes gracias a esto es posible realizar campos asimétricos con dimensiones que van desde algunos milímetros hasta los 40 cm de lado.
- **Colimador de multihojas (multileaf collimator MLC):** Son también llamados: colimador terciario. Está formada por hojas de alto número atómico que tienen movimiento independiente. El tamaño del ancho de las mismas reflejado en el isocentro pueden cambiar entre 1 cm, 0.5 cm. o hasta 0.3 cm. El número de hojas (leaf) suele cambiar entre las diferentes marcas, en los últimos desarrollos se han alcanzado los 80 pares divididas entre dos colimadores simétricos entre sí. Con este tipo de colimadores se pueden llevar a cabo tratamientos con formas irregulares sin necesidad de usar blindajes terciarios. Las hojas se mueven por motores individuales y estos movimientos son controlados por una computadora que rectifica la posición de cada hoja.

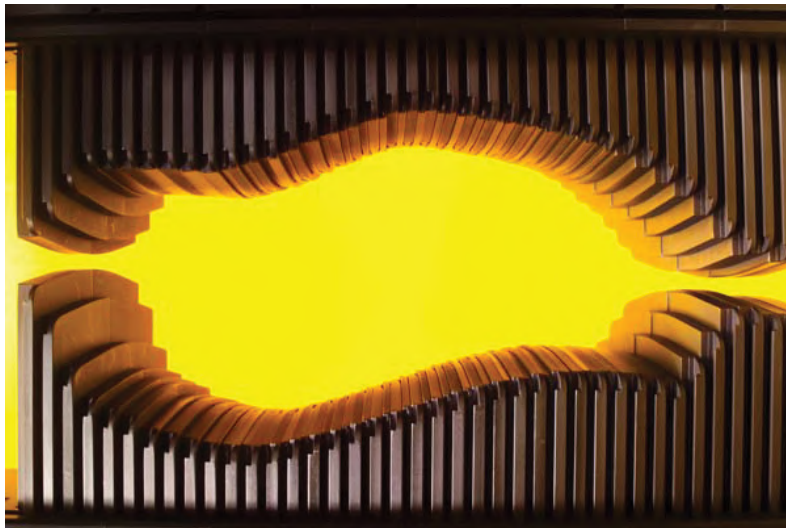


Figura 10: Imagen de referencia de un Colimador de hojas múltiples (MLC). [29]

2.6. Radioterapia

La historia de la radioterapia comienza el 8 de noviembre de 1895, en la universidad de Würzburg, Alemania cuando el físico alemán Wilhelm Röntgen descubre los Rayos X investigando la fluorescencia violeta que generaban los rayos catódicos. Pocos tiempo después de su hallazgo, tomó la primera radiografía de la historia siendo la mano de su esposa Anna Bertha, que mostró la opacidad de los huesos y

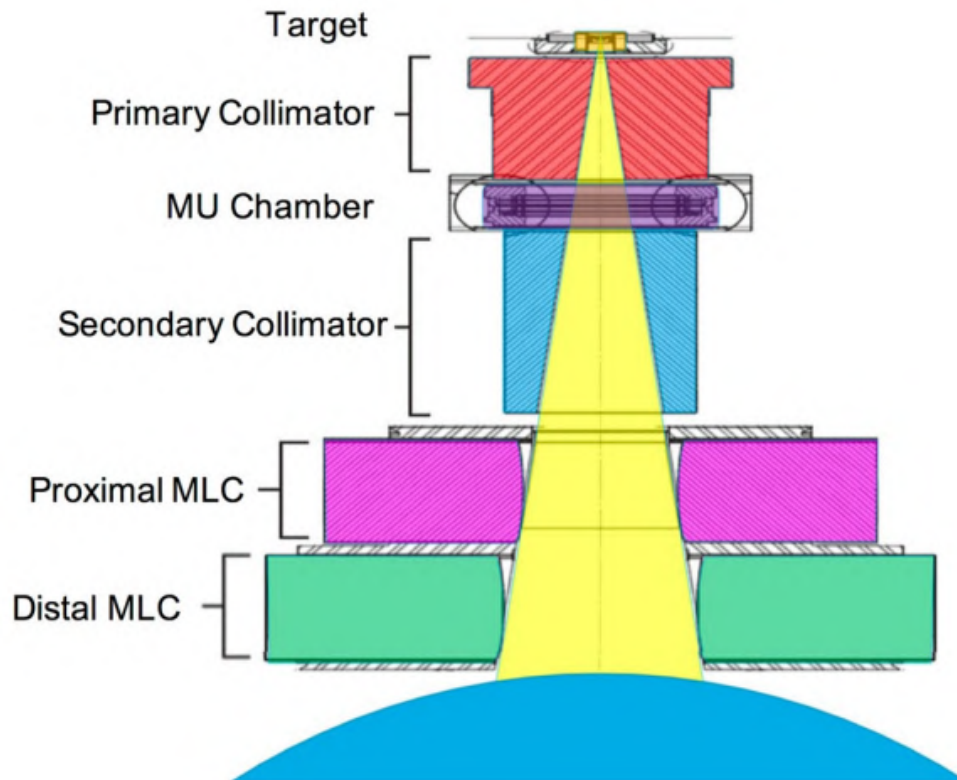


Figura 11: Ilustración de los colimadores de un linac. [26]

un anillo que portaba.

Casi inmediatamente después del descubrimiento, algunos médicos observaron la posibilidad de usar los rayos X en lesiones tumorales. Emil Grubbe, en Chicago, solamente un mes después del reporte de Röntgen, trató a una paciente con una recaída local de un cáncer de mama.

En 1896, en París, Henri Becquerel por medio de la fosforescencia que generaba el sulfato de potasio-uranio con la luz, dedujo que se producía una emisión espontánea de radiación la cual denominó rayos Becquerel. Con este antecedente, en 1898, el matrimonio Pierre y Marie Curie hallaron el polonio, el radio y su radiactividad natural.

En los siguientes años hasta 1920 se establecieron las bases biológicas de la Radioterapia y comienza el desarrollo de los equipos clínicos, desde las originales formadas por tubos de rayos X , pasando por las bombas de Cobalto. [15]

La radioterapia es un tratamiento para el cáncer que usa dosis de radiación ionizante de energías altas, como los rayos X, esto con el fin de atacar células cancerosas y reducir tumores.

La radioterapia consiste en emplear dosis de radiación ionizante en zonas precisas para dañar el ADN de las células malignas (cancerosas) e impedir su repro-

ducción. Después de la irradiación, las células cancerosas, cuyo ADN está dañado irreversiblemente dejan de dividirse o mueren, con la intención de curar la enfermedad o reducir el tamaño del tumor.

La radioterapia no destruye de manera inmediata las células malignas, se necesitan de días o semanas de tratamiento antes de que el ADN se dañe lo suficiente para que mueran las células cancerosas. Se puede emplear en casi todos los tipos de cáncer, de manera individual o integral con otros tratamientos (quimioterapia o cirugía).

De acuerdo al tipo y a la localización del cáncer, se pueden emplear dos tipos de radioterapia: externa (teleterapia) y braquiterapia. [12] [18]

2.6.1. Braquiterapia

La braquiterapia ha sido empleada desde el descubrimiento de la radioactividad en 1896 por el físico francés Henri Becquerel. Sin embargo, no fue hasta finales de la segunda guerra mundial que se definieron los efectos biológicos de la radiación y sus propiedades.

Las fuentes de braquiterapia selladas consisten en un equipo que contiene material radioactivo y una cápsula sellada. El hecho de que la fuente esté encapsulada previene la fuga de radiación del dispersión de material y atenúa la radiación dispersa. [20]

La braquiterapia se puede colocar de acuerdo a las siguientes técnicas:

- **Braquiterapia intersticial:** la fuente de radiación se ubica dentro del tumor.
- **Braquiterapia intracavitaria:** la fuente de radiación se ubica dentro de una cavidad del cuerpo o de una cavidad hecha por cirugía.
- **Braquiterapia episcleral:** la fuente de radiación es adherida al globo ocular.

En la Tabla 4 se muestran algunos de los radionucleidos usados en braquiterapia, la elección depende de la técnica de implementación y la tasa de dosis. [20]

Tabla 4: Radionucleidos utilizados en braquiterapia (Organismo Internacional de Energía Atómica[IAEA], 2017)[19]

Radionucleido	Vida Media	Energía de fotones promedio (MeV)
¹⁹⁸ Au	64.7 Horas	0.42
¹²⁵ I	60.1 Días	0.028
¹⁹² Ir	74 Días	0.37
⁶⁰ Co	5.27 Años	1.25
¹³⁷ Cs	30 Años	0.662
²²⁶ Ra	1600 Años	0.78

2.6.2. Teleterapia

La teleterapia (tele: lejos), o radioterapia externa, es el tipo más habitual de radioterapia donde la radiación es producida por un equipo generador localizado a cierta distancia de la zona a irradiar. Mediante esta técnica se irradia la zona donde está el tumor.

Durante la teleterapia, la máquina administra dosis exactas de radiación al tumor desde diferentes ángulos. El tamaño y la forma del haz se adaptan cuidadosamente a la geometría del tumor para administrar la dosis apropiada al tumor y reducir al mínimo la exposición de los tejidos sanos a la radiación, todo esto con la ayuda de la conformación de un haz. La radioterapia de haz externo es un tratamiento localizado, lo que quiere decir que se trata una parte en específico del cuerpo.[18]

Gracias a los recientes avances en esta área, tanto la radioterapia conformada en 3D, la radioterapia con intensidad modulada y la radioterapia guiada por imágenes, se permite delimitar con gran precisión la zona que se va a tratar, así como administrar una dosis exacta de radiación y disminuir al mínimo el daño a células, tejidos y órganos sanos. [18]

2.6.2.1 3D

Esta técnica de radioterapia manda una dosis establecida de radiación al tumor a través de campos geométricos para tratamiento. [21]

2.6.2.2 IMRT

Radioterapia de Intensidad Modulada o IMRT por sus siglas en inglés, es una técnica que permite la adaptación de la forma e intensidad del haz de radiación a la forma y ubicación del tumor para administrar dosis de radiación en el tejido a tratar. [21]

2.6.2.3 VMAT

Radioterapia de Arcos Volumétricos Modulados VMAT por sus siglas en inglés, es una técnica especializada de intensidad modulada que se adapta a la geometría del tumor y además permite administrar una determinada dosis tridimensional debido a que el acelerador lineal gira en varias ocasiones alrededor del paciente. [21]

2.6.3. Radiocirugía

La radiocirugía estereotáctica o SRS, es una técnica de alta precisión que se usa para tumores de volumen pequeño (< 5 cm). Se le conoce como la técnica de radioterapia que se utiliza para tratar pequeños tumores en el cerebro (tumores intracraneales). Cuando la SRS se utiliza para tratar tumores en el cuerpo, se conoce como radioterapia estereotáctica del cuerpo o SBRT.

La radioterapia corporal estereotáctica no es como la cirugía habitual, ya que utiliza imágenes tridimensionales para guiar altas dosis de radiación concretamente a la región afectada del cuerpo. De esta forma, el tejido circundante sano no queda dañado, o el daño es mínimo. [11]

2.7. Campos pequeños

Para que un haz de fotones externo sea clasificado como pequeño el campo de radiación debe de ser menor a $5 \times 5\text{cm}^2$ aproximadamente y se debe de cumplir al menos una de las tres condiciones físicas siguientes:

1. Hay pérdida de equilibrio lateral de partícula cargada (LCPE) en el eje del haz.
2. Hay oclusión parcial de la fuente primaria de fotones por los dispositivos de colimación en el eje del haz.
3. El tamaño del detector es similar o más grande en comparación con las dimensiones del haz.

Las primeras dos características están vinculadas con el haz, en cambio la tercera se relaciona con el detector para un tamaño de campo (TC) determinado. Estas tres condiciones dan lugar a una superposición entre la penumbra del campo y el volumen del detector. [5] [13]

2.7.1. Equilibrio lateral de partícula cargada (LCPE)

Anteriormente conocido como equilibrio electrónico lateral(LEE). La pérdida de LCPE en haces de fotones sucede a energías altas o en campos angostos cuando el radio del haz se hace pequeño comparándolo con el límite máximo de electrones secundarios. Al aumentar la energía, el rango de electrones también aumenta, el radio del haz en el que esto se vuelve significativo incrementa a medida que crece la energía del haz.

La pérdida de LCPE indica que los electrones que viajan lateralmente fuera de la región no son reemplazados por electrones que se mueven lateralmente hacia ella.

La pérdida de LCPE ocurre en la región de penumbra, la porción interior de campos estrechos y regiones con medios de diferentes densidades. De igual forma sucede en haces angostos cuando el radio del haz se hace pequeño en comparación con el rango máximo de los electrones secundarios. [1] [5]

La Figura 12 muestra un haz de fotones que incide en un maniquí, en el punto A se encuentra a dentro del haz y recibe el mismo número de electrones desde el límite derecho como el izquierdo. El punto B también está en el interior del haz, pero obtiene menos electrones desde la región derecha que la izquierda. La dosis en el punto B es menor. El punto C está totalmente afuera del haz de fotones, pero lo necesariamente cerca para que lo alcancen algunos electrones, por lo que si hay dosis, no es nula. [8]

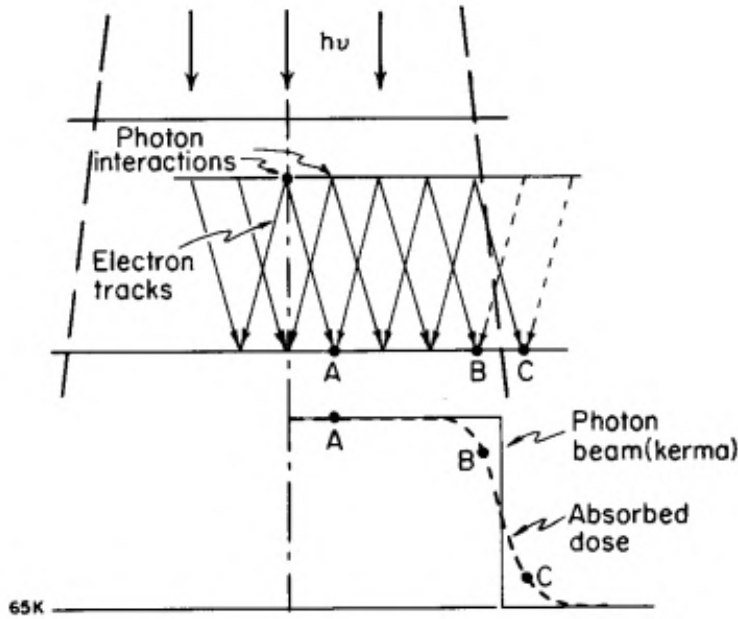


Figura 12: Representación de equilibrio lateral de partícula cargada (LCPE). [8]

2.7.2. Oclusión parcial de la fuente primaria

Cuando se tiene un campo grande, todos los fotones que salen de la fuente llegan al paciente. Cuando los colimadores se adaptan a un tamaño de campo pequeño (la fuente es más puntual), únicamente una parte del área de la fuente podrá ser vista por el detector, lo que se le conoce como, efecto de oclusión parcial de la fuente de fotones. Esto provoca que la penumbra geométrica se expanda sobre toda la sección del campo [25], por consecuencia, si el campo se sigue cerrando, eventualmente se llega a un punto que el colimador produzca una oclusión de la fuente y el colimador esté atenuando fotones primarios que deberían llegar a la superficie. [1]

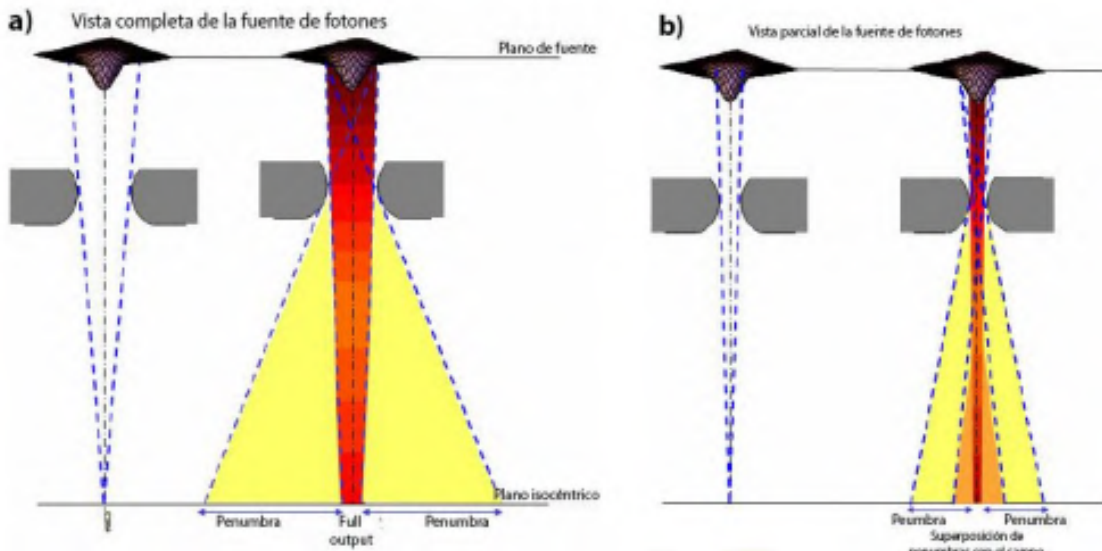


Figura 13: Oclusión de la fuente de fotones. [5]

En la figura de la derecha el tamaño de campo se reduce, obstruye la fuente y limita el flujo de fotones. (No hay oclusión). En la imagen de la izquierda a medida que se reduce el tamaño del campo, las penumbras de las *jaws* opuestas se superponen y la dosis cae en el centro del campo (Oclusión de la fuente).

Una de las conclusiones de la oclusión de la fuente es la superposición de la penumbra y la disminución de la dosis en el eje central donde se habrá una abrupta caída de la dosis y esto ocasiona un impacto sobre todo en los factores de campo. [1]

En campos convencionales, el FWHM (por sus siglas en inglés Full Width at Half Maximum) de los perfiles laterales es el tamaño del campo de irradiación especificado en el nivel de dosis relativa del 50% en el isocentro, y es igual al ajuste del colimador y por consiguiente, coincide con el tamaño del campo geométrico. [1]

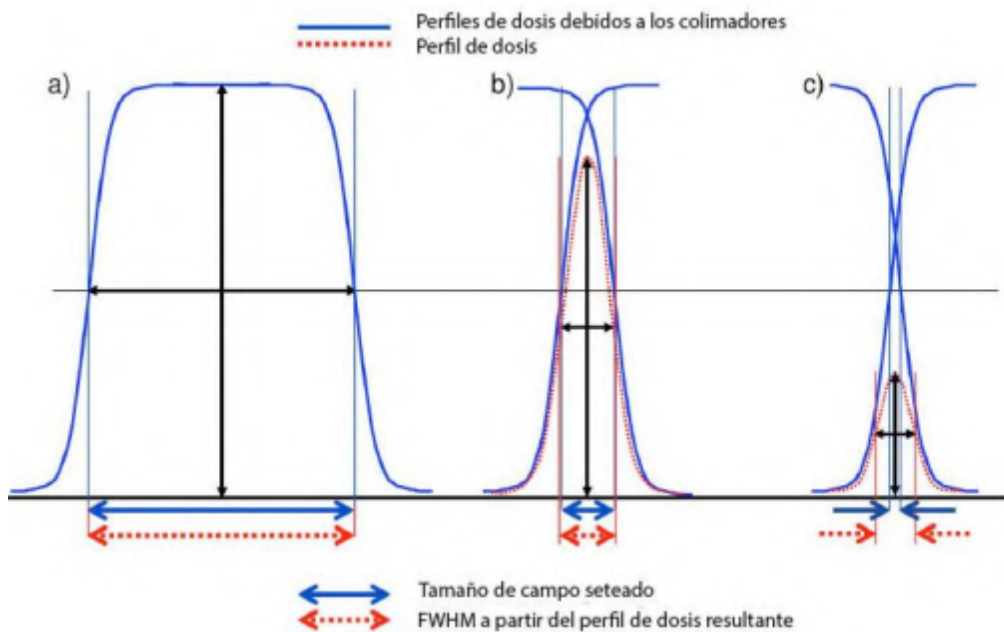


Figura 14: Efecto de la superposición de penumbras sobre el FWHM del perfil del haz lateral para campos pequeños. [5]

En la imagen de la derecha de la Figura 14 se observa que el FWHM del perfil de dosis no es igual al ajuste del colimador. En la imagen central se observa cuando el TC es del mismo orden que el rango de equilibrio, ocurre una superposición de penumbras por lo que la incertidumbre de medición del FWHM es pequeño. La imagen de la izquierda indica que al ser muy pequeño el TC, la determinación de TC por FWHM falla. [5]

Se puede concluir que el FWHM del perfil del haz lateral es la métrica de tamaño de campo que más representa y fundamental para una dosimetría precisa de campos pequeños. [13]

2.7.3. Tamaño del detector

Los haces pequeños son característicos por los altos gradientes de dosis y desequilibrio electrónico. La penumbra del haz incrementa de manera artificial cuando el tamaño del detector es muy grande. Cuando se usan cámaras de ionización para adquisiciones de perfiles, se genera un incremento adicional de la penumbra por la razón de que el rango de electrones en aire es mayor que el rango de electrones en agua.

2.8. Penumbra

Como se puede ver en la Figura 15, La región con una caída rápida o alto gradiente de dosis se le conoce como penumbra. En un perfil convencional, la dosis es pareja en el área central, pero empieza a decrecer de manera gradual conforme se acerca a los límites del campo. Posteriormente se genera una caída abrupta en los límites geométricos del campo y lentamente se aproxima a cero. Cuando un campo es grande se puede ver claramente la meseta de dosis en el área central, esto en contraste con tamaños de campos pequeños, donde la meseta de dosis desaparece conforme el tamaño de campo disminuye. En radiocirugía, casi todos los campos muestran una meseta de dosis muy estrecha o carecen de esta. Se debe a la gran variación de la dosis en una pequeña región, es necesario usar detectores de alta resolución para obtener las mediciones de los perfiles de dosis. [8]

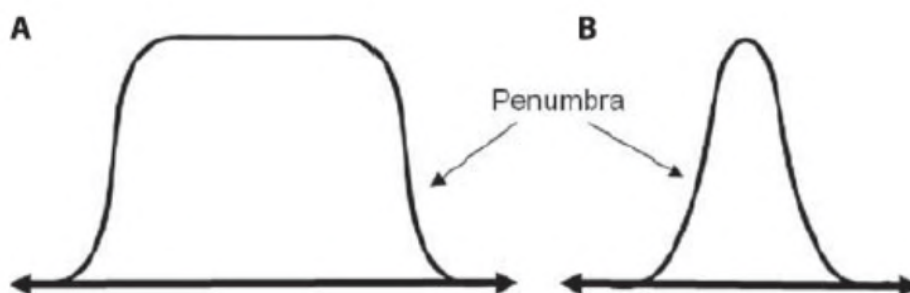


Figura 15: Perfil de dosis para un campo convencional. (B) Perfil de dosis para campos pequeños. [8]

2.9. Dosímetros

La dosimetría de radiaciones se encarga de determinar la dosis o la tasa de dosis relacionada a los procesos de interacción de la radiación con la materia. La determinación puede llevarse a cabo mediante métodos analíticos (através de métodos y/o el desarrollo teórico), mediante simulaciones con ayuda de software (por medio del método Monte Carlo, por ejemplo), o a través de estimaciones experimentales empleando dispositivos y metodologías que ayuden a medir con precisión la dosis absorbida. [31]

De forma más amplia, un sistema dosimétrico está formado por el material sensible (sensor o dosímetro), métodos y dispositivos relacionados para determinar y

calcular la respuesta del sensor a la dosis absorbida, resultando así la función de calibración que determina el sistema dosimétrico. [30]

2.9.1. Propiedades de dosímetros

No todos los sistemas dosimétricos cumplen con las demandas de cada situación, por lo que es especialmente imprescindible una selección meticulosa de qué tipo de dosímetro utilizar de acuerdo a las necesidades de cada situación. Estos son algunos factores a considerar al seleccionar algún dosímetro. [30] [31]

2.9.1.1 Precisión y exactitud

Hace referencia a la valoración de las incertidumbres vinculadas a la medición y/o cálculo. La precisión del método dosimétrico representa la cercanía entre los valores de expectativa alcanzados al calcular el “valor verdadero”. La exactitud del método dosimétrico está relacionado con la capacidad de reproducir distintos determinantes bajo condiciones parecidas. [30]

2.9.1.2 Dependencia de las características del haz

El resultado de los sistemas dosimétricos depende de las características del haz de radiación que es responsable de la dosis absorbida, particularmente la energía del haz; y muchas otras características que en grupo define lo que se nombra “calidad del haz de radiación”. La respuesta del sistema dosimétrico tendría que ser, de manera ideal, independiente de la calidad del haz de radiación. Típicamente, en términos prácticos el depender de la calidad del haz se agrega a los factores de calibración. Por lo que, resulta necesario determinar la dependencia de la respuesta del sistema dosimétrico respecto de la calidad del haz para gran número de sistemas.[30]

2.9.1.3 Dependencia de la dirección de incidencia

Existe variación de la respuesta del sistema dosimétrico según el ángulo de incidencia o la dirección del haz. (dependencia angular). En busca de reducir el efecto de la dependencia direccional, se emplean dispositivos dosimétricos manteniendo siempre la misma configuración de irradiación en relación al ángulo y dirección de incidencia. [30]

2.9.1.4 Conveniencia del método de lectura

Conviene utilizar dosímetros que permitan obtener lecturas de manera directa a lo largo del transcurso de las mediciones (dosímetros de tipo activo). Un ejemplo es la cámara de ionización, la cual brinda un resultado directo de corriente en el electrómetro al momento de medir. [31]

2.9.1.5 Resolución espacial y dimensiones físicas

El dosímetro debe tener la habilidad de obtener la dosis absorbida a raíz de lecturas en un volumen idóneamente pequeño como para que la lectura pueda considerarse una medición puntual. [31]

2.9.2. Dosímetros para campos pequeños

Para poder realizar el programa de control de calidad es necesario la implementación de detectores de radiación que puedan calcular la dosis administrada por el LINAC.

Existe una gran variedad de detectores de radiación con diferentes características y aplicaciones. Existen los pasivos, son los que necesitan un procesamiento posterior y detectores activos, cuya señal debe ser leída de manera electrónica durante el proceso de irradiación. [3]

Tabla 5: Detectores más usado según funcionalidad y respuesta a la radiación (Luis Brualla, 2015)[3].

Activos		Pasivos	
Cámara de ionización de gas	Producción de pares ión electrón	Película Radiocrómica	Cambio de enlaces químicos entre moléculas
Cámara de ionización de líquida	Producción de pares ión electrón	Película Radiográfica	Conversión iones de plata a átomos neutros
Diodo	Producción de pares electrón hueco	Dosímetro termoluminiscente	Producción de pares electrón hueco
Cámara de diamante	Producción de pares electrón hueco	MOSFET	Producción de pares electrón hueco
Calorímetro	Temperatura	OSL	Producción de pares electrón hueco
Detector centelleador	Luz visible		

Existe una extensa y variada gama de detectores, por lo que se pueden clasificar de distintas maneras. El elegir un detector dependerá de los objetivos de la medida y de las características de los detectores. [3]

Los detectores que habitualmente se encuentran en instalaciones clínicas son:

- Cámara de diamante.
- Cámaras de ionización de gas y líquidas.
- Película radiográfica.
- Película radiocrómica.

Las películas radiocrómicas son sumamente utilizadas en dosimetría de campos pequeños gracias a que en ellas existe una alta resolución espacial con baja dependencia energética. [25]

De igual forma, permiten medir la dosis en diferentes puntos al mismo tiempo. Esto

las hace ser detectores muy buenos para la verificación de tratamientos de pacientes. [3]

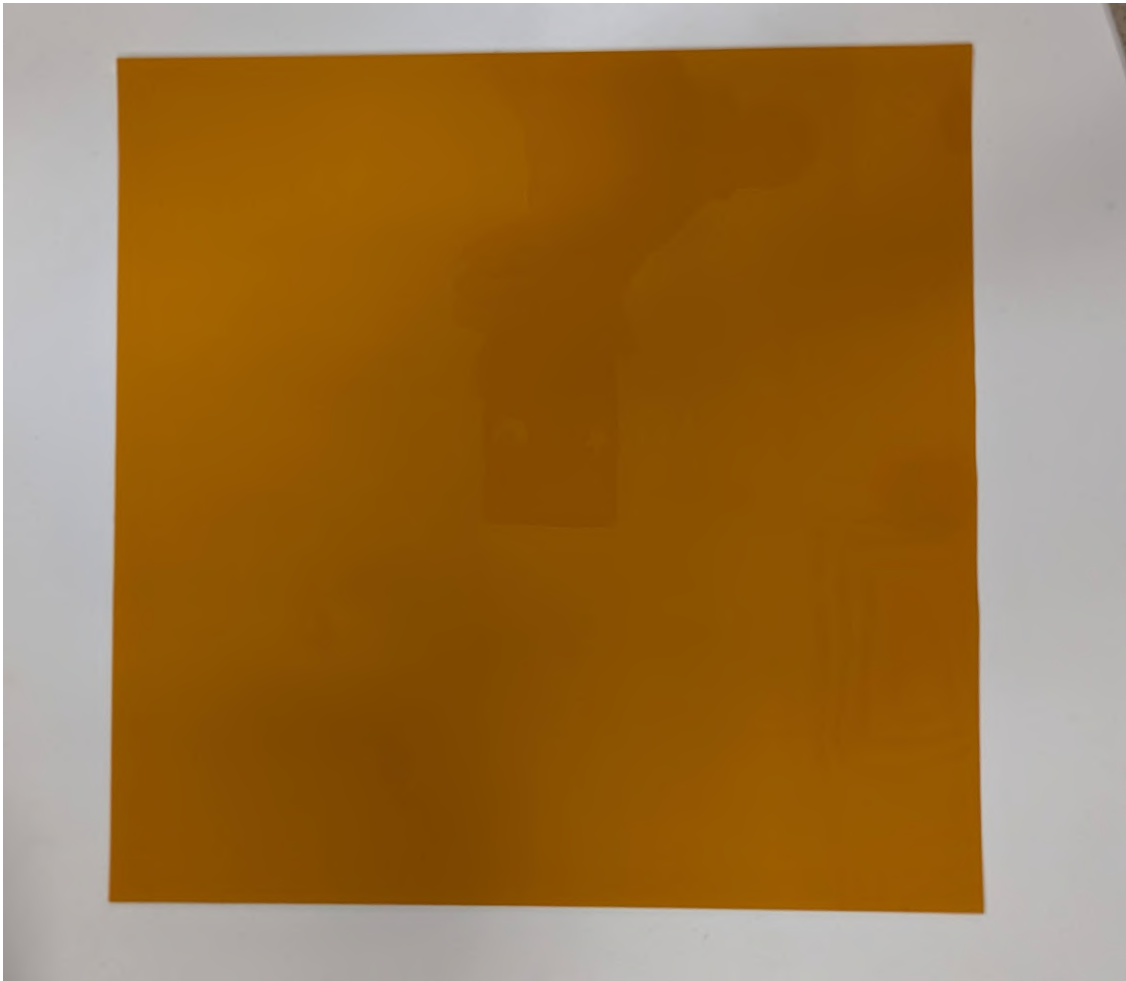


Figura 16: Película radiocrómica

Una vez seleccionado un detector para la dosimetría de campos pequeños hay que tomar en cuenta aspectos físicos del haz, características del detector, el medio en el que se realizará la medición y la interacción entre estos factores. Así mismo se deben de tomar en cuenta los siguientes aspectos: [25]

- EL Volumen sensible debe de ser pequeño lo suficiente para evitar efecto de volumen parcial.
- Composición equivalente al agua y densidad másica similar al agua.
- Respuesta estable y lineal con la dosis recibida.
- Posicionamiento preciso.

Los detectores no logran satisfacer todos los requerimientos necesarios para una completa medición, por lo que comúnmente se emplean más de un tipo de detector.

Cuando se utilizan para mediciones en campos pequeños, la lectura de un detector debe ajustarse a la perturbación de la fluencia de las partículas causada por el tamaño físico, las densidades del volumen activo, los componentes circundantes y la equivalencia del dosímetro sin agua.

[5]

La respuesta y la perturbación del detector dependen del tamaño del campo de irradiación especificado al nivel de dosis relativa del 50 %, es decir, el FWHM, en la profundidad de medición y no de la configuración del colimador. [13]

2.10. Dosimetría relativa

Existen tres parámetros que se necesitan para caracterizar un haz de fotones, estos son: Factores de campo (OF), Porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y perfiles de dosis; estos parámetros sirven para conocer y determinar los efectos que producen los colimadores en los campos con distintas geometrías.

2.10.1. Factor de campo (OF)

El factor de campo es un parámetro dosimétrico sin dimensiones que se obtiene a partir de la razón entre la dosis medida a una profundidad y para un tamaño de campo específico, y la dosis para el mismo punto de profundidad, pero para un campo convencional de referencia. [6]

El factor de campo para un tamaño de campo determinado se define como la relación entre la tasa de dosis a la profundidad de la dosis máxima para un tamaño de campo determinado y la del tamaño de campo de referencia (generalmente 10×10 cm) en su d_{max} el cual varía según el tamaño del campo. Conforme se abren las multihojas del colimador, la dosis primaria se incrementa como resultado de un incremento en el número de fotones de rayos X primarios dispersos fuera del filtro aplanador.

El factor de campo puede denominarse como la división entre las lecturas corregidas del dosímetro obtenidas con un grupo de condiciones específicas y las medidas bajo condiciones de referencia. Estas medidas se realizan usualmente en la profundidad del máximo de dosis, o en la profundidad de referencia. [1] [21]

$$OF_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \quad (16)$$

donde:

- f_{ref} es el campo de referencia del equipo.
- f_{clin} es el campo clínico de radiación.
- Q_{ref} es la calidad del haz de campo de referencia.
- Q_{clin} es la calidad del haz de un haz clínico.
- $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la carga promedio para distintos tamaños de campo distinto al campo de $10 \times 10\text{cm}^2$

- $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la carga promedio en el campo de referencia de $10 \times 10\text{cm}^2$

Con el objetivo de obtener dosimetría relativa en campos pequeños la ecuación es la siguiente:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} \quad (17)$$

Donde Ω es un factor de campo que no solo toma en cuenta la razón de las lecturas sino que de igual forman la corrección en la modificación de la respuesta del detector con el espectro y el promedio de volumen. [1]

El análisis de los factores de campo permite estudiar el cambio de la dosis absorbida en un punto del eje central de irradiación conforme el tamaño de campo cambia respecto del campo de referencia.[6]

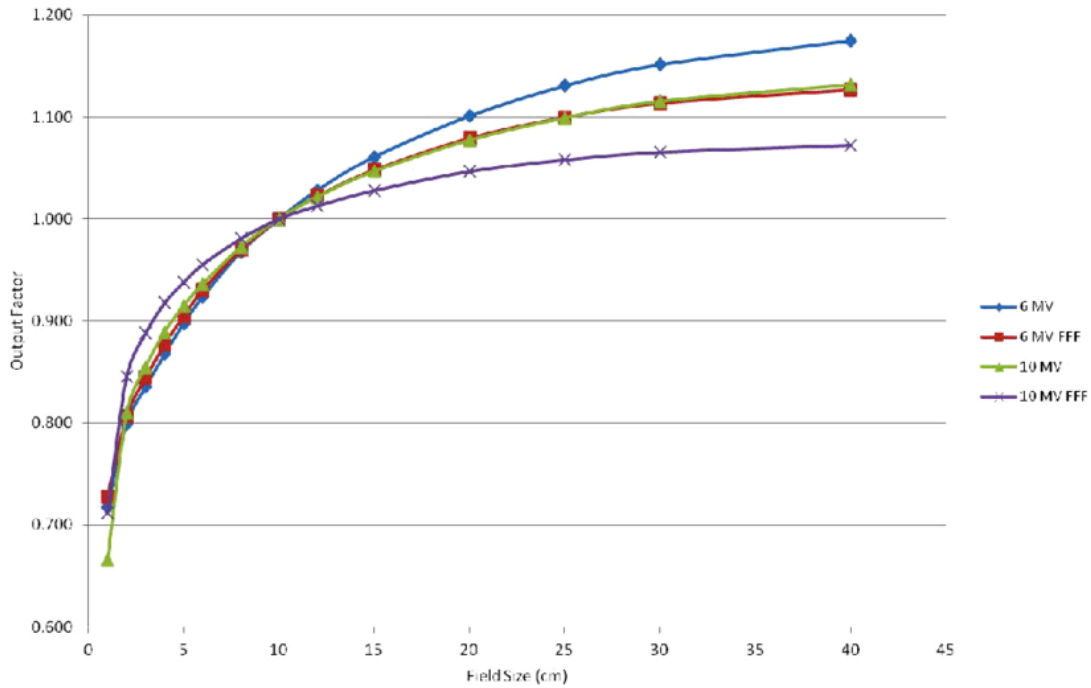


Figura 17: Ejemplo ilustrado de factores de campo medidos a una profundidad de 10 cm y un SSD de 100 cm

2.10.2. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

Se refiere a la razón entre la tasa de dosis a una profundidad en específico y la tasa de dosis a la profundidad de referencia o valor máximo a través del eje del haz. El PDD depende de la energía del haz, dimensiones del campo, la separación entre la fuente superficie SSD, así como la profundidad del medio. [28]

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \cdot 100\% \quad (18)$$

2.10.3. Perfiles de dosis

La distribución espacial de dosis depende esencialmente de la forma geométrica del haz de fotones. Los colimadores secundarios conforman la forma del haz en geometrías cuadradas o rectangulares; generando una distribución de dosis uniforme dentro del maniquí. [28]

2.10.4. Región de build up

El flujo de energía de fotones va decreciendo conforme crece la profundidad y como resultado la generación de electrones también decrece. Pero el flujo de electrones crece conforme la profundidad incrementa y como resultado, la dosis depositada también se incrementa hasta un máximo de dosis, gracias a que en esta región no existe equilibrio de electrones la dosis depositada es menor al kerma de colisión. Solo en el máximo de dosis se logra obtener equilibrio electrónico y por consecuencia el kerma de colisión será igual a la dosis depositada mas allá de esta profundidad ambas cantidades van decreciendo en forma exponencial. [28] [21]

Esta región va desde la superficie ($d = 0$) hasta la profundidad del máximo de dosis (d_{max})

2.10.5. Planicidad y simetría del haz de fotones

La planicidad es la relación entre la dosis máxima y la mínima en cualquier parte del haz dentro del 80 % del ancho del haz. La planicidad del haz se determina con un D_{max} y un D_{min} y utilizando la siguiente definición:

$$F \equiv \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (19)$$

Los estándares para los aceleradores requieren de valores de planicidad menores al 3% .

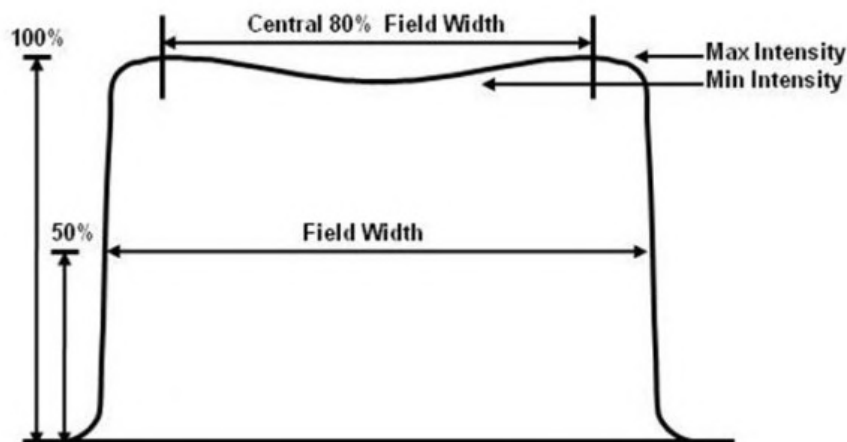


Figura 18: Planicidad de un haz de fotones. [14]

La simetría es la relación de las tasas de dosis en puntos simétricos a cada lado del eje del haz. La simetría se determina a la profundidad de máximo de dosis z_{max} que representa la profundidad más sensible para medir este parámetro de uniformidad. La simetría no debe de ser mayor al 2%.

$$S \equiv 100 \left| \frac{Area_{izq} - Area_{der}}{Area_{izq} + Area_{der}} \right| \quad (20)$$

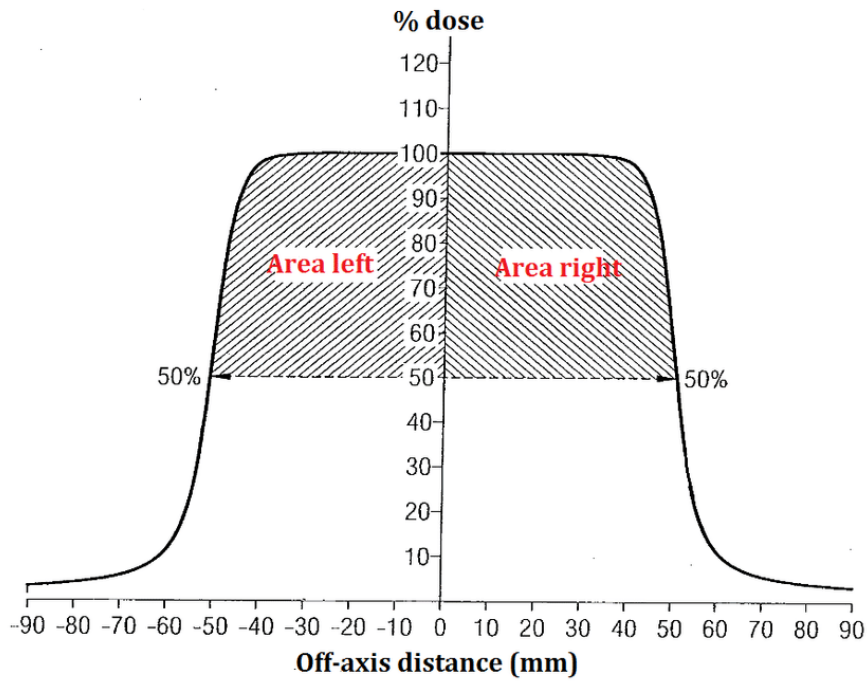


Figura 19: Simetría de un haz de fotones. [14]

3. Materiales

El presente trabajo se realizó en el Hospital Infantil Teletón de Oncología, donde en las instalaciones se encuentra todo el equipo necesario para realizar la dosimetría: Acelerador lineal, cámaras de ionización, cuba de agua o fantoma, termómetro, barómetro, electrómetro y las computadoras que donde se almacenan los software (MOSAIQ, Monaco, myQA).

3.1. Acelerador Lineal

El acelerador lineal que se encuentra en el HITO es de la marca Elekta, modelo Synergy. Tanto el Gantry como el colimador pueden rotar 360° logrando brindar tratamientos en cualquier parte del cuerpo. De él salen dos paneles y un tubo de rayos X con los cuales se pueden adquirir tomografías. El LINAC es capaz de emitir fotones en forma de rayos X de 4, 6 y 10 MV. Así mismo puede emitir electrones de: 4, 6, 9, 12 y 18 Mev. Las MLC del equipo pueden formar campos desde los 40cm × 40cm hasta los 1cm × 1cm.

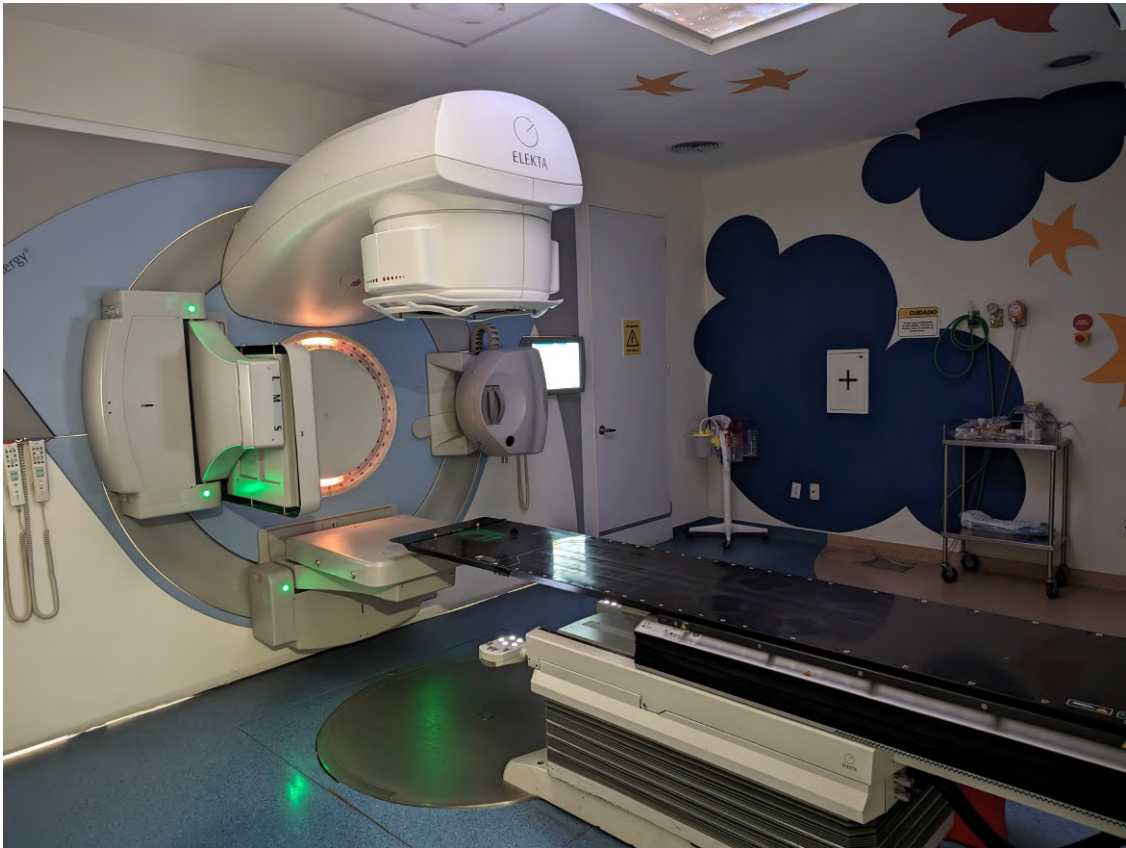


Figura 20: Acelerador lineal del HITO

3.2. Cámaras de ionización

Características deseadas para los detectores:

- Volumen pequeño.

- Alta resolución espacial.
- Minimizar el problema en el posicionamiento.
- Independencia respecto la orientación.
- Independencia con la energía en el rango de interés.
- Independencia con los factores ambientales.
- Estabilidad.
- Linealidad con la dosis y la tasa de dosis

La elección del detector más óptimo se lleva a cabo de acuerdo al parámetro que se requiere medir. Para los campos pequeños de radiación usados en radiocirugía se necesita el uso de técnicas de medición de alta resolución. Para haces pequeños, el tamaño del detector tiende a la dimensión del haz y afecta de manera contraria la precisión de la medida en regiones donde el gradiente cambia a lo largo del detector. Por lo tanto, además de satisfacer los requisitos básicos de dosimetría, los detectores para dosimetría de haces de radiocirugía necesitan tener una gran resolución espacial.

3.2.1. Cámara de ionización CC01

La cámara de ionización CC01 de la marca IBA, tiene un volumen de $0,01\text{cm}^3$, un diámetro de 2mm y una longitud de 3,6mm, respuesta de $0,33\text{nC/Gy}$, el material de las paredes de la cámara es de un plástico conductor llamado *Shonka C-552*, el espesor de las paredes es de $0,088\text{g/cm}^2$, el electrodo central está hecho de acero y es a prueba de agua. [5] [7]

Es usada para mediciones estereotácticas, IMRT y cualquier medición de campo pequeño. Por su volumen tan pequeño, no se recomienda su uso para dosimetría absoluta.

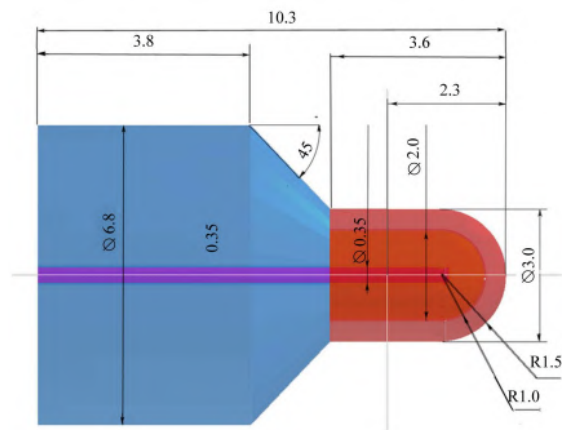


Figura 21: Geometría y dimensiones de la cámara de ionización CC01. [7]



Figura 22: Cámara de ionización tipo “Pin-Point” CC01

3.2.2. Diodo Razor

El detector Razor es un detector de diodos basado en un chip de silicio tipo p para mediciones de campos pequeños y de rangos con gradientes de dosis altos. Adecuado para dosimetría relativa de campos de fotones y electrones en radioterapia, diseñado especialmente para campos de radiocirugía estereotáctica.

El material del tallo del diodo es de acero inoxidable con un diámetro de 4mm, el material del capuchón es de plástico ABS. El tamaño del chip es de $0,95 \times 0,95 \times 0,4$ mm y el grosor del detector activo es de 0,02mm con un diámetro de 0,6mm. El diodo tiene un largo total de 60mm El punto efectivo de medición está $0,8 \pm 0,2$ mm desde la superficie. Tiene una sensibilidad de 5,627 nC/Gy, un error de medición aproximado de 0,3% y un tiempo de vida de $\geq 200kGy$.

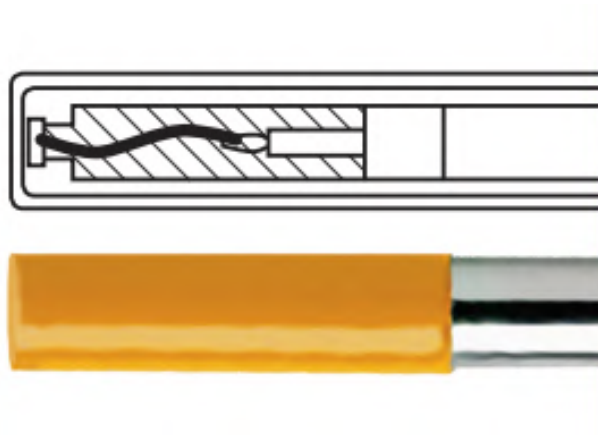


Figura 23: Esquema del detector de diodos Razor



Figura 24: Detector tipo diodo Razor

3.2.3. Detector Edge

De la marca norteamericana, Sun Nuclear Corporation, es un detector especialmente diseñado para ser usado en fantasmas de agua, 800 veces más pequeño que las microcámaras de ionización. Este detector es capaz de medir campos tan pequeños como 5 mm hasta campos de $10 \times 10\text{cm}$ haciendo ideal para dosimetría de campos pequeños, el diodo del detector es de silicio tipo n teniendo un área activa de $0,8 \times 0,8\text{mm}$, el diodo está ubicado a 0,3mm de la parte superior, a 4,72mm de la parte inferior, indicando la ubicación con una cruz en la parte superior de la carcasa (de latón) haciendo la alineación del detector más fácil. Tiene una sensibilidad de 32 nC/Gy y un punto efectivo de 0,3mm.



Figura 25: Detector Edge 1118

3.2.4. Características de los detectores

Tabla 6: Características de los detectores

Detector	Marca	Tipo	Coefficiente de calibración	Polaridad	Sensibilidad	Punto efectivo
CC01	IBA	Cámara de ionización	$3,21 \times 10^9$ Gy/C	± 300 V	0.33 nC/Gy	$0,36 \pm 0,04$ mm
Diodo Razor	IBA	Diodo	$1,77 \times 10^8$ Gy/C	0 V	5.627 nC/Gy	$0,8 \pm 0,2$ mm
Detector Edge	Sun Nuclear	Diodo	$3,032 \times 10^7$ Gy/C	0 V	32 nC/Gy	0,3mm

3.3. Fantoma

De la marca IBA, el Blue Phantom o también conocido como fantoma o maniquí es un tanque de acrílico con paredes de 15mm de espesor y un rango de escaneo de $480 \times 480 \times 410\text{mm}$. Se llena de agua tridestilada o desmineralizada con una capacidad de 200 L, incluye un sistema de motores con los cuales la cuba se puede mover en 3 dimensiones para una mayor precisión a una velocidad de 50mm/s .

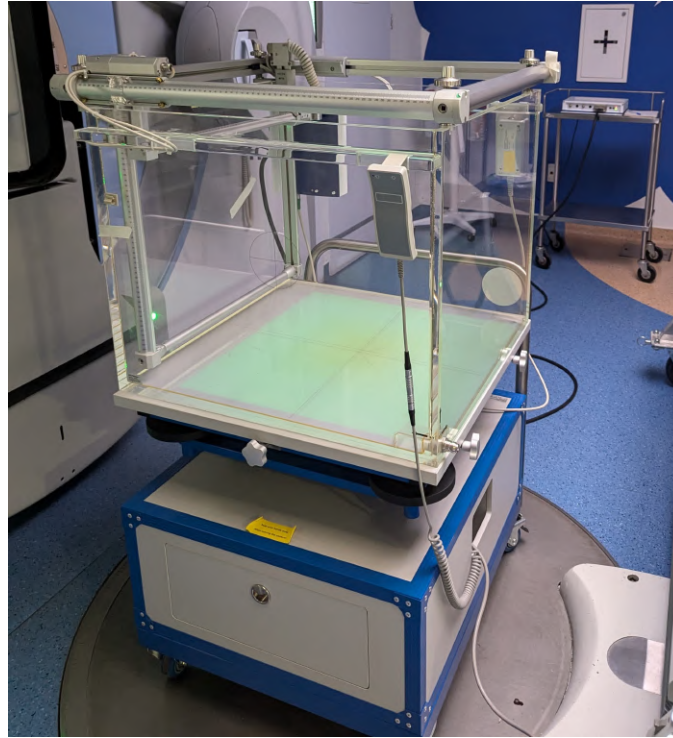


Figura 26: Fantoma del HITO

3.4. Instrumentos de medición

- Extensiones: Cableado de 18 m y 5 m los cuales se conectan a las cámaras de ionización de campo y referencia y estos a su vez al CCU. Los cables son proveídos por el fabricante IBA y cuentan con conectores triaxiales para disminuir la fuga de corriente.
- Termómetro: es usado para medir la temperatura del agua durante las mediciones, el termómetro incluye una sonda que puede sumergirse en el agua. El termómetro cuenta con un certificado de calibración de fábrica.
- Barómetro: mide la presión ambiental dentro del búnker donde se realizaran las mediciones, al igual que el termómetro, este también tiene una certificación por el fabricante.



Figura 27: Termómetro y barómetro.

- **Electrómetro:** El electrómetro usado es de la marca IBA, modelo *DOSE 1* empleado para la dosimetría en radioterapia, está conectado a cámaras de ionización, el cual es capaz de medir la carga y la corriente. Puede amplificar y medir cargas generadas en el volumen activo de la cámara.



Figura 28: Electrómetro de la marca IBA

3.5. Software

Para las mediciones se usan distintos software principalmente *Elekta Integrity*, el cual controla los aceleradores de dicha marca, este software permite editar y crear campos de distintas formas y tamaños, puede seleccionar la energía del haz, tasa de dosis y unidades monitor. De igual forma es capaz de rotar el gantry y colimador del acelerador así como la mesa.

Monaco, es un software de planificación de tratamiento clínico ya sea técnicas como 3D, VMAT, IMRT o radiocirugía.

El software *myQA* de la marca IBA, misma marca de las cámaras de ionización y de la cuba de agua. Está conectado con las cámaras de ionización que se encuentran en el búnker y es empleado para la adquisición y análisis de los datos de la dosimetría (PDD, perfiles) según el tamaño de campo y SSD, se grafican los resultados, las graficas nos permiten determinar si los resultados son correctos según los manuales.



Figura 29: software myQA

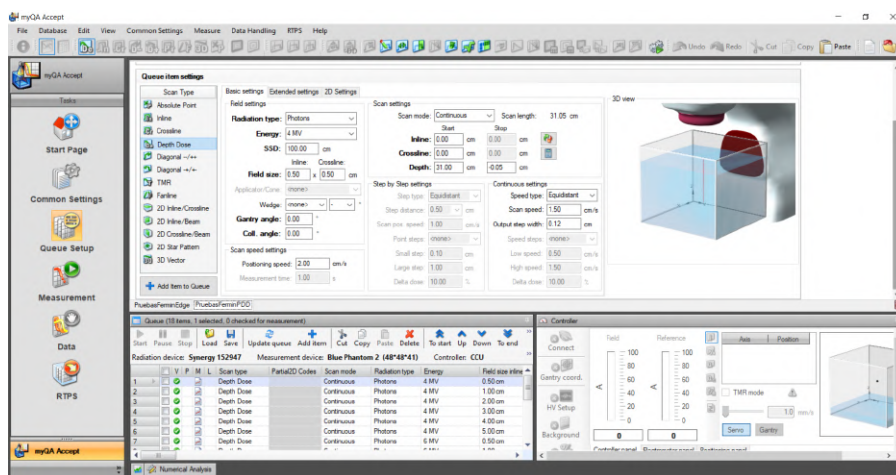


Figura 30: Planilla ajustada para la adquisición de datos

4. Metodología

Se presenta de manera detallada los pasos a seguir para realizar dosimetría.

1. Se coloca el colimador y el gantry a 0° con ayuda de los controles del acelerador, el acelerador se coloca en modo *service* con la finalidad de llegar a 0° lo más exacto posible.
2. Se coloca el fantoma debajo del cabezal, abriendo el campo para poder visualizar el crossline.
3. Se alinea el fantoma haciendo coincidir el crossline con el centro del fantoma.
4. Alinear el fantoma a 0° .
5. Conectar el Common Control Unit (CCU, por sus siglas en inglés), al fantoma y posteriormente a la corriente eléctrica, esto último nos ayuda a prevenir alguna diferencia de voltaje que pueda afectar al CCU.
6. Encender el CCU el cual demora uno 20-30 min en establecer comunicación entre el control y el CCU.



Figura 31: Montaje del Common Control Unit (CCU)

7. Llenar el fantoma usando agua desmineralizada que se encuentra en el reservorio.
8. Conectar los cables del de las cámaras de ionización (campo y referencia) al CCU.
9. Colocar el *holder* de la cámara de ionización de campo en el riel del fantoma.

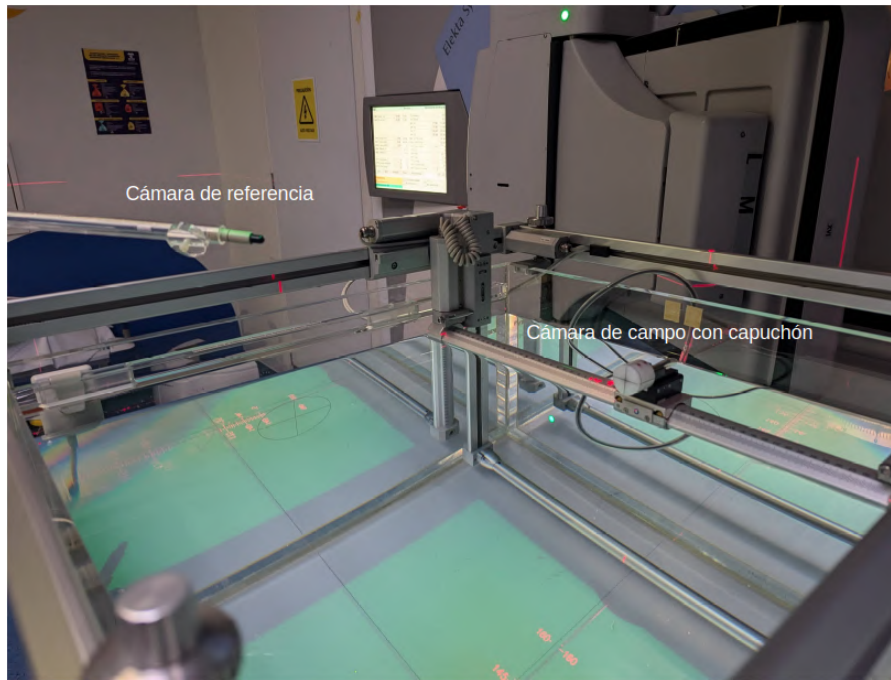


Figura 32: Montaje de las cámaras de ionización.

10. Montar la cámara de ionización de campo en el riel con su capuchón y la cámara de referencia en la extensión.
11. Sumergir la cámara de ionización de campo a $-z$ con el fin de eliminar el aire que se llegara almacenar entre el capuchón y la cámara.
12. Mover el fantoma en vertical para que la superficie del agua se encuentre a una SSD de 100 cm y marcar la altura en el fantoma.
13. Con el control del fantoma, mover la cámara de campo al centro del crossline (punto 0) y alinearla en x , y y z . El control es capaz de bloquear los desplazamientos en alguna dirección en específico con el fin de un mejor control en el desplazamiento.
14. Guardar las coordenadas de la cámara como origen e isocentro, el control es capaz de guardar dicha información.
15. Fijar los límites del fantoma en $\pm x$, $\pm y$ y $\pm z$ esto con el fin de que tanto el CCU como el software myQA reconozcan los límites del movimiento de la cámara y así evitar colisiones las cuales podrían provocar la ruptura de alguna pieza. Como se muestra en la Figura 35
16. Remover el capuchón de la cámara de ionización la cual deberá de estar a la mitad de la superficie.
17. Abrir el campo a $10 \times 10\text{cm}^2$.
18. Abrir el software myQA en la computadora y vincular myQA con el CCU. MyQA reconoce la cámara de campo, su ubicación, los límites a los que se puede desplazar, el tipo de cámara y la cámara de referencia.

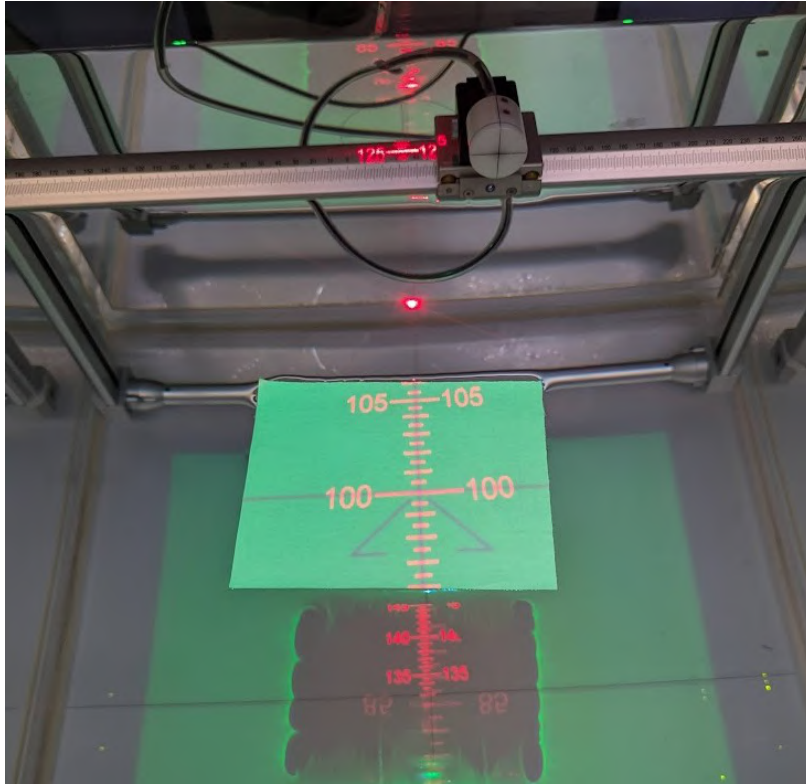


Figura 33: Superficie del agua a una SSD de 100 cm

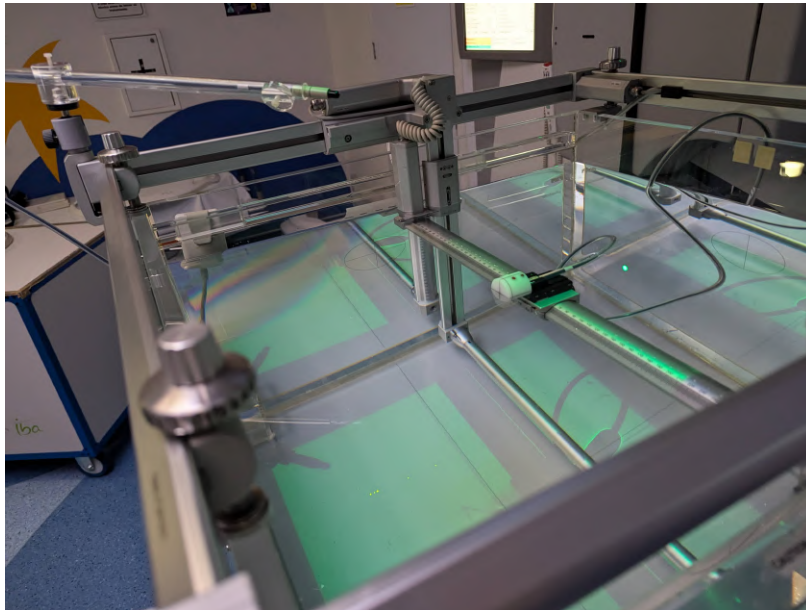


Figura 34: Cámara de campo alineada con la superficie del agua.

19. En myQA, seleccionar los parámetros con los que se van a trabajar: profundidad, velocidad de movimiento del riel, tamaño de campo, voltaje, etc.
20. Indicar a myQA que sumerja la cámara de campo a una profundidad de 10 cm.
21. Disparar 500 UM para que las cámaras se activen.



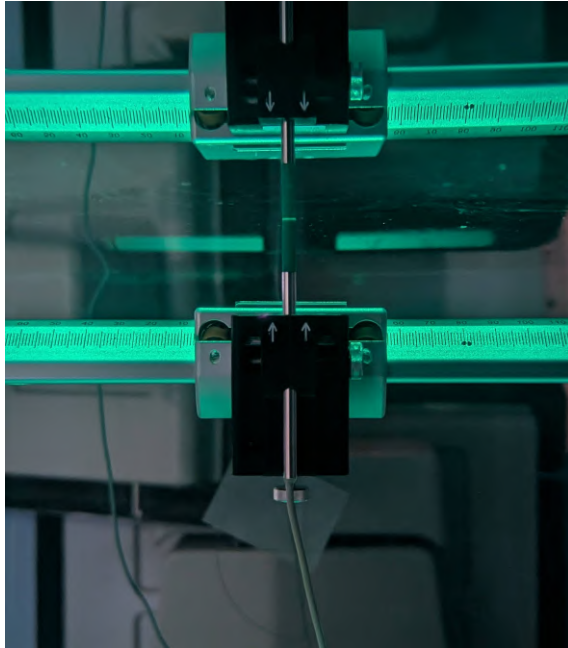
Figura 35: Control del fantoma.

22. Indicar a myQA que suministre -300 V al fantoma.
23. Disparar 1000 UM para que la cámara detecte que hay un fondo de radiación (Background)
24. Comenzar a tomar mediciones ajustando el tamaño de campo, profundidad, Unidades Monitor, etc. según sea el caso.

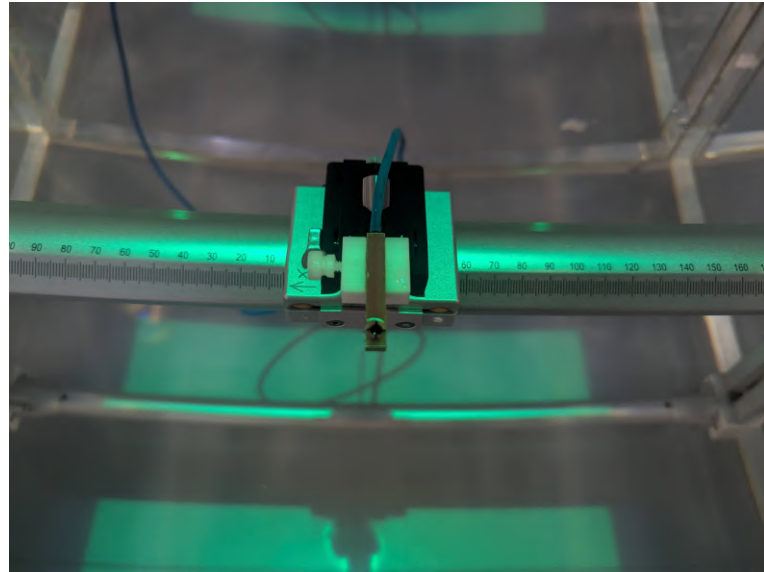
4.1. Montaje experimental para diodos

El montaje para usar diodos como detectores es muy parecido al montaje con las cámaras de ionización, hay que tomar en consideración algunos aspectos que se tomaron como referencia del TRS-483 [13] con ajustes que se hicieron por el autor:

1. Colocar el *holder* en posición vertical para montar el diodo de manera paralela al haz.
2. Alinear y centrar el diodo respecto al *crosshair*, colocando el punto de referencia del diodo justo en la superficie del agua.
3. Con ayuda de la herramienta *CAX Correction* en el software myQA se realizan ajustes más precisos para la alineación del diodo.



(a) Posicionamiento del diodo Razor



(b) Posicionamiento del diodo Edge

Figura 36: Posicionamiento de los diodos

4. En el software reducir a 0V o configurar los ajustes para que el diodo esté aterrizado.
5. Para el caso de los diodos existe la posibilidad de usar o no cámara de referencia por lo que se tiene que especificar.
6. En el software myQA hacer la configuración del movimiento del diodo: velocidad, tiempo de adquisición, modo de medida, etc.

4.2. Condiciones experimentales

Al medir campos pequeños se deben realizar algunas modificaciones en la configuración de las mediciones, para obtener una buena adquisición de datos, por lo tanto, para la obtención de resultados se optó por ajustar la velocidad del escaneo, el tiempo de adquisición y la distancia entre punto y punto. [13]

Tabla 7: Condiciones para adquisición experimental

Condiciones experimentales	Características
Ángulo del gantry	0°
Ángulo del colimador	0°
Velocidad de escaneo	1 mm/s - 3mm/s
Tiempo de adquisición	2 segundos
Distancia entre punto y punto	1 mm
Profundidad	10 cm max

5. Resultados

5.1. Factores de campo (OF)

Los factores de campo se obtuvieron siguiendo las recomendaciones del TRS-483 de la IAEA [13]. A una distancia fuente-superficie (o por sus siglas en inglés SSD) de 100 cm, los diodos sumergidos a una profundidad de 10 cm desde la superficie alineados al centro del crosshair, el campo de referencia fue de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, los tamaños de campo fueron de: $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ hasta el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con cada una de las energías (4 MV, 6 MV y 10 MV). Primeramente se disparan 500 UM para obtener el background, para posteriormente hacer 3 disparos de 100 UM cada uno, para medir las cargas en nC que posteriormente fueron promediadas. Para obtener los factores de campo se usa la ecuación 16.

Para la obtención de factores de campo se compararon los datos obtenidos con el diodo Razor y el diodo Edge Detector, realizando la misma metodología, en ambos casos se excluyó el uso de cámara de referencia ya que conforme el tamaño de campo disminuye, la cámara de referencia cubriría todo el campo tapando el diodo. A continuación se muestran los resultados.

5.1.1. Energía de 4 MV

El TRS-483 [13] no toma en cuenta los factores de campo para energías de 4 MV ya que dicha energía no es utilizada para tratamientos de radiocirugía donde se suministran grandes dosis a un volumen muy pequeño. Con esta energía el tratamiento sería sumamente lento haciéndolo poco práctico e incómodo para el paciente. Por lo que los siguientes datos no cuentan con un uso clínico y fueron hechos únicamente con la finalidad de compararlos con otras energías y su respuesta entre ambos diodos.

Los factores de campo medidos tanto con el diodo Razor y el diodo Edge Detector, cumplen con las recomendaciones del TRS-483 ya que ningún factor de campo es mayor a 1. En dicho documento, no se encuentran mediciones con un tamaño de campo de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ por lo que los resultados para ese tamaño de campo no tienen soporte respecto al TRS-483 [13], pero con fines de la recolección de datos se realizaron de igual forma.

El TRS-483 hace la recomendación de multiplicar el factor de campo por un factor de corrección (Ecuación 17), para ese caso no se siguió la recomendación ya que únicamente es para cuando el campo de referencia es distinto al de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ como en los equipos CyberKnife, Tomoterapia y Gamma Knife [13]. El acelerador lineal que se usó es capaz de realizar dicho campo.

En las tablas 8 y 9 se muestran las 3 cargas recolectadas y el promedio de éstas, en la última columna, los factores de campo con una energía de 4 MV. En la tabla 8 las cargas, el promedio y los factores de campo corresponden al diodo Razor y los datos de la tabla 9 corresponden al Edge Detector.

Tabla 8: Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 4 MV con el diodo Razor

TC	L1	L2	L3	Lpromedio	Factor de campo
$0,5 \times 0,5$	2.177	2.202	2.206	2.195	0.515
1×1	2.860	2.853	2.863	2.859	0.671
2×2	3.196	3.193	3.201	3.197	0.750
3×3	3.383	3.383	3.391	3.386	0.795
4×4	3.548	3.547	3.553	3.549	0.833
5×5	3.682	3.690	3.695	3.689	0.866
10×10	4.259	4.264	4.259	4.261	1

Tabla 9: Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 4 MV con diodo Edge Detector

TC	L1	L2	L3	Lpromedio	Factor de campo
$0,5 \times 0,5$	11.92	11.97	11.86	11.92	0.530
1×1	16.01	16.00	15.98	16.00	0.711
2×2	17.64	17.66	17.64	17.65	0.784
3×3	18.58	18.57	18.57	18.57	0.825
4×4	19.37	19.35	19.37	19.36	0.860
5×5	20.04	20.01	20.05	20.03	0.890
10×10	22.50	22.51	22.50	22.50	1

Con la finalidad de visualizar mejor los datos se realizó la tabla 10 y a su vez se graficaron los valores obtenidos (figura 37).

En la figura 37 se observa homogeneidad en los factores de campo para tamaños de campo mayores a $2 \times 2 \text{ cm}^2$ siendo para el campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ una incertidumbre del 3,63 %, el de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ de 3,19 % y el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ de 2,69 %. Mientras el tamaño de campo se hace más grande la incertidumbre disminuye. En campos menores la incertidumbre aumenta ya que el volumen sensible de los diodos no son irradiados completamente se subestima la medida de la carga.

Tabla 10: Comparación de Factores de campo usando diodos, para tamaños de campo pequeños para energía de 4MV

TC	Razor	Edge Detector
$0,5 \times 0,5$	0.515	0.530
1×1	0.671	0.711
2×2	0.750	0.784
3×3	0.795	0.825
4×4	0.833	0.860
5×5	0.866	0.890

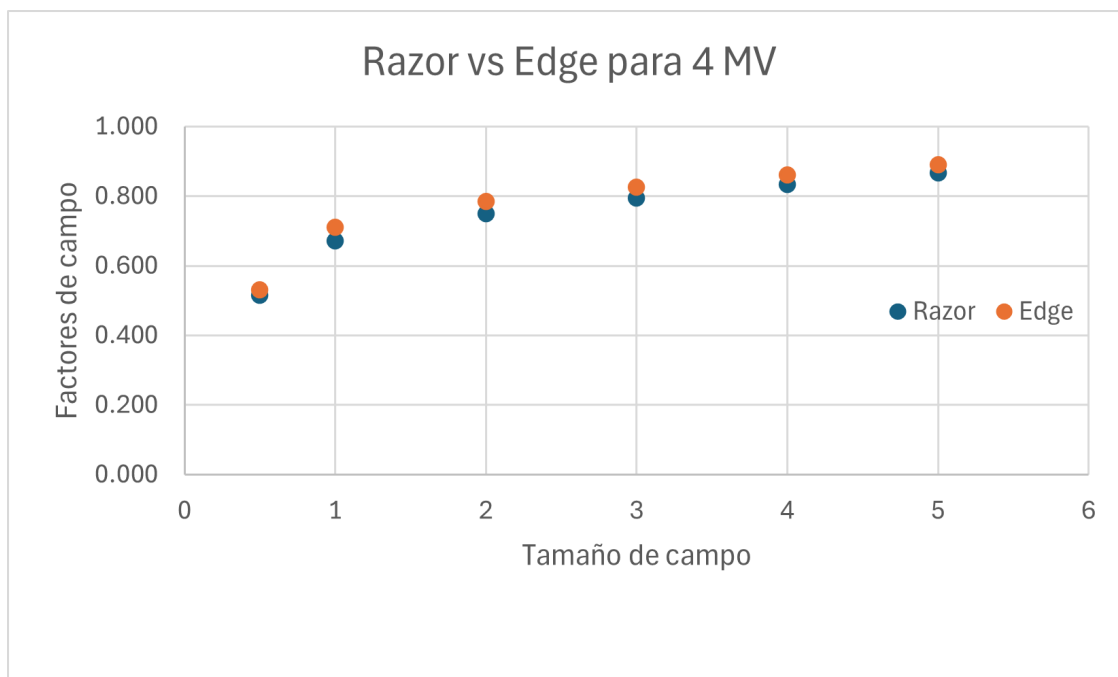


Figura 37: Comparación de factores de campo obtenidos mediante dos diodos, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.

5.1.2. Energía de 6 MV

La energía de 6MV es la energía más utilizada en las radiocirugías ya que la tasa de dosis permite llevar a cabo el tratamiento en menos tiempo si se compara con el de energía de 4 MV. Esto la hace ser la opción más conveniente no solo en el tiempo de tratamiento, sino también para la comodidad del paciente.

En tablas 11 y 12 se muestran las cargas recolectadas y en la quinta columna el promedio de éstas. En la última columna se encuentran los resultados de los cocientes del promedio de las cargas para una energía de 6 MV. En la tabla 11 las cargas, el promedio y los factores de campo corresponden al diodo Razor y los datos de la tabla 12 corresponden al Edge Detector.

Tabla 11: Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 6 MV con el diodo Razor

TC	L1	L2	L3	Lpromedio	Factor de campo
$0,5 \times 0,5$	2.091	2.101	2.101	2.098	0.465
1×1	3.000	2.993	2.99	2.994	0.664
2×2	3.47	3.463	3.474	3.469	0.769
3×3	3.665	3.679	3.675	3.673	0.814
4×4	3.828	3.834	3.837	3.833	0.850
5×5	3.969	3.981	3.987	3.979	0.882
10×10	4.502	4.511	4.518	4.510	1

Se mantiene la tendencia, se observa homogeneidad en los factores de campo para tamaños de campo mayores a $2 \times 2 \text{ cm}^2$, teniendo el campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ una

Tabla 12: Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 6 MV con diodo Edge Detector

TC	L1	L2	L3	Lpromedio	Factor de campo
$0,5 \times 0,5$	11.31	11.38	11.32	11.34	0.469
1×1	17.14	17.2	17.18	17.17	0.711
2×2	19.54	19.53	19.55	19.54	0.809
3×3	20.47	20.48	20.49	20.48	0.848
4×4	21.24	21.24	21.24	21.24	0.880
5×5	21.9	21.88	21.9	21.89	0.907
10×10	24.14	24.11	24.13	24.13	1

incertidumbre del 4%, el de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ una incertidumbre del 3,40% y el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ una incertidumbre del 2,75%. Mientras el tamaño de campo sea mayor la incertidumbre va disminuyendo. Esto se observa de manera gráfica en la figura 38.

Tabla 13: Comparación de Factores de campo usando diodos, para tamaños de campo pequeños para energía de 6MV

TC	Razor	Edge Detector
$0,5 \times 0,5$	0.465	0.469
1×1	0.664	0.711
2×2	0.769	0.809
3×3	0.814	0.848
4×4	0.850	0.880
5×5	0.882	0.907

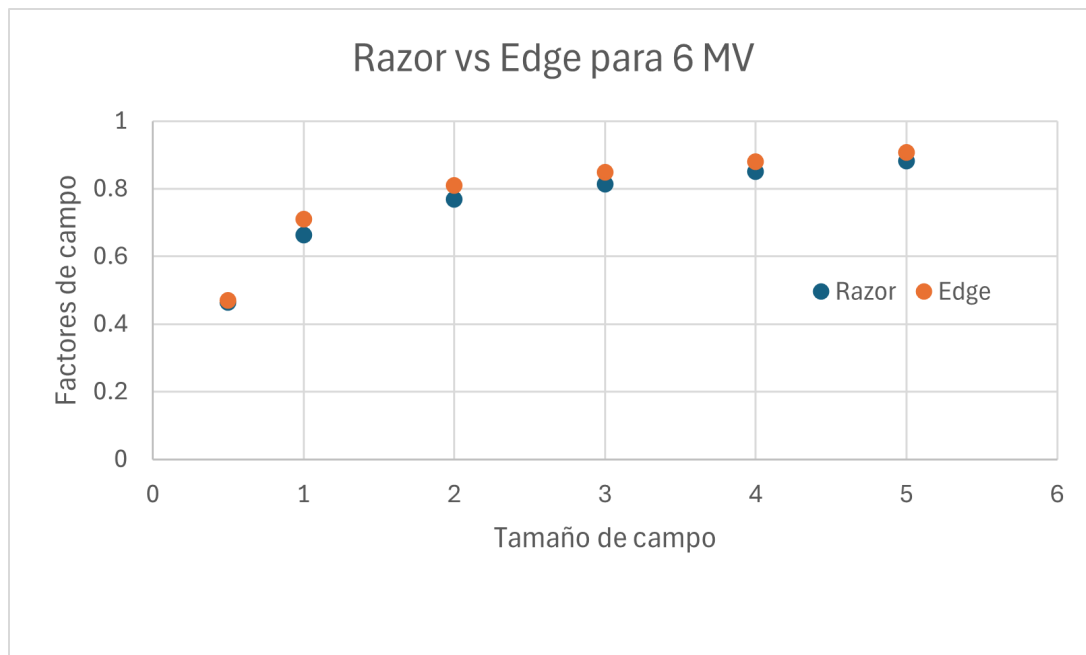


Figura 38: Comparación de factores de campo obtenidos mediante dos diodos, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.

5.1.3. Energía de 10 MV

Esta energía no es tan usada para tratamientos de radiocirugía ya que cuando el acelerador trabaja a partir de los 10 MV se producen neutrones rápidos cuya distribución es casi isotrópica. Los neutrones tienen una eficacia biológica relativa mucho mayor que los fotones, por lo tanto, un pequeño número de neutrones puede producir un componente de dosis para nada despreciable. Incluso, pequeñas dosis absorbidas en los órganos de riesgo por los neutrones dispersados aumentan la probabilidad de inducir un cáncer secundario. El TRS-483 [13] si cuenta con datos, factores de corrección y recomendaciones con dicha energía.

La datos de la tabla 14 fueron obtenidos con el diodo Razor disparando con una energía de 10 MV, se muestran las 3 cargas recolectadas y el promedio de éstas, en la última columna se tienen los factores de campo resultantes. En la tabla 15 los datos fueron obtenidos con el diodo Edge Detector, de igual forma disparando con una energía de 10 MV, en la última columna se tienen los factores de campo resultantes.

Tabla 14: Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 10 MV con el diodo Razor

TC	L1	L2	L3	Lpromedio	Factor de campo
$0,5 \times 0,5$	2.174	2.174	2.176	2.175	0.468
1×1	3.081	3.076	3.077	3.078	0.663
2×2	3.655	3.66	3.667	3.661	0.789
3×3	3.881	3.89	3.89	3.887	0.837
4×4	4.025	4.042	4.046	4.038	0.870
5×5	4.158	4.165	4.158	4.160	0.896
10×10	4.639	4.641	4.645	4.642	1

Tabla 15: Promedio de cargas recolectadas y factores de campo para energía de 10 MV con diodo Edge Detector

TC	L1	L2	L3	Lpromedio	Factor de campo
$0,5 \times 0,5$	11.72	11.79	11.78	11.76	0.463
1×1	17.54	17.54	17.55	17.54	0.690
2×2	20.65	20.69	20.65	20.66	0.813
3×3	21.75	21.74	21.73	21.74	0.856
4×4	22.53	22.54	22.55	22.54	0.887
5×5	23.17	23.17	23.22	23.19	0.913
10×10	25.41	25.38	25.37	25.39	1

Al igual que en los casos pasados, la incertidumbre de los factores de campo fueron disminuyendo conforme el tamaño de campo aumentaba, con la diferencia de que la homogeneidad se aprecia desde el tamaño de campo más pequeño hasta el más grande (figura 39), salvo por el tamaño de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ esto debido al volumen tan pequeño. El tamaño de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ obtuvo una incertidumbre del 3,91 % siendo el más alto para esta energía, a partir de este la incertidumbre empieza a disminuir, teniendo el de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ una incertidumbre del 2,95 %, el de

$3 \times 3 \text{ cm}^2$ una incertidumbre del 2,21%, el de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ una incertidumbre del 1,91% y por último el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ una incertidumbre del 1,86%.

En la tabla 16 se muestran los factores de campo obtenidos de acuerdo a cada tamaño de campo haciendo una comparación con los dos diodos utilizados, ayudando a visualizar mejor los resultados para la obtención de la incertidumbre.

Tabla 16: Comparación de Factores de campo usando diodos, para tamaños de campo pequeños para energía de 10MV

TC	Razor	Edge Detector
$0,5 \times 0,5$	0.468	0.463
1×1	0.663	0.690
2×2	0.789	0.813
3×3	0.837	0.856
4×4	0.870	0.887
5×5	0.896	0.913

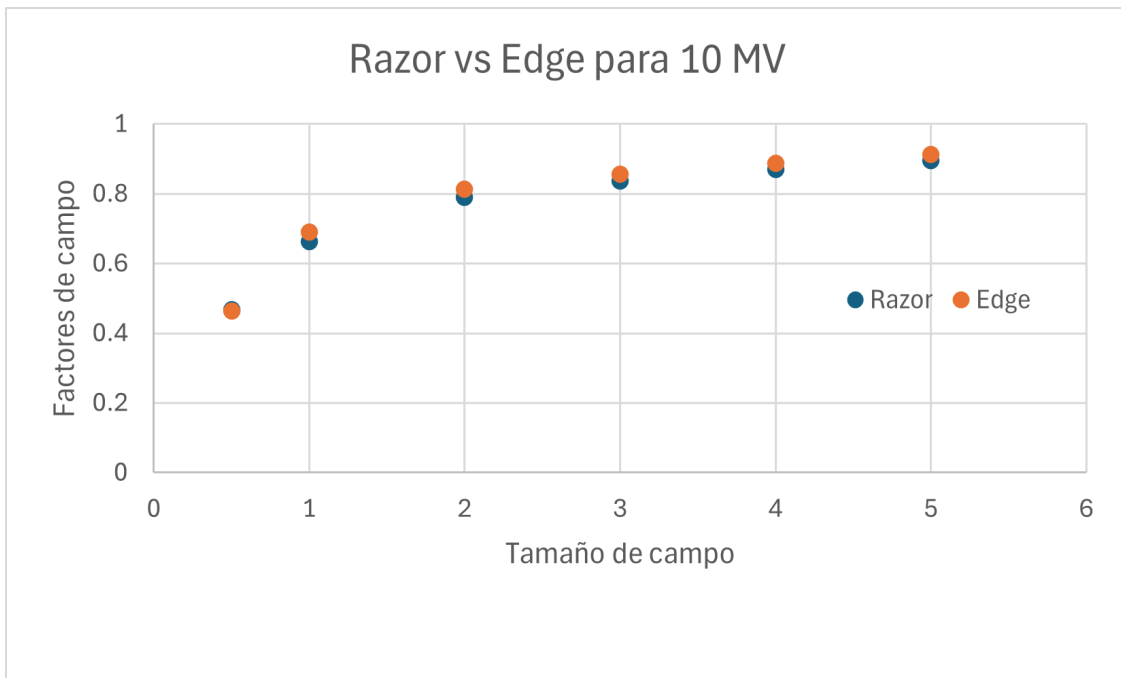


Figura 39: Comparación de factores de campo obtenidos mediante dos diodos, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.

5.2. Porcentajes de dosis en profundidad (PDD)

Para la obtención de los PDD se siguieron las recomendaciones del TRS-483 [13]. Los diodos fueron montados y centrados en los tamaños de campo según sus especificaciones y como se muestra en la figura 36. Con cada uno se dispararon fotones de energía de 4 MV, 6 MV y 10 MV y diferentes tamaños de campo como se muestra a continuación.

5.2.1. Energía de 4 MV

La figura 40 muestra las curvas de los PDD obtenidas mediante el diodo Razor, para tamaños de campo de : $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Se optó por no usar cámara de referencia por lo que los diodos pudieron haber captado ruido haciendo que las curvas no sean tan suaves esto no afecta los resultados para los tamaños de campo, las curvas no se superponen ni se interceptan lo que tiene una geometría esperada, las curvas no decaen de manera abrupta y en cada tamaño de campo el porcentaje de dosis se mantiene. Las curvas se visualizan según el TRS-483 y las referencias consultadas. [5] [14] [13]

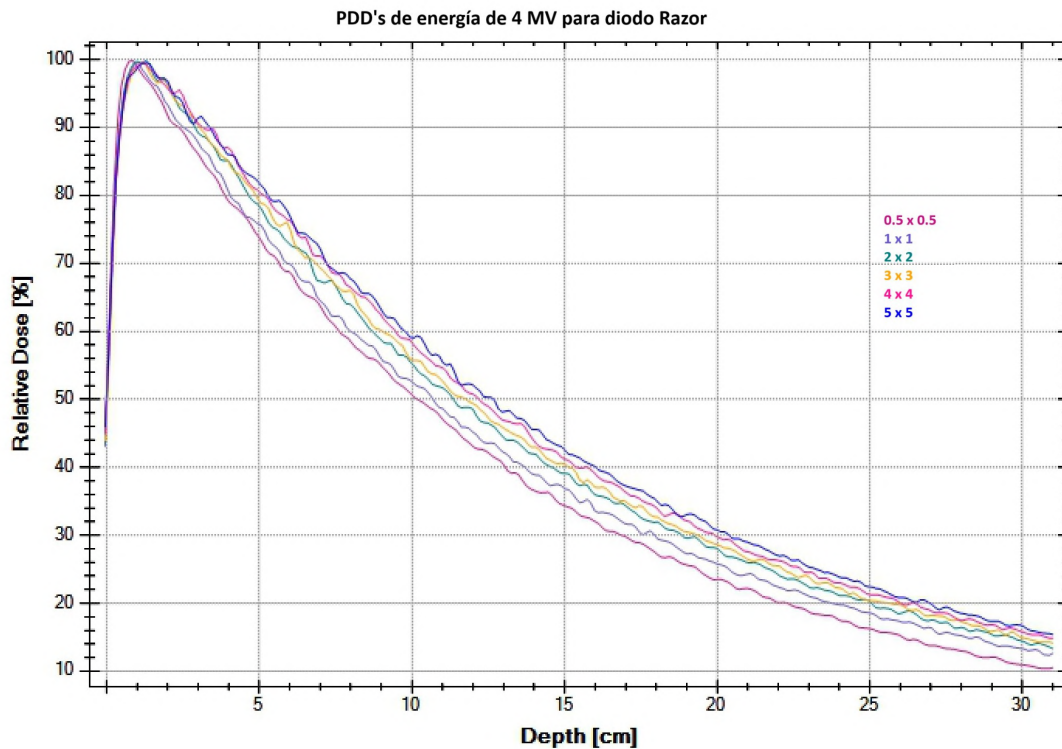


Figura 40: PDD's obtenidos mediante el diodo Razor, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.

Usando la ecuación 18 se obtuvieron los PDD a una $d = 10 \text{ cm}$. En la tabla 17 la segunda columna muestra el porcentaje de dosis obtenida y en la tercera se muestra el porcentaje de dosis esperada, en la cuarta columna se observan los porcentajes de incertidumbre. Para el tamaño de campo de $0,5 \times 0,5$ el TRS-483 [13] no muestra datos por lo que no se pudo comparar el porcentaje de dosis en estas condiciones.

Se espera que cuando el tamaño de campo sea más pequeño la incertidumbre sea más grande esto se debe a que en profundidad, la divergencia del haz provoca que aumente la superficie irradiada del diodo, incrementando la señal producida debido a la mayor cantidad de partículas cargadas.

Tabla 17: Incertidumbres obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 4 MV con el diodo Razor

TC	Medidos	Data Collection [2]	Incertidumbre
$0,5 \times 0,5$	50,72 %	N/A	N/A
1×1	52,81 %	53,87 %	1,93 %
2×2	55,31 %	55,82 %	0,91 %
3×3	56,01 %	57,15 %	1,99 %
4×4	58,55 %	58,27 %	0,48 %
5×5	59,35 %	59,78 %	0,72 %

En la figura 41 se observa que con el diodo Edge Detector pasa algo distinto, los PDD de los tamaños de campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ se llegan a sobreponer en la mayoría de la trayectoria, pero no así con las curvas inferior y superior de estos tamaños de campo, pero el porcentaje de dosis de todas las curvas se mantienen incluso tienen una D_{10} esperada según el Data Collection [2] así mismo tienen un comportamiento esperado según el TRS-483 y las referencias. [5] [14] [13]

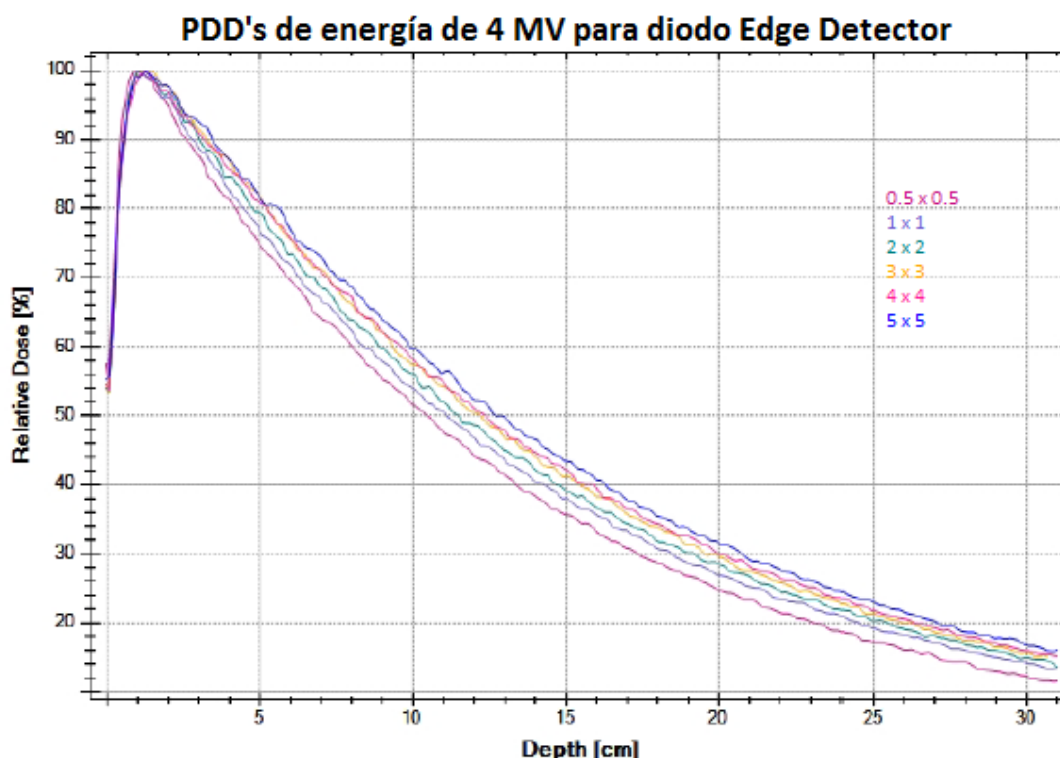


Figura 41: PDD's obtenidos mediante el diodo Edge Detector, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.

La tabla 18 muestra en la segunda columna el porcentaje de dosis obtenida, en la tercera columna el porcentaje de dosis esperada y en la cuarta el porcentaje

de incertidumbre obtenidas. A pesar que en el campo de 1×1 se encuentra la incertidumbre más pequeño (0,12%) la tendencia indica que conforme aumente el tamaño de campo el porcentaje de incertidumbre será menor. Nuevamente, con el tamaño de campo de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ tanto el TRS-483 [13] y el Data Collection [2] no cuentan con información para este campo por lo que no se realizó el análisis.

Tabla 18: Incertidumbre obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 4 MV con el diodo Edge Detector

TC	Medidos	Data Collection [2]	Incertidumbre
$0,5 \times 0,5$	51,54 %	N/A	N/A
1×1	53,94 %	53,87 %	0,12 %
2×2	56,04 %	55,82 %	0,39 %
3×3	57,48 %	57,15 %	0,57 %
4×4	58,17 %	58,27 %	0,17 %
5×5	59,63 %	59,78 %	0,25 %

La figura 42 muestra todos los PDD obtenidos con haces de fotones de energía de 4 MV tanto con el diodo Razor y el diodo Edge Detector. Se aprecia que de acuerdo al tamaño de campo las curvas de los dos diodos se llegan a interceptar y en algunos casos se sobreponen. Esto nos ayuda a visualizar que los dos diodos dan curvas muy parecidas, no son exactamente iguales debido a las características e incertidumbre que hay entre cada diodo, pero entregar resultados muy similares teniendo la geometría y comportamiento esperado de acuerdo del TRS-483. [13]

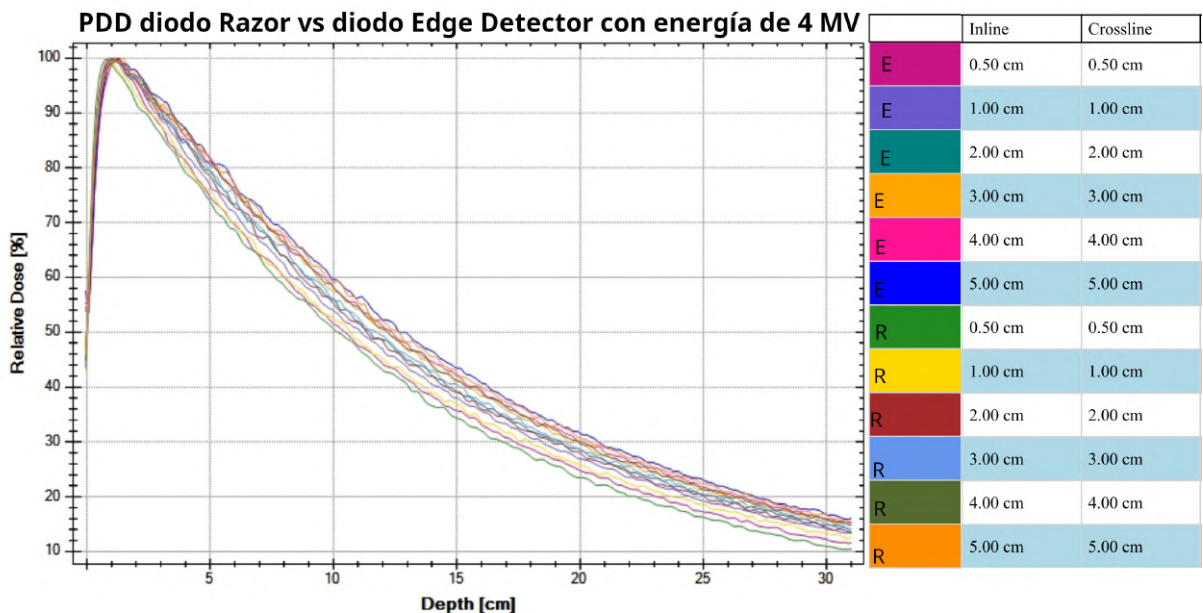


Figura 42: Comparación de PDD obtenidos mediante diodo Razor vs diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.

5.2.2. Energía de 6 MV

La figura 43 muestra los PDD obtenidos con el diodo Razor con una energía de 6 MV, para los distintos tamaños de campo antes mencionados. Las curvas no se sobrepone ni se interceptan, el porcentaje de dosis se mantiene y la D_{10} es aceptada de acuerdo al Data Collection [2] cumpliendo con los datos esperados. [5] [14] [13] [27]

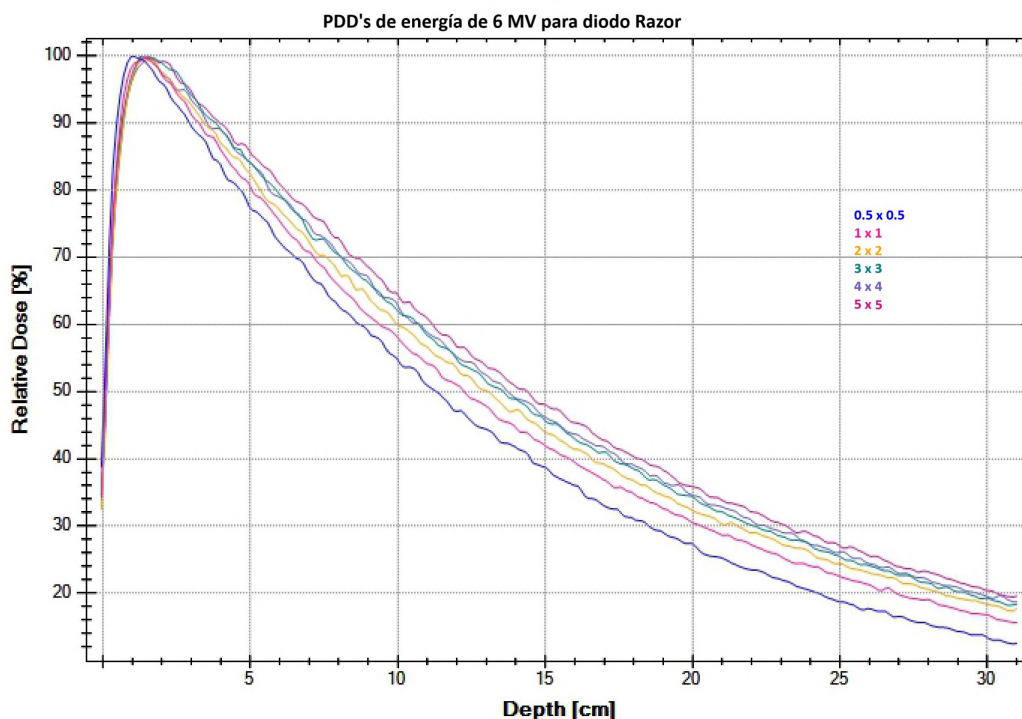


Figura 43: PDD's obtenidos mediante el diodo Razor, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.

Para esta energía se puede ver aun más clara la tendencia en cuanto a la incertidumbre pues en la tabla 19 se puede ver en la cuarta columna que la incertidumbre disminuye conforme el tamaño de campo aumenta, el tamaño de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ cuenta con una incertidumbre del 0,87 % en contraste con el tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ que tiene una incertidumbre del 0,18 %.

Tabla 19: Incertidumbre obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 6 MV con el diodo Razor

TC	Medidos	Data Collection [2]	Incertidumbre
$0,5 \times 0,5$	54,72 %	N/A	N/A
1×1	58,11 %	58,62 %	0,87 %
2×2	60,18 %	60,63 %	0,74 %
3×3	62,03 %	62,22 %	0,30 %
4×4	63,02 %	63,20 %	0,28 %
5×5	64,43 %	64,31 %	0,18 %

La figura 44 muestra los PDD obtenidos con el diodo Edge Detector con una energía de 6 MV, para los distintos tamaños de campo. Las curvas tienen la misma geometría cumpliendo con los datos del TRS-483 y otras referencias. [14] [13] [25] [28]

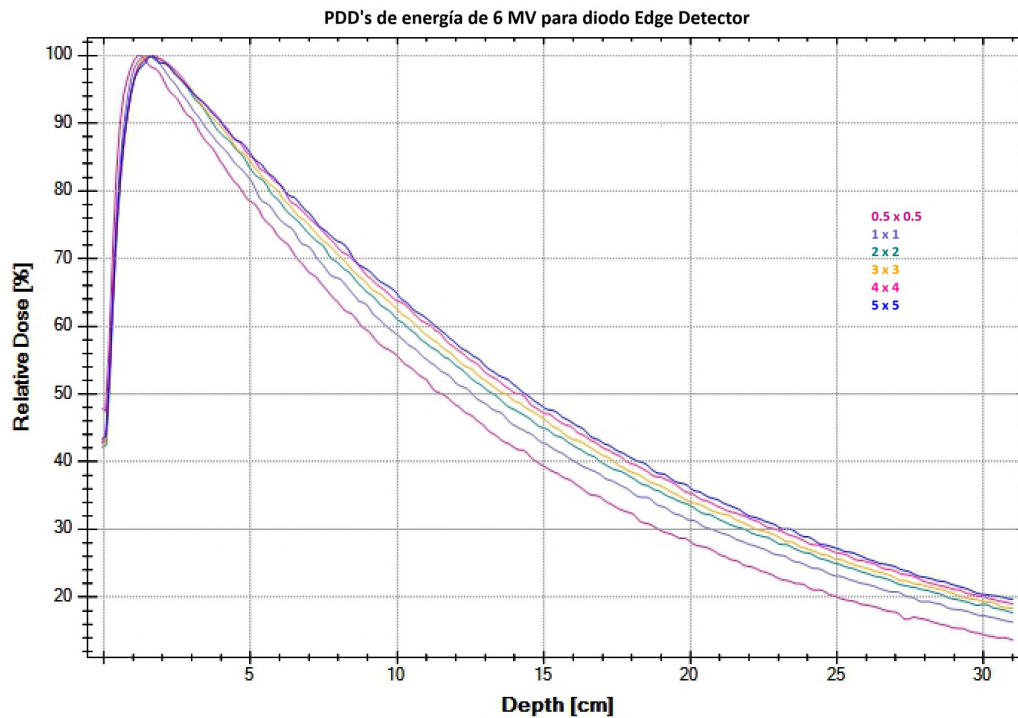


Figura 44: PDD's obtenidos mediante el diodo Edge Detector, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.

En la tabla 20 no se nota la tendencia ya que la incertidumbre más pequeña corresponde al campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (0,18%) mientras que la incertidumbre más grande corresponde al campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ (0,91%). Esto se puede deber a alguna alteración en el montaje del diodo o discrepancias con el diodo usado para la Data Collection.

Tabla 20: Incertidumbre obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 6 MV con el diodo Edge Detector

TC	Medidos	Data Collection [2]	Incertidumbre
$0,5 \times 0,5$	55,63 %	N/A	N/A
1×1	58,73 %	58,62 %	0,18 %
2×2	61,04 %	60,63 %	0,67 %
3×3	62,51 %	62,22 %	0,46 %
4×4	63,78 %	63,20 %	0,91 %
5×5	64,73 %	64,31 %	0,65 %

Con fines comparativos la figura 45 muestra todos los PDD obtenidos con energía de 6 MV, se aprecia que hay curvas que llegan a interceptarse, pero esto pasa con las curvas que corresponden al mismo tamaño de campo que para este

caso sería lo esperado. La diferencia entre curvas del mismo tamaño de campo existe gracias a las características y especificaciones de cada diodo.

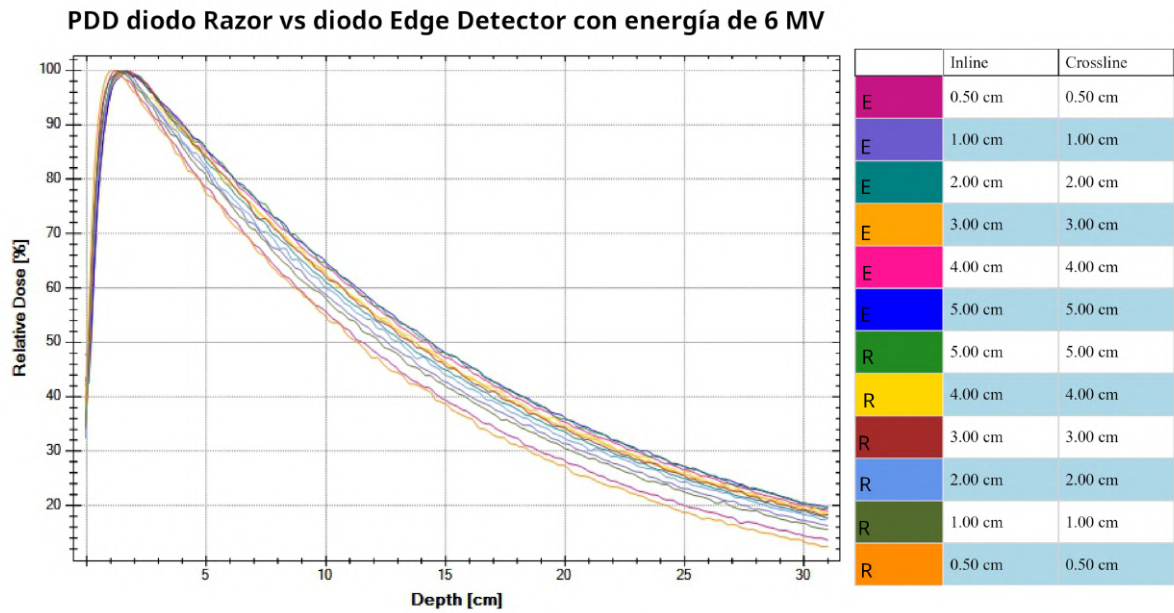


Figura 45: Comparación de PDD obtenidos mediante diodo Razor vs diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.

5.2.3. Energía de 10 MV

En la figura 46 se observa que la geometría de las curvas se mantiene como lo esperado, se puede apreciar que los PDD de los tamaños de campo de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$ la curva de porcentaje de dosis decae más rápido, como es lo esperado. Para ningún tamaño de campo la curva de porcentaje de dosis decae y la dosis de mantiene.

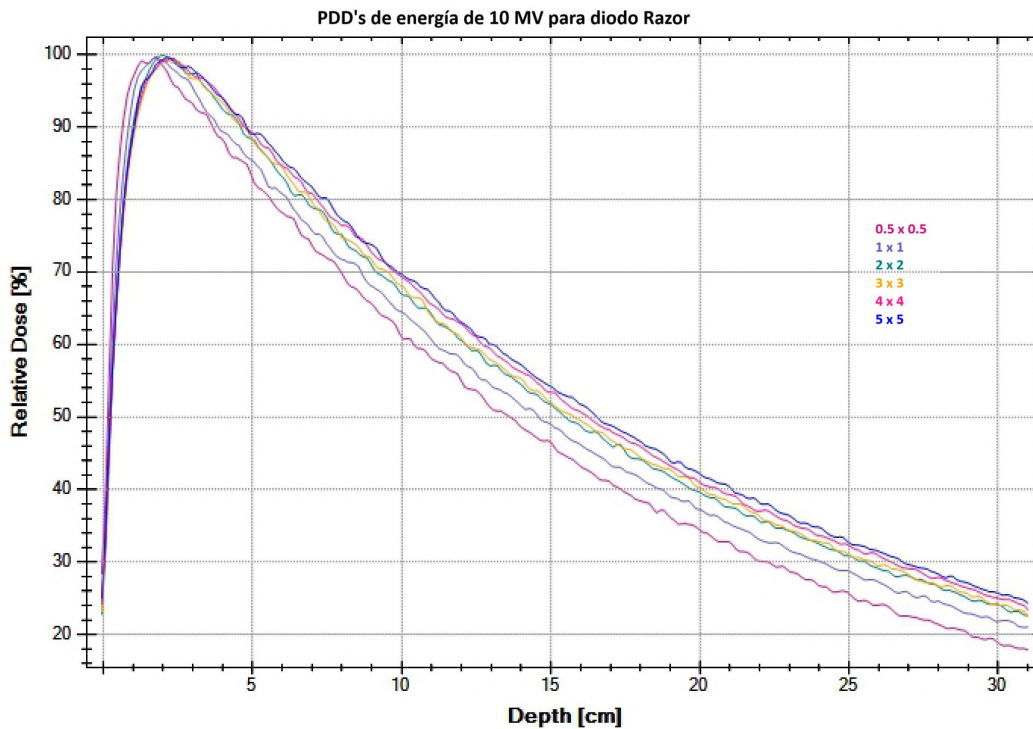


Figura 46: PDD's obtenidos mediante el diodo Razor, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.

Tanto en la tabla 21 como en la tabla 22 se observa que el porcentaje de dosis es mayor en comparación con los porcentajes de dosis de las energías pasadas ya que en este caso se usó la energía más grande obteniendo mayor dosis en en una misma profundidad.

En la segunda columna de la tabla 21, se observan que el porcentaje de dosis de los tamaños de campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ son muy similares, lo mismo ocurre con los porcentajes de dosis de los tamaños de campo de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, similar como se observa en la figura 46.

Tabla 21: Incertidumbres obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 10 MV con el diodo Razor

TC	Medidos	Data Collection [2]	Incertidumbre
$0,5 \times 0,5$	61,21 %	N/A	N/A
1×1	64,71 %	65,24 %	0,81 %
2×2	67,03 %	66,80 %	0,34 %
3×3	68,57 %	68,26 %	0,45 %
4×4	69,67 %	69,61 %	0,08 %
5×5	69,94 %	70,27 %	0,46 %

En la figura 47 ocurre algo parecido que con la figura pasada, pues los PDD de los tamaños de campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$ se llegan a interceptar en varios puntos. La geometría de las curvas siguen siendo las esperadas ya que ningún tamaño de campo el porcentaje de dosis decae de forma abrupta y el D_{10} se asemeja con el del Data Collection [2]

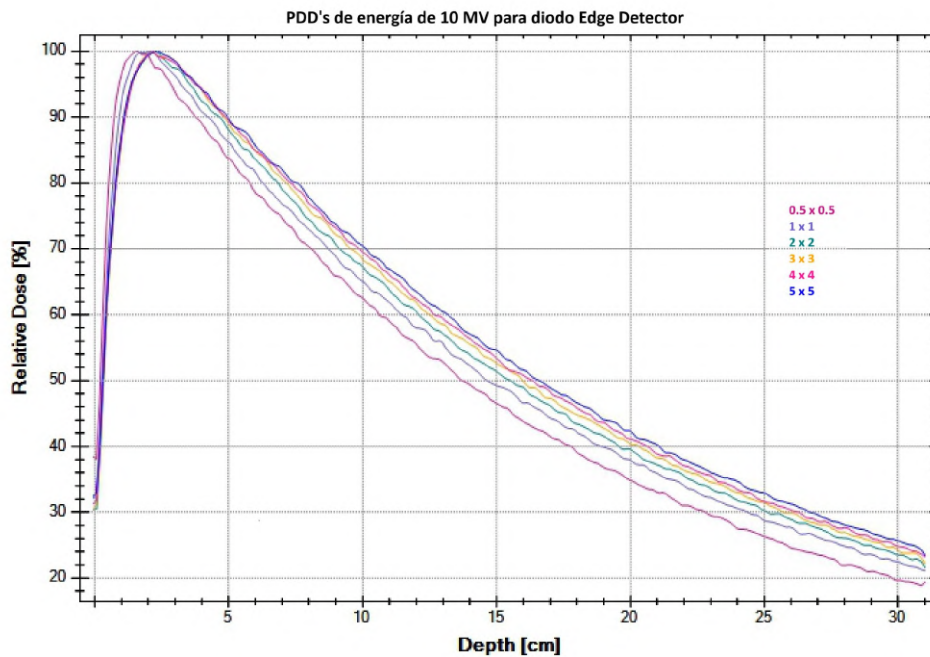


Figura 47: PDD's obtenidos mediante el diodo Edge Detector, para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.

En la tabla 22 se observa que los porcentaje de incertidumbre más grandes corresponden a los tamaños de campo más pequeños, el de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ con 0,29 % y el de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ con 0,68 %. Por otro lado los porcentajes de incertidumbre más pequeños corresponden con los tamaños de campo más grandes, como lo indica la bibliografía ([13] [14] [25]), el de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ con 0,19 %, el de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ con 0,15 % y el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ con 0,24 %.

Tabla 22: Incertidumbres obtenidas a 10 cm de profundidad para energía de 10 MV con el diodo Edge Detector

TC	Medidos	Data Collection [2]	Incertidumbre
$0,5 \times 0,5$	62,53 %	N/A	N/A
1×1	65,05 %	65,24 %	0,29 %
2×2	67,26 %	66,80 %	0,68 %
3×3	68,39 %	68,26 %	0,19 %
4×4	69,50 %	69,61 %	0,15 %
5×5	70,44 %	70,27 %	0,24 %

En la figura 48 nuevamente se puede apreciar que para ambos diodos el porcentaje de dosis se mantiene en todo el trayecto de la curva, también se observa que hay PDD que se superponen los cuales corresponde con los mismos tamaños de campo, es algo esperado pues los porcentajes de dosis medidos son muy parecidos a partir del tamaño de campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ hasta el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y esto ocurre con ambos diodos.

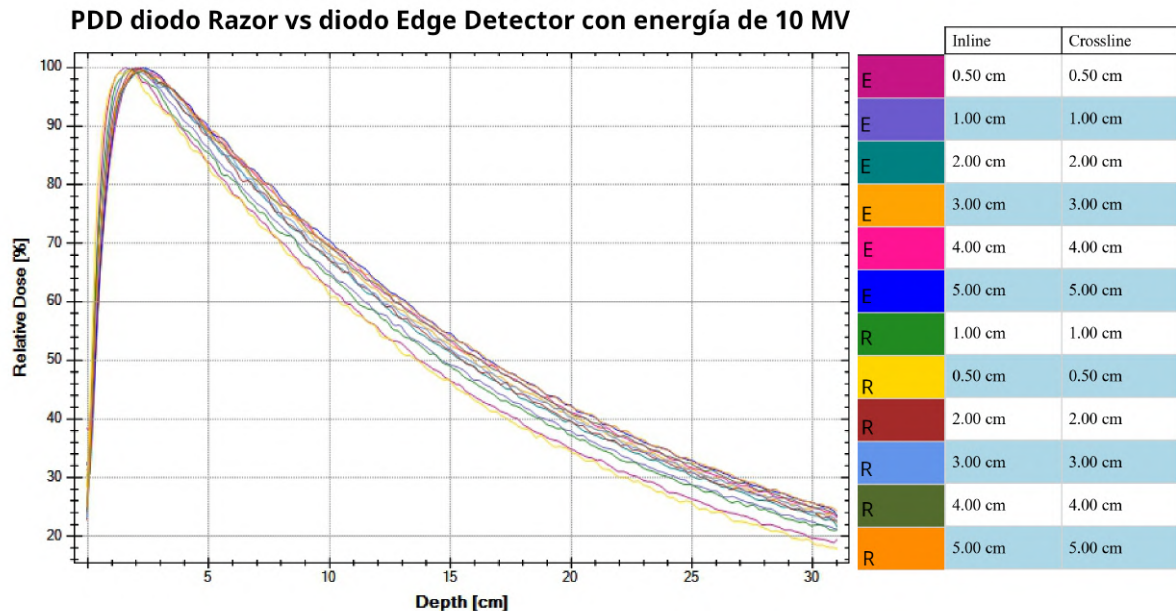


Figura 48: Comparación de PDD obtenidos mediante diodo Razor vs diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.

5.3. Perfiles de dosis

A continuación se muestran los perfiles de dosis inline y crossline obtenidos con ambos diodos, con haces de fotones de 4 MV, 6MV y 10 MV, los cuales fueron obtenidos con las recomendaciones del TRS-483 [13]. Los diodos fueron montados al centro del crosshair como se muestra en la figura 36, de igual manera se optó por no usar cámara de referencia, para evitar alguna perturbación que pudiera generar. Los tamaños de campo con los que se trabajó fueron con: $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

5.3.1. Energía de 4 MV

Para ambos diodos la geometría de los inline y crossline son muy semejantes, en la zona de penumbra las curvas se sobrepone haciendola parecer una sola, en los tamaños de campo más pequeños, la penumbra es menor. Comparando los perfiles de ambos diodos es difícil encontrar diferencias a simple vista. Es notable ver que los tamaños de campo más grande cuentan con un mayor aplanado y conforme el tamaño de campo disminuye el aplanado va desapareciendo esto debido a la oclusión parcial en el campo de radiación como se muestra en la figura 13. Cuando el tamaño de campo es más pequeño la dosis en el eje central también se ve afectada, por lo que el perfil disminuye su valor de dosis en el centro del campo.

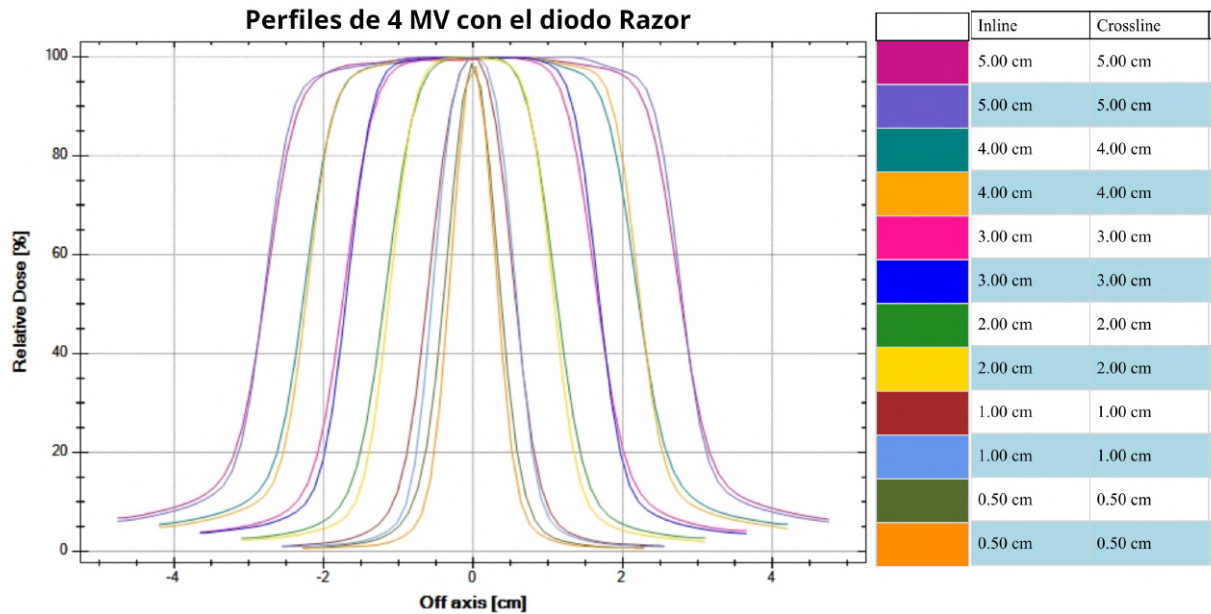


Figura 49: Perfil obtenido mediante diodo Razor para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.

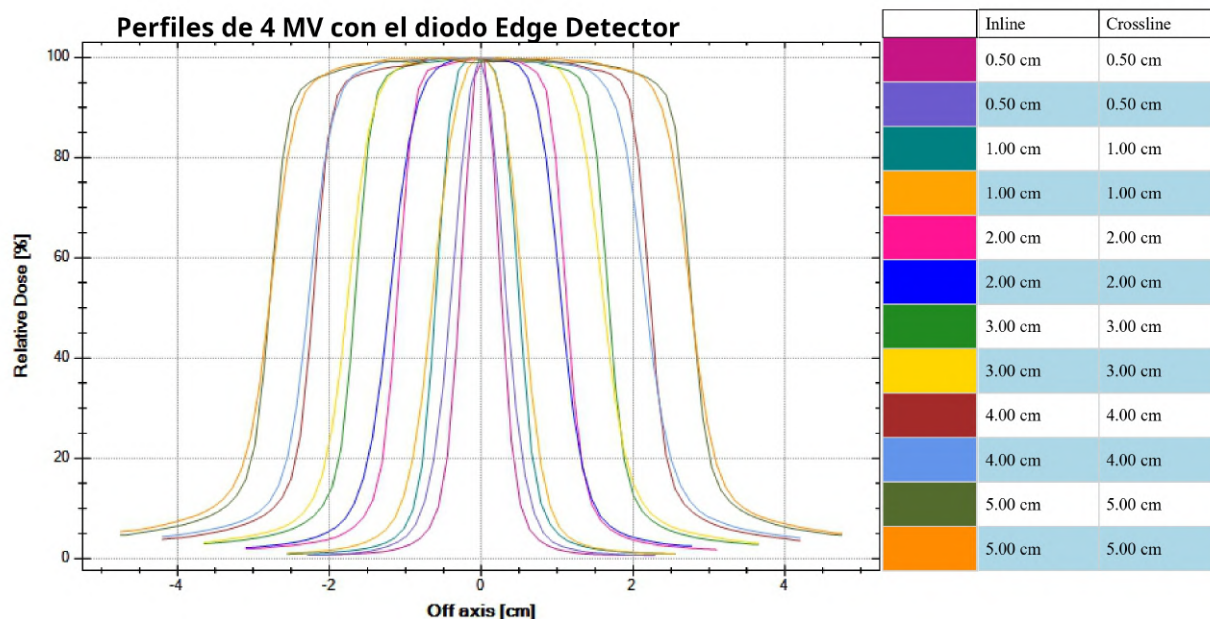


Figura 50: Perfil obtenido mediante diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 4 MV.

5.3.2. Energía de 6 MV

Tanto en la figura 51 como en la figura 52 se tienen los resultados esperados, en ambos diodos los inline y los crossline cuentan con la geometría esperada. En tamaños de campo pequeños, la meseta de dosis va desapareciendo, por lo que la penumbra es mayor en los tamaños de campo mayores y se muestra más ancha debido a la mayor cantidad de fotones dispersos de baja energía que en el haz de 4 MV.

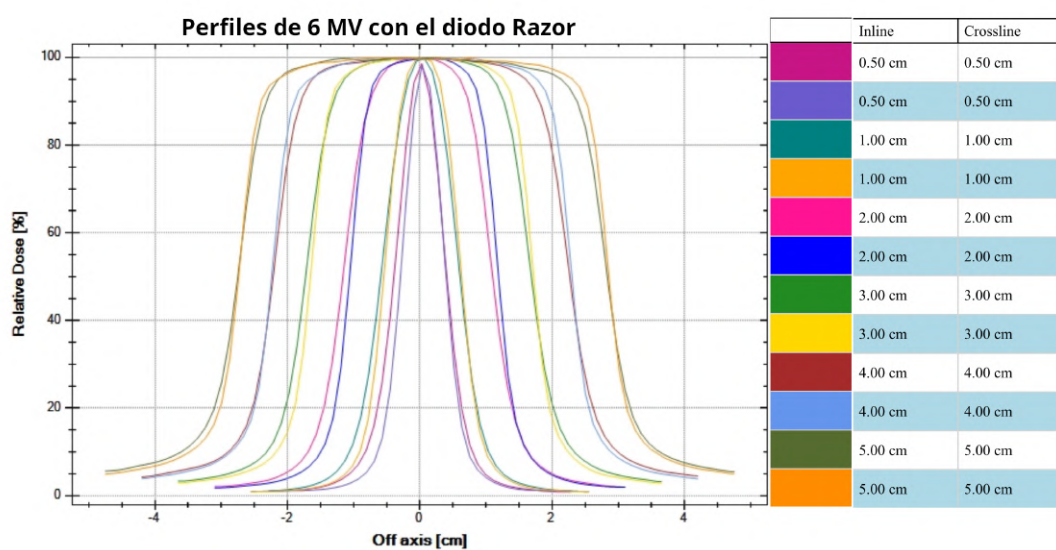


Figura 51: Perfil obtenido mediante diodo Razor para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.

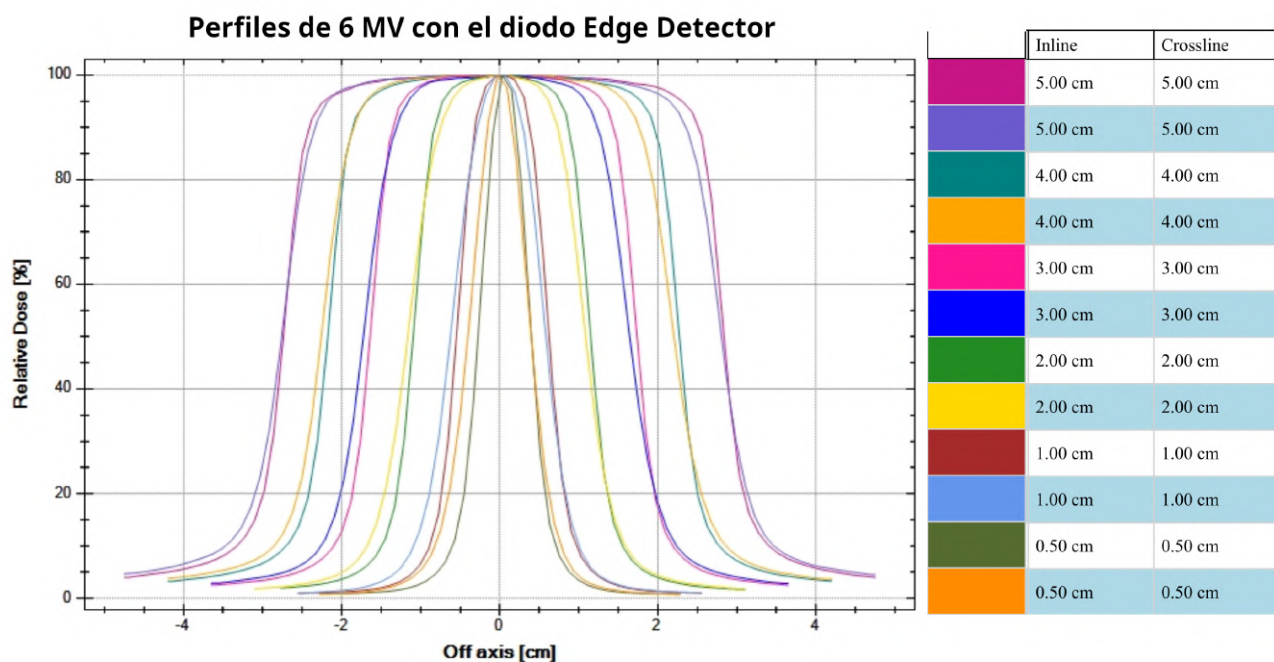


Figura 52: Perfil obtenido mediante diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 6 MV.

5.3.3. Energía de 10 MV

A simple vista es difícil distinguir diferencias entre la figura 53 y la figura 54 pues en ambas se conserva la geometría esperada y las curvas se comportan de acuerdo a la bibliografía ([13] [14]), los perfiles de tamaños de campo pequeños presentan una penumbra menor y una meseta muy corta o carecen de esta, a comparación con los perfiles de tamaño de campo convencional donde ocurre lo contrario.

Los tamaños de campo más pequeños, $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$, carecen de aplanado, son pocos simétricos y la penumbra es muy delgada como es lo esperado, esto en contraste con los tamaños de campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$ donde el aplanado se ve a simple vista y la penumbra es mucho más ancha, debido a la mayor cantidad de fotones dispersos de baja energía en el haz de 10 MV. [1] [27] [28]

El comportamiento de los diodos fue muy similar arrojando resultados muy parecidos, para ambos diodos se cumple lo esperado, hay pequeñas diferencias en los perfiles debido a las características propias de cada diodo como el volumen sensible, el tamaño, el material, el tipo de semiconductor del detector, como se ve en la Tabla 6. Estas diferencias causan que los perfiles no sean exactamente iguales.

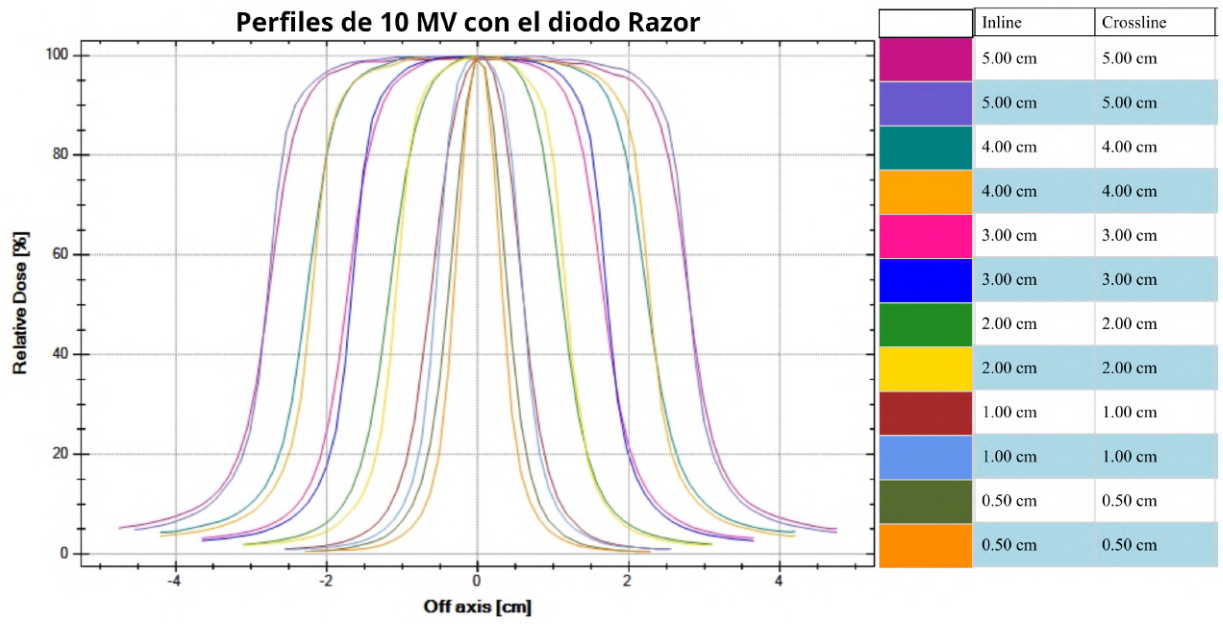


Figura 53: Perfil obtenido mediante diodo Razor para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.

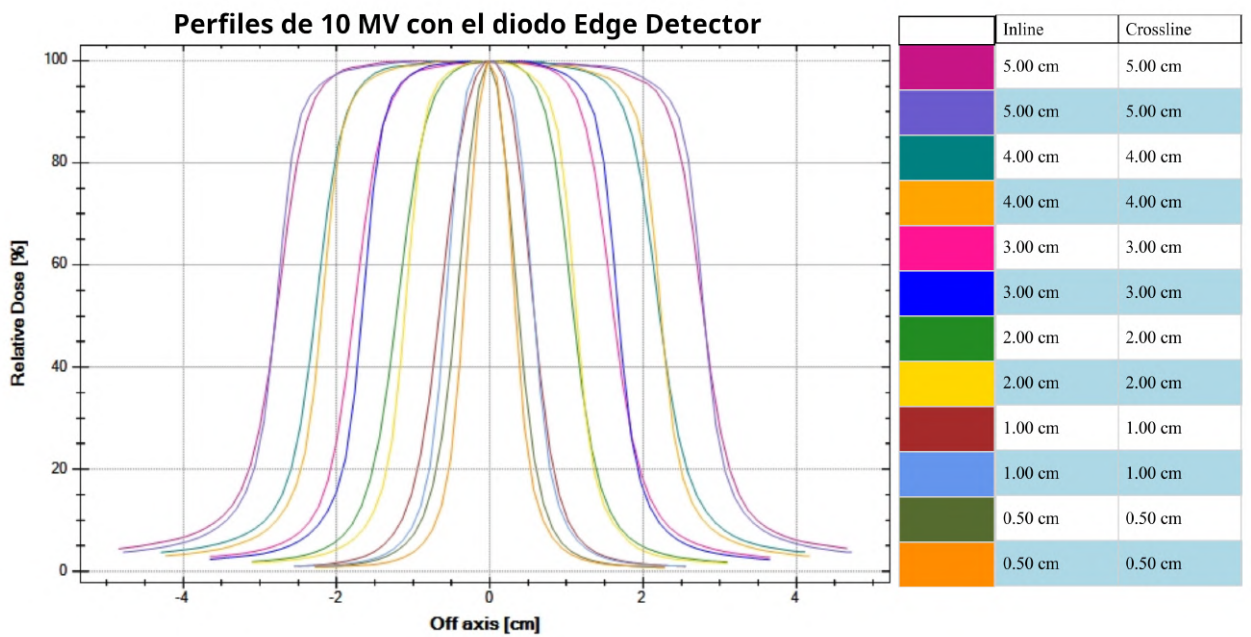


Figura 54: Perfil obtenido mediante diodo Edge Detector para tamaños de campo menores a 5×5 para energía de 10 MV.

6. Conclusiones

El trabajo presenta una breve introducción al área de dosimetría y física de radiaciones aplicadas al área clínica esto con el fin de comprender la importancia de la dosimetría para campos pequeños. Así mismo, con el fin de fortalecer los conceptos teóricos y adquirir experiencia práctica en la dosimetría, se realizaron algunas pruebas utilizando dos diferentes detectores y así explorar cual diodo podría tener mejor rendimiento para obtener: factores de campo, perfiles de dosis y porcentajes de dosis en profundidad, siguiendo las recomendaciones del TRS-483 y así obtener una correcta calibración cumpliendo los objetivos planteados en un inicio, se puede concluir que:

- Las pruebas realizadas con energía de 6 MV son las que realmente tienen validez clínica ya que la energía de 4MV al brindar una tasa de dosis limitada no es usada en tratamientos y el TRS-483 no brinda datos con esta energía, mientras que la energía de 10 MV no es tan recomendada debido a la cantidad de neutrones dispersos que genera los cuales pueden provocar daños al paciente.
- No fue necesario aplicar el factor de corrección para los factores de campo ya que el acelerador lineal es capaz de formar campos $10 \times 10 \text{ cm}^2$ el cual fue usado como campo de referencia.
- Se obtuvieron valores de factores de campo menores a 1 lo cual es lo esperado, con los PDD obtuvieron incertidumbres menores al 2% lo cual es el límite con un incertidumbre del 5%. Los perfiles de los tamaños de campo de $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$ carecen de aplanado o es mínimo y la penumbra es menos ancha debido a la oclusión parcial en el campo de radiación generada por las MLC, conforme el tamaño de campo aumenta, el aplanado y la penumbra aumentan.
- Los factores de campo, PDD y perfiles cumplen con la geometría y comportamiento esperado de acuerdo al TRS-483 [13]: factores de campo menores a 1, el porcentaje de dosis se mantiene y no cae de manera abrupta en los PDD y la simetría y el aplanado de los perfiles corresponden con su tamaño de campo.
- Tanto el diodo Razor como el diodo Edge Detector son capaces de realizar pruebas dosimétricas, para tamaños de campo pequeños, por lo que no hay diferencias particularmente importantes entre los PDD, perfiles y factores de campo obtenidos con estos diodos.
- En los factores de campo se comprobó que el diodo Edge Detector es más sensible en la recolección de cargas por lo que sus lecturas son mucho mayores que las lecturas con el diodo Razor, a pesar de esto los factores de campo no son significativamente diferentes como se observó en la comparación de los factores de campo en forma gráfica.

Referencias

- [1] Ardila Martínez, I. D. (2020). Dosimetría de campos pequeños de fotones en el contexto de tratamiento de radiocirugía estereotáctica intracraneal (SRS). (Tesis de maestría, Pontificia Universidad Javeriana). Recuperado de <https://n9.cl/hjc8c>
- [2] Aktina Medical Physics Group. (2020). MLC Upgrade Beam Matching and Data Collection. Hospital Infantil Teletón de Oncología, Querétaro, México.
- [3] Brualla González, L. (2015). Dosimetría y verificación de tratamientos en Radioterapia: Intercomparación de soluciones existentes y desarrollo de soluciones basadas en cámaras de ionización líquida. (Tesis de doctorado, Universidad de Valencia). Recuperado de <https://core.ac.uk/download/pdf/71051361.pdf>
- [4] Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas. (2010). Las radiaciones ionizantes en un servicio de radioterapia. Recuperado de https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/550850078_4122009123549.pdf
- [5] Das, I. J., Francescon, P., Moran, J. M., Ahnesjö, A., Aspradakis, M. M., Cheng, C., ... Sauer, O. A. (2021). Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. Medical Physics. doi:10.1002/mp.15030
- [6] Esteban Temprano, A. (2022). Dosimetría relativa de campos de electrones para un acelerador de uso clínico. (Tesis de maestría, Universidad de Granada). Recuperado de https://digibug.ugr.es/bitstream/handle/10481/79054/TFM_AngelaEstebanTemprano.pdf?sequence=4#:~:text=Un%20factor%20de%20campo%20es,un%20campo%20est%C3%A1ndar%20de%20referencia.
- [7] Feldman, J. and Orion, I. (2016) Small Volume Ionization Chambers Angular Dependence and Its Influence on Point-Dose Measurements. International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 5, 26-32. doi: 10.4236/ijmpcero.2016.51003.
- [8] Filipuzzi, M. (2013). Determinación experimental de penumbra de pequeños haces de radiación y corrección por función de respuesta mediante deconvolución. (Tesis de maestría, Universidad Nacional de Cuyo, Balseiro, Argentina). Recuperado de <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/437/>
- [9] González Pérez, K. (2018). Control de calidad paciente específico en radiocirugía. (Tesis de maestría, Universidad Nacional de Cuyo, Balseiro, Argentina). Recuperado de https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/770/1/1Gonz%C3%A1lez_P%C3%A9rez.pdf
- [10] Hernández, A., Lizuain, M., & Picón, C. (2016). Fundamentos de Física Médica Volumen 3 Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. Recuperado de <https://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/1-libro-de-radioterapia-esp%C3%B1ol.pdf>

- [11] Huguet, F., Haberer-Guillerm, S., & Monnier, L. (2014). Radioterapia. EMC - Tratado de Medicina, 18(3), 1–6. doi:10.1016/s1636-5410(14)68143-5
- [12] Instituto nacional del cáncer. (2019). Radioterapia para tratar el cáncer. Recuperado de: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos/radioterapia>
- [13] International Atomic Energy Agency. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 483, IAEA, Viena (2017)
- [14] Khan, M. (2014). The physics of radiation therapy. (5ta ed.). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [15] Lara, M. R. (2021). Historia de la radioterapia en Latinoamérica. Recuperado de https://www.alatro.org/files/portalcontenidos/20/documentos/Historia-radioterapia_.pdf
- [16] Mostazo C. M. (2013). Interacción Radiación-Materia Conceptos Básicos. Recuperado de <https://www.usc.gal/genp/docencia/TecnExpAvan.pdf>
- [17] Organismo Internacional de Energía Atómica. (2022). ¿Qué es la radiación?. Recuperado de <https://www.iaea.org/es/newscenter/news/que-es-la-radiacion>
- [18] Organismo Internacional de Energía Atómica. (2023). ¿Qué es la radioterapia?. Recuperado de <https://www.iaea.org/es/newscenter/news/que-es-la-radioterapia>
- [19] Organismo Internacional de Energía Atómica. (2017). Optimization in brachytherapy. Recuperado de <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiotherapy/brachytherapy/optimization>
- [20] Papp,C.M. (2012). Construcción de un Fantoma Antropomórfico para mediciones de dosis en manos en procedimientos de Braquiterapia. (Tesis de maestría, Fundación Escuela Medicina Nuclear). Recuperado de <http://ricabib.cab.cnea.gov.ar/393/1/1Papp.pdf>
- [21] Perez, C., Brady, L., Halperin, E., Wazer, D., (2019). Principles and Practice of Radiation Oncology. China: Wolters Kluwer.
- [22] Podgorsak, E. B. et al. (2005). Radiation oncology physics. Recuperado de https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf
- [23] Roig Petit, F. (2013). Radiaciones: Aplicaciones y riesgos para la salud. Recuperado de <https://www.uv.es/aprjuv/quaderns/3/Roig-RADIACIONES.pdf>
- [24] Seltzer, S. (2011). Fundamental quantities and units for ionizing radiation. ICRU Journal, 11(1):1. doi:10.1093/jicru/ndr006
- [25] Spretz, T. E. (2016). Dosimetría de campos pequeños de fotones en radioterapia. Intercomparación entre distintos detectores.(Tesis de maestría, Instituto Balseiro). Recuperado de <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/578/1/1Spretz.pdf>

- [26] Tamura, M., Matsumoto, K., Otsuka, M., & Monzen, H. (2020). Plan complexity quantification of dual-layer multi-leaf collimator for volumetric modulated arc therapy with Halcyon linac. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*. doi:10.1007/s13246-020-00891-2
- [27] Tolabin, D. E. (2017). Medidas de dosimetría relativa y análisis de incertidumbre en campos pequeños. (Tesis de maestría, Instituto Balseiro). Recuperado de <https://core.ac.uk/download/pdf/160024479.pdf>
- [28] Umpire, B. L. (2019). Comparación dosimétrica de cuatro sistemas de detección para campos pequeños de un haz de fotones de 6 MV. (Tesis de licenciatura, Universidad Nacional Mayor de San Marcos). Recuperado de https://cyberthesis.unmsm.edu.pe/bitstream/20.500.12672/11562/1/Umpire_bl.pdf
- [29] Valente, M. (2017). Física de la Radioterapia. Recuperado de https://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/NOTAS_FisicaRadioterapiaUFRO_2018.pdf
- [30] Valente, M. (2019). Fundamentos de la Física Médica. Recuperado de https://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/Notas_FundamentosdeFisicaMedica_2019.pdf
- [31] Valente, M., Pérez, P. & Vedelago, J. (2018). Fundamentos de la Física Médica. Recuperado de <http://liifamirx.famaf.unc.edu.ar/wp-content/uploads/2018/04/fundamentos2017.pdf>
- [32] VEYRON. (2023). Manual de curso de protección radiológica nivel POE.