



UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA
Unidad Iztapalapa
División de Ciencias Básicas e Ingeniería
Especialización en Física Médica Clínica

Caracterización dosimétrica de un detector microDiamond para campos pequeños en radioterapia

José Julián Uribe Cortes
Matricula: 2201801570

Tesina presentada para optar al título de Especialista en Física Médica Clínica.

Tutor: M. Sc. Miguel Rodríguez Ponce
Jefe del departamento de Biofísica.
Instituto Nacional de Cancerología.

Sinodo:
Presidente: Dr. Juan Azorín Nieto
Secretario: M. Sc. Miguel Rodríguez Ponce
Vocal: M. Sc. José Alfredo Herrera González
Iztapalapa, Ciudad de México.
7 de julio de 2022.

Dedico este trabajo a todas las personas que conocí y me acompañaron en mi estadía en México, a mis hermanos, a mi madre, y de forma muy especial a mi padre Marcelino Uribe quien ha sido un ejemplo importante en mi vida y a la fecha se encuentra en condición delicada de salud.

Agradecimientos

Expreso mi profundo agradecimiento a mi tutor el M.Sc. Miguel Rodríguez Ponce, por su desinteresada colaboración sin importar la adversidades del clima y su tiempo de descanso, por su asesoría y aportes al trabajo sin los cuales este no sería posible, también agradezco a todos los Físicos Médicos del servicio de radioterapia del Instituto Nacional de Cancerología, en especial al MSc José Alfredo Herrera González, al MSc Jonathan Elizalde Cabrera y a la MSc Noemi Salas Bautista, quienes contribuyeron de forma significativa en mi formación académica y me permitieron aprender de su experiencia, de igual forma expreso mi agradecimiento al Instituto Nacional de Cancerología que me acogió como residente por espacio de dos años y me permitió disponer de los diferentes recursos tecnológicos y experimentales para mi formación y para la realización del presente trabajo.

También agradezco a la Universidad Autónoma Metropolitana y a los docentes de la Especialidad en Física Médica Clínica, en especial a la Dra. Silvia Hidalgo Tobón, por todos sus aportes conceptuales, por creer en mí y por el constante apoyo que me brindaron incluso en los momentos de dificultad que trajo la pandemia.

Resumen

En los tratamientos con radiación, los campos pequeños son usados principalmente en procedimientos de radiocirugía estereotáctica, radioterapia estereotáctica de cuerpo y radioterapia de intensidad modulada, todos estos procedimientos se realizan en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan). La dosimetría de campos pequeños difiere a la de los campos convencionales y requiere de una caracterización minuciosa, precisa, y estricta del sistema de dosimétrico que se utilice, la influencia del mismo detector en las medidas requiere de la aplicación de factores de corrección que dependen de varios aspectos, por lo que es indispensable conocer a detalle la respuesta del detector ante parámetros como el tiempo de irradiación, la dosis, la tasa de dosis, la energía y la dirección de incidencia de la radiación, entre otros. La propuesta de tesina se encamina a realizar la caracterización dosimétrica de un detector diseñando para campos pequeños denominado microDiamond (PTW 60019) para su implementación como dosímetro en el servicio de radioterapia del INCan.

Palabras clave: Campos pequeños, dosimetría, caracterización, sistema dosimétrico, microDiamond (PTW 60019).

Abstract

In radiation treatments, small fields are used mainly in stereotactic radiosurgery procedures, stereotactic body radiotherapy and intensity modulated radiotherapy, all these procedures are performed at the National Cancer Institute (INCan). The dosimetry of small fields differs from conventional fields and requires a detailed, precise, and strict characterization of the dosimetry system that is used, the influence of the same detector in the measurements requires the application of corrections factors that depend on various aspects, so it is essential to know in detail the detector's response to parameters such as irradiation time, dose, dose rate, energy and direction of incidence of radiation, among others. The thesis proposal is aimed at carrying out the dosimetric characterization of a detector designed for small fields called microDiamond (PTW 60019) for its implementation as a dosimeter in the INCan radiotherapy service.

Keywords: Small fields, dosimetry, characterization, dosimetric system, microDiamond (PTW 60019).

Contenido

Agradecimientos	v
Resumen	vii
1. Introducción	2
1.1. Antecedentes	2
1.2. Hipótesis y objetivos	5
1.3. Hipótesis	5
1.3.1. Objetivo General	5
1.3.2. Objetivos Específicos	5
2. Marco Teórico	6
2.1. Detectores tipo Diodo	6
2.1.1. Diodo Schottky	7
2.1.2. Detectores de Diamante	8
2.1.3. Detector microDiamond tipo 60019	9
2.1.4. Caracterización dosimétrica	10
2.2. Control de Calidad	14
2.2.1. Control de calidad mecánico - Machine Performance Check (MPC)	14
2.2.2. Control de calidad dosimétrico	18
2.3. Consideraciones físicas de los campos pequeños	25
2.3.1. Condiciones para campo pequeño	25
3. Métodos y Materiales	31
3.1. Generalidades	31
3.2. Pre-irradiación y Estabilidad	34
3.3. Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis	34
3.4. Fondo	35
3.5. Dependencia Energética	35
3.6. Dependencia Direccional	35
3.7. Dosimetría relativa y comparación con detectores	36
3.7.1. Perfiles de Dosis y Porcentaje de Dosis en Profundidad	36
3.7.2. Factores de salida y factores de salida de campo	38

3.8. Dosimetría absoluta	38
4. Resultados y Discusión	40
4.1. Pruebas control de calidad mecánico - MPC	40
4.2. Caracterización dosimétrica	42
4.2.1. Pre-irradiación y Estabilidad	42
4.2.2. Fondo	43
4.2.3. Reproducibilidad	43
4.2.4. Linealidad	45
4.2.5. Dependencia con la tasa de dosis	46
4.2.6. Dependencia con la Energía	47
4.2.7. Dependencia Direccional	48
4.3. Dosimetría relativa y comparación con detectores	49
4.3.1. Tamaños de campo convencionales	49
4.3.2. Tamaños de campo bajo condiciones de campo pequeño	56
4.3.3. Factores de salida y factores de salida de campo	64
4.4. Dosimetría absoluta	65
5. Conclusiones y perspectivas	67
5.1. Conclusiones	67
5.2. Trabajos a futuro	68
Bibliografía	69

Lista de Figuras

2-1. Diagrama ilustrativo de un diodo detector de unión p-n.	7
2-2. Diagrama de bandas de energía para el contacto metal-semiconductor tipo p.	8
2-3. Proceso de deposición.	9
2-4. Diagrama ilustrativo del detector microDiamond y fotografía del detector.	10
2-5. Maniquí IsoCal posicionado en camilla del acelerador.	15
2-6. Representación multihojas patrón peine, para prueba de precisión de MLC.	16
2-7. Representación de mandíbulas de colimación X1/X2 y Y1/Y2.	16
2-8. Representación posiciones de colimador con MLC en patrón tipo peine, para prueba de desplazamiento de rotación.	17
2-9. Representación haces de radiación sin filtro y con filtro de aplanado.	20
2-10. Perfiles para haz sin filtro de aplanado y con filtro de aplanado.	21
2-11. Perfil típico para un haz sin filtro de aplanado.	22
2-12. Perfiles FFF y FF.	23
2-13. Razón entre dosis absorbida y kerma electrónico en agua.	26
2-14. Oclusión de la fuente.	27
2-15. Ensanchamiento aparente del perfil debido a campo pequeño.	28
2-16. Efecto volumen promedio sobre un perfil.	29
3-1. Equipamiento utilizado.	33
3-2. Ángulo polar y ángulo azimutal del detector microDiamond para la evaluación de la dependencia direccional.	36
3-3. Direcciones <i>inplane</i> y <i>crossplane</i> para la adquisición de perfiles.	37
4-1. Respuesta del detector a la pre-irradiación.	42
4-2. Reproducibilidad del detector a diferentes UMs.	44
4-3. Respuesta lineal del detector y porcentaje de desviación de la carga por unidad de dosis.	45
4-4. Variación de la sensibilidad en función de la tasa de dosis.	46
4-5. Variación de la sensibilidad en función de la calidad del haz Q	47
4-6. Respuesta direccional del detector.	48
4-7. Porcentaje de dosis en profundidad tamaño de campo de 10 x 10 cm ²	49
4-8. Perfiles <i>Inplane</i> , <i>crossplane</i> para los haces de 6 MV y 6 MV-FFF.	51
4-9. Perfiles <i>Inplane</i> , <i>crossplane</i> para los haces de 10 MV, 10 MV-FFF	52

4-10. Porcentaje de dosis en profundidad campo nominal $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$, para los haces de 6 MV y 6 MV-FFF.	56
4-11. Perfiles <i>Inplane</i> y <i>crossplane</i> haz de 6 MV en campos pequeños.	59
4-12. Perfiles <i>Inplane</i> y <i>crossplane</i> haz de 6 MV-FF en campos pequeños.	60
4-13. Factores de salida y factores de salida de campo.	65

Lista de Tablas

2-1. Características dosimétricas del detector microDiamond tipo 60019.	13
3-1. Principales características nominales de los detectores usados.	32
3-2. Resumen mediciones de dosimetría relativa realizadas.	39
4-1. Resultados pruebas mecánicas con MPC.	41
4-2. Resultados prueba fondo.	43
4-3. Resultados para el campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, profundidad del máximo de porcentaje de dosis, porcentaje de dosis de entrada y diferencia para todos los haces. . .	50
4-4. Resultados campo convencional, diferencia máxima en penumbra y diferencia promedio en región central de los perfiles.	53
4-5. Resultados de planicidad, simetría y tamaño de campo.	54
4-6. Resultados de No-planicidad, simetría, posición de pico y tamaño de campo.	55
4-7. Resultados en campo pequeño, profundidad del máximo de porcentaje de dosis, porcentaje de dosis a la entrada y diferencia para todos los haces por tamaño de campo.	57
4-8. Resultados campo pequeño diferencia máxima en penumbra y diferencia promedio en región central de los perfiles.	61
4-9. Resultados en campo pequeño, planicidad, simetría y campo FWHM.	62
4-10. Resultados en campo pequeño, No-planicidad, simetría y campo FWHM.	63
4-11. Resultados factores de salida y/o factores de salida de campo.	64
4-12. Resultados dosimetría de referencia.	66
4-13. Resultados calibración cruzada.	66

1 Introducción

En el capítulo 1 se realiza una breve introducción al presente trabajo. Se incluye un marco de trabajo para dar lugar al ámbito de desarrollo de la temática abordada, así como el vínculo de ésta con las áreas de conocimiento involucradas y potencial para su utilidad. Este capítulo no persigue el propósito de extenderse más allá de lo mencionado, y se invita al lector interesado a profundizar el abordaje por medio de la literatura citada.

1.1. Antecedentes

Física médica es la rama de la física que comprende la aplicación de los conceptos, leyes, modelos, técnicas y métodos de la física para la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades. En radioterapia, la física médica establece y desarrolla procedimientos de dosimetría, de planificación de tratamientos, de aseguramiento de la calidad, de los procesos y equipamiento, de administración del tratamiento, de la seguridad y protección radiológica.

Puntualmente en cuanto a la dosimetría, ésta permite la caracterización cuantitativa de los haces de radiación para el cálculo de las distribuciones dosis en los pacientes y para el control de calidad dosimétrico, en este sentido se usan detectores de radiación y se tabulan medidas de dosis del haz de radiación en condiciones de referencia. La dosimetría clínica requiere de una alta precisión para la determinación y suministro de la dosis [1], en el caso de procedimientos de radioterapia de intensidad modulada, terapia de arco, radioterapia estereotáctica y procedimientos de radiocirugía se requiere del uso de diferentes tamaños de campo de radiación incluido campos pequeños, en muchos casos con altos gradientes de dosis, con variaciones de dosis-tiempo y distribuciones de dosis no uniformes.

Bajo este contexto, el uso de cámaras de ionización como detector de referencia para campos pequeños, no siempre es adecuado, principalmente debido a efectos de falta de equilibrio de partícula cargada, volumen promedio y perturbación de la fluencia [2]. Detectores especialmente diseñados para este tipo de campos, como los detectores de diamante, son más adecuados, sin embargo se debe conocer a detalle el comportamiento de su respuesta, los factores de perturbación y las magnitudes de influencia que puedan afectar los procesos me-

dición [2], por esto es importante realizar una evaluación del desempeño de los detectores en el entorno local de cada institución.

Los detectores de diamante han mostrado ser apropiados para mediciones de dosis puntuales en condiciones de alta conformación de dosis y pequeños campos [3], sin embargo los detectores con diamante natural han tenido un uso limitado debido a su alto costo y las dificultades de reproducibilidad en su producción [4]. El desarrollo del detector de cristal único sintético de diamante (*synthetic single crystal diamond detector - SCDD*) en la Universidad de Roma Tor Vergata ha permitido superar los retos de producción y coste, de forma que actualmente se comercializa en masa por la empresa PTW como detector microDiamond modelo 60019.

A la fecha se han realizado numerosos estudios referidos a la caracterización dosimétrica de los SCDDs, como referente inicial sobresale el trabajo de Ciancaglioni et al. [5] donde se propone al detector como idóneo para dosimetría clínica en campos pequeños tras realizar una completa evaluación de su desempeño en cuanto a linealidad con la dosis, dependencia con la tasa de dosis, dependencia angular, dependencia con la temperatura y comportamiento en la adquisición de curvas de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles para diferentes tamaños de campo en haces de fotones de 10 MV.

También se resalta el trabajo de Zani et al. [6] quienes investigan el comportamiento del detector en terapia de arco volumétricamente modulada (VMAT) para haces de fotones de 6 MV y concluyen que el detector es adecuado para esta técnica de tratamiento. Respecto al uso en campos pequeños, Morales et al. [7] ha evaluado el desempeño en dosimetría relativa para radiocirugía usando conos circulares de BrainLab con diámetros de 4 a 30 mm en un acelerador Novalis Trilogy; Chalkley y Heyes [8] por su parte han realizado una evaluación analoga para el sistema de conos del equipo CyberKnife VSI, en los dos casos anteriores se han considerado las energías nominales de 6 MV y se ha concluido que el detector es apropiado para dosimetría relativa con estos campos circulares pequeños. En cuanto a caracterizaciones dosimétricas para haces de radiación sin filtro de aplanado (FFF) a la fecha hay pocas publicaciones, sin embargo se resalta el trabajo de Brace et al. [9] quienes evalúan la dependencia angular del detector considerando dos posiciones de medida en haces de 6 MV con y sin filtro de aplanado, se encontró que la orientación perpendicular del detector reduce la dependencia angular y hace que sea más versátil en mediciones con entrega rotacional de radiación.

Akino et al. [10] han investigado y comparado con otros detectores el comportamiento del detector microDiamond en haces de protones de 208-MeV, concluyendo que el detector demuestra una constancia suficiente y similar a las cámaras de ionización, sin embargo muestra mejores características en términos de resolución espacial y estabilidad. Para haces de electrones Venanzio et al. [11] han realizado la caracterización considerando los efectos de

preirradiación y el comportamiento en dosimetría relativa para energías de 6, 8, 10, 12 y 15 MeV, con tamaños de campo desde 6×6 a 20×20 cm², se concluye que una preirradiación de 5Gy es suficiente para obtener una estabilidad del 0.1 %, que posee una buena linealidad con la dosis con una desviación menor a ± 0.3 % y una variación con la tasa de dosis del orden del 0.3 %, además las curvas de porcentaje de dosis en profundidad están en concordancia con los resultados obtenidos con otros detectores.

En el presente trabajo se realizó una caracterización dosimétrica para el detector SCDD microDiamond 60019, se consideran las publicaciones mencionadas con anterioridad y se analizan una serie de resultados que apuntan a conocer a detalle el comportamiento del detector en el contexto clínico local del Instituto Nacional de Cancerología de México (INCan). Para esto se realizaron montajes experimentales con el fin de determinar la respuesta del detector ante parámetros como: la energía de los haces, la dosis, la tasa de dosis y la dirección de irradiación, además se analizó el comportamiento en mediciones de dosimetría absoluta y dosimetría relativa tanto en campos convencionales como en pequeños. El diseño experimental contó con un maniquí de agua con sistema de barrido automatizado, un sistema de posicionamiento para diferentes detectores, software para análisis de datos y un acelerador lineal con diferentes energías de rayos X, con y sin filtro de aplanado, y con capacidades para la realización de tratamientos modernos que requieren del uso de todo tipo de tamaños de campo.

Se realizaron pruebas mecánicas al acelerador antes de cada medición, para descartar influencias singificativas por posicionamiento de los diferentes componentes mecánicos del equipo. Se utilizaron diferentes sistemas de detección: cámaras de ionización con electrómetro calibrados en conjunto para dosis en agua. En la medición de los campos pequeños la caída de la dosis en el maniquí fue muy pronunciada, debido a esto el proceso de medición presentó variadas dificultades técnicas que condujeron al refinamiento continuo del proceso de posicionamiento de los detectores de radiación. El uso de todo el instrumental, las configuraciones experimentales y las capacidades del acelerador permitieron realizar satisfactoriamente las mediciones dosimétricas y obtener los resultados experimentales para el estudio.

1.2. Hipótesis y objetivos

1.3. Hipótesis

La caracterización dosimétrica del detector microDiamond PTW 60019 permite la implementación correcta del detector para su uso en dosimetría de campos pequeños en el INCan.

1.3.1. Objetivo General

Implementar el uso del detector microDiamond (PTW60019), en el servicio de radioterapia del Instituto Nacional de Cancerología de México para haces de fotones, siguiendo los requerimientos para detectores del código de práctica TRS 483 de la IAEA-AAPM "Dosimetry of Small Static Fields in External Beam Radiotherapy".

1.3.2. Objetivos Específicos

- Observar y caracterizar la respuesta dosimétrica del detector debido magnitudes físicas de influencia en la práctica clínica.
- Comparar y validar resultados de dosimetría absoluta y relativa obtenidos con el detector de diamante con respecto a los obtenidos con detectores convencionales tipo cámara de ionización.
- Identificar y analizar las características dosimétricas de un detector de cristal simple de diamante (microDiamond - PTW60019) en dosimetría clínica de campos pequeños y campos convencionales.

2 Marco Teórico

El capítulo 2 presenta una descripción abreviada del marco teórico del presente trabajo de tesina. Se exponen los conceptos principales vinculados al desarrollo del trabajo y se definen los parámetros de interés necesarios. Se resaltan los aspectos fundamentales que se refieren al detector, al proceso físico de detección de la radiación, la caracterización dosimétrica, el control de calidad, la dosimetría de referencia y la dosimetría relativa para haces con y sin filtro de aplanado. Se incluye una breve descripción de las consideraciones físicas en campos pequeños, especialmente los parámetros que los describen y los factores de corrección requeridos.

2.1. Detectores tipo Diodo

Los diodos son detectores de estado sólido, donde la determinación de la dosis por radiación proviene de la medida eléctrica de la ionización en el sólido. Los diodos son hechos de un material cristalino donde los electrones atómicos están organizados en bandas de energía, durante la irradiación son creados pares electrón-hueco y se produce conductividad por el movimiento de los electrones en la banda de conducción y de los huecos en la banda de valencia [12]. El número de portadores de carga en el material es controlado mediante la adición de impurezas (dopamiento) como boro o fósforo. Dependiendo del material usado, el cristal puede tener un exceso de electrones libres, dando origen a un semiconductor tipo-n con portadores de corriente de carga negativa o el cristal puede tener una deficiencia de electrones libres (exceso de huecos), dando origen a un semiconductor tipo-p con portadores de corriente de carga positiva. Un diodo típicamente está formado por átomos tipo-p implantados en un sustrato tipo-n ligeramente dopado, y se conocen como diodos de unión p-n.

La figura **2-1** muestra una representación de una unión p-n de un diodo detector, la radiación incidente genera pares electrón-hueco en el diodo, los portadores de carga (electrones en el lado p y huecos en el lado n) se difunden hacia la unión p-n de ancho W donde son colectados por el fuerte campo eléctrico en la denominada capa de depleción, la corriente medida por el diodo está compuesta por la corriente producida por la radiación y la corriente de fuga inherente. Las características de la respuesta del diodo detector dependen de la construcción

del diodo, el tamaño, el dopaje, la unión p-n y los defectos de la estructura cristalina.

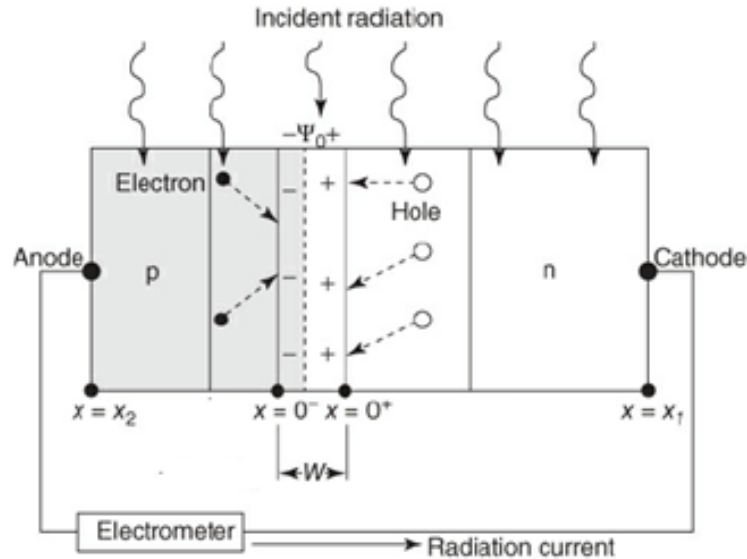


Figura 2-1: Diagrama ilustrativo de un diodo detector de unión p-n.
Imagen tomada de [13].

2.1.1. Diodo Schottky

Los Diodos Schottky poseen características similares a los diodos de unión p-n, sin embargo, están diseñados con unión del tipo metal-semiconductor, donde el semiconductor es altamente dopado [14]. Este tipo de unión es de contacto óhmico con baja resistencia, esta característica tiene una influencia importante en el movimiento de los portadores de carga ya que permiten una colección casi inmediata de la corriente de ionización.

En la figura 2-2 se ilustra el diagrama de las bandas de energía de conducción (EC) y de valencia (EV) para un diodo Schottky de unión metal-semiconductor tipo p, se observa la barrera de energía en la interfaz los materiales, esta depende de las características del metal y del semiconductor. La capa de depleción en este tipo de configuración se encuentra adyacente a la interface metal-semiconductor

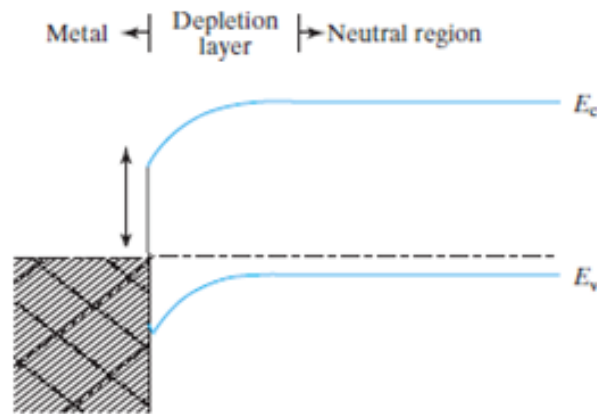


Figura 2-2: Diagrama de bandas de energía para el contacto metal-semiconductor tipo p. Imagen tomada de [14].

2.1.2. Detectores de Diamante

Los detectores naturales de diamante son detectores de estado sólido que se comportan de forma muy similar a los diodos, estos han sido extensamente estudiados y se ha demostrado sus capacidades para dosimetría [4], desafortunadamente debido a las limitaciones para el diseño, la selección apropiada del cristal, el trabajo artesanal de construcción, la falta de reproducibilidad entre ellos y el costo, estos detectores se han dejado de fabricar y ahora son obsoletos. Sin embargo, los diamantes sintéticos producidos por deposición química de vapor (*Chemical Vapor Deposition - CVD*) ahora usados en detectores de cristal único de diamante (SCDD), han podido ser implementados para dosimetría en radioterapia sin las limitaciones de producción de los detectores de diamante natural [15].

Los detectores de cristal único de diamante creados bajo la técnica CVD utilizan un proceso de deposición para unir una lámina de diamante dopada p, con una capa conductiva de diamante homoepitaxial (HPHT) dopada con boro y una capa de diamante intrínseco que opera como región de detección, también se une un electrodo circular de metal de 3 mm de diámetro que es depositado en la superficie del diamante por evaporación térmica [15], ver figura 2-3.

Los SCDD contienen concentraciones de impurezas de Nitrógeno y Boro (tipo-p) menores a cinco partes por millón, las impurezas en el diamante tienen la capacidad de atrapar electrones, esto previene la recombinación de portadores de carga producidos por la radiación [15]. Para poder alcanzar un equilibrio de electrones atrapados y lograr que la corriente de ionización sea proporcional a la dosis absorbida, el detector requiere de una pre-irradiación, esta depende de la concentración de las impurezas (difícil de determinar en diamantes naturales), adicionalmente los portadores de carga tienen un tiempo de vida limitado del orden de los

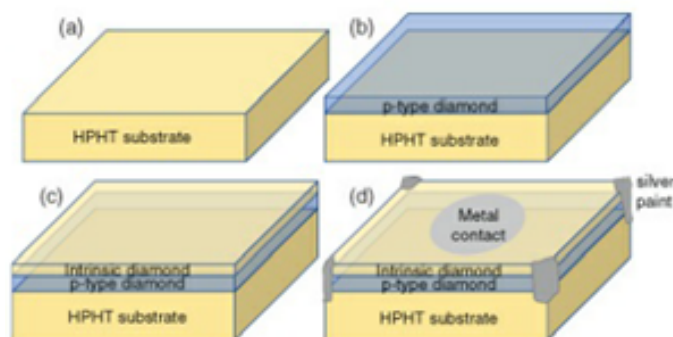


Figura 2-3: Proceso de deposición.

a- Capa conductiva de diamante (HPHT), b- HPHT y lámina de diamante tipo p, c- Capa de diamante intrínseco adicionada y d- Electrodo circular adicionado. Imagen tomada de [13].

nano segundos, por lo que para recolectar la carga completa el espesor del detector debe ser menor a 1 mm [13].

2.1.3. Detector microDiamond tipo 60019

El detector microDiamond tipo 60019 es un detector de estado sólido de cristal único de diamante sintético fabricado por PTW y configurado como diodo Schottky. Es ideal para mediciones de dosis y tasa de dosis en aplicaciones de dosimetría relativa con alta resolución espacial debido a la alta capacidad de movilidad de portadores de carga eléctrica, el rango de medición de dosis va desde los 2 mGy a los 22 Gy y de la tasa de dosis desde los 12 mGy/min a 60kGy/min [16]. El detector es tejido equivalente ($Z=6$) y está compuesto por un elemento compacto de diamante de $1\pm 0.1\mu\text{m}$ de espesor y 1.1 mm de radio, resultando en un volumen sensible de 0.004 mm^3 [17]. El SCDD se encuentra embebido en un cilindro de polimetilmetacrilato (PMMA) a prueba de agua de 7 mm de diámetro y 45.5 mm de largo con resina epoxi, la capa de diamante se encuentra a 0.954 mm de profundidad de la superficie del cilindro, como se muestra en la figura 2-4.

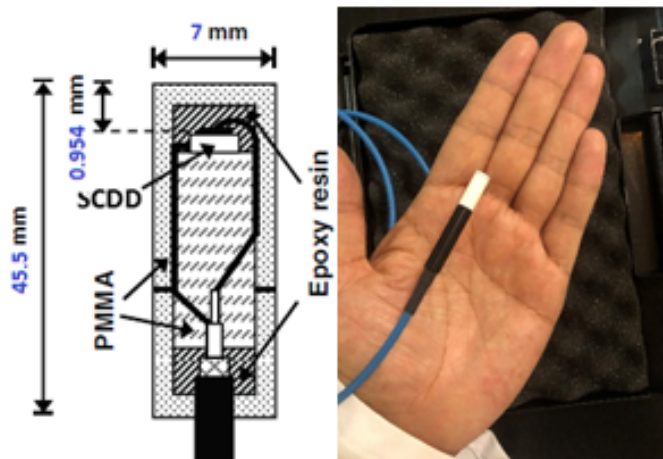


Figura 2-4: Diagrama ilustrativo del detector microDiamond y fotografía del detector. Imagen izquierda tomada de [5] y editada a las dimensiones actuales del dispositivo.

2.1.4. Caracterización dosimétrica

Un detector de radiación o dosímetro debe poseer alguna propiedad física que sea función de alguna cantidad dosimétrica medida (e.g. corriente de ionización) y pueda ser usada para dosimetría de radiación con una apropiada calibración. Para que el detector sea útil debe tener varias características, como exactitud y precisión, linealidad, dependencia o independencia con la dosis o con la tasa de dosis, repuesta energética, independencia direccional y resolución espacial [13]. No todos los dosímetros pueden satisfacer todas las características, por lo que se deben considerar aquellos que cumplan con los requerimientos de la situación de medida, por ejemplo, para medidas de calibración o dosimetría de referencia, para distribuciones de dosis o dosimetría relativa o para verificación de dosis. A continuación, se describe las principales características que debe tener un detector.

Pre-irradiación y Estabilidad

Algunos detectores requieren de pre-irradiación con el fin de estabilizar la respuesta del detector y lograr que la señal sea proporcional a la dosis absorbida, en el caso del detector microDiamond es requerida la pre-irradiación debido a la necesidad de alcanzar un equilibrio de electrones atrapados en las impurezas del diamante.

Adicional a lo anterior las propiedades de los dosímetros deben ser estables durante el tiempo de uso, esto incluye tiempo de almacenamiento y el tiempo de preparación para una irradiación. Influencias debidas al entorno como temperatura, humedad, luz, etc. podrían cambiar gradualmente la sensibilidad a la dosis del detector, los valores de referencia de estabilidad para el detector de diamante único tipo 60019 se encuentran en la tabla 2-1.

Reproducibilidad

El grado de reproducibilidad y precisión puede ser estimado de los datos obtenidos en repetidas mediciones bajo las mismas condiciones, usualmente se expresa en términos de la desviación estándar. Una alta reproducibilidad está asociada a una pequeña desviación estándar y viceversa. Las variaciones en una serie de mediciones se deben a errores aleatorios por fluctuaciones en las características del instrumento, condiciones ambientales, etc., así como la naturaleza estocástica de los campos de radiación.

Linealidad

La lectura de un dosímetro idealmente debe tener una respuesta linealmente proporcional a la cantidad dosimétrica de interés a determinar, el rango de linealidad depende del comportamiento del dosímetro y sus características físicas. Para el caso de la dosis la linealidad implica una sensibilidad constante para todo el rango de dosis medido, es decir la relación entre la lectura y el valor de dosis debe ser el mismo. Para el caso del detector microDiamond se espera una linealidad con la dosis de acuerdo con las especificaciones de la tabla **2-1**.

Fondo

El mínimo valor de medida en un dosímetro está determinado por la lectura instrumental de fondo o la lectura a cero dosis. Este valor corresponde a una respuesta espuria del sistema dosimétrico más la contribución de la radiación natural de fondo que pueda existir, la lectura como tal no es causada por el campo de radiación de interés y debe ser determinada para ser sustraída de cualquier lectura posterior del dosímetro.

Dependencia con la tasa de dosis

La dosis es una cantidad dosimétrica acumulada, por lo que para su estimación se requiere de medidas integradas en el tiempo (e.g. carga acumulada). Se desea que la respuesta del detector no dependa de la tasa de dosis, es decir que, para dos tasas de dosis diferentes, las lecturas deberían ser iguales para una misma dosis. La tasa de dosis puede influir en la lectura de los dosímetros por lo que factores de corrección apropiados pueden ser aplicados para corregir la lectura [18].

Dependencia con la energía

La respuesta de un sistema dosimétrico generalmente es función de la calidad del haz de radiación, es decir de la energía. Los sistemas dosimétricos son calibrados a una calidad de haz específica y usados en un rango de energía, por lo que la variación de la respuesta del sistema dosimétrico con la energía requiere corrección. El detector microDiamond tipo 60019 es tejido equivalente ($Z=6$) y casi no requiere corrección por energía ($\pm 1\%$) [19].

Dependencia direccional

La dependencia direccional o angular, hace referencia a la variación en la respuesta del detector debido al ángulo de incidencia de la radiación. A causa de los detalles de construcción y tamaño físico de los detectores, usualmente los dosímetros manifiestan dependencia direccional. El detector microDiamond manifiesta dependencia angular, los valores de referencia dados por el fabricante se encuentran en la tabla **2-1**.

Resolución espacial

La dosis es una cantidad puntual, para la determinación de esta los detectores deben poseer un pequeño volumen, de forma que se aproxime al punto de medición. En general el punto de medición está limitado por la resolución del sistema de medición. Los detectores de diamante tienen un pequeño volumen sensitivo (0.004 mm^3 para microDiamond), lo que permite la medición de dosis y distribuciones de dosis con una excelente resolución espacial, ideal para aplicaciones de campo pequeño y de altos gradientes de dosis.

Sensibilidad a la dosis

La sensibilidad a la dosis de un detector de radiación se define como la lectura producida por unidad de dosis, para el caso de detectores tipo diamante y cámaras de ionización la lectura es la carga producida, la sensibilidad se puede expresar como se cita en la ecuación 2.1.4.

$$S(x) = \frac{M(pC)}{D_{agua}(cGy)} \quad (2-1)$$

Donde $M(pC)$ es la lectura en pico-coulombs y $D_{agua}(cGy)$ es la dosis en agua en centigrays. Una valor constante o variable de la sensibilidad a lo largo de un rango para un determinado parámetro (variable x en la ecuación 2.1.4) permite evaluar la dependencia o independencia del detector con respecto a ese parámetro, por lo que en este trabajo la sensibilidad se usó para evaluar la linealidad con la dosis, la dependencia con la tasa de dosis y la dependencia con la energía.

Parámetro	Descripción
Calidad de Referencia	Cobalto 60.
Calidad de Radiación	Fotones y electrones.
Volumen sensible	0.004 mm ³ .
Dirección de incidencia de referencia	Axial.
Respuesta	1 nC/Gy.
Voltaje de suministro	nominal 0V - Máximo 0V.
Dependencia en respuesta por temperatura	0.05 ± 0.03 %/K.
Respuesta direccional en agua	≤ ± 0.9 % para rotación alrededor del eje del detector (incidencia radial). ≤ ± 0.1 % para inclinación del eje del detector ≤ ± 40° (incidencia axial).
Corriente de fuga	≤ ± 20 fA a 20°C
Respuesta Energética	≤ 8 % (100 KeV - Co-60)
Dependencia con la tasa de dosis	≤ ± 1 % de 50-800 μGy/pulso referido a 300 μGy/pulso
Pre-irradiación	5 Gy %
Tiempo de estabilización	La respuesta después de 15 minutos y 2 horas difiere menos que ≤ 0.05 % del valor después de 1 hora.
Estabilidad	A largo plazo ≤ ± 0.5 % por año
Estabilidad de dosis	≤ ± 0.25 % por 1 kGy 18 MV ≤ ± 0.3 % por 1 kGy 18 MeV
Equivalencia a agua	1 mm %
Rango de uso: Energía	Fotones 100 keV - 25 MV Electrones 6 MeV - 25 MeV
Tamaño de campo	1 x 1 cm ² - 40 x 40 cm ²
Temperatura	10°C - 35°C
Humedad Relativa	10 - 85 %
Presión atmosférica	700 - 1060 hPa
Rango de uso:	1 mm
Máxima altura de operación	3000 m sobre el nivel del mar

Tabla 2-1: Características dosimétricas del detector microDiamond tipo 60019. Principales especificaciones de operación, obtenidas de [17].

2.2. Control de Calidad

El control de calidad en radioterapia tiene como uno de sus objetivos mantener las características de desempeño del acelerador lineal dentro de tolerancias con respecto a los valores de referencia adquiridos durante el comisionamiento y aceptación del equipo [20]. Las secciones principales de un programa de control de calidad consideran la dosimetría, los parámetros mecánicos, los dispositivos de imagen, accesorios especiales y procedimientos. El reporte del grupo de trabajo 142 de la asociación americana de física médica (*AAPM-TG142*) hace recomendaciones de pruebas de control de calidad con sus respectivas tolerancias para aceleradores lineales, este reporte considera las partes de la máquina, las técnicas y tecnologías de entrega de tratamientos, como radioterapia convencional, intensidad modulada, radiocirugía estereotáxica y radiocirugía.

El Instituto Nacional de Cancerología cuenta con un acelerador lineal TrueBeam de la marca Varian (Varian Medical System, Inc., Palo Alto CA), estos aceleradores vienen equipados con una aplicación de software exclusiva para control de calidad que permite verificar diferentes aspectos mecánicos del Linac y del desempeño del haz de radiación. La aplicación se denomina *Machine Performance Check* (MPC) y se usó en el presente trabajo para evaluar el desempeño mecánico del acelerador como control de calidad previo a los procesos de medición dosimétricos. A continuación, se describen las principales características del MPC.

2.2.1. Control de calidad mecánico - Machine Performance Check (MPC)

MPC se basa en una secuencia de medidas automatizadas obtenidas con los sistemas de imagen de kilovoltage (kV) y megavoltaje (MV) del acelerador TrueBeam sobre un maniquí denominado IsoCal (figura 2-5). Una vez posicionado el maniquí en la camilla del acelerador, el MPC se activa desde la consola de operación del acelerador, se inicia el proceso y una serie de imágenes de MV y kV son adquiridas moviendo la máquina y el sistema de imágenes a posiciones predefinidas, los dos paneles de detección de imagen del Linac son posicionados a una distancia de 150 cm de las fuentes [21]. Las imágenes son inmediatamente procesadas y se genera un reporte con una lista de 24 valores diferentes de desempeño del equipo, más la información relacionada al movimiento individual de las hojas del colimador multihojas [22]. Los parámetros de desempeño mecánico que arroja el reporte del MPC se describen a continuación de acuerdo con la información del fabricante [22].

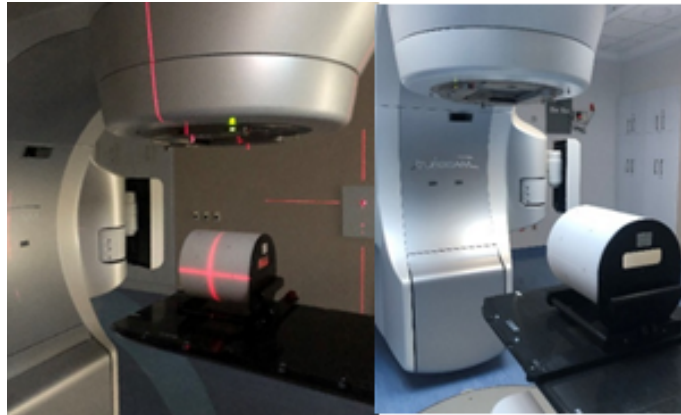


Figura 2-5: Maniquí IsoCal posicionado en camilla del acelerador.

Isocentro

El isocentro de tratamiento se define como el punto ideal de intersección del eje central del haz sobre todo el rango de rotación del gantry. El tamaño real del isocentro es definido como la máxima distancia del eje central del haz al isocentro ideal. Para su determinación MPC requiere de la adquisición de 8 imágenes para diferentes posiciones de gantry cada una rotada 45° respecto a la anterior, el valor umbral de tolerancia es $\pm 0.5\text{mm}$.

Desplazamiento en proyección de imagen MV y kV

Es la máxima distancia de la proyección del isocentro al centro del sistema de detección imágenes MV y kV, es medido y corregido mediante la prueba de calibración IsoCal, es importante que este valor sea bajo, un desplazamiento bajo es esencial para la calidad de imagen para adquisición tomográfica con el sistema kV. El valor umbral de tolerancia para el desplazamiento es $\pm 0.5\text{mm}$.

Precisión de colimación

La precisión de colimación es determinada usando un campo estático a un ángulo de gantry 0° , la posición del dispositivo de colimación es definido como el punto perpendicular al borde del campo que muestra el gradiente más empinado. La precisión de colimación abarca la precisión del colimador multihojas (MLC) y de las mandíbulas del cabezal del equipo, estas se describen a continuación:

Precisión de colimador Multihojas (MLC)

La precisión de posicionamiento de cada hoja se determina usando el MLC en un patrón tipo peine con alternación de hojas (ver figura 2-6). Básicamente se obtiene una medida de

la distancia de la punta de cada hoja a la línea central del MLC. La línea central es definida como la línea a través del centro de rotación del MLC que es perpendicular al borde de las hojas. Para el colimador multihojas del equipo (HD120) se evalúa de la hoja número 2 a la 59 y se reportan el valor máximo, medio e individual de desplazamiento. El valor umbral de tolerancia para el desplazamiento de cada hoja es de ± 1 mm.

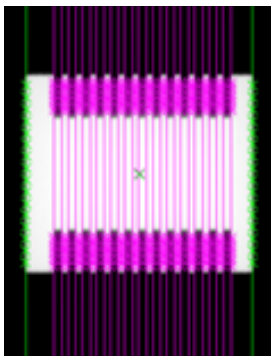


Figura 2-6: Representación multihojas patrón peine, para prueba de precisión de MLC.
Imagen obtenida de [22].

Precisión de las mandíbulas de colimación

Mediante un campo simétrico de 18×18 cm² se detectan los bordes de las mandíbulas de colimación. Se evalúa la distancia del borde de las mandíbulas al centro de rotación del MLC. Los valores umbral de tolerancia para el desplazamiento de las mandíbulas X1/X2 es de ± 1 mm y para las mandíbulas Y1/Y2 es ± 1 mm, en la figura 2-7 se representa las mandíbulas de colimación para un Linac.

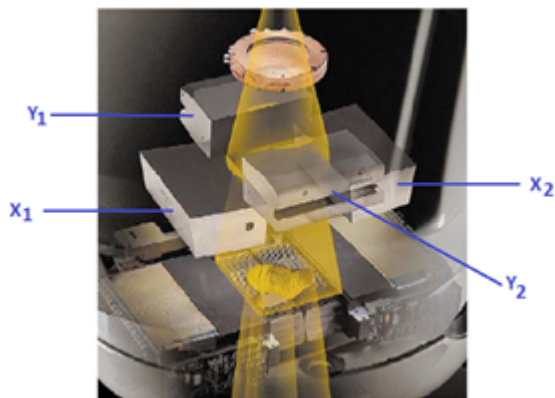


Figura 2-7: Representación de mandíbulas de colimación X1/X2 y Y1/Y2.
Imagen obtenida de [23].

Desplazamiento de rotación

El desplazamiento de rotación es la máxima desviación de rotación del colimador respecto a valores nominales, esto se evalúa a través de la observación de los bordes de las hojas del MLC, para ello se toman cinco imágenes para los ángulos de colimador -90° , -55° , 0° , $+45^\circ$ y $+90^\circ$ y se configura el MLC en patrón tipo peine (ver figura 2-8). Los valores umbral de tolerancia son de $\pm 0.5^\circ$.

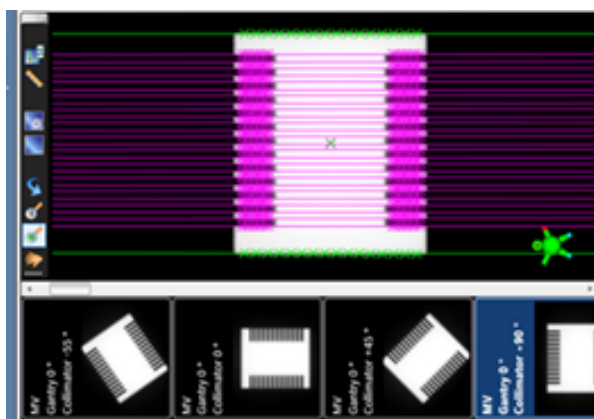


Figura 2-8: Representación posiciones de colimador con MLC en patrón tipo peine, para prueba de desplazamiento de rotación.

Imagen obtenida de [22].

Gantry

Precisión absoluta: se define como la coincidencia del eje vertical de la mesa de tratamiento con el eje central del haz a gantry a 0° , esto para un movimiento del gantry a lo largo del eje vertical de la camilla. MPC evalúa cualquier ajuste lateral o longitudinal del maniquí con respecto al haz y el isocentro de tratamiento. Se reporta como el error absoluto angular de posicionamiento del gantry.

Precisión relativa: se evalúa como el máximo desplazamiento entre valores nominales de ángulo de gantry y los ángulos determinados al maniquí por el sistema de imagen MV. Se comparan valores para ocho ángulos de gantry ($0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ$ y 315°).

Tanto para la precisión absoluta como relativa, los valores umbral de tolerancia son de $\pm 0.3^\circ$.

Mesa de tratamiento

La precisión en el posicionamiento se evalúa para los diferentes ejes de la mesa de tratamiento con respecto a una posición de referencia, los valores de referencia son adquiridos por

el ingeniero de servicio durante la configuración del MPC. Los valores de tolerancia umbral para posicionamiento lateral y longitudinal son de ± 0.7 mm, para posicionamiento vertical de ± 1.2 mm, para rotación de $\pm 0.4^\circ$, para cabeceo y balanceo $\pm 0.1^\circ$.

MPC también evalúa el desplazamiento por ajuste inducido de rotación a la mesa de tratamiento, para esto el centro de rotación de la camilla es determinado a través del movimiento de la mesa sobre todos los ejes de rotación disponibles y se haya la diferencia con respecto a la ubicación del isocentro de tratamiento, siendo el valor reportado la distancia del centro de rotación de la camilla al isocentro de tratamiento.

2.2.2. Control de calidad dosimétrico

El control de calidad dosimétrico permite monitorear las propiedades dosimétricas de los haces de radiación y asegura que estas propiedades se mantengan dentro de los límites de tolerancia establecidos en el reporte TG-142 [20]. Los controles se interpretan desde la dosimetría relativa y la dosimetría absoluta, como se describe a continuación:

Dosimetría relativa

La dosimetría relativa hace referencia a parámetros dosimétricos relativos a valores absolutos de dosis, estos son determinados en condiciones de referencia y permiten caracterizar el haz. Los parámetros considerados son el porcentaje de dosis en profundidad, los factores de salida y los perfiles de dosis.

El porcentaje de dosis en profundidad (*Percentage depth dose - PDD*) es la variación porcentual de la dosis con la profundidad a lo largo del eje central (*Central Axis - CAX*) [12]. El PDD debe ser medido para diferentes tamaños de campo y se obtiene usando una maniquí de agua, se define como:

$$PDD_Z = \frac{D_Z}{D_{Z_{max}}} \cdot 100 \quad (2-2)$$

Donde D_z es la dosis a la profundidad Z y $D_{Z_{max}}$ la dosis a la profundidad de máxima dosis, PDD depende del tamaño del campo de radiación, la profundidad, la distancia de la fuente a la superficie y la energía de haz de radiación.

Los factores de salida u *Output Factors (OF)* se definen como la razón de dosis en agua para diferentes tamaños de campo a una profundidad dada y un tamaño de campo de referencia (típicamente $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}^2$). Este parámetro considera la contribución por dispersión del maniquí y por dispersión de los fotones en el cabezal del acelerador a la dosis, se mide en un maniquí de agua y típicamente a profundidades de 5 cm o 10 cm para evitar la influencia de electrones dispersados provenientes del sistema de colimación del acelerador [12]. En

dosimetría de campos pequeños los factores de salida no pueden ser obtenidos directamente mediante el cociente de las lecturas del dosímetro como usualmente se hace en campo convencionales, si no que se deben aplicar factores de corrección a las lecturas debido a factores de perturbación inherentes a los procesos de medición [2].

Los perfiles de dosis son la variación de la dosis con la distancia perpendicular al CAX para una misma profundidad y son un parámetro fundamental requerido para caracterizar un haz de radiación [12]. Dependen de la profundidad de medida y son obtenidos en un maniquí de agua, típicamente a la misma distancia fuente superficie a la que se obtienen los PDDs. Para el análisis de los perfiles se hace la distinción entre haces de radiación con filtro de aplanado (FF) y sin filtro de aplanado (FFF).

Haces con filtro de aplanado (FF): Los filtros de aplanado son componentes del cabezal del acelerador que se usan para aplanar los haces de radiación, estos ayudan a crear campos uniformes como los requeridos en radioterapia conformacional. En la figura **2-9** se muestra una representación del efecto de aplanado producido por un filtro.

En haces con filtro de aplanado se evalúa lo perfiles mediante la uniformidad, para ello se consideran los parámetros planicidad (*flatness*) y simetría, generalmente los perfiles se evalúan a diferentes profundidades y son los que pasan por el CAX a lo largo de los ejes Y y X. La planicidad se puede definir como:

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \cdot 100 \quad (2-3)$$

Donde D_{max} y D_{min} son los valores de dosis máxima y mínima en el perfil dentro del 80 % de dosis con respecto al máximo en el eje central del haz. La simetría del perfil de dosis se define como el máximo valor de la razón entre la mayor y menor dosis absorbida para cualquier par de puntos en el perfil equidistantes al CAX dentro de la región del 80 % [12].

Haces sin filtro de aplanado (FFF): Las nuevas modalidades de tratamiento en radioterapia, como la intensidad modulada o la radioterapia volumétrica modulada de arco, no requieren producir haces planos o uniformes de radiación [24], por lo que algunos aceleradores modernos cuentan con energías sin filtro de aplanado. Este tipo de haces no están cubiertos aún por el reporte 142 de la AAPM [20], sin embargo, los perfiles para estos campos deben ser evaluados dentro del control de calidad dosimétrico.

La planicidad y simetría en haces sin filtro de aplanado no pueden ser evaluadas como en los haces de radiación estándar debido a la forma del perfil (ver figura **2-9**). Flogiata et al [24] han propuesto una serie de parámetros para control de calidad de estos haces que se describen a continuación:

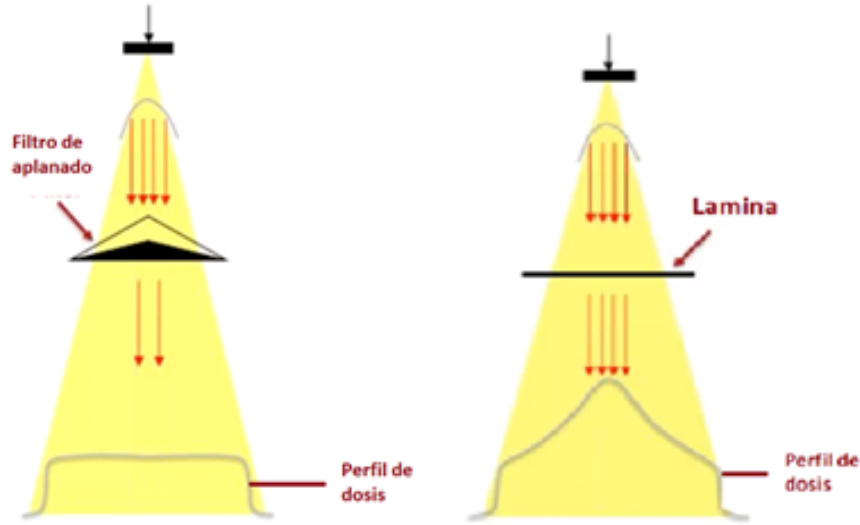


Figura 2-9: Representación haces de radiación sin filtro y con filtro de aplanado.
Con los respectivos perfiles de dosis producidos

- No-planicidad (*unflatness*):

La No-planicidad se define como la razón de dosis en el eje central del haz y la dosis a una distancia predefinida al eje central como función del tamaño de campo [24], se sugiere que la distancia predefinida sea dentro del 80 % (ver figura 2-10). La No-planicidad se puede estimar para el perfil a partir de la ecuación 2-4.

$$Unflatness = \frac{Dosis_{eje\ central}}{Dosis_{fuera\ del\ eje\ central}} \quad (2-4)$$

- Pendiente:

La pendiente describe las inclinaciones izquierda y derecha de los perfiles, dado que la forma de los perfiles depende de la energía y puede variar su forma en términos de concavidad o convexidad, se define la pendiente considerando el gradiente para cada lado del perfil como:

$$Pendiente = \frac{(x_1 - x_2)(y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)^2} \quad (2-5)$$

Donde x_1 y y_1 son las coordenadas de posición y dosis del punto ubicado a 1/3 de la mitad del perfil (punto C en figura 2-10), x_2 y y_2 son las coordenadas de posición y dosis del punto ubicado a 2/3 de la mitad del perfil (punto D en figura 2-10). La pendiente como parámetro es útil también para evaluar la simetría, sin embargo, solo puede ser evaluada para tamaños de campo mayores o iguales a 10cm × 10 cm, dado que para tamaños de campo menores se obtiene un pico de perfil alto de forma que la pendiente es un parámetro inconsistente y pierde sentido [24].

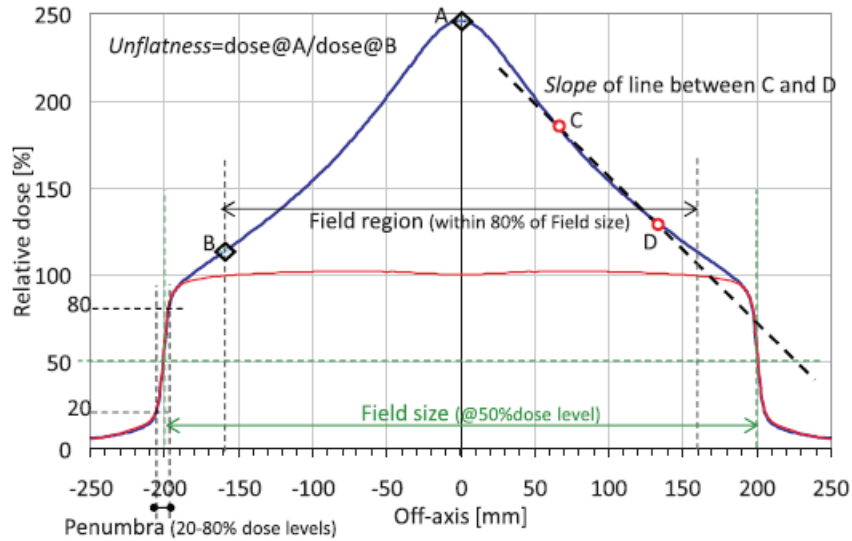


Figura 2-10: Perfiles para haz sin filtro de aplanado y con filtro de aplanado. Azul y rojo respectivamente, se indican los puntos para la estimación de la pendiente y los puntos para estimación de la no planicidad. Imagen obtenida de [24].

- Pico y posición del pico

El pico de un perfil es un indicador de la dirección de avance del haz, idealmente debería estar ubicado en el eje central del haz (ver figura 2-11). La posición del pico se define como el punto de intersección de las pendientes derecha e izquierda del haz y se obtiene de la expresión 2-6.

$$\text{Posición del Pico} = \frac{(I_I - I_D)}{(S_D - S_I)} \quad (2-6)$$

Donde I_I y I_D son la intersección izquierda y derecha, S_I y S_D son la pendiente izquierda y derecha del perfil respectivamente. La intersección se calcula usando las coordenadas definidas previamente para la pendiente de la siguiente expresión:

$$I = (y_2 - x_2) \times \frac{(x_1 - x_2) \times (y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)^2} \quad (2-7)$$

La posición del pico y las pendientes solo están definidas para tamaños de campo iguales o mayores a $10 \times 10 \text{ cm}^2$, en campos pequeños el ancho del perfil se encuentra en el perfil del pico, por lo que los puntos para el cálculo de las pendientes podrían estar en el hombro del perfil y carecer de sentido.

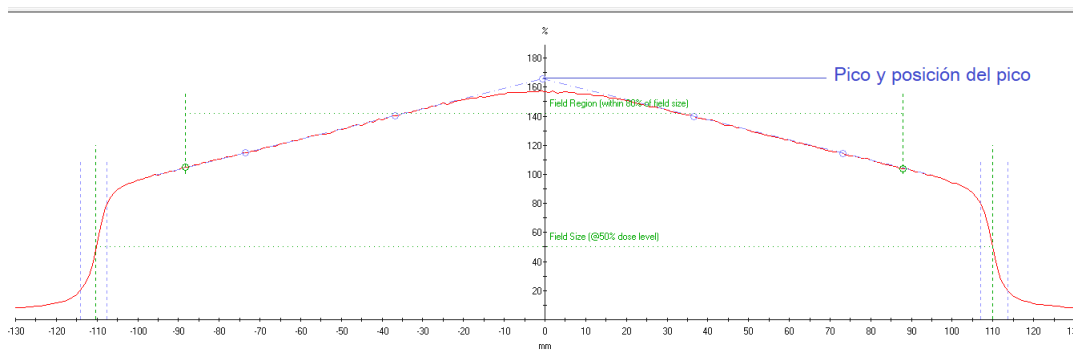


Figura 2-11: Perfil típico para un haz sin filtro de aplanado. Tamaño de campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, se indican la posición del pico considerando la intersección de las pendientes.

- Simetría

El parámetro simetría para haces de radiación sin filtro de aplanado se mantiene igual a la definición para haces convencionales, sin embargo, la región de evaluación se denomina región de campo en lugar de región de aplanado, siendo esta la región dentro del 80 % del tamaño de campo como se ilustra en la figura **2-10**).

- Normalización

Debido a que los haces sin filtro de aplanado entregan mayor dosis en el eje central que los haces sin filtro de aplanado, es necesario una renormalización si se requiere sobreponer los perfiles de ambos haces en coincidencia con los bordes del campo. Para este propósito se usa un punto de renormalización que está ubicado en la región de gradiente de dosis donde los haces FF y FFF presentan forma similar antes que el perfil del haz de FFF empiece a crecer hacia el CAX (ver figura **2-12**), este punto se corresponde a la coordenada de posición del valor máximo de la tercera derivada del perfil [24]. La definición de este punto de renormalización permite evaluar la penumbra y el tamaño de campo de radiación para los perfiles como se ha evaluado de forma convencional, es decir la penumbra como la distancia entre el 80 % y 20 % de los niveles de isodosis y el tamaño de campo como la distancia entre los niveles de isodosis del 50 %. Para efectos de comparación entre perfiles del mismo tipo es suficiente con la normalización al CAX como se hace convencionalmente.

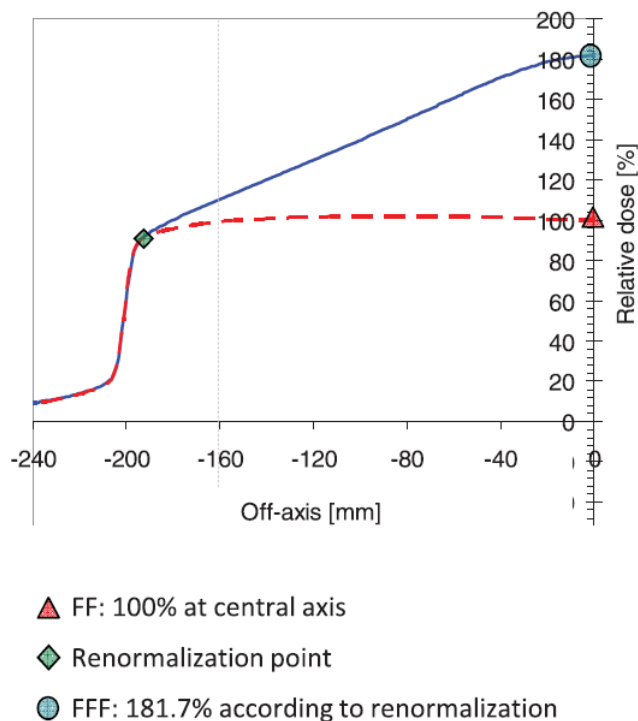


Figura 2-12: Perfiles FFF y FF.

En azul y rojo respectivamente, con coincidencia en bordes del campo usando punto de normalización. Imagen obtenida de [24].

Dosimetría absoluta o de referencia

La dosimetría absoluta o dosimetría de referencia, se entiende como la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de fotones de alta energía con base a estándares de dosis absorbida en agua, siguiendo los códigos internacionales de práctica, como el TRS 398 de la IAEA [25] para haces convencionales de referencia o el TRS 483 de la IAEA y la AAPM [2] para el caso de haces no convencionales de referencia y campos pequeños. A continuación, se describe en líneas generales los formalismos.

- Haces convencionales de referencia

La determinación de la dosis absorbida en agua se realiza bajo condiciones de referencia como: tamaño de campo del haz de radiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, definido a una distancia ya sea fuente a superficie (*Source Surface Distance - SSD*) o fuente-detector (*Source Detector Distance - SDD*) de 100 cm y con mediciones a una posición de referencia Z_{ref} (típicamente 10 cm).

En la dosimetría absoluta, la dosis absorbida en agua a una profundidad Z_{ref} , para un

haz de radiación con calidad de usuario Q estada dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2-8)$$

Donde M_Q es la lectura del dosímetro a la calidad del usuario Q , corregida a valores de referencia debido a cantidades de influencia como presión, temperatura, humedad, polaridad y recombinación de iones. N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida a agua, este es medido en un laboratorio estándar de calibración para la calidad del haz de calibración Q_0 . k_{Q,Q_0} es el factor que corrige N_{D,w,Q_0} por la diferencia entre la calidad del haz de calibración Q_0 y la calidad del haz del usuario Q .

- Haces no convencionales de referencia

Los equipos generadores de radiación que no pueden cumplir con las condiciones de referencia comentadas previamente recurren a haces no convencionales como referencia para la dosimetría absoluta, el código de practica TRS 483 define un protocolo para haces generados por equipos que tengan tamaños de campo máximo menor a 10×10 cm² y también para los equipos con haces de radiación producidos sin filtro de aplanado. Se establece en el protocolo [2] que la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia Z_{ref} en agua para un tamaño de campo de referencia f_{msr} de un haz de radiación del usuario con calidad $Q = Q_{msr}^{FFF}$ estada dada por:

$$D_{w,Q_{msr}^{FFF}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}^{FFF}}^{f_{ref}} \cdot N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{FF},Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{FFF},Q_{FF}}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{msr}^{FFF},Q_{FF}}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (2-9)$$

Donde $M_{Q_{msr}^{FFF}}^{f_{ref}}$ es la lectura del dosímetro a la calidad del usuario corregida debido a cantidades de influencia, $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida a agua del dosímetro medido en un laboratorio de calibración para la calidad del haz de calibración Q_0 y al tamaño de campo convencional de referencia f_{ref} de 10 cm x 10 cm. Los factores k identificados por diferentes subíndices son los que corrigen $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ por la diferencia entre las calidades del haz de calibración Q_0 al campo f_{ref} y la calidad del haz del usuario Q_{msr}^{FFF} al campo f_{msr} , estos factores se aplican de izquierda a derecha en la ecuación 2-9, pasando de la calidad Q_0 en f_{ref} a una calidad para un haz con filtro de aplanado Q^{FF} , luego a una calidad de haz sin filtro de aplanado Q^{FFF} y finalmente a la calidad del usuario Q_{msr}^{FFF} al campo de referencia específico f_{msr} . Cabe aclarar que las calidades Q^{FF} y Q^{FFF} pueden ser iguales numéricamente, pero los factores $k_{Q_{FF},Q_0}^{f_{ref}}$ y $k_{Q_{FFF},Q_{FF}}^{f_{ref}}$ no.

En el contexto del presente trabajo también se consideró haces sin filtro de aplanado que pueden alcanzar el tamaño de campo de referencia de 10 cm \times 10 cm, es decir

$f_{msr} = f_{ref}$, por lo que el factor $k_{Q_{msr}^{f_{msr}, f_{ref}}}$ se hace igual a 1 y la ecuación 2-9 se puede reescribir como:

$$D_{w, Q_{msr}^{FFF}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}^{FFF}}^{f_{ref}} \cdot N_{D, w, Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{FF}, Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{FFF}, Q_{FF}}^{f_{ref}} \quad (2-10)$$

Los diferentes factores k viene dados en tablas 12 y 13 del protocolo [2] en función de la calidad de los haces y para diferentes cámaras de ionización, para algunas cámaras de ionización es posible obtener factores $k_{Q_{FFF}, Q_0}^{f_{ref}}$ para un cambio directo entre las calidades de calibración y la del usuario, para este caso la expresión 2-10 se reescribe como:

$$D_{w, Q_{msr}^{FFF}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}^{FFF}}^{f_{ref}} \cdot N_{D, w, Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{FFF}, Q_0}^{f_{ref}} \quad (2-11)$$

Cabe resaltar que los protocolos de dosimetría absoluta están planteados solo para detectores tipo cámara de ionización y no hay factores k disponibles en estos documentos para otro tipo de detectores.

2.3. Consideraciones físicas de los campos pequeños

Los campos pequeños en radioterapia son creados por los sistemas de colimación de los generadores de radiación, las dimensiones laterales de estos campos difieren de las de los campos convencionales y generan una superposición de la penumbra a ambos lados del campo, debido a esto hay repercusiones físicas en la dosimetría puesto que muchos de los detectores usados convencionalmente en radioterapia pueden ser relativamente grandes con respecto al tamaño del campo radiante [26]. A continuación, se relacionan los principales aspectos físicos relevantes para la dosimetría absoluta y para la determinación de los factores de salida en campos pequeños.

2.3.1. Condiciones para campo pequeño

Para que un campo de radiación sea considerado pequeño, se debe cumplir al menos una de las tres condiciones físicas que se citan a continuación:

Perdida del equilibrio lateral de partícula cargada sobre el eje del haz

La pérdida del equilibrio lateral de partícula cargada (*loss charged equilibrium particle - LCEP*) ocurre cuando el tamaño de campo de radiación (e.g. ancho a mitad de altura de un perfil al isocentro - FWHM) o el radio del haz a la profundidad de medición es más pequeño que el rango máximo de los electrones secundarios que contribuyen a la dosis absorbida. La condición se evalúa considerando el mínimo radio de un haz para el cual se cumple el equilibrio (transitorio) de partícula cargada y se acepta como el límite donde el haz puede ser

considerado como ancho [26]. Este radio limite depende de la calidad del haz de radiación y de acuerdo con la ecuación 3 citada en protocolo TRS 483 [2] se puede calcular de la siguiente expresión:

$$r_{LCPE}(cm) = 8,369 \cdot TPR_{20,10} - 4,382 \quad (2-12)$$

Para un detector ubicado en el centro del haz de radiación el campo mínimo para tener equilibrio lateral de partículas cargadas debe ser de un tamaño de al menos dos veces el r_{LCPE} más el diámetro del detector según sea posicionado ($FWHM \geq 2r_{LCPE} + d$) [2], esta consideración evita que el detector caiga en condición de no equilibrio y es un requisito para la dosimetría de referencia.

En una situación de irradiación real de un medio como el agua, la dosis absorbida (D_w) y el kerma de colisión ($K_{col,w}$) mantienen una diferencia constante más allá de la profundidad del máximo de dosis [27], mediante la razón de estas dos magnitudes dosimétricas ($D_w/K_{col,w}$) se puede visualizar la ruptura del equilibrio de partícula cargada en función de la energía del haz (ver figura 2-13), la disminución en la energía implica una disminución en el límite para el radio del tamaño de campo ancho debido a la reducción del alcance de la partícula cargada.

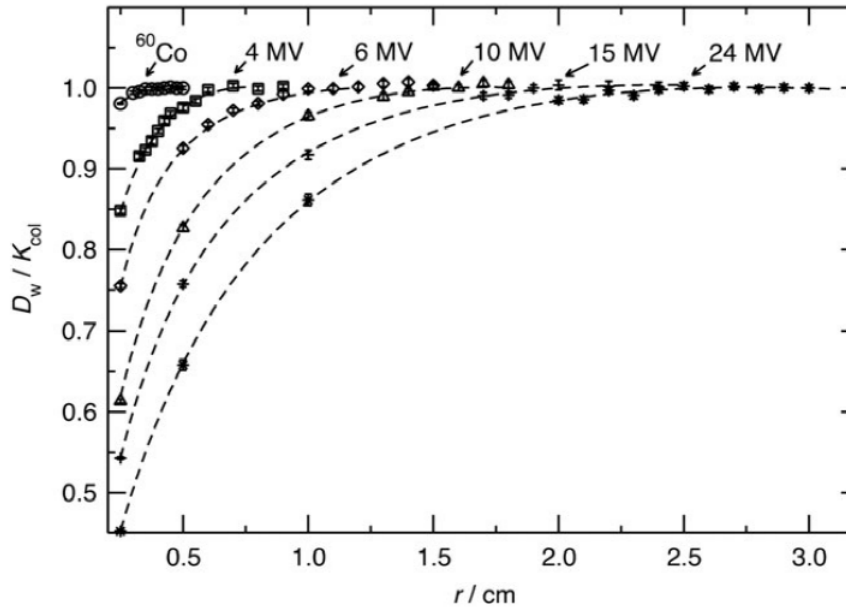


Figura 2-13: Razón entre dosis absorbida y kerma electrónico en agua.

A una profundidad de 5 cm para haces paralelos variando el radio del campo y la energía del haz, normalizado al valor de equilibrio $D_w/K_{col,w}$. Imagen obtenida de [13].

Oclusión parcial de la fuente

La fuente de fotones primarios en un acelerador lineal es entendida como el plano de salida de los rayos X justo después de la interacción del haz de electrones con el blanco de frenado, esta fuente tiene dimensiones finitas. Cuando se observa solo una parte de la fuente de fotones primarios desde la vista directa del punto de medición (ver figura 2-14), se dice que la fuente fue ocluida parcialmente por el sistema de colimación, esto resulta en una superposición directa de la penumbra y afecta la medición en esa región. Cuando el tamaño de campo disminuye hay un tamaño límite al cual se obtiene la oclusión parcial de la fuente y la dosis en el eje central del campo se reduce, este efecto depende de la distancia fuente-colimador para una dada distancia fuente detector. Usualmente para los aceleradores lineales modernos la oclusión de la fuente ocurre para tamaños de campo menores a los campos donde se da la pérdida del LCEP, por lo que el segundo criterio es menos restrictivo que el primer criterio.

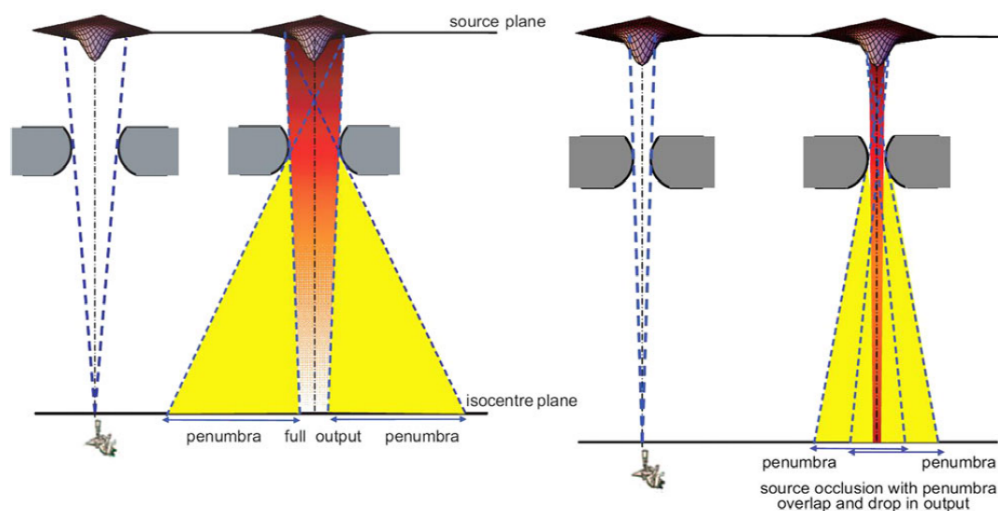


Figura 2-14: Oclusión de la fuente.

Izquierda: Fuente observable desde el punto de medición y penumbra separada. Derecha: Fuente observable parcialmente desde el punto de medición y penumbra superpuesta.

Imagen obtenida de [13].

Un efecto adicional debido a la oclusión de la fuente es el incremento del ancho del perfil del haz, por lo que el ancho a mitad de altura del perfil (FWHM) no concuerda exactamente con la configuración nominal del sistema de colimación, es decir el campo radiante difiere con el tamaño de campo definido por el colimador (ver figura 2-15), debido a esto se recomienda que los datos dosimétricos para campos pequeños sean especificados en términos de FWHM para los perfiles a la profundidad de medición y no como función de los valores nominales de los colimadores cuando se configura el campo.

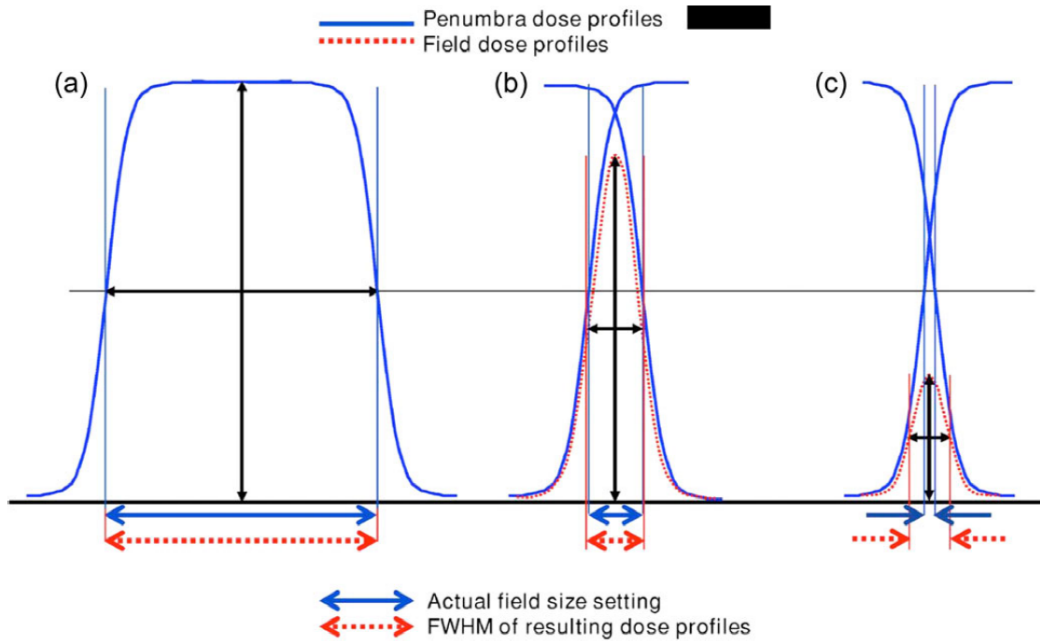


Figura 2-15: Ensanchamiento aparente del perfil debido a campo pequeño.

- a) Campo estándar con coincidencia campo nominal y FWHM. b) Campo con FWHM $\sim r_{LCPE}$, diferencia pequeña con campo nominal. c) Campo pequeño con diferencia clara entre FWHM y tamaño nominal de campo. Imagen obtenida de [26].

Efecto volumen promedio

Los detectores de radiación producen una señal que es proporcional a la dosis absorbida promedio en el volumen sensible, dependiendo del tamaño del detector en campos pequeños esta señal puede estimar de forma incorrecta el valor real de la dosis. En la figura 2-16 a la izquierda se ilustra este efecto, el perfil en rojo corresponde a un campo con FWHM de $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$, la curva en azul muestra el perfil obtenido con un detector, después de promediar la señal sobre el volumen en todos los puntos de medición, se observa que el valor de dosis relativo en el eje central es subestimado y los valores de la región de penumbra son mayores produciendo un ensanchamiento de esta, para este caso el tamaño del detector es grande y no el mas apropiado para la caracterización del campo. En la figura 2-16 a la derecha se ilustra el efecto de volumen promedio al normalizar cada una de las curvas a su valor en el eje central en un campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, se observa que el efecto de ensanchamiento de la penumbra se acentúa y afecta al FWHM, cuanto más angosta sea la penumbra real del campo, mayor sera el efecto.

Considerando que los detectores producen este efecto de volumen promedio y bajo condiciones de no equilibrio de partícula cargada las perturbaciones a la fluencia de partículas son grandes y difíciles de modelar [2], se deben aplicar correcciones que consideren estos efectos a

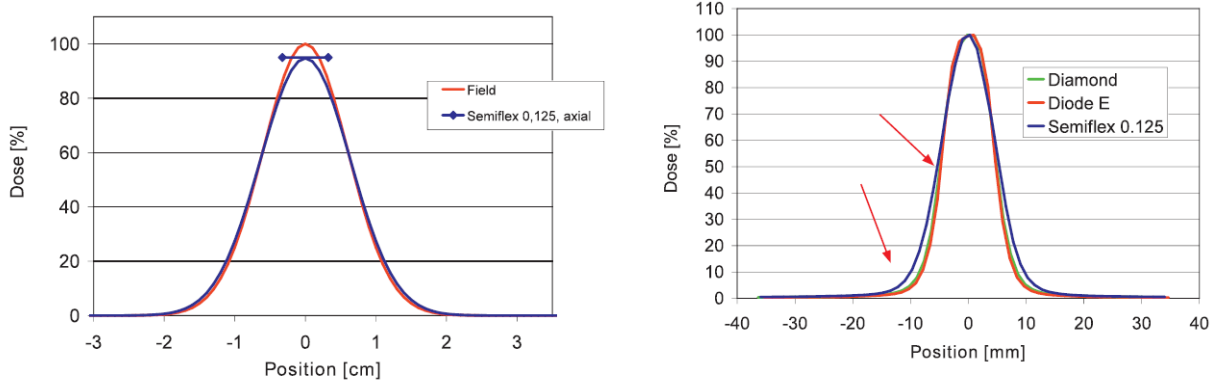


Figura 2-16: Efecto volumen promedio sobre un perfil.

Izquierda: Subestimación del valor en el eje central y ensachamiento de la penumbra.

Derecha: Efecto para varios detectores con diferente volumen sensible, se acentúa el ensachamiento en penumbra y afecta el FWHM. Imágenes obtenidas de [16].

las mediciones, además se debe asegurar que el LCPE se produzca, es decir para mediciones en el eje central, el FWHM o el radio del campo tiene que ser de dimensiones al menos iguales a r_{LCPE} mas la mitad del tamaño externo del volumen del detector [2]. Debido a lo anterior el tamaño del detector usado para la caracterización de campos de radiación es un criterio relativo para la definición de un campo pequeño.

Factores de salida bajo condiciones de campo pequeño - Field Output Factors

Para tamaños de campo pequeño usados clínicamente f_{clin} , la dosis absorbida se puede obtener a partir de la dosis absorbida en el campo de referencia (f_{msr} ó f_{ref} según el caso) usando la siguiente expresión:

$$D_{w,\Omega_{clin}}^{f_{clin}} = \Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \cdot D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \quad (2-13)$$

El factor de proporcionalidad Ω es denominado por el formalismo [2] factor de salida de campo (*field output factor- FOF*), este difiere a los factores de salida para campos convencionales (anchos) ya que no es puramente el cociente de las lecturas del detector, sino que es el cociente corregido por un factor que considera la dependencia del tamaño del campo con cantidades dosimétricas, la influencia de factores de perturbación presentes en estos campos y efectos de volumen promedio del detector, Ω se expresa como:

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{M_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (2-14)$$

Donde es la lectura del dosímetro $M_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}$ en agua para el campo clínico de calidad Q_{clin} , la lectura del dosímetro en agua en la calibración para el campo de referencia es $M_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es con

calidad Q_{msr} , y $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ es el factor de corrección de salida (*output correction factor*). Los factores de corrección se encuentran tabulados para diferentes tamaños de campo equivalente y diferentes generadores de radiación en el documento TRS 483 [2], de no estar el valor en las tablas se debe calcular como también se indica en el documento.

3 Métodos y Materiales

En el presente capítulo 3 se describen las metodologías experimentales, así como los materiales utilizados, se hace énfasis en las configuraciones de medición para cada parámetro a evaluar y las características generales de las condiciones de medición.

3.1. Generalidades

Las mediciones fueron realizadas en un acelerador lineal Varian TrueBeam® (Varian Medical System, Inc., Palo Alto CA) del Instituto Nacional de Cancerología de la ciudad de México, se usaron todas las energías, principalmente las energías para fotones de 6 MV y 10 MV con filtro de aplanado (FF) y sin filtro de aplanado (FFF). Los valores de calidad de los haces $TPR_{20,10}$ son 0.6680 para 6 MV, 0.6289 para 6 MV-FFF, 0.7378 para 10 MV, 0.7046 para 10 MV-FFF, 0.7652 para 15 MV y 0.7836 para 18 MV.

El Linac TrueBeam cuenta con mandíbulas de colimación (*jaws*), que definen campos de radiación en un rango de $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ a $0.6\text{ cm} \times 0.6\text{ cm}$, a una distancia fuente superficie (SSD) de 100 cm. El equipo fue calibrado bajo las condiciones de $SSD = 100\text{ cm}$ y tamaño de campo de $10 \times 10\text{ cm}^2$, de forma que entrega una dosis absorbida en agua de 1 cGy por unidad monitor (UM), esto para todas las energías a la profundidad de máxima dosis en agua (Z_{max}). Las mediciones de dosimetría absoluta y relativa se realizaron usando el sistema de posicionamiento de detectores “TRUFIX”, el maniquí para agua “BEAMSCAN” (con sistema de escaneo 3D) y el software “MEPHYSTO”, para las medidas de carga se usó el electrómetro “UNIDOS”, todo este instrumental es de la marca PTW (PTW-Freiburg).

El desempeño en dosimetría relativa del detector microDiamond se comparó con los resultados obtenidos con la cámara de ionización Semiflex en campos convencionales y con la cámara PinPoint 3D en campos bajo condición de campo pequeño. Para mejorar la estabilidad de la señal en las mediciones se usó como cámara de referencia en campos convencionales también una cámara Semiflex y para las mediciones de campo pequeño la cámara de transmisión T-REF, esta última no genera perturbación en las mediciones [28], todos los detectores utilizados son de la marca PTW.

El detector microDiamond fue posicionado con el eje principal paralelo a eje del haz de radiación, las cámaras de ionización fueron posicionadas con su eje principal ortogonal al eje del haz de radiación (orientación radial). Las principales características nominales de los detectores se encuentran reportadas en la tabla **3-1** y en la figura **3-1** se relacionan imágenes del equipamiento utilizado.

Para la realización de las pruebas de Machine Performance Check (MPC), se utilizó la rutina integrada en el acelerador y el maniquí cilíndrico IsoCal.

Para el análisis y procesamiento de datos se desarrollaron diferentes códigos en la plataforma MATLAB, los resultados obtenidos experimentalmente fueron extraídos de MEPHYSTO e interpretados por estos códigos, se establecieron diferentes gráficos que permitieron el desarrollo de análisis cuantitativos.

Nombre del Detector	microDiamond	Semiflex	Pinpoint 3D	Semiflex	T-REF
Referencia	PTW-60019	PTW-T31010	PTW-T31016	PTW-T31010	PTW-T3409
Tipo	Diamante sintético	Cámara de ionización	Cámara de ionización	Cámara de ionización	Cámara de ionización
Número de Serie	122956	8101	1088 2024	2024	160779
Volumen sensible	0.004 mm ³	125 mm ³	16 mm ³	125 mm ³	10500 mm ³
Dimensiones del volumen sensible	Radio 1.1 mm Espesor 1 μm	Radio 2.75 mm Longitud 6.5 mm	Radio 1.45 mm Longitud 2.9 mm	Radio 2.75 mm Longitud 6.5 mm	Radio 40.8 mm Espesor 2 mm
Material sensitivo	Diamante	Aire	Aire	Aire	Aire
Voltaje de operación	0 V	400 V	400 V	400 V	400 V
Respuesta nominal	1 nC/Gy	3.3 nC/Gy	0.4 nC/Gy	3.3 nC/Gy	325 nC/Gy
Orientación del detector	Axial	Radial	Radial	Radial	Radial
Tamaño de campo	1×1 a 40×40 cm ²	3×3 a 40×40 cm ²	2×2 a 30×30 cm ²	3×3 a 40×40 cm ²	Máximo 5×5 cm ²
Uso dado	En campo	En campo	En campo	Como referencia	Como referencia

Tabla 3-1: Principales características nominales de los detectores usados. Obtenido de [29].



Figura 3-1: Equipamiento utilizado.

a) Acelerador TrueBeam y maniqué BEAMSCAN, b) Maniqué Isocal posicionado en el acelerador, c) Sistema de posicionamiento Trifix, d) Detector microDiamond, e) Cámara Semiflex, f) Cámara PinPoint 3D, g) Cámara T-REF, h) Electrómetro UNIDOS y i) Computador con software MEPHYSTO.

3.2. Pre-irradiación y Estabilidad

Para evaluar los efectos de la pre-irradiación y estabilidad, el detector microDiamond se alineó en el centro del campo usando la proyección de la cruz de la retícula dada por la luz de campo del acelerador, se posicionó el detector en el maniquí BEAMSCAN a 10 cm de profundidad en agua, la distancia desde la fuente a la superficie fue de 100 cm y se definió un tamaño de campo a superficie de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. La respuesta del detector se evaluó para entregas consecutivas de 100 UM a cada 20 segundos hasta que la radiación entregada fue suficiente para estabilizar la respuesta del detector, el proceso se realizó en dos series de mediciones con haces de 6 MV y en uno para el haz 6 MV-FFF, se realizaron las mediciones en tres diferentes días, sin haber sido irradiado el detector antes de las pruebas durante un periodo mayor a un día.

3.3. Reproducibilidad, linealidad y dependencia con la tasa de dosis

La reproducibilidad, linealidad en la dosis y dependencia con la tasa de dosis fue determinada usando haces de 6 MV y 6 MV-FFF. Las medidas fueron realizadas a una profundidad de 10 cm en agua con SSD de 100 cm y un tamaño de campo de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ a la superficie del maniquí. Se realizó la pre-irradiación del detector antes de cada sesión de medición, la reproducibilidad fue evaluada en términos de la desviación estándar relativa de la carga obtenida para 20 medidas a 3 UMs, 50 UMs y 100 UMs por cada haz.

La linealidad de la señal medida (carga integrada) versus la dosis fue verificada para el haz de 6 MV y el haz de 6 MV-FFF en un rango de dosis que va desde los 2 cGy hasta 13 Gy, para las dos energías, la tasa de dosis fue de 400 UM/min. Se evaluó la sensibilidad para el análisis de la linealidad, siendo el parámetro de normalización la dosis que corresponde a 800 UMs en cada caso.

La dependencia con la tasa de dosis fue evaluada para el rango completo disponible de tasas de dosis del acelerador, este va de 20 UM/min a 600 UM/min para el haz de 6 MV y de 400 UM/min a 1400 UM/min para el haz de 6 MV-FFF. Se realizaron cinco lecturas de carga entregando 100 UMs y 400 UMs para cada tasa de dosis, la lectura promedio por unidad monitor fue obtenida en las diferentes condiciones de medida y fueron comparadas, se usó como parámetro de normalización la tasa de dosis de 400 UM/min.

3.4. Fondo

Se tomaron diez lecturas en tres series de medidas a diferentes tiempos para cero dosis, es decir, sin la presencia de radiación proveniente del acelerador, el detector se posicionó a 10 cm de profundidad en el maniquí en agua, antes de cada serie de lecturas el electrómetro se encontraba apagado y al ser prendido no se llevó a cero para poder valorar la respuesta espuria del sistema dosimétrico y la contribución por radiación natural de fondo. Las medidas fueron de carga acumulada y se reinició la medida en electrómetro para cada medición en intervalos de tiempo de 2 minutos.

3.5. Dependencia Energética

La dependencia energética del microDiamond se evaluó a través de la sensibilidad del detector a las diferentes energías, para ello se realizaron medidas en las mismas condiciones de distancia fuente superficie, tamaño de campo y profundidad mencionadas anteriormente, se usaron todas la energías disponibles del acelerador , es decir 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV, 10 MV-FFF, 15 MV y 18 MV, en todos los casos se realizaron cinco mediciones para entregas consecutivas de 100 UMs a una misma tasa de dosis de 400 UM/min. La dosis a la profundidad de medición en agua ($Z = Z_{ref}$) para cada energía se determinó usando la expresión 2-2 y despejando como se muestra en la ecuación 3-1, los valores obtenidos de sensibilidad se compararon con el valor obtenido para 6 MV y se evaluó la diferencia para cada energía.

$$D_{Z_{ref}} = \frac{D_{Z_{max}}}{100} \cdot PDD_{Z_{ref}} \quad (3-1)$$

Es de resaltar que la dosis a Z_{max} es 100 cGy para cada una de las energías, esto debido a la calibración del acelerador y a la entrega de 100 UMs para cada medición .

3.6. Dependencia Direccional

La dependencia direccional o angular fue evaluada para el ángulo polar y para el ángulo azimutal con respecto a la posición axial del detector de diamante (Ver Figura **3-2**), para la evaluación el detector fue posicionado en aire usando el sistema TRUFIX sobre el borde de un bloque de agua sólida sobre la camilla en el extremo más cercano al acelerador, el detector se posicionó con el eje principal paralelo al eje del haz de radiación a la distancia fuente detector de 100 cm, se realizaron mediciones para entregas de 100 UMs y se usó un tamaño de campo definido a la superficie del detector de $3 \times 3 \text{ cm}^2$, esto para reducir posibles señales espurias debido a la irradiación del cable. Para la evaluación de la dependencia con el ángulo polar se rotó el gantry del acelerador en incrementos de 15° , para un total de 23 posiciones incluyendo la posición de 180° , es de resaltar que el posicionamiento del gantry del acelerador tiene una desviación menor a 0.1° de acuerdo con los resultados de las pruebas MPC (**4-1**) y

por ende se desprecia la influencia por posicionamiento del gantry en los resultados obtenidos.

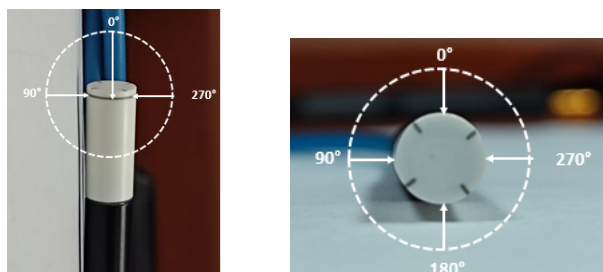


Figura 3-2: Ángulo polar y ángulo azimutal del detector microDiamond para la evaluación de la dependencia direccional.

Para las mediciones referidas a la evaluación azimutal el detector se mantuvo en posición vertical y se realizaron variando la posición del detector mediante la rotación de la camilla a diferentes ángulos (con respecto al eje del haz de radiación), se realizaron incrementos de 5° y 10° para un total de 13 posiciones. Para cada medición el posicionamiento fue verificado cuidadosamente usando el sistema de alineación laser y el *cross hair* del acelerador.

Para todas las mediciones se usó la energía de 6 MV, no se evaluó la dependencia direccional en otras direcciones de rotación debido a la imposibilidad para mover el detector con una precisión adecuada.

3.7. Dosimetría relativa y comparación con detectores

Para cada serie de mediciones de dosimetría relativa todos los detectores de campo usados fueron centrados inicialmente usando la cruz de la retícula en el cabezal del acelerador proyectada por la luz de campo, posteriormente se ajustó la posición usando el método de alineación del doble perfil incorporado en el software MEPHYSTO con el que se adquieren las mediciones, esto para mejorar la precisión en el posicionamiento inicial.

3.7.1. Perfiles de Dosis y Porcentaje de Dosis en Profundidad

Para estas mediciones se usó una SSD de 100 cm y se adquirieron perfiles a la profundidad de referencia ($Z_{ref} = 10$ cm) en agua, las direcciones de los perfiles fueron izquierda-derecha (*crossplane*) y gantry-blanco (*inplane*) con respecto al acelerador, ver figura 3-3.

Los tamaños de campo estándar usados fueron de 10×10 cm² y 20×20 cm² definidos a la superficie del maniquí, las mediciones de porcentaje de dosis en profundidad solamente se realizaron para el tamaño de campo de 10×10 cm². Todas las mediciones se realizaron

para las energías de 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV y 10 MV-FFF, se usaron los detectores microDiamond-60019 y la cámara de ionización Semiflex-T31010. Los resultados obtenidos para cada detector se analizaron y se compararon entre ellos, se tomaron como valores de referencia los resultados de la cámara de ionización Semiflex.

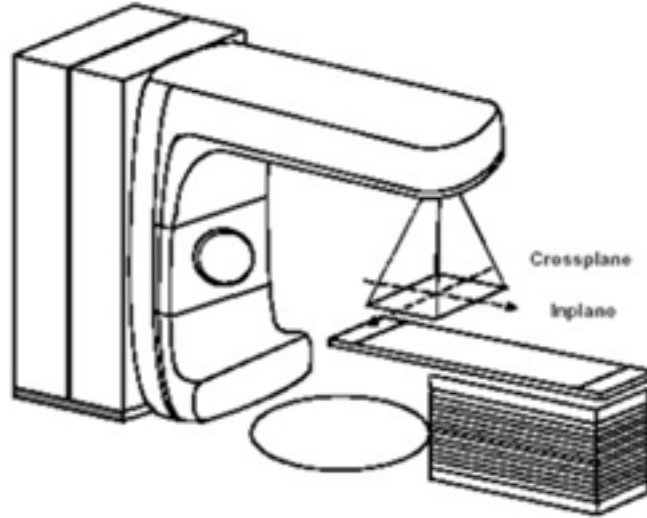


Figura 3-3: Direcciones *inplane* y *crossplane* para la adquisición de perfiles. Imagen obtenida de [30].

En cuanto a los tamaños de campo bajo condiciones de campo pequeño se consideró los tamaños nominales de $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$, las curvas de PDD solo se adquirieron para los tamaños de campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Para estas mediciones se usaron los haces de 6 MV y 6 MV-FFF, como referencia se usaron los valores obtenidos con la cámara de ionización PinPoint 3D, se analizaron los resultados y se compararon con los obtenidos con el detector microDiamond.

Es de resaltar que de acuerdo con la ecuación 2-12 citada previamente y para los haces usados de 6 MV y 6 MV-FFF de calidades 0.6680 y 0.6289 respectivamente, el radio mínimo del campo para mantener el equilibrio lateral de partícula cargada (r_{LCPE}) para cada haz sería:

$$6MV \rightarrow r_{LCPE}(cm) = (8,369 \cdot 0,6680) - 4,382 = 1,2cm \rightarrow S_{clin} = 2,12cm \quad (3-2)$$

$$6MV - FFF \rightarrow r_{LCPE}(cm) = (8,369 \cdot 0,6289) - 4,382 = 0,88cm \rightarrow S_{clin} = 1,6cm \quad (3-3)$$

Donde S_{clin} es lado del tamaño de campo cuadrado equivalente según indica la ecuación 46 del protocolo para dosimetría de campos pequeños [2]. En este contexto los campos medidos de tamaños $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ se consideran pequeños para la energía de 6 MV y para la energía de 6 MV-FFF se consideran pequeños los tamaños $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

3.7.2. Factores de salida y factores de salida de campo

Los factores de salida (OF) y factores de salida de campo (FOF) se obtuvieron también para 6 MV y 6 MV FFF con una SSD de 100 cm y a una profundidad de 10 cm en el maniquí de agua, se realizaron tres mediciones para los tamaños de campo nominales de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$ usando los detectores PinPoint 3D y microDiamond, adicionalmente se midió el tamaño de campo $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ pero solo se usó el detector microDiamond (el único detector con factor de corrección para este tamaño), para todas las mediciones el campo de referencia fue de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Es de resaltar que de acuerdo con el formalismo [2], los factores de salida para los campos que están bajo condiciones de campo pequeño según el detector, fueron corregidos aplicando el factor de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ como se indicó en la ecuación 2-14, para los demás tamaños de campo no fue necesaria la corrección. En la tabla 3-2 se especifican las mediciones realizadas para dosimetría relativa.

3.8. Dosimetría absoluta

Las mediciones de dosimetría absoluta o dereferencia fueron realizadas con la cámara Semi-flex PTW-T31010 que es la usada como detector para dosimetría absoluta en el INCAN, se consideró los haces de 6 MV y 6 MV-FFF, con tasa de dosis nominal de 400 UM/min. El tamaño de campo fue definido por las mandíbulas de colimación con tamaño nominal de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a superficie (SSD 100 cm), las hojas del colimador multihojas fueron totalmente retraídas y se determinó la dosis $D(Z_{ref})$ a la profundidad de medición de 10 cm .

Los factores $k_{Q_{FFF}, Q_0}^{f_{ref}}$ y k_{Q, Q_0} para la cámara de ionización se obtuvieron de los protocolos de la IAEA [25] y [2], para el caso del detector microDiamond debido a la ausencia de información de estos factores en los protocolos y en la literatura, se procedió a determinar los factores mediante calibración cruzada, para esto se recurrió a las ecuaciones 2-8 y 2-10 de forma tal que los factores están dados por:

$$(K_{Q, Q_0})_{microDiamond} = \frac{(M_Q \cdot N_{D, w, Q_0} \cdot k_{Q, Q_0})_{SemiFlex}}{(M_Q \cdot N_{D, w, Q_0})_{microDiamond}} \quad (3-4)$$

Energías	Tamaño de campo	Tipo de medición	Detector
6 MV - 6 MV-FFF	$0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$	FOF	microDiamond
6 MV - 6 MV-FFF	$0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$	Perfiles	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF	$1 \times 1 \text{ cm}^2$	FOF y Perfiles	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF	$2 \times 2 \text{ cm}^2$	FOF PDD y Perfiles	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF	$3 \times 3 \text{ cm}^2$	OF, FOF, PDD y Perfiles	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF	$4 \times 4 \text{ cm}^2$	OF	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF	$6 \times 6 \text{ cm}^2$	OF	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF	$10 \times 10 \text{ cm}^2$	OF	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF	$20 \times 20 \text{ cm}^2$	OF	microDiamond y PinPoint 3D
6 MV - 6 MV-FFF 10 MV - 10 MV-FFF	$10 \times 10 \text{ cm}^2$	PDD y Perfiles	microDiamond y Semiflex
6 MV - 6 MV-FFF 10 MV - 10 MV-FFF	$20 \times 20 \text{ cm}^2$	Perfiles	microDiamond y Semiflex

Tabla 3-2: Resumen mediciones de dosimetría relativa realizadas.

Los tamaños de campos resaltados en azul son considerados pequeños, siendo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ solo pequeño para la energía de 6 MV.

$$(k_{Q^{FFF},Q_0}^{f_{ref}})_{microDiamond} = \frac{(M_{Q_{msr}^{FFF}}^{f_{ref}} \cdot N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q^{FFF},Q_0}^{f_{ref}})_{Semiflex}}{(M_{Q_{msr}^{FFF}}^{f_{ref}} \cdot N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}})_{microDiamond}} \quad (3-5)$$

Dado que f_{ref} es $10 \times 10 \text{ cm}^2$ los valores de N_{D,w,Q_0} y $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ son iguales, estos valores son dados en los certificados de cada detector. La anterior metodología se puede encontrar descrita a detalle en [31].

4 Resultados y Discusión

En el capítulo 4 se presentan los resultados obtenidos. En primer lugar, se relacionan los valores adquiridos del control de calidad mecánico al acelerador mediante MPC, luego los resultados referidos a la caracterización dosimétrica del detector como la pre-irradiación, estabilización, reproducibilidad, linealidad, dependencia con la tasa de dosis, etc. posteriormente la validación del detector microDiamond mediante la comparación con otros detectores en referencia a resultados de mediciones de porcentaje de dosis en profundidad, perfiles y factores de salida; se observa el comportamiento para diferentes tamaños de campo. También se muestran los resultados para dosimetría absoluta y calibración cruzada. Asimismo, se realiza un análisis cuantitativo de todos los resultados obtenidos y la dependencia entre las variaciones debido a las características de los detectores usados y los factores de corrección aplicados.

4.1. Pruebas control de calidad mecánico - MPC

Los resultados promedio obtenidos de nueve verificaciones de control de calidad mecánico realizadas con MPC (previo a las actividades de medición) y los umbrales de tolerancia, se reportan en la tabla 4-1, es de resaltar que ninguno de los resultados obtenidos tanto en promedio como en cada medición sobrepasaron los valores umbrales.

De las pruebas MPC se hace énfasis en los resultados para el posicionamiento de la mordazas y el posicionamiento del gantry. La diferencia por posición para las mordazas no se sobrepasa los 0.75 mm y para el gantry los 0.9° (en ningún caso), estos valores son importante dado que los campos medidos son definidos exclusivamente por las mordazas (todas la mediciones fueron con las hojas de MLC retraídas) y en su mayoría a ángulo de gantry 0° (excepto las medidas de dependencia direccional), dados los resultados se puede descartar la influencia por posición de estos parámetros para las diferentes medidas realizadas con los detectores.

Parámetro	Resultado Promedio	Umbral
Isocentro		
Tamaño Isocentro	0.34 ± 0.01 mm	± 0.5 mm
Desviación de proyección del detector de imagen MV	0.20 ± 0.03 mm	± 0.5 mm
Desviación de proyección del detector de imagen kV	0.33 ± 0.02 mm	± 0.5 mm
Colimación		
Desviación de rotación del colimador	$0.17^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.5^\circ$
MLC		
Desviación de máxima de las láminas A	0.74 ± 0.03 mm	± 1.0 mm
Desviación de máxima de las láminas B	-0.61 ± 0.02 mm	± 1.0 mm
Desviación promedio de las láminas A	0.38 ± 0.02 mm	± 1.0 mm
Desviación promedio de las láminas B	-0.26 ± 0.02 mm	± 0.5 mm
Desviación promedio de las láminas B	-0.26 ± 0.02 mm	± 0.5 mm
Mordazas		
X1, X2	-0.45 ± 0.01 mm, 0.73 ± 0.02 mm	± 2.0 mm
Y1, Y2	0.34 ± 0.05 mm, 0.73 ± 0.02 mm	± 2.0 mm
Desviación paralelismo Mordazas X1, X2	$0.14^\circ \pm 0.01^\circ$, $0.09^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.4^\circ$
Desviación paralelismo Mordazas Y1, Y2	$0.16^\circ \pm 0.01^\circ$, $0.21^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.4^\circ$
Desviación de rotación	$0.17^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.5^\circ$
Gantry		
Gantry Absoluta	$0.09^\circ \pm 0.02^\circ$	$\pm 0.3^\circ$
Gantry Relativa	$0.08^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.3^\circ$
Camilla		
Lateral	-0.14 ± 0.02 mm	± 0.7 mm
Longitudinal	0.12 ± 0.02 mm	± 0.7 mm
Vertical	0.34 ± 0.01 mm	± 1.9 mm
Rotación	$0.0^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.4^\circ$
Cabeceo	$-0.01^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.1^\circ$
Balanceo	$-0.03^\circ \pm 0.01^\circ$	$\pm 0.1^\circ$
Desplazamiento inducido por rotación	0.34 ± 0.02 mm	± 0.75 mm

Tabla 4-1: Resultados pruebas mecánicas con MPC.

4.2. Caracterización dosimétrica

4.2.1. Pre-irradiación y Estabilidad

Los resultados de las medidas de pre-irradiación en función de la dosis se muestran en la figura 4-1, el eje y de la gráfica representa valores de carga normalizados al valor de carga promedio en el rango de estabilización de la señal correspondiente a 1900 UM - 2400 UM en cada serie de medidas. La respuesta inicial del detector a la irradiación (primeras 100 UMs entregadas) fue para todas las series de medidas en promedio un 1.4% más alta del valor en la meseta de estabilización, los valores medidos decrecen 1.3% dentro de los primeros 8 Gy, después de los 5 Gy, los valores están dentro $\pm 0.4\%$ del valor de la media. Una dosis de 9 Gy fue necesaria para estabilizar la respuesta del detector dentro de un $\pm 0.1\%$. El valor nominal de pre-irradiación dado por el fabricante y citado en la tabla 2-1 es de 5 Gy, sin embargo se evidencia una mejor estabilización en la respuesta del detector a partir de los 9 Gy.

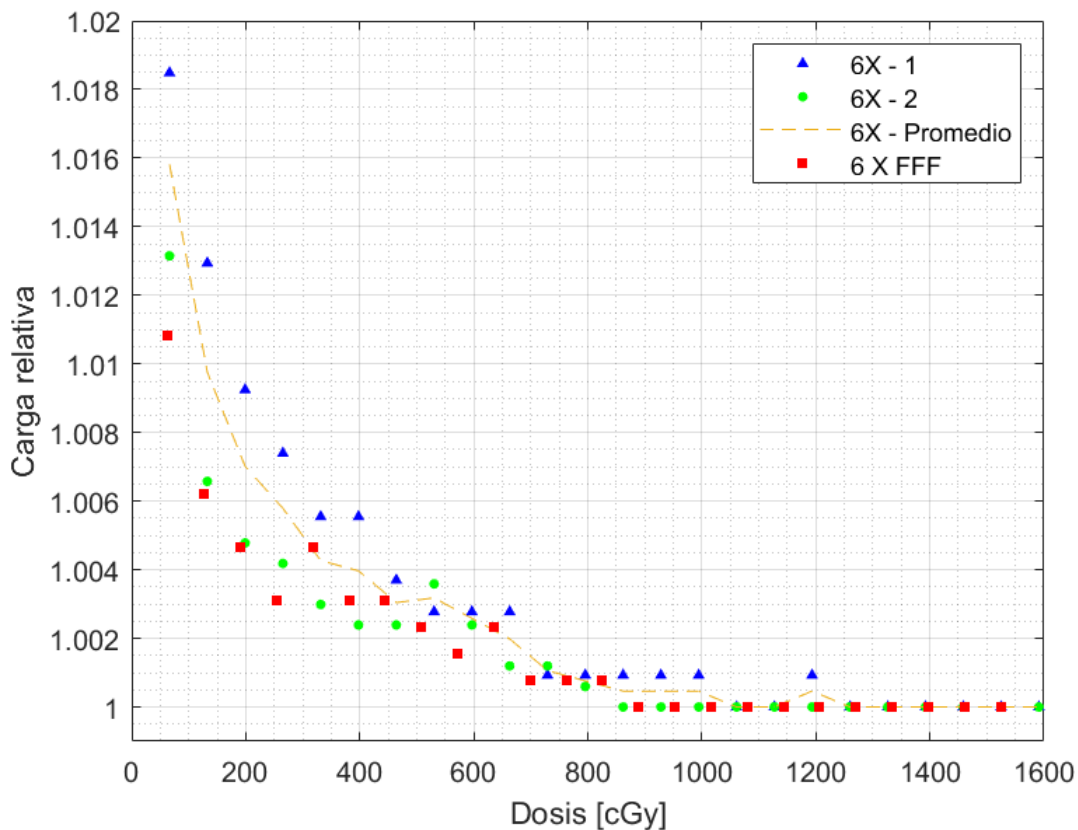


Figura 4-1: Respuesta del detector a la pre-irradiación.

Datos normalizados al valor de respuesta promedio en el rango 1900 y 2400 UM.

4.2.2. Fondo

En la tabla 4-2 se presentan los resultados obtenidos para lecturas de fondo en pico-Coulombs, se discrimina por número de lectura y por serie de medida de acuerdo a lo comentado en 4.2.2.

Medición	Serie 1	Serie 2	Serie 3
1	-2.5 pC	-1.5 pC	-3 pC
1	-2 pC	-0.5 pC	-2.5 pC
2	-1 pC	-0.5 pC	-0.5 pC
3	-0.5 pC	0 pC	0.5 pC
4	-0.5 pC	0 pC	0.5 pC
5	0 pC	0 pC	0.5 pC
6	0 pC	0 pC	0.5 pC
7	0 pC	0 pC	0.5 pC
8	0 pC	0 pC	0.5 pC
9	0 pC	0 pC	0.5 pC
10	0 pC	0 pC	0.5 pC

Tabla 4-2: Resultados prueba fondo.

Los valores máximos para cada serie de lecturas se dió en la primera medición siendo éste un indicador de respuesta espuria del sistema dosimétrico, a partir de la tercera y cuarta medición para las series 1 y 2 los valores registrados disminuyen a cero y para la serie 3 al valor de 0.5 pC. Lo anterior se puede interpretar como una baja presencia de radiación de fondo y mínimo aporte por corrientes espurias.

4.2.3. Reproducibilidad

En la figura 4-2 se representan los resultados obtenidos de reproducibilidad para el detector con las energías de 6 MV y 6 MV-FFF en función de la Unidades Monitor entregadas, los resultados han sido normalizados a 1 dado que el interés es comparar la desviación estándar relativa entre los conjuntos de medidas. Para las mediciones a 3 UMs se obtuvo una variación máxima en la reproducibilidad del 1.4 %, para el resto de las mediciones ésta variación esta dentro del 0.3 %. Los valores mínimos de desviación corresponden a 100 UM siendo del orden del 0.1 % para las dos energías.

En términos absolutos la desviación estándar para todas las medidas está en el mismo orden de magnitud, sin embargo, en términos relativos representa un mayor porcentaje para las medidas con 3 UM, esto puede estar relacionado a una mayor incertidumbre para las mediciones de baja señal (~ 0.02 nC). El valor nominal de variación en la reproducibilidad del

detector para fotones es menor 0.25 % de acuerdo con la tabla 2-1, por lo que los resultados obtenidos están en acuerdo con lo relacionado por el fabricante.

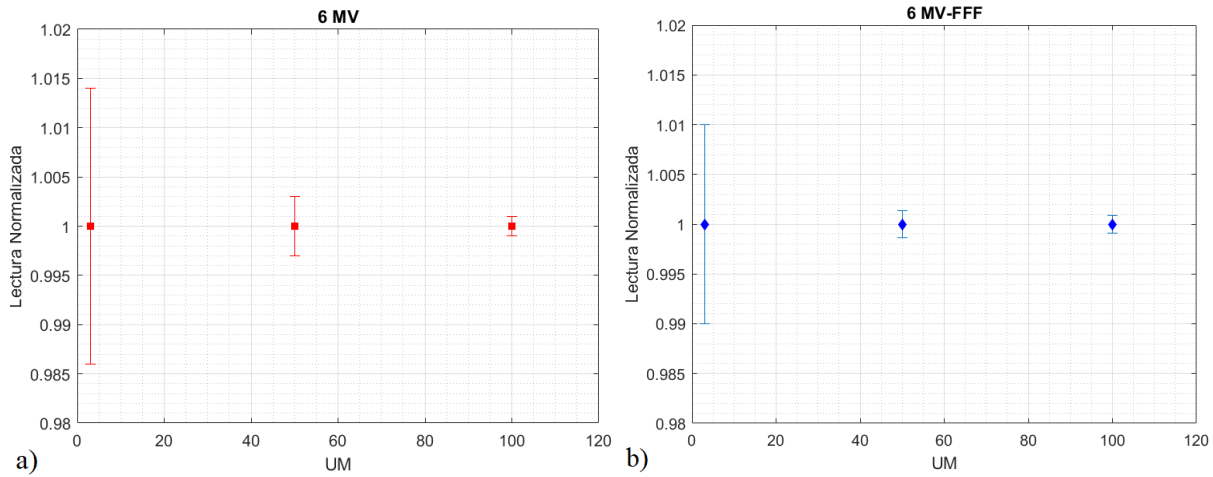


Figura 4-2: Reproducibilidad del detector a diferentes UMs.

Las barras indican la desviación estándar relativa. a) Resultados para 6 MV, b) Resultados para 6 MV-FFF.

4.2.4. Linealidad

En la figura 4-3 a) se muestra la respuesta del detector en función de la dosis evaluada para haces de fotones de 6 MV y 6 MV-FFF en un rango de dosis de 2 cGy a 13 Gy: la respuesta del detector es lineal con la dosis y en ambos casos el parámetro R^2 del mejor ajuste lineal para los datos fue 1 con una precisión de 10^{-3} .

En la figura 4-3 b) se muestra el porcentaje de desviación de la sensibilidad para cada haz con respecto a la sensibilidad debida a la entrega de 800 UM en Z_{ref} (~ 530 cGy para 6 MV y 508 cGy para 6 MV-FFF). En la región de baja dosis (menor a 2 Gy), la sensibilidad varía entre un 3.6% y 0.2% para 6 MV-FFF y entre un 1.7% y -0.2% para 6 MV, para bajas dosis el cociente señal ruido tiene una fluctuación estadística considerable que justificaría la dispersión de estos datos. Para valores de dosis mayores a los 2 Gy la sensibilidad tuvo una variación máxima de -0.24% para 6 MV y -0.1% para 6 MV-FFF indicado linealidad con la dosis.

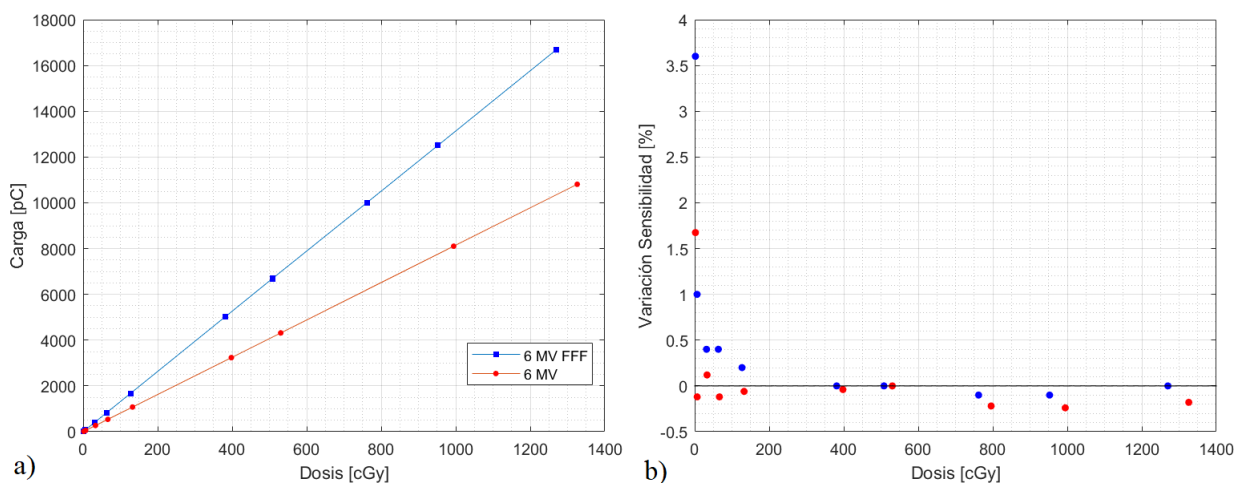


Figura 4-3: Respuesta lineal del detector y porcentaje de desviación de la carga por unidad de dosis.

Para el rango de dosis 2 cGy a 13 Gy y desviación para la respuesta lineal con respecto a sensibilidad para la dosis a 800 UMs en cada haz.

4.2.5. Dependencia con la tasa de dosis

La respuesta del detector MicroDiamond como función de la tasa de dosis para los haces de 6 MV y 6 MV-FFF se muestran en la figura 4-4, la dependencia con la tasa de dosis se evalúa mediante la variación de la carga por unidad de dosis en porcentaje, para las diferentes tasas de dosis con respecto a la tasa de dosis de 400 UM/min. Se observa que la máxima variación dentro el rango disponible de tasas de dosis es de 0.24 % para el haz de 6 MV y 0.08 % para el haz de 6 MV-FFF, lo anterior es consistente con el valor nominal dado por el fabricante del detector que indica una dependencia con la tasa de dosis menor al 1 %.

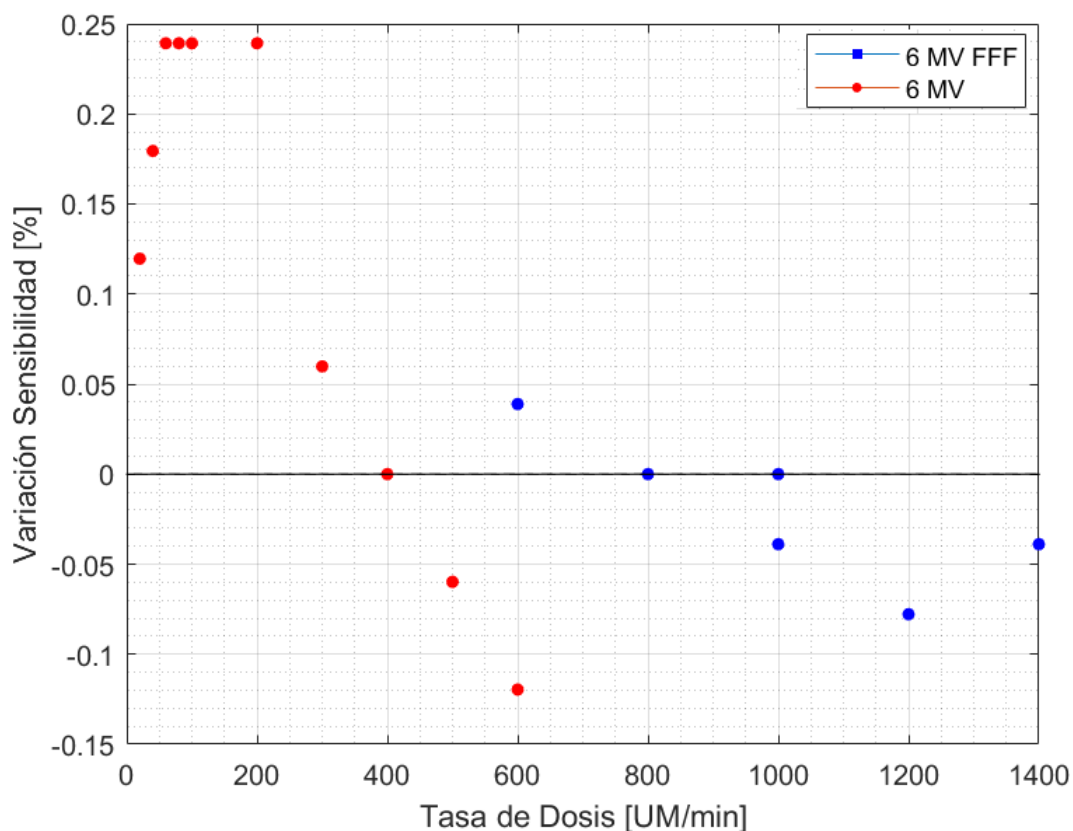


Figura 4-4: Variación de la sensibilidad en función de la tasa de dosis. Variación con respecto a la sensibilidad para la tasa de 400 UM/min en cada haz.

4.2.6. Dependencia con la Energía

En la figura 4-5 se representan la diferencia porcentual de la sensibilidad para diferentes calidades del haz Q ($TPR_{20,10}$) con respecto a la sensibilidad obtenida para el haz de 6 MV. Tal como se reportó en la sección 3.1 los valores de calidad de los haces $TPR_{20,10}$ son 0.6680 para 6 MV, 0.6289 para para 6 MV-FFF, 0.7378 para 10 MV, 0.7046 para 10 MV-FFF, 0.7652 para 15 MV y 0.7836 para 18 MV.

La variación máxima en la respuesta del detector con la energía en términos del cambio en la sensibilidad es de -1.3% correspondiente al haz de 10 MV, la variación es de -0.15% para 6 MV-FF , -0.08% para 10 MV-FFF, 1% para 15 MV y 1.15% para 18 MV, los resultados obtenidos para las calidades 0.7378 y 0.7836 son un poco más altos a los reportado en la literatura *Pimpinela* [19] manifiesta una variación dentro $\pm 1\%$ para un rango similar de calidad del haz.

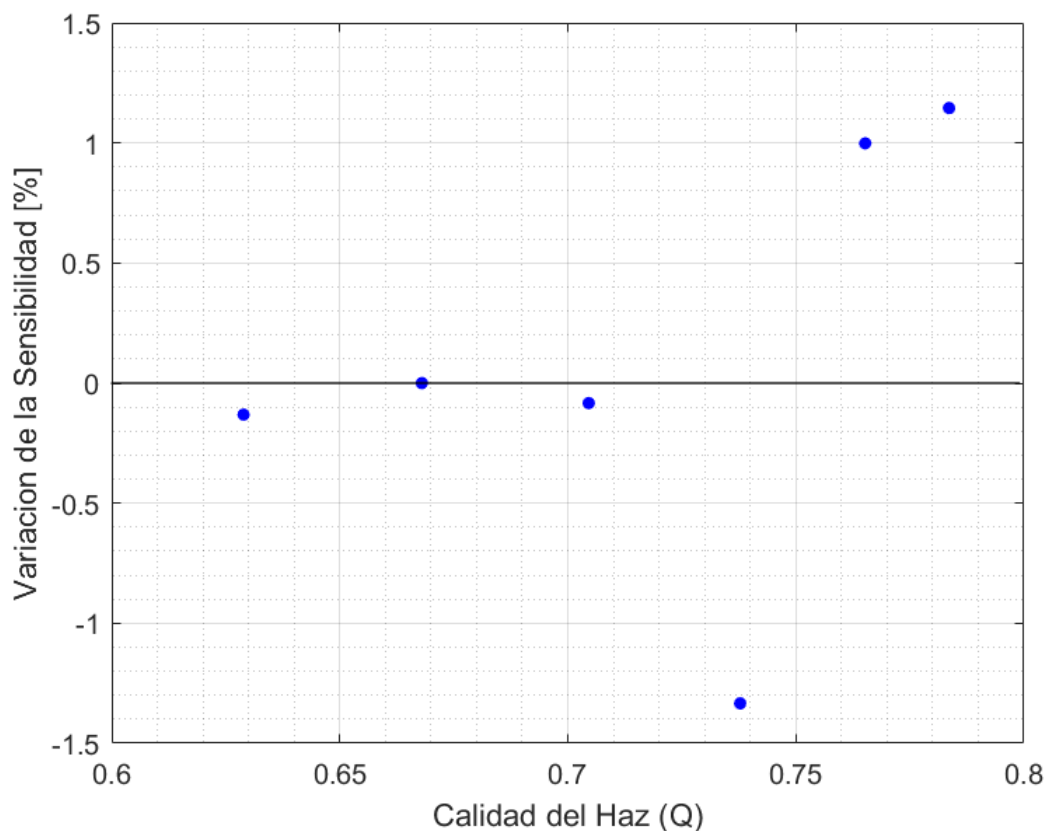


Figura 4-5: Variación de la sensibilidad en función de la calidad del haz Q .
Con respecto al haz de 6 MV.

4.2.7. Dependencia Direccional

En la figura 4-6 se muestran los resultados obtenidos de dependencia direccional para el ángulo polar (Izquierda) y para el ángulo azimutal (Derecha), los resultados fueron normalizados al valor de respuesta a 0° , se presenta en porcentaje y en variación porcentual. Para el ángulo polar se evidencia una dependencia angular menor a 0.1% dentro de los primeros $\pm 15^\circ$, siendo la respuesta prácticamente constante.

Para los primeros $\pm 30^\circ$ la variación es del orden del 1% y para $\pm 60^\circ$ es del 7% , como es de esperarse la diferencia se hace mayor al aumentar el ángulo de incidencia del haz, sin embargo disminuye para 180° debido a que incide justamente desde la parte inferior del detector.

Para la dependencia con el ángulo azimutal, se encuentra una variación máxima del detector del 0.15% .

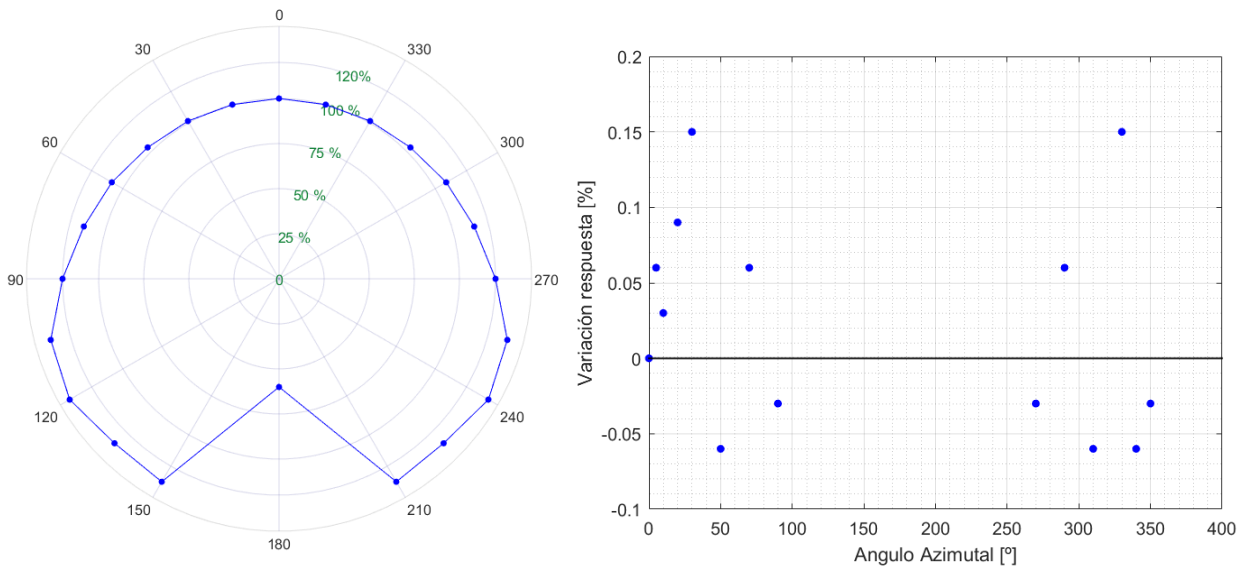


Figura 4-6: Respuesta direccional del detector.

Imagen izquierda para el ángulo polar, imagen derecha para el ángulo azimutal.

4.3. Dosimetría relativa y comparación con detectores

4.3.1. Tamaños de campo convencionales

A continuación se relacionan los resultados obtenidos de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles para tamaños de campo convencionales ($10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$) definidos a superficie. Estos resultados fueron adquiridos con el detector microDiamond 60019 y comparados con los obtenidos con la cámara de campo Semiflex T31010, en este contexto los resultados obtenidos con la Semiflex se consideran como valores de referencia.

Porcentaje de Dosis en Profundidad

La figura 4-7 muestra de izquierda a derecha las gráficas de los resultados de PDD para los haces de 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV y 10 MV-FFF obtenidas con los detectores a un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, las diferencias porcentuales relativas a los valores de referencia se muestran en las gráficas inferiores de la figura.

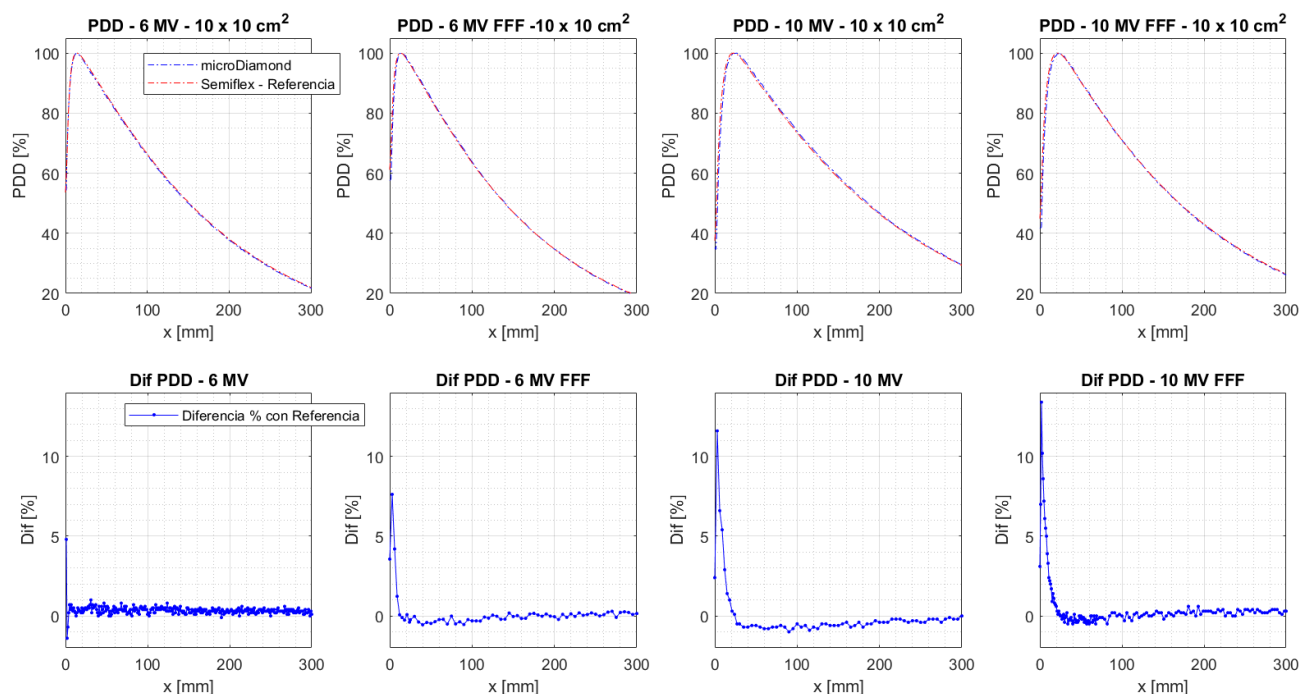


Figura 4-7: Porcentaje de dosis en profundidad tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Diferencia porcentual respecto al detector de referencia para los haces de 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV y 10 MV-FFF.

Las diferencias promedio y máximas relativas registradas con el detector microDiamond con respecto al detector semiflex en la región más profunda que la distancia del máximo de dosis (Z_{max}) fueron 0.34% y 1% para 6 MV, -0.07% y -0.48% para 6 MV-FFF, -0.54% y -0.9%

para 10 MV y -0.18% y 0.6% para 10 MV-FFF. En todos los casos la diferencia entre los dos detectores fue menor al 1% mostrando un gran acuerdo entre las medidas a partir de la profundidad de dosis máxima.

En la tabla 4-3 se muestran los valores de porcentaje de dosis a la entrada al maniquí, la profundidad registrada para el máximo de porcentaje de dosis y la diferencia entre lo obtenido con el detector microDiamond con respecto a la cámara Semiflex para cada haz.

Haz	6 MV	6 MV-FFF	10 MV	10 MV-FFF
Profundidad del máximo - Semiflex (Referencia)	14 mm	13 mm	24 mm	23 mm
Profundidad del máximo - microDiamond	13 mm	15 mm	27 mm	24.5 mm
Diferencia en Profundidad	1 mm	2 mm	3 mm	1.5 mm
% de Dosis a la entrada Semiflex (Referencia)	53	61.2	37.6	44.9
% de Dosis a la entrada microDiamond	54.3	57.64	35	41.8
Diferencia en % de Dosis a la entrada	1.3	3.56	2.6	3.1

Tabla 4-3: Resultados para el campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, profundidad del máximo de porcentaje de dosis, porcentaje de dosis de entrada y diferencia para todos los haces.

Para el detector microDiamond se encuentra que la diferencia máxima, mínima y promedio en la ubicación del máximo del porcentaje de dosis es 3 mm, 1 mm y 1.87 mm respectivamente, en cuanto el porcentaje de dosis a la entrada la mayor diferencia se reporta con un valor máximo positivo de 3.56%. Las diferencias máximas se registran justo en superficie donde no hay equilibrio de partícula cargada y hay mas incertidumbre en la medida [27].

Perfiles

Para tamaños de campo convencionales se obtuvieron los perfiles de dosis de acuerdo con lo descrito en la sección 3.7.1. A continuación se presentan los resultados discriminados por energía, tamaño de campo y dirección del perfil, cabe recordar que el tamaño de campo fue definido en superficie y la profundidad de medida es 10 cm, sin embargo éste se reporta a superficie.

Las gráficas de los perfiles de dosis *inplane* y *crossplane* para el campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$ de los haces 6 MV y 6 MV FFF se encuentran en la figura 4-8, en la figura 4-9 se encuentran los perfiles correspondientes a los haces de 10 MV y 10 MV FFF. En la parte

inferior de cada perfil se encuentran graficadas las diferencias porcentuales de las lecturas del detector microDiamond con respecto al detector de referencia Semiflex.

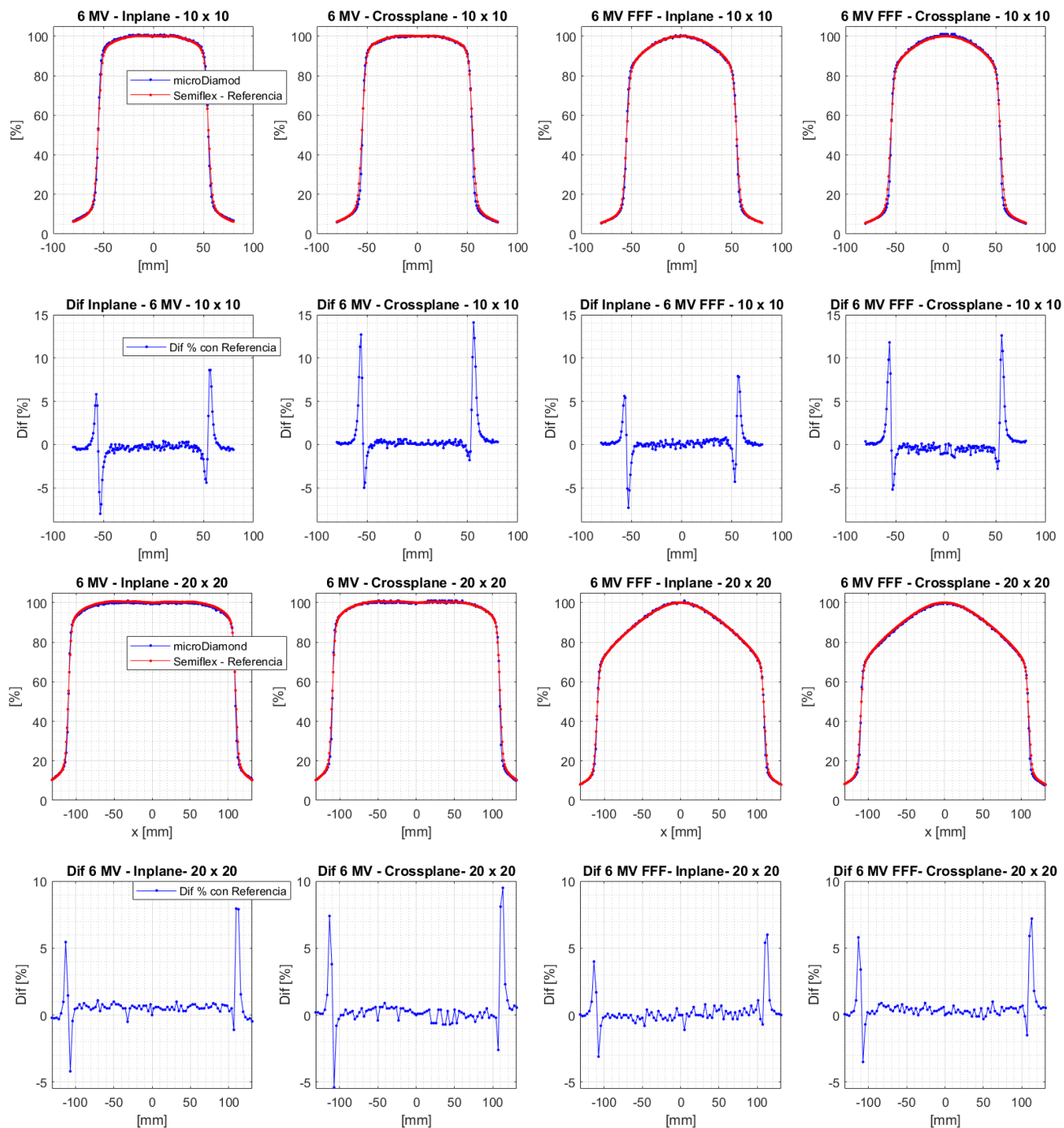


Figura 4-8: Perfiles *Inplane*, *crossplane* para los haces de 6 MV y 6 MV-FFF. Diferencia porcentual al detector de referencia, tamaño de campo 10 x 10 cm² y 20 x 20 cm².

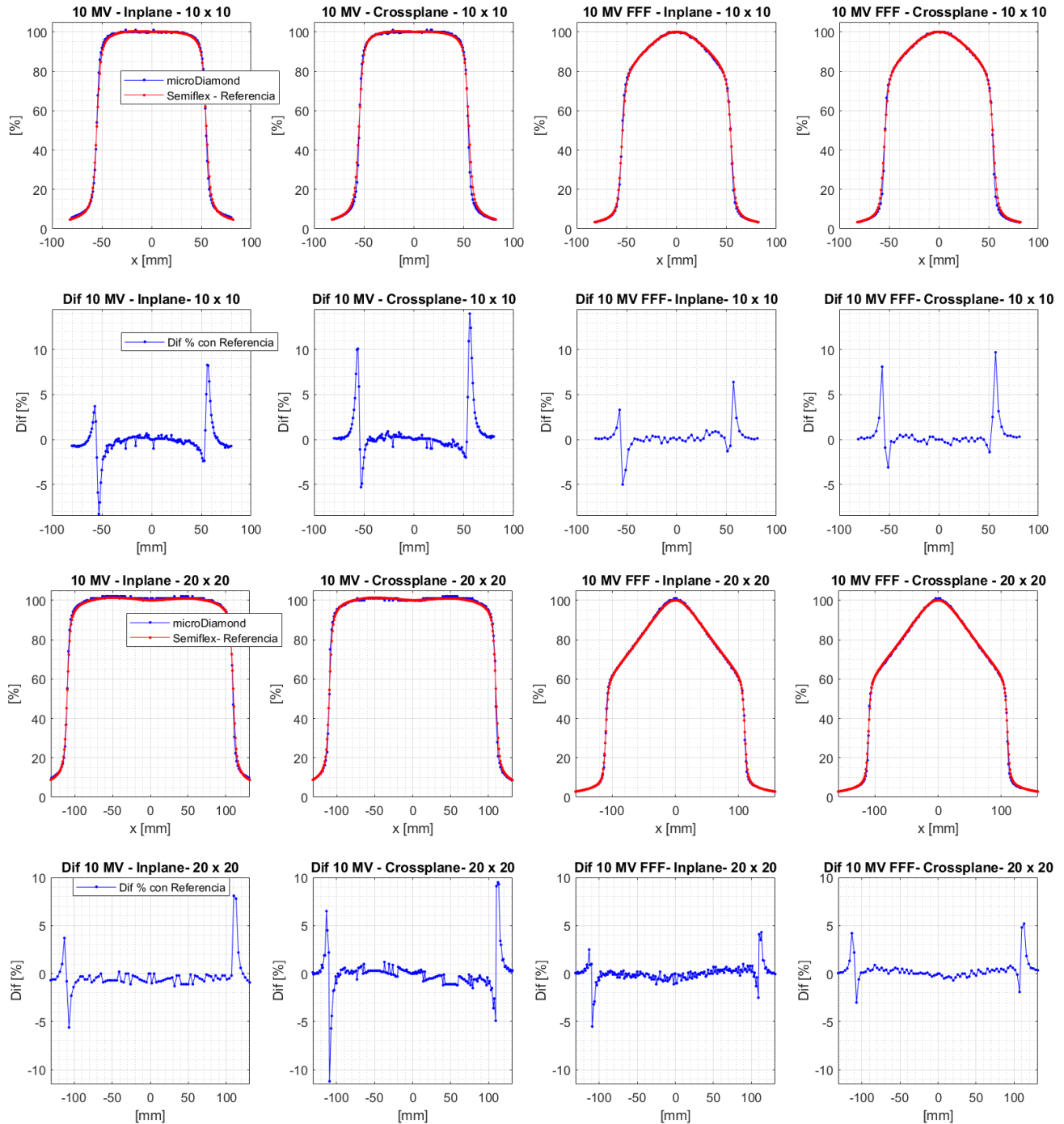


Figura 4-9: Perfiles *Inplane*, *crossplane* para los haces de 10 MV, 10 MV-FFF .
Diferencia porcentual al detector de referencia, tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

Los valores de máxima diferencia en la zona de penumbra para cada uno de los perfiles medidos y los valores de diferencia promedio en la región central del perfil se reportan en la tabla 4-4, en la tabla 4-5 se reportan los valores de planicidad, simetría y tamaño de campo medido para los haces con filtro de aplanado, para los haces sin filtro de aplanado en la tabla 4-6 se reportan los valores de no planicidad (unflatness), simetría, posición de pico y tamaño de campo.

Haz	Tamaño nominal de campo (cm ²)	Tipo de Perfil	Diferencia máxima en penumbra respecto a referencia (%)	Diferencia promedio región central respecto a referencia (%)
6 MV	10 x 10	Inplane	8.6	-0.3
6 MV	10 x 10	Crossplane	14.1	0.17
6 MV	20 x 20	Inplane	7.9	0.58
6 MV	20 x 20	Crossplane	9.5	0.11
10 MV	10 x 10	Inplane	8.3	-0.14
10 MV	10 x 10	Crossplane	14	-0.09
10 MV	20 x 20	Inplane	8.1	-0.55
10 MV	20 x 20	Crossplane	-11.2	-0.14
6 MV-FFF	10 x 10	Inplane	7.9	0.12
6 MV-FFF	10 x 10	Crossplane	12.6	-0.5
6 MV-FFF	20 x 20	Inplane	6	0.007
6 MV-FFF	20 x 20	Crossplane	7.2	0.36
10 MV-FFF	10 x 10	Inplane	6.4	0.2
10 MV-FFF	10 x 10	Crossplane	9.7	0.03
10 MV-FFF	20 x 20	Inplane	-5.5	-0.05
10 MV-FFF	20 x 20	Crossplane	5.2	0.32

Tabla 4-4: Resultados campo convencional, diferencia máxima en penumbra y diferencia promedio en región central de los perfiles.

En todos los perfiles las diferencias promedio en la región central con respecto al detector de referencia se mantienen por debajo del 0.6 %, el valor máximo de diferencia obtenido es de 0.58 % que corresponde al haz de 6 MV-FFF campo de 20 x 20 cm² en inplane.

Las mayores diferencias con respecto a la cámara de referencia se presentan en la región de penumbra donde se alcanzan unas diferencias máximas positivas entre el 5.2 % y el 14.1 % y máximas negativas entre -5.5 % y -11.2 %. Dado que la penumbra es una región con alto cambio de dosis con la distancia (alto gradiente) y con pérdida de equilibrio lateral de partícula cargada, el efecto de volumen promedio mencionado en la sección 2.3.1 se hace

evidente, los detectores promedian la señal sobre su volumen sensible, por lo que en regiones de alto gradiente de dosis los detectores con volúmenes pequeños harán una mejor estimación del valor relativo de dosis, en este caso el detector microDiamond es el de menor volumen. Las diferencias registradas son consistentes con las diferencias en los volúmenes de detección señalados en la tabla **3-1** para cada detector.

Otro aspecto a resaltar se refiere a las pequeñas diferencias en la inclinación de la penumbra, para el caso del microDiamond es sutilmente mayor la caída del perfil que para la cámara de referencia, en los perfiles de las gráficas **4-8** y **4-9** se identifica claramente que en el hombro de los perfiles del microDiamond ésta por encima del hombro de la semiflex (diferencias negativas) y la cola de los perfiles del microDiamond está por debajo que la semiflex (diferencias positivas).

Haz	Detector	Tipo de Perfil	Planicidad	Simetría (%)	Tamaño de campo medido (cm)
6 MV	Semiflex	Inplane	2.34	0.30	10.04
6 MV	Semiflex	Crossplane	2.42	0.45	9.99
6 MV	microDiamond	Inplane	1.07	0.90	10.01
6 MV	microDiamond	Crossplane	2.25	1.02	9.93
6 MV	Semiflex	Inplane	2.20	0.53	20.08
6 MV	Semiflex	Crossplane	2.08	0.34	20.07
6 MV	microDiamond	Inplane	2.32	1.3	20.01
6 MV	microDiamond	Crossplane	2.03	0.8	19.99
10 MV	Semiflex	Inplane	2.06	0.30	10.04
10 MV	Semiflex	Crossplane	2.08	0.20	9.99
10 MV	microDiamond	Inplane	1.87	0.90	10.01
10 MV	microDiamond	Crossplane	2.25	1.02	9.93
10 MV	Semiflex	Inplane	1.66	0.53	20.06
10 MV	Semiflex	Crossplane	1.63	0.46	20.07
10 MV	microDiamond	Inplane	1.83	0.93	20.02
10 MV	microDiamond	Crossplane	1.89	1.28	19.99

Tabla 4-5: Resultados de planicidad, simetría y tamaño de campo.

Haces con filtro de aplanado, con los detectores microDiamond y cámara referencia Semiflex.

En los haces con filtro de aplanado se observó según indica la tabla**4-5** una planicidad no mayor a 2.42 y una simetría no mayor a 1.3% con los dos detectores, el tamaño de campo en ninguno de los casos superó 1 mm de diferencia al valor nominal, todos los valores medidos estuvieron dentro de tolerancia [20]. La máxima diferencia obtenida con el detector

microDiamond con respecto a la cámara de referencia no supera 1.3 en la planicidad y en 1 % la simetría, los valores máximos de planicidad y simetría obtenidos con el microDiamond fueron de 2.32 y 1.3 % respectivamente.

Haz	Detector	Tipo de Perfil	No - Planicidad	Simetría (%)	Posición del Pico (mm)	Tamaño de campo medido FWHM (cm)
6 MV-FFF	Semiflex	Inplane	1.135	0.53	-0.71	10
6 MV-FFF	Semiflex	Crossplane	1.131	0.22	0.36	10
6 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.139	0.49	-0.61	10.01
6 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.123	0.11	-0.91	9.94
6 MV-FFF	Semiflex	Inplane	1.290	0.77	-0.02	20
6 MV-FFF	Semiflex	Crossplane	1.285	0.38	0.60	20
6 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.280	0.41	-2.34	20.01
6 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.284	0.02	1.02	19.99
10 MV-FFF	Semiflex	Inplane	1.224	0.36	0.70	10
10 MV-FFF	Semiflex	Crossplane	1.221	0.34	0.05	10
10 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.217	0.31	-0.29	9.94
10 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.217	0.03	-0.08	9.92
10 MV-FFF	Semiflex	Inplane	1.509	0.33	0.09	20
10 MV-FFF	Semiflex	Crossplane	1.510	0.36	0.07	20
10 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.500	0.38	0.11	19.98
10 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.498	0.23	0.54	19.96

Tabla 4-6: Resultados de No-planicidad, simetría, posición de pico y tamaño de campo. Para los haces sin filtro de aplanado con los detectores microDiamond y cámara referencia Semiflex.

En el caso de los haces sin filtro aplanado de acuerdo a lo reportado en la tabla 4-6 los valores de No-planicidad, simetría y posición de pico estan en el rango de 1.123- 1.500, 0.02 % - 0.77 % y -2.34 - 1.02 respectivamente, el tamaño de campo en ninguno de los casos superó 1 mm de diferencia con los valores nominales. La diferencia entre el detector microDiamond y semiflex para No-planicidad no superó el valor de 0.3, para simetría no superó el 0.36 % y para la posición del pico el valor maximo de diferencia fue de 2.32 mm correspondiente al haz de 6 MV en Inplane.

4.3.2. Tamaños de campo bajo condiciones de campo pequeño

Los resultados obtenidos de porcentaje de dosis y perfiles para tamaños de campo evaluados bajo condiciones de campo pequeño se relacionan a continuación. Estos resultados fueron adquiridos con el detector microDiamond 60019 y comparados con los obtenidos con la cámara de campo PinPoint 3D T31016, en este contexto los resultados obtenidos con la cámara PinPoint 3D se consideran como valores de referencia.

Es de resaltar que de acuerdo a lo obtenido en la ecuación 3-2 y la ecuación 3-3 el lado del tamaño de campo cuadrado mínimo para mantener el equilibrio lateral de partícula cargada en el eje central y el límite para ser considerado campo pequeño es de 2.12 cm para 6 MV y de 1.6 cm para 6 MV-FFF, lo anterior considerando la calidad del haz en cada caso.

Porcentaje de Dosis en Profundidad

Las gráficas de los resultados obtenidos con los detectores para PDD con los haces de 6 MV y 6 MV-FFF a los tamaños de campo nominal de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$ se muestran en la figura 4-10, en la parte inferior de cada gráfico se encuentra las diferencias porcentuales relativas a los valores de referencia.

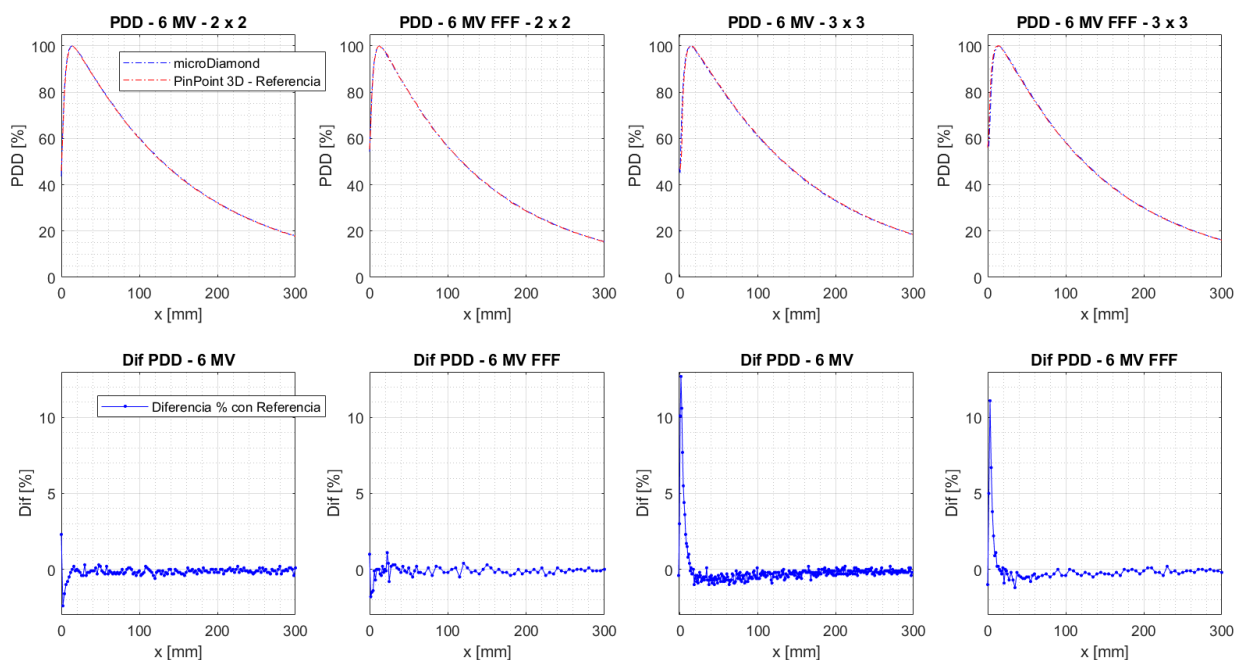


Figura 4-10: Porcentaje de dosis en profundidad campo nominal $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$, para los haces de 6 MV y 6 MV-FFF.

En la parte inferior se muestra la diferencia porcentual respecto al detector de referencia.

En la región más profunda que la distancia del máximo de dosis (Z_{max}), las diferencias promedio y máximas relativas del detector microDiamond con respecto al detector PinPoint 3D para el campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ fueron 0.3 % y -0.1 % para 6 MV, -0.06 % y 1.1 % para 6 MV-FFF, en el caso del campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ fueron -0.3 % y 0.2 % para 6 MV y -0.26 % y 0.2 % para 6 MV-FFF. En todos los casos la diferencia fueron menores al 1.1 % mostrando una concordancia con lo reportado previamente en 4.3.1, nuevamente se manifiesta un gran acuerdo entre las medidas mas allá del máximo de dosis entre los dos detectores para campos de dimensiones menores.

Para cada situación medida de PDD, los valores de porcentaje de dosis a la entrada del maniquí, la profundidad registrada para el máximo de dosis y la diferencia entre las mediciones de los detectores se relacionan a continuación en la tabla 4-7.

Tamaño nominal de campo	$2 \times 2 \text{ cm}^2$		$3 \times 3 \text{ cm}^2$	
Haz	6 MV	6 MV-FFF	6 MV	6 MV-FFF
Profundidad del máximo - PinPoint 3D	14.5 mm	12 mm	14 mm	13 mm
Profundidad del máximo - microDiamond	14 mm	12 mm	15 mm	13.5 mm
Diferencia en Profundidad	0.5 mm	0 mm	1 mm	0.5 mm
% de Dosis a la entrada PinPoint 3D	45	55	49.7	61
% de Dosis a la entrada microDiamond	43.6	54	59.5	56
Diferencia en % de Dosis a la entrada	1.4	1	9.8	5

Tabla 4-7: Resultados en campo pequeño, profundidad del máximo de porcentaje de dosis, porcentaje de dosis a la entrada y diferencia para todos los haces por tamaño de campo.

De acuerdo con la tabla 4-7 la diferencia máxima en la ubicación del máximo de dosis fue de 1 mm y la diferencia promedio de 0.5 mm, la mayor diferencia en cuanto el porcentaje de dosis a la entrada fue 9.8 % y la mínima 1 %. Las diferencias máximas entre las mediciones de los dos detectores se registran justo en superficie donde no hay equilibrio de partícula cargada, sin embargo dada la diferencia notoria entre los resultados para el campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $3 \times 3 \text{ cm}^2$ no se podría descartar de forma categórica un pequeño error de posicionamiento de los detectores del orden del milímetro para la medición de alguno de los campos.

Perfiles

Para campos pequeños se obtuvieron los perfiles de dosis para los tamaños nominales de $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $2 \times 2 \text{ cm}^2$ adicionalmente se realizó la medición del tamaño de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ de acuerdo con lo descrito en la tabla 3-2. A continuación se presentan los resultados discriminados por energía, tamaño de campo y dirección del perfil, como se mencionó previa-

mente el tamaño de campo nominal fue definido en superficie y la profundidad de medida es 10 cm, sin embargo se reportan a superficie y en terminos del FWHM. Para el haz de 6 MV las gráficas de los perfiles de dosis *inplane* y *crossplane* de todos los campos nominales se encuentran en la figura **4-11**, los correspondientes al haz 6 MV-FFF se encuentra en la figura **4-12**.

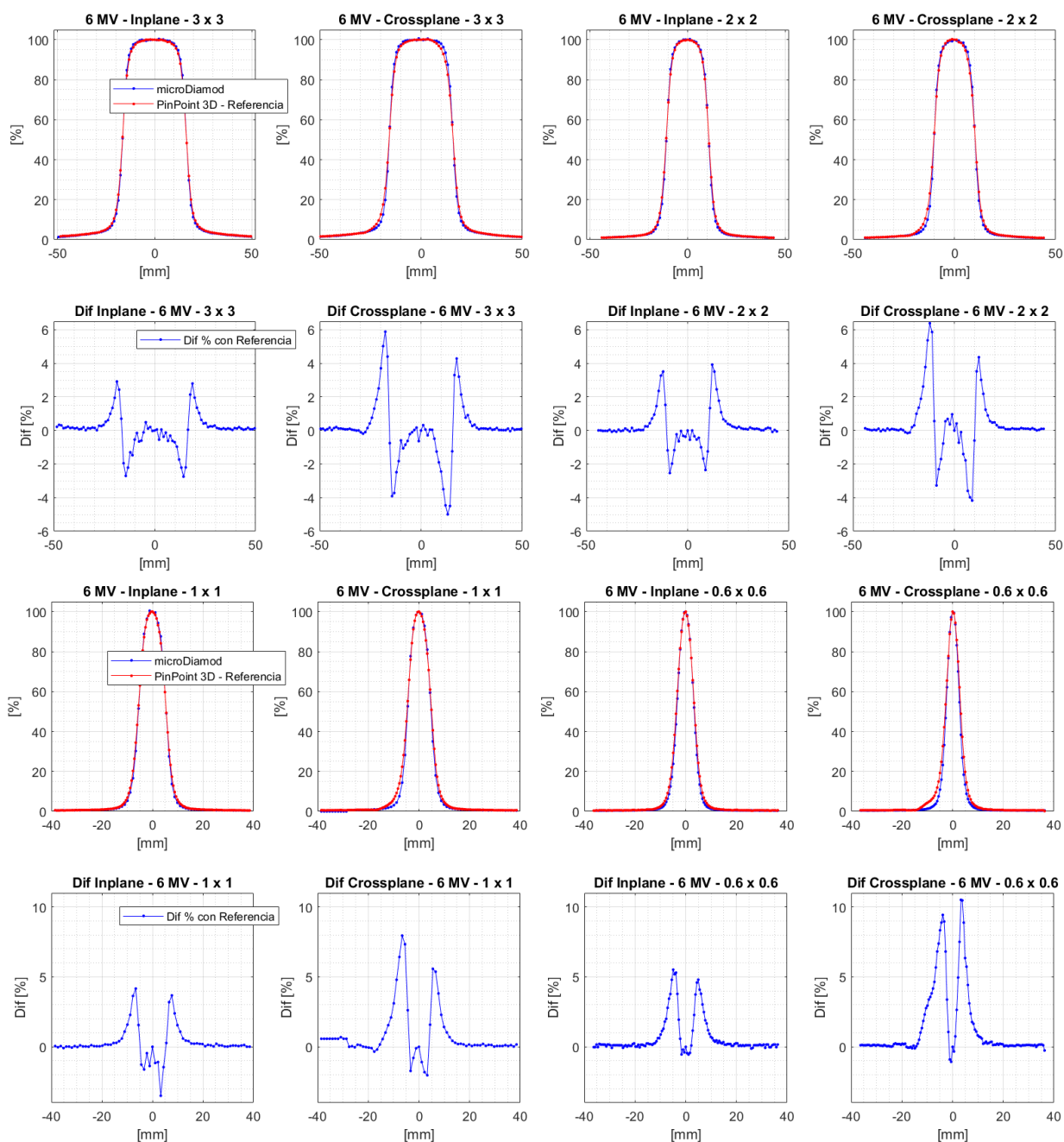


Figura 4-11: Perfiles *Inplane* y *crossplane* haz de 6 MV en campos pequeños. Tamaños de campo nominales $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$. En la parte inferior se muestra la diferencia porcentual al detector de referencia.

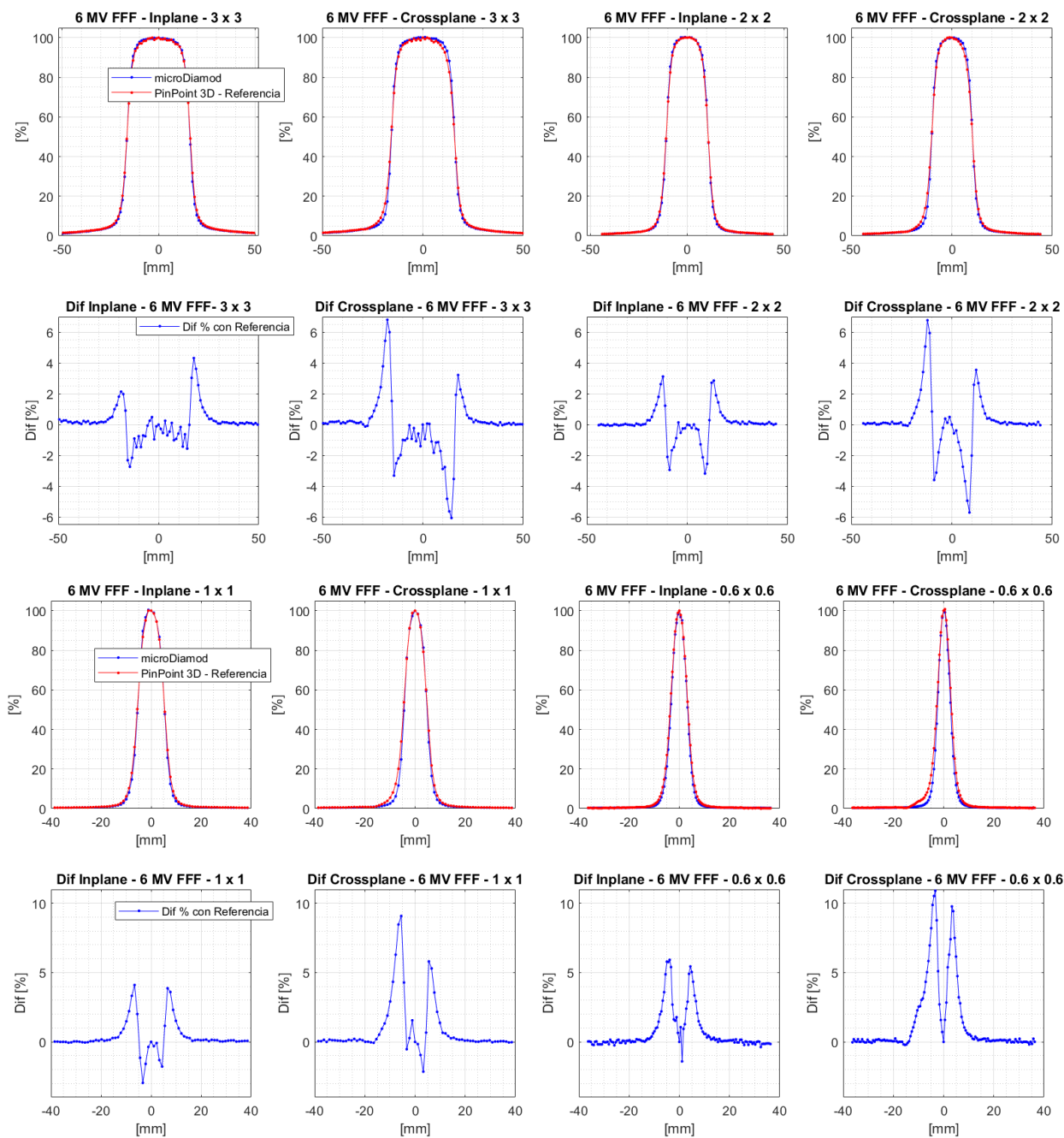


Figura 4-12: Perfiles *Inplane* y *crossplane* haz de 6 MV-FFF en campos pequeños. Tamaños de campo nominales $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$. En la parte inferior se muestra la diferencia porcentual al detector de referencia.

En la tabla 4-8 se reportan para cada uno de los perfiles medidos los valores de diferencia promedio en la región central del perfil y los valores de máxima diferencia en la zona de penumbra entre los detectores, los valores de planicidad, simetría y tamaño de campo medido para los haces con filtro de aplanado se reportan en la tabla 4-9, en la tabla 4-10 se reportan los valores de no planicidad (unflatness), simetría y tamaño de campo para los haces sin filtro de aplanado. No se reporta la posición del pico debido a que este parámetro no está definido para tamaños de campo menores a $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [24].

Haz	Tamaño nominal de campo (cm^2)	Tipo de Perfil	Diferencia máxima en penumbra respecto a referencia (%)	Diferencia promedio región central respecto a referencia (%)
6 MV	3×3	Inplane	2.9	-0.18
6 MV	3×3	Crossplane	5.8	-0.2
6 MV	2×2	Inplane	3.9	-0.37
6 MV	2×2	Crossplane	6.4	0.27
6 MV	1×1	Inplane	4.1	-0.8
6 MV	1×1	Crossplane	7.9	-0.5
6 MV	0.6×0.6	Inplane	4.8	-0.3
6 MV	0.6×0.6	Crossplane	10.4	-0.58
6 MV-FFF	3×3	Inplane	4.3	-0.57
6 MV-FFF	3×3	Crossplane	6.8	-0.82
6 MV-FFF	2×2	Inplane	3.1	-0.17
6 MV-FFF	2×2	Crossplane	6.7	-0.7
6 MV-FFF	1×1	Inplane	4.1	-0.6
6 MV-FFF	1×1	Crossplane	9.1	0.41
6 MV-FFF	0.6×0.6	Inplane	5.9	0.25
6 MV-FFF	0.6×0.6	Crossplane	10.9	0.96

Tabla 4-8: Resultados campo pequeño diferencia máxima en penumbra y diferencia promedio en región central de los perfiles.

Al igual que en los perfiles para campo convencional, según lo reportado en la tabla 4-8 las mayores diferencias entre los detectores se encuentran en la región de penumbra, sin embargo en este caso la diferencia es menor debido a que la cámara de referencia PinPoint 3D tiene un volumen menor (16 mm^3) que la Semiflex (125 mm^3), el efecto de volumen promedio es menos pronunciado. Las diferencias máximas se dan en los perfiles crossplane de los campos nominales $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ en ambas energías, los valores reportados son 7.9%, 10.4%, 9.1% y 10.9% respectivamente, en el resto de los perfiles las diferencias no supera el 6.5%.

En la región central para todos los perfiles las diferencias promedio del detector microDiamond con respecto al detector de referencia no superan el 1 %, si bien estos valores no son menores que los reportados para campos convencionales, si muestran un gran acuerdo con los resultados obtenidos con el detector de referencia.

Haz	Detector	Tipo de Perfil	Planicidad	Simetría (%)	Tamaño de campo medido FWHM (cm)
6 MV	PinPoint 3D	Inplane	5.83	1.15	2.99
6 MV	PinPoint 3D	Crossplane	7.45	2.9	2.87
6 MV	microDiamond	Inplane	4.84	1.73	2.99
6 MV	microDiamond	Crossplane	5.06	0.89	2.86
6 MV	PinPoint 3D	Inplane	9.42	1.22	1.99
6 MV	PinPoint 3D	Crossplane	11.32	3.23	1.86
6 MV	microDiamond	Inplane	8.26	1.76	1.98
6 MV	microDiamond	Crossplane	8.99	1.88	1.84
6 MV	PinPoint 3D	Inplane	15.10	1.52	1.01
6 MV	PinPoint 3D	Crossplane	16.28	3.19	0.88
6 MV	microDiamond	Inplane	14.53	1.54	1.00
6 MV	microDiamond	Crossplane	15.36	2.71	0.85
6 MV	PinPoint 3D	Inplane	17.59	0.57	0.66
6 MV	PinPoint 3D	Crossplane	18.49	2.08	0.56
6 MV	microDiamond	Inplane	17.11	1.68	0.63
6 MV	microDiamond	Crossplane	17.39	1.27	0.57

Tabla 4-9: Resultados en campo pequeño, planicidad, simetría y campo FWHM. Para haces con filtro de aplanado con los detectores microDiamond y cámara referencia PinPoint 3D.

Para los haces con filtro de aplanado se observó según indica la tabla 4-9 un planicidad en el rango de 4.84 a 18.49 con los dos detectores, al evaluar visualmente las gráficas de la figura 4-11 es claro que dentro del 80 % los perfiles no son totalmente planos y por ende los valores de planicidad obtenidos indican justamente esa falta de planicidad. El valor máximo reportado con el detector microDiamond para la simetría fue 2.71 % y para la planicidad 17.39, la diferencia máxima entre el microDiamond y la PinPoint 3D en la planicidad fue de 2.39, en la simetría de 2.01 % y en el tamaño de campo de 1.5 mm. Los tamaños de campo FWHM reportados en la dirección *Crossplane* son menores en promedio 1.2 mm a los reportados en la dirección *Inplane*, esta diferencia puede ser debido a una pequeña diferencia de calibración de las mandíbulas X1/X2 para los campos pequeños.

Haz	Detector	Tipo de Perfil	No-Planicidad	Simetria (%)	Tamaño de campo medido FWHM (cm)
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Inplane	1.035	0.35	2.98
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Crossplane	1.050	0.82	2.86
6 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.028	0.47	2.97
6 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.025	0.26	2.85
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Inplane	1.060	0.49	1.97
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Crossplane	1.085	1.65	1.84
6 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.048	0.73	1.96
6 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.049	0.45	1.83
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Inplane	1.160	0.52	0.98
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Crossplane	1.206	1.79	0.85
6 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.143	1.53	0.97
6 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.172	1.27	0.82
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Inplane	1.245	0.44	0.64
6 MV-FFF	PinPoint 3D	Crossplane	1.262	0.42	0.53
6 MV-FFF	microDiamond	Inplane	1.245	0.34	0.60
6 MV-FFF	microDiamond	Crossplane	1.284	1.85	0.50

Tabla 4-10: Resultados en campo pequeño, No-planicidad, simetría y campo FWHM. Para haces sin filtro de aplanado con los detectores microDiamond y cámara referencia PinPoint 3D.

En el caso de los haces sin filtro aplanado de acuerdo a lo reportado en la tabla 4-10 la diferencia entre el detector microDiamond y semiflex para No-planicidad (*unflatness*) no superó el valor de 0.04, para simetría no superó el 1.5% y para el tamaño de campo no superó 0.4 mm, lo anterior muestra un gran acuerdo entre los detectores. Al igual que para los haces con filtro de aplanado se hace evidente una diferencia entre los tamaños de campo medidos en la dirección *Crossplane* y en la dirección *Inplane* en esta ocasión la diferencia promedio es de 1.1 mm indicando nuevamente un posible deajuste de calibración de las mandíbulas X1/X2 para estos tamaños de campo.

Como aspecto adicional, se puede señalar de las mediciones realizadas con el detector PinPoint 3D un defecto en una de las colas de los perfiles en la dirección *crossplane*, este defecto obedece a la influencia del electrodo central de aluminio en la medición y el efecto tallo por irradiación del cable del detector [32].

4.3.3. Factores de salida y factores de salida de campo

Tal como se indicó en la sección 3.7.2 se obtuvieron los factores de salida (OF) y/o los factores de salida de campo (FOF) para los tamaños nominales de campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ y $1 \times 1 \text{ cm}^2$, siendo el tamaño de campo de referencia $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}^2$, se usaron los detectores PinPoint 3D y microDiamond para las energías 6 MV y 6MV-FFF. Los factores de salida para los campos bajo condiciones de campo pequeño fueron corregidos aplicando los factores de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ obtenidos de la tabla 26 del protocolo para campos pequeños [2].

En la tabla 4-11 citada a continuación se relacionan los resultados obtenidos de OF y FOF, en la figura 4-13 se encuentran las gráficas de los resultados en función del tamaño de campo, en la parte inferior de la figura se representa la diferencia relativa porcentual entre los detectores tomando como referencia la cámara PinPoint 3D.

Tamaño nominal de campo	Energía	PinPoint 3D (referencia)			microDiamond			Diferencia % OF/FOF a referencia
		OF	$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$	FOF	OF	$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$	FOF	
$20 \times 20 \text{ cm}^2$	6 MV	1.150	—	—	1.104	—	—	4.06
$10 \times 10 \text{ cm}^2$	6 MV	1.0	—	—	1.0	—	—	0.0
$6 \times 6 \text{ cm}^2$	6 MV	0.910	1.0	0.910	0.920	1.0	0.920	-1.11
$4 \times 4 \text{ cm}^2$	6 MV	0.855	1.0	0.855	0.863	1.0	0.863	-0.94
$3 \times 3 \text{ cm}^2$	6 MV	0.839	1.001	0.840	0.830	1.0	0.830	1.09
$2 \times 2 \text{ cm}^2$	6 MV	0.778	1.004	0.781	0.793	0.997	0.791	-1.26
$1 \times 1 \text{ cm}^2$	6 MV	0.658	1.039	0.683	0.688	0.984	0.677	0.96
$0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$	6 MV	—	—	—	0.478	0.968	0.462	—
$20 \times 20 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	1.121	—	—	1.083	—	—	3.44
$10 \times 10 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	1.0	—	—	1.0	—	—	0.0
$6 \times 6 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	0.938	1.0	0.938	0.928	1.0	0.928	1.0
$4 \times 4 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	0.892	1.0	0.892	0.875	1.0	0.875	1.91
$3 \times 3 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	0.851	1.001	0.852	0.843	1.0	0.843	1.06
$2 \times 2 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	0.808	1.004	0.812	0.804	0.997	0.802	1.22
$1 \times 1 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	0.681	1.039	0.708	0.706	0.984	0.695	1.91
$0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$	6 MV-FFF	—	—	—	0.506	0.968	0.490	—

Tabla 4-11: Resultados factores de salida y/o factores de salida de campo. Obtenidos con los detectores para los diferentes tamaños nominales de campo y discriminados por energía.

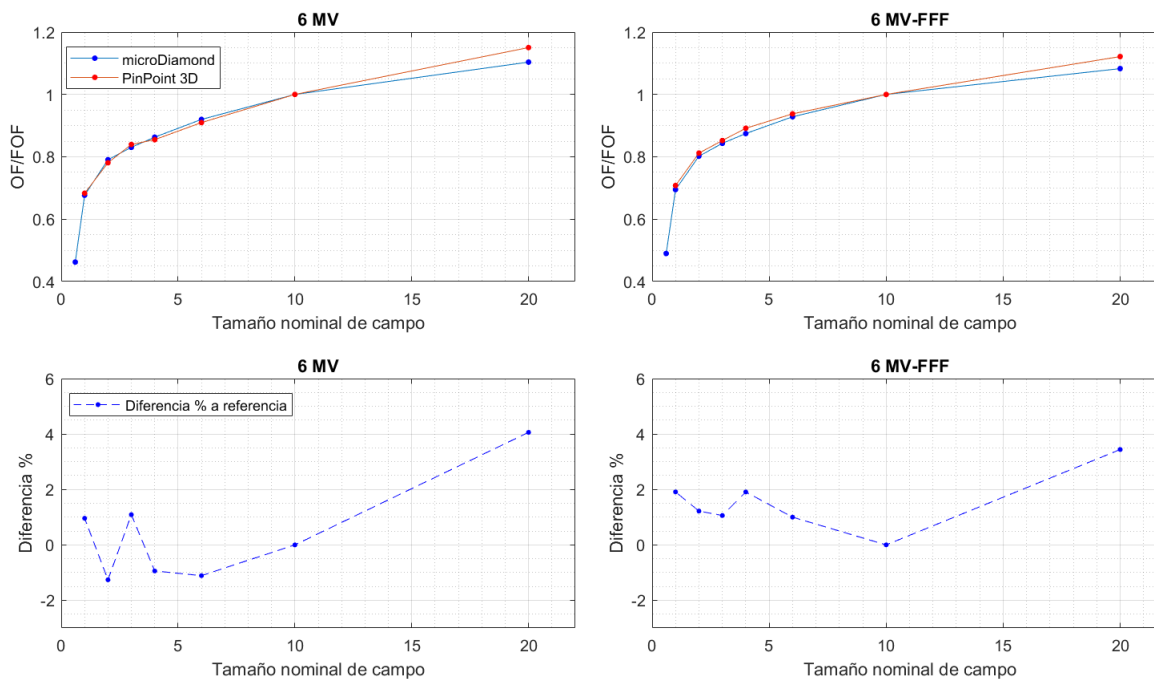


Figura 4-13: Factores de salida y factores de salida de campo.

Diferencia relativa porcentual, medido con los detectores microDiamond y Pinpoint 3D

De los resultados anteriores se identifica que la mayor diferencia entre los detectores se da para el tamaño de campo mas grande, siendo de 4.06 % para 6 MV y 3.44 % para 6 MV-FFF, por lo que se podría considerar que para el campo 20 x 20 cm² el detector microDiamond subestima el valor del factor de salida. Para el resto de casos la diferencia porcentual no es mayor al 2 % en ambas energías por lo que la diferencia no es significativa.

4.4. Dosimetría absoluta

Los resultados de dosimetría absoluta obtenidos con la cámara Semiflex PTW-T31010 a la profundidad Z_{ref} de acuerdo a lo mencionado en 3.8 se relacionan a continuación, en la tabla 4-12 se encuentran los valores de lectura promedio a diferentes voltajes, presión, temperatura (usados para la corrección de la lectura), los factores $k_{Q_{FFF}, Q_0}^{f_{ref}}$, k_{Q, Q_0} y las dosis, estas fueron calculadas usando las ecuaciones 2-8 y 2-10.

Energía	M ₁ 400 V (nC)	M ₂ -400 V (nC)	M ₂ 100 V (nC)	Presión (hPa)	Tempe °C	k _{Q,Q₀}	k _{Q^{FFF},Q₀^{f_{ref}}}	Dosis (cGy/UM)
6 MV	1.763	-1.7687	1.7463	779	20	0.9918	—	0.659
6 MV-FFF	1.689	-1.695	1.670	781	22.2	—	0.996	0.657

Tabla 4-12: Resultados dosimetría de referencia.
Medido a Z_{ref} con cámara Semiflex.

Los resultados obtenidos de la calibración cruzada se relaciona en la tabla **4-13**, se incluyen los valores N_{D,w,Q_0} y $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ dados en los certificados de los detectores y los factores $k_{Q^{FFF},Q_0}^{f_{ref}}$, k_{Q,Q_0} obtenidos para el detector microDiamond, estos provienen de aplicar las ecuaciones 3-4 y 3-5 según cada caso. Dado que f_{ref} es $10 \times 10 \text{ cm}^2$ los coeficientes de calibración son numéricamente iguales.

Energía	Detector	M _Q (C)	M _{Q^{FFF}_{msr}} ^{f_{ref}} (C)	N _{D,w,Q₀} (Gy/C)	N _{D,w,Q₀} ^{f_{ref}} (Gy/C)	k _{Q,Q₀}	k _{Q^{FFF},Q₀^{f_{ref}}}
6 MV	Semiflex	$2,3 \times 10^{-9}$	—	$2,888 \times 10^8$	—	0.9918	—
6 MV	microDiamond	$8,44 \times 10^{-10}$	—	$7,69 \times 10^8$	—	1.015	—
6 MV-FFF	Semiflex	—	$2,2209 \times 10^{-9}$	—	$2,888 \times 10^8$	—	0.996
6 MV-FFF	microDiamond	—	$8,03 \times 10^{-10}$	—	$7,69 \times 10^8$	—	1.065

Tabla 4-13: Resultados calibración cruzada.

Tal como se muestra resaltado en azul en la tabla **4-13** los factores de corrección por calidad de haz obtenidos mediante la calibración cruzada para el detector microDiamond son mayores a 1, esto se relaciona principalmente con el valor del coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} del detector, se ha reportado en la literatura [31] valores $k_{Q^{FFF},Q_0}^{f_{ref}}$ y k_{Q,Q_0} para el microDiamond en haces de 6 MV menores a 1, pero con valores N_{D,w,Q_0} mayores al reportado en este documento. Una explicación a esta diferencia se atribuye a las variaciones en la sensibilidad debido a pequeñas diferencias en de los espesores del volumen sensible de los detectores microDiamond, tal como ha reportado previamente Marinelli *et al* [33] y a las condiciones no controladas de la calibración cruzada.

5 Conclusiones y perspectivas

El capítulo 5 se presentan valoraciones sobre los resultados obtenidos, se exponen las conclusiones generales y las perspectivas del presente trabajo.

5.1. Conclusiones

El detector de cristal único sintético de diamante, denominado microDiamond 60019 con número de serie 122956, requiere una pre-irradiación mayor a 9 Gy para lograr una estabilidad de la respuesta dentro de un rango de $\pm 0.1\%$.

Se evidenció una variación menor a 0.5% en la respuesta lineal con la dosis, dentro de un rango de 6 cGy a 10 Gy (10 a 1500 UM aprox). Adicionalmente presenta una baja dependencia con la tasa de dosis, la variación de la respuesta es del orden de 0.24% en un rango de 20 a 1400 UM/min.

La dependencia direccional encontrada para el detector estuvo dentro de 0.15% con respecto a 0° para el ángulo azimutal, sin embargo fue más pronunciada para el ángulo polar siendo de 1% dentro de $\pm 30^\circ$. En cuanto a la dependencia energética, la variación máxima en la respuesta del detector fue de 1.3% .

La excelente resolución espacial del detector microDiamond lo constituye como una excelente herramienta para mediciones de PDD y perfiles, las mediciones de PDD mostraron una variación menor a 1.1% con respecto a las cámaras de ionización de referencia en la región más profunda que la distancia del máximo de dosis. Las mediciones de perfiles demostraron que el detector de diamante exhibe una mejor resolución espacial haciéndose evidente en zonas de alto gradiente de dosis como en la penumbra, en la región central de los perfiles la máxima variación reportada con respecto a las cámaras de referencia fue de 0.96% .

Los resultados obtenidos de los factores de salida y factores de salida de campo con el detector microDiamond son equiparables a los valores obtenidos con la cámara de ionización PinPoint 3D para campos menores a $10 \times 10 \text{ cm}^2$, en campos pequeños donde hay pérdida de equilibrio lateral de partícula cargada y efectos de volumen promedio, la diferencia entre

las medidas fue menor al 2 % una vez aplicados los factores de corrección. Para campos de 20 x 20 cm² el microDiamond subestima el valor del factor de salida.

Los factores de corrección por calidad del haz k_{Q_{FFF},Q_0}^{ref} y k_{Q,Q_0} para el detector microDiamond obtenidos mediante calibración cruzada demuestran la posibilidad de realizar dosimetría de referencia con el detector, sin embargo estos factores son solo aplicables para los haces de 6 MV y 6 MV-FFF estudiados en este trabajo y cuyas calidades son 0.6680 y 0.6289 respectivamente.

En términos generales todos los resultados obtenidos en este trabajo confirman la idoneidad del detector microDiamond para dosimetría de campos pequeños de acuerdo a los lineamientos establecidos en el código de práctica TRS 483 de la IAEA-AAPM.

5.2. Trabajos a futuro

Como trabajos a futuro, una vez lograda la caracterización dosimétrica del detector, se abre la posibilidad de la implementación como tal del código de práctica TRS 483 de la IAEA-AAPM en el servicio de radioterapia del INCan. Lo anterior implica la adquisición de una serie de datos usando el detector microDiamond de acuerdo a las necesidades del sistema de planeación Eclipse y el algoritmo de cálculo Acuros®XB de Varian. Adicionalmente el detector puede ser utilizado dentro de los procesos de validación experimental de este algoritmo para los haces de radiación, tras la implementación del protocolo.

De igual forma queda abierta la posibilidad de investigar con mayor profundidad los factores de corrección por calidad del haz para la realización de dosimetría de referencia con el detector, se propone la realización de una validación de estos factores ya sea por sucesivas mediciones independientes o por medio de simulación MonteCarlo.

Bibliografía

- [1] International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam intensity modulated radiation therapy. In *Journal of the ICRU Vol 10 Report 83*, page 6, 2010.
- [2] International Atomic Energy Agency. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy. In *Technical Report Series No 483*, page 3, 2017.
- [3] Buonamici F. Mazzocchi S. De Angelis C. Onori S. Bucciolini, M. and G. Cirrone. Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size. *Medical Physics*, 30:2149–2154, 2003.
- [4] B. Plansky. Evaluation of diamond radiation dosimeters. *Physics in Medicine and Biology*, 25:519–532, 1980.
- [5] E. Milani G. Prestopino C. Verona G. Verona-Rinati A. Consorti A. Petrucci I. Ciancaglioni, M. Marinelli and F. De Notaristefani. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams. *Medical Physics*, 39:4493–4501, 2012.
- [6] M. Casati C. Tlamonti M. Marinelli G. Prestopino-A. Tonnetti M. Zani, M. Bucciolini and G. Verona-Rinati. A synthetic diamond diode in volumetric modulated arc therapy dosimetry. *Medical Physics*, 40:092103–1 – 092103–7, 2013.
- [7] R. Hill N. Freeman J. Morales, S. Crowe and J. Trapp. Dosimetry of cone-defined stereotactic radiosurgery fields with a commercial synthetic diamond detector. *Medical Physics*, 41:111702–1 – 111702–6, 2014.
- [8] A. Chalkley and G. Heyes. Evaluation of a synthetic single-crystal diamond detector for relative dosimetry measurements on a cyberknife. *Brit. J. Radiol.*, 87:1 – 7, 2014.
- [9] J. Paino D. Butler D. Wilkinson B. Oborn-A. Rosenfeld L. Michale M. Petasecca O. Bracce, S. Alhujaili and J. Davis. Evaluation of the ptw microdiamond in edge-on orientation for dosimetry in small fields. *Medical Physics*, 21:278 – 288, 2020.
- [10] L. Coutinho J. Würfel Y. Akino, A. Gautam and I. Das. Characterization of a new commercial single crystal diamond detector for photon and proton beam dosimetry. *Journal of Radiation Research*, 56:912 – 918, 2015.

-
- [11] E. Milani G. Prestopino C. Verona C. Venanzio, M. Marinelli and G. Verona-Rinati. Characterization of a synthetic single crystal diamond schottky diode for radiotherapy electron beam dosimetry. *Medical Physics*, 40:021712–1 – 021712–9, 2013.
- [12] A. Nahum P. Mayles and J. Rosenwald. *Handbook of Radiotherapy Physics*. Taylor and Francis Group, New York, 2007.
- [13] A. Nahum J. Seuntjens P. Andreo, D. Burns and F. Attix. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. WILEY, Stockholm, 2017.
- [14] H. Chenming. *Modern Semiconductor Devices for Integrated Circuits*. Pearson and Prentice Hall, New Jersey, 2009.
- [15] E. Milani G. Prestopino C. Verona A. Tucciarone S. Almaguiera, M. Marinelli and N. Tartoni. Chemical vapor deposition diamond based multilayered radiation detector. *J. Appl. Physics.*, 107:014511–1 – 014511–7, 2010.
- [16] PTW. Small field dosimetry application guide. Technical report, 2017.
- [17] PTW. microdiamond type 60019 operating manual application. Technical report, 2000.
- [18] E. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Hand Book for Teachers and Students*. IAEA, Vienna, 2005.
- [19] A. Guerra V. De Coste M. Marinelli G. Verona-Rinati M. Pimpinella, A. Stravato and M. Falco. Energy dependence of ptw microdiamond detector in radiotherapy photon and electron beams.
- [20] F. Yin W. Simon S. Dresser C. Serago E. Klein, J. Hanley and C. Liu. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, 36:4197– 4212, 2009.
- [21] S. Rose G. Nicolini M. Belosi L. Cozzi A. Clivio, E. Vanetti and A. Fogliata. Evaluation of the machine performance check application for truebeam linac. *Radiat Oncol*, 10:1–11, 2015.
- [22] VARIAN Medical System. Truebeam machine performance check reference guide. Technical report, A, 2015.
- [23] VARIAN Medical System. Eclipse 15 inverse planning and wmat planning operations. Technical report, AD, 2018.
- [24] A Fogliata, R Garcia, Tommy Knöös, G Nicolini, A Clivio, E Vanetti, C Khamphan, and L Cozzi. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (fff) photon beams in radiation therapy. *Medical physics*, 39(10):6455–6464, 2012.

- [25] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. In *Technical Report Series No 398*, pages 27–30, 2006.
- [26] International Commission on Radiation Units and Measurements. Recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. In *Journal of the ICRU, Vol 14, Report 91*, pages 31–53, 2017.
- [27] Faiz M Khan and John P Gibbons. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [28] D. Ceska. Technology innovations reference detector for small fields - the tref chamber. In *Medical Physics International Journal, Vol 4, No.1*, 2016.
- [29] PTW. Ionizing radiation detectors. Technical report, 2019.
- [30] H. Kuo. Acceptance testing and comisioning of modern day linac. <https://slideplayer.com/slide/733693/>, 2014. Accessed: 2022-03-29.
- [31] M. Marinelli L. Masi L. Paganini M. Pimpinella-G. Prestopino S. Russo A. Stravato C. Verona V. De Coste, P. Francescon and G. Verona-Rinati. Is the PTW 60019 micro-Diamond a suitable candidate for small field reference dosimetry? *Physics in Medicine & Biology*, 62:7036–7055, 2017.
- [32] M. Piergentili S. Agostinelli, S. Garelli and F. Foppiano. Response to high-energy photons of ptw31014 pinpoint ion chamber with a central aluminum electrode. *Medical physics*, 35:3293–301, 2008.
- [33] C. Verona M. Marinelli, G. Prestopino and G. Verona-Rinati. Experimental determination of the ptw 60019 microdiamond dosimeter active area and volume. *Medical Physics*, 43:5205–5212, 2016.



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

ACTA DE IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS

No. 00006

Matrícula: 2201801570

Caracterización dosimétrica de un detector microDiamond para campos pequeños en radioterapia

Con base en la Legislación de la Universidad Autónoma Metropolitana, en la Ciudad de México se presentaron a las 9:00 horas del día 7 del mes de julio del año 2022 POR VÍA REMOTA ELECTRÓNICA, los suscritos miembros del jurado designado por la Comisión del Posgrado:

DR. JUAN AZORIN NIETO
MTRO. JOSE ALFREDO HERRERA GONZALEZ
M. EN C. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE

Bajo la Presidencia del primero y con carácter de Secretario el último, se reunieron a la presentación de la Idónea Comunicación de Resultados cuya denominación aparece al margen, para la obtención del diploma de:

ESPECIALIZACION EN FISICA MEDICA CLINICA

DE: JOSE JULIAN URIBE CORTES

y de acuerdo con el artículo 79 fracción II del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

APROBAR

Acto continuo, el presidente del jurado comunicó al interesado el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.



JOSE JULIAN URIBE CORTES
ALUMNO

REVISÓ

MTRA. ROSALIA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

DR. ROMAN LINARES ROMERO

PRESIDENTE

DR. JUAN AZORIN NIETO

VOCAL

MTRO. JOSE ALFREDO HERRERA GONZALEZ

SECRETARIO

M. EN C. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE