



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS Y MEDICINA

POSTGRADO EN FÍSICA MÉDICA

**CALIBRACIÓN DE HAZ DE FOTONES DE 6 MV
PARA RADIOCIRUGÍA FUNCIONAL CON
CONO DE 4 mm CON DETECTOR DE
DIAMANTE**

Trabajo de Grado presentado por el Licenciado Héctor A. Mendoza S. ante la
ilustre Universidad Central de Venezuela para optar al Grado de Magister
Scientiarum en Ciencias Mención Física Médica.

Tutor: Dr. Jesús Enrique Dávila Pérez.

Caracas, enero de 2018.



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
COMISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Comisión de
Estudios de
Postgrado

VEREDICTO



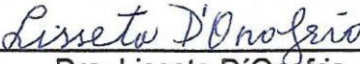
Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo de Grado presentado por: HECTOR ALEXANDER MENDOZA SILVA, Cédula de identidad N°.15911156, bajo el título "CALIBRACIÓN DE HAZ DE FOTONES DE 6 MV PARA RADIOCIRUGÍA FUNCIONAL CON CONO DE 4 mm CON DETECTOR DE DIAMANTE", a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA, dejan constancia de lo siguiente:


1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día 18 de ENERO de 2018 a las 09:30 A.M, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la Sala de Seminario Guillermo Ruggeri, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual respondió satisfactoriamente a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

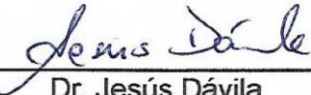
2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió aprobarlo, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por el autor, que se ajusta a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado es una contribución importante al área de Física Médica y representa un aporte al Aseguramiento de la Calidad en los tratamientos de Radiocirugía Funcional usando detectores de diamante.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los 18 días del mes de Enero del año 2018, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como Coordinador del jurado el Dr. Jesús Dávila (UCV).


Dra. Lisseta D'Onofrio
C.I. 3812851
UCV


M.Sc. Omar León
C.I. 17959520
GURVE


Dr. Jesús Dávila
C.I. 8026322
UCV
Tutor



ep. 18/01/2018

Página 1

Dedicatoria

*a mi madre, mi hermano y su princesa Laurimar, mi princesa Antonella y mi
príncipe Héctor, los amo...*

Agradecimientos

A la Universidad Central de Venezuela, mi Facultad de Ciencias y en especial a la Escuela de Física haberme formado como profesional.

Al Grupo GURVE, en especial al Servicio de Radioterapia “La Trinidad” y a la empresa Física Médica, C.A. por facilitarme sus instalaciones y equipos para la realización de este trabajo.

A mi Tutor el Dr. Jesús Dávila por brindarme su apoyo, conocimiento, confianza y paciencia.

A mi Alita por apoyarme y estar a mi lado en todo momento.

Resumen

La radiocirugía estereotáctica con Gamma Knife y aceleradores lineales ha revolucionado la neurocirugía los últimos 20 años. Las más comunes indicaciones para radiocirugía hoy en día son tumores y malformaciones arteriovenosas del cerebro. Las indicaciones funcionales, como son los tratamientos de desórdenes de movimiento o dolor intratable solo contribuyen con un pequeño porcentaje de pacientes tratados. Aunque la radiocirugía estereotáctica es la única forma de tratamiento no invasivo para tratamientos de desórdenes funcionales, tiene algunas limitaciones: la confirmación neurofisiológica de las estructuras a tratar no es posible, y, por lo tanto, debe confiar exclusivamente en las estructuras anatómicas. Por otro lado, los tamaños de las lesiones pueden variar, y la protección de las estructuras neurales radiosensibles adyacentes puede ser difícil o imposible. Los tamaños de las lesiones pueden ser menores a 4 mm e involucran altas dosis en una sola sesión (hasta 180 Gy). La indicación más común para Radiocirugía Funcional es el tratamiento de neuralgia del trigémino, enfermedad de Parkinson y dolor intratable. Los tratamientos de radiocirugía para epilepsia y ciertas enfermedades psiquiátricas son entregados en muchos centros como investigación de estrictos protocolos. En dichas aplicaciones, se entrega típicamente una única dosis alta en un volumen blanco extremadamente pequeño ($< 0,05 \text{ cm}^3$), se requieren equipos de alta precisión de entrega de tratamiento, sistemas de imágenes de Tomografía Computarizada y Resonancia Magnética, sistemas especializados de inmovilización con sistemas de referencias, sistemas de medición de dosis (detectores adecuados para las dimensiones del haz de radiación y características del equipo de entrega de tratamiento), sistemas de planificación de tratamiento especializados, maniquís adecuados para simular al paciente y realizar las mediciones dosimétricas que sean necesarias. En este trabajo se utilizó el detector de radiación con medio sensitivo de estado sólido, denominado “detector de diamante” (PTW - Freiburg), el objetivo del trabajo fue calibrar el haz de fotones de 6 MV para radiocirugía funcional con cono de 4 mm utilizando el detector de diamante, se midieron las curvas de PPD, perfiles de dosis y factor de salida (S_c), se realizaron comparaciones con resultados obtenidos con la cámara de ionización PinPoint (PTW - Freiburg) y se realizó la verificación de la dosis calculada con el sistema de planificación de tratamientos (BrainLab, Alemania) comparando con la dosis medida con el detector de diamante. Finalmente, se determinó que el haz de fotones de 6 MV para Radiocirugía Funcional con cono 4 mm cumple con todas las condiciones para ser usado en aplicaciones clínicas y el detector de diamante es adecuado para la caracterización de este tipo de haces.

Palabras claves: Radiocirugía Funcional, haces angostos, detector de diamante.

Índice

| | |
|---|-----|
| Veredicto..... | ii |
| Dedicatoria..... | iii |
| Agradecimientos..... | iv |
| Resumen..... | v |
| Índice | vi |
| Índice de figuras..... | x |
| Índice de tablas..... | xiv |
| Introducción..... | 1 |
| Planteamiento del problema..... | 2 |
| Justificación..... | 3 |
| Objetivo general | 3 |
| Objetivos específicos | 3 |
| Capítulo 1 | 5 |
| 1.1. Radiocirugía funcional | 5 |
| 1.2. Acelerador lineal de electrones de uso médico con conos para radiocirugía..... | 6 |
| Capítulo 2 | 8 |
| 2.1. Dosimetría de campos convencionales..... | 8 |
| 2.1.1. Dosimetría absoluta..... | 8 |
| 2.1.1.1. Determinación de la calidad del haz..... | 8 |

| | | |
|------------|---|----|
| 2.1.1.2. | Determinación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia..... | 10 |
| 2.1.1.3. | Determinación de factores de salida..... | 14 |
| 2.1.2. | Dosimetría relativa..... | 15 |
| 2.1.2.1. | Porcentajes de dosis en profundidad | 15 |
| 2.1.2.2. | Perfiles de dosis..... | 17 |
| 2.1.2.2.1. | Planitud..... | 23 |
| 2.1.2.2.2. | Simetría | 23 |
| 2.2. | Dosimetría de haz angosto..... | 24 |
| 2.2.1. | Dosimetría de referencia para campos pequeños..... | 29 |
| 2.2.2. | Dosimetría relativa para campos pequeños..... | 33 |
| Capítulo 3 | | 35 |
| 3.1. | Equilibrio de partículas cargadas..... | 35 |
| 3.1.1. | Equilibrio y falta de EPC..... | 35 |
| 3.1.2. | Falta de equilibrio electrónico lateral | 36 |
| 3.1.3. | Equilibrio transitorio de partículas cargadas | 37 |
| 3.2. | Teoría de la cavidad | 39 |
| 3.2.1. | Teoría de cavidad de Bragg-Gray..... | 39 |
| 3.2.2. | Teoría de la cavidad de Spencer-Attix..... | 41 |
| 3.2.3. | Factores de perturbación..... | 46 |
| 3.2.4. | Factores de corrección por calidad del haz | 48 |

| | |
|--|----|
| 3.3. Teoría de la cavidad en campos pequeños..... | 50 |
| 3.3.1. Teoría de la cavidad estándar en condiciones no estándar | 50 |
| 3.4. Detectores de la radiación para radiocirugía..... | 52 |
| 3.5. El detector de diamante..... | 53 |
| 3.5.1. Propiedades del diamante..... | 54 |
| 3.5.2. El diamante como detector de radiación..... | 54 |
| 3.5.3. Estabilidad en la corriente del detector | 56 |
| 3.5.4. Corrección en la respuesta del detector de diamante..... | 57 |
| Capítulo 4 | 59 |
| 4.1. Materiales | 59 |
| 4.1.1. Acelerador Lineal..... | 59 |
| 4.1.2. Sistema analizador del haz | 61 |
| 4.1.3. Detectores..... | 66 |
| 4.1.4. Electrómetro UNIDOS | 72 |
| 4.1.5. Termómetro y Barómetro..... | 73 |
| 4.1.6. Nivel de burbuja, regla, cinta métrica y papel milimetrado..... | 74 |
| 4.2. Metodología | 75 |
| 4.2.1. Respuesta del detector a altas dosis de radiación | 75 |
| 4.2.2. Determinación del factor de calibración del detector de diamante | 75 |
| 4.2.3. Determinación del parámetro de corrección por variación en la tasa de dosis Δ | 77 |

| | |
|--|-----|
| 4.2.4. Mediciones de los perfiles de dosis (OAR)..... | 78 |
| 4.2.5. Medición de las curvas de PDD..... | 79 |
| 4.2.6. Medición del factor de salida S_c | 80 |
| 4.2.7. Mediciones de planes de tratamiento..... | 82 |
| Capítulo 5 | 84 |
| 5.1. Resultados y análisis..... | 84 |
| 5.1.1. Respuesta del detector a altas dosis de radiación..... | 84 |
| 5.1.2. Determinación del factor de calibración del detector de diamante | 85 |
| 5.1.3. Determinación del parámetro de corrección por variación en la tasa de dosis Δ | 86 |
| 5.1.4. Mediciones de los perfiles de dosis (OAR)..... | 87 |
| 5.1.5. Medición de las curvas de PDD..... | 90 |
| 5.1.6. Medición del factor de salida S_c | 91 |
| 5.1.7. Mediciones de planes de tratamiento..... | 93 |
| Conclusiones..... | 95 |
| Apéndice | 96 |
| Perfiles de dosis | 96 |
| Curvas de PDD | 100 |
| Bibliografía..... | 102 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1: Conos del sistema de radiocirugía BrainLAB® (izquierda). Cono acoplado al cabezal de acelerador lineal (derecha). | 7 |
| Figura 2: Configuración experimental para la determinación del $\text{TPR}_{20,10}$ | 9 |
| Figura 3: Curvas de PDD en agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una DFS de 100 cm para haces de fotones de 4, 6, 10, 18 y 25 MV y para un haz de ^{60}Co [40]..... | 16 |
| Figura 4: Geometría para la definición y medición de PDD. \mathbf{Q} es un punto arbitrario en el eje central de haz a la profundidad \mathbf{z} , \mathbf{P} es el punto a \mathbf{d}_{max} en el eje central del haz. El tamaño de campo \mathbf{A} es definido en la superficie del maniquí [40] | 17 |
| Figura 5: Geometría para la definición y medición de OAR. \mathbf{Q} es un punto arbitrario en el eje central de haz a la profundidad \mathbf{z} , \mathbf{R} es el punto a la profundidad \mathbf{z} y a una distancia \mathbf{R} del eje central del haz. El tamaño de campo \mathbf{A} es definido en la superficie del maniquí [40] | 18 |
| Figura 6: Perfiles de dosis para tamaños de campo de $10,0 \text{ cm} \times 10,0 \text{ cm}$ y $30,0 \text{ cm} \times 30,0 \text{ cm}$, haz de fotones de 10 MV a varias profundidades en maniquí de agua. El valor de la dosis en el eje central esta escalada por el valor apropiado de PDD para cada campo [40]..... | 20 |
| Figura 7: Parámetros que influyen en la penumbra del haz | 22 |
| Figura 8: Falta de equilibrio EEL en el eje de haz..... | 25 |
| Figura 9: oclusión parcial de la fuente primaria..... | 27 |

| | |
|---|----|
| Figura 10: Relación entre la dosis absorbida y el kerma de colisión en condiciones de ETPC..... | 38 |
| Figura 11: (A) estructura del grafito. (B) Propiedades físico - químicas del carbón. (C) estructura del diamante..... | 53 |
| Figura 12: estabilidad del detector después de dosis de preirradiación..... | 57 |
| Figura 13: Acelerador lineal 2100 C/D (VARIAN Medical Systems)..... | 60 |
| Figura 14: (A) Unidad de control del TBA y control pendant. (B) maniquí de agua MP3 (PTW-Freiburg). (C) Sistema TBA..... | 63 |
| Figura 15: Software MEPHYSTO mc^2 (PTW-Freiburg)..... | 65 |
| Figura 16: Electrómetro dual TANDEM (PTW-Freiburg)..... | 66 |
| Figura 17: (Izquierda) Cámara de ionización gaseosa PinPoint (PTW-Freiburg). (Derecha) Esquema de diseño de la cámara [37]...... | 69 |
| Figura 18: (Izquierda) Detector de diamante (PTW- Freiburg)..... | 71 |
| Figura 19: esquema de diseño del detector de diamante..... | 72 |
| Figura 20: Electrómetro UNIDOS (PTW) [37]..... | 73 |
| Figura 21: Termómetro y barómetro digitales..... | 73 |
| Figura 22: esquema de referencia para la medición del factor de cómo..... | 81 |
| Figura 23: derecha: montaje experimental para la medición de la dosis. Izquierda: plan de tratamiento diseñado en el SPT. | 83 |
| Figura 24: comparación de perfiles de dosis en la dirección cross plane medidos con el detector de diamante y la cámara de ionización PinPoint a una DFS = 92,5 cm y 7,5 cm de profundidad..... | 89 |

| | |
|---|-----|
| Figura 25: comparación de perfiles de dosis en la dirección in plane medidos con el detector de diamante y la cámara de ionización PinPoint a una DFS = 92,5 cm y 7,5 cm de profundidad. | 89 |
| Figura 26: comparación de curvas de PDD con el cono de RC de 4 mm, medidas con el detector de diamante y al cámara PinPoint..... | 91 |
| Figura 27:..... | 92 |
| Figura 28: Perfil 6 MV in plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint. | 96 |
| Figura 29: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint. | 96 |
| Figura 30: Perfil 6 MV in plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint. | 97 |
| Figura 31: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint. | 97 |
| Figura 32: Perfil 6 MV in plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante. | 98 |
| Figura 33: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante..... | 98 |
| Figura 34: Perfil 6 MV in plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante. | 99 |
| Figura 35: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante..... | 99 |
| Figura 36: PDD 6 MV a DFS = 98,5 cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint. | 100 |

| | |
|---|-----|
| Figura 37: PDD 6 MV a DFS = 98,5 cm, cono de 4 mm con detector de diamante. | 100 |
| Figura 38: PDD 6 MV a DFS = 95,0 cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint. | 101 |
| Figura 39: PDD 6 MV a DFS = 95,0 cm, cono de 4 mm con detector de diamante. | 101 |

Índice de tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1: Condiciones de referencia para la determinación del $\text{TPR}_{20,10}$ | 8 |
| Tabla 2: Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua [15]..... | 10 |
| Tabla 3: Factor de corrección k_Q para diferentes calidades de haz [15] | 14 |
| Tabla 4: Características generales del acelerador lineal..... | 59 |
| Tabla 5: Características generales del MP3..... | 61 |
| Tabla 6: Características de la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER [37] | 67 |
| Tabla 7: Características de la cámara de ionización gaseosa tipo PinPoint [37] | 68 |
| Tabla 8: Características generales del detector de diamante [37] | 70 |
| Tabla 9: Especificación del barómetro..... | 74 |
| Tabla 10: condiciones de referencia para la determinación del factor de calibración del detector de diamante..... | 77 |
| Tabla 11: valores de corriente y tasa de dosis para la determinación del parámetro Δ | 78 |
| Tabla 12: condiciones de referencia para la medición de las funciones OAR.. | 79 |
| Tabla 13: condiciones de referencia para la verificación de las dosis calculadas. | 82 |
| Tabla 14: valores de carga colectada para diferentes valores de UM..... | 84 |
| Tabla 15: valores de corriente y tasa de dosis para la determinación del parámetro Δ | 86 |

| | |
|---|----|
| Tabla 16: valores de tamaño de campo y penumbras medidos con el detector de diamante y la cámara PinPoint con el cono de 4 mm. | 88 |
| Tabla 17: valores de dosis medidos con el detector de diamante según los cálculos de dosis absorbida realizados con el SPT..... | 93 |
| Tabla 18: comparación de dosis medidas y dosis calculadas con el SPT | 93 |

Introducción

La radiocirugía tuvo sus orígenes en el trabajo de Lars Leksell, quien realizó el primer tratamiento usando un equipo de rayos X de kilovoltaje [1,2,3], se presentaron limitaciones por la baja penetración de los rayos X, los equipos de kilovoltaje fueron descartados a favor de equipos de haces de protones de 185 MeV. Poco tiempo después un proyecto similar se comenzó en Berkeley, California, bajo la dirección de Lawrence, et al. [4]. Reconociendo la necesidad de una metodología menos engorrosa y costosa, Leksell alentó a sus colegas para buscar otras alternativas para haces de protones y rayos X de baja energía. Subsecuentemente, Larsson y Sarby, determinaron que la radiación gamma de una fuente de ^{60}Co , cuando es distribuida de manera óptima sobre el volumen blanco, puede producir distribuciones de dosis similares o superiores que la de los haces de protones [6,7]. El resultado de este trabajo fue la unidad de Gamma Knife (GK), el primer dispositivo moderno dedicado a la radiocirugía.

A principios de la década de 1980, se inició el trabajo en muchos centros con aceleradores lineales (LINAC, por sus siglas en inglés) de uso médico en aplicaciones estereotácticas. Reconociendo las potenciales inexactitudes asociadas con la rotación del brazo del LINAC y la camilla del paciente [8]. En los LINACs actuales se han superado todas estas limitaciones y existen sistemas especializados para la entrega de tratamientos de radiocirugía, con los cuales se puede obtener una precisión del isocentro del LINAC menor a 1 mm, dispositivos especiales de colimación, como los sistemas con conos y los colimadores micro multiláminas, con los cuales se pueden obtener haces de rayos X en el rango de mega voltaje con tamaños de campos en el rango de 40 mm hasta 4 mm, en configuraciones isocéntricas o campos estáticos.

Estos avances permitieron la aplicación de técnicas de tratamiento de Radiocirugía estereotáctica (SRS, por sus siglas en inglés), y específicamente para este Proyecto de Trabajo Especial de Grado la Radiocirugía Funcional, en la cual entregan altas dosis de radiación en campos muy pequeños (menores a 4 mm), y en patologías específicas, donde se presentan muchas dificultades en la planificación de planes de tratamientos, se requieren consideraciones especiales en cuanto a la dosimetría tanto absoluta como relativa, por lo que requieren detectores especiales adecuados, diferentes a los usados en la dosimetría de campos convencionales.

Se requiere un riguroso Programa de Control de Calidad para garantizar la correcta entrega de tratamiento [9], para este tipo de haces, muy pequeños, es denominada por la literatura como “Dosimetría de Haz Angosto”, en donde se presentan dificultades debido a la pérdida de equilibrio electrónico lateral, oclusión de la fuente, altos gradientes de dosis y volumen del detector. Esto ha sido más apreciable con el rápido incremento en el número de máquinas de tratamiento que permiten la entrega de haces de rayos X pequeños que son usados en técnicas de radioterapia de precisión y SRS [10].

Planteamiento del problema

La correcta caracterización dosimétrica de los sistemas de Radiocirugía Funcional con conos es fundamental para garantizar la entrega de tratamientos, en este caso, donde se emplea el cono de 4 mm de diámetro y se consideran tamaños de campos del orden de 2 mm de diámetro, se deben utilizar los detectores de radiación adecuados, que cumplan con los requerimientos especiales para este tipo de haces, siguiendo las más actuales recomendaciones en los protocolos internacionales que se pretenden establecer como estándar.

Justificación

Es importante la caracterización dosimétrica de los haces radiocirugía con conos del acelerador lineal de electrones, instalado en el Servicio de Radioterapia “La Trinidad”, en particular para este trabajo el cono de 4 mm de diámetro, ideal para tratamientos de desórdenes funcionales, con el fin de que sea utilizado en la rutina de tratamientos de radiocirugía.

En este proyecto se utilizará el detector de radiación con medio sensitivo de estado sólido, denominado “Detector de Diamante”, se pretende verificar que es un detector adecuado para este tipo de haces, de dimensiones y características particulares, diferentes a los haces utilizados habitualmente en la dosimetría estándar de radioterapia.

Objetivo general

Calibrar el haz de fotones de 6 MV para radiocirugía funcional con cono de 4 mm utilizando el detector de diamante.

Objetivos específicos

- Estudiar la influencia del material y tamaño del detector utilizado en la dosimetría relativa del cono de radiocirugía de 4 mm.
- Comparar las curvas de perfiles de dosis y porcentaje de dosis en profundidad del cono de radiocirugía de 4 mm medidas con la cámara de ionización gaseosa PinPoint y el detector de diamante.
- Determinar el factor de salida del cono de radiocirugía de 4 mm con el detector de diamante.
- Establecer un protocolo de control de calidad para la calibración del haz de radiocirugía 6 MV con cono de radiocirugía de 4 mm.

- Verificar los valores de dosis calculados con el sistema de planificación de tratamientos para el cono de radiocirugía de 4 mm y los valores medidos en el maniquí de agua con el detector de diamante.

Capítulo 1

1.1. Radiocirugía funcional

La radiocirugía estereotáctica con GK y LINACs ha revolucionado la neurocirugía los últimos 20 años. Las más comunes indicaciones para radiocirugía hoy en día son tumores y malformaciones arteriovenosas del cerebro. Las indicaciones funcionales, como son los tratamientos de desórdenes de movimiento o dolor intratable solo contribuyen con un pequeño porcentaje de pacientes tratados. Aunque la SRS es la única forma de tratamiento no invasivo para tratamientos de desórdenes funcionales, así mismo tiene algunas limitaciones: la confirmación neurofisiológica de las estructuras a tratar no es posible, y por lo tanto debe confiar exclusivamente en las estructuras anatómicas. Por otro lado, los tamaños de las lesiones pueden variar, y la protección de las estructuras neurales radiosensibles adyacentes puede ser difícil o imposible. Los tamaños de las lesiones pueden ser menores a 4 mm e involucran altas dosis en una sola sesión (hasta 180 Gy) [11].

La indicación más común para SRS Funcional es el tratamiento de neuralgia del trigémino, enfermedad de Parkinson y dolor intratable. Tratamientos de radiocirugía para epilepsia y ciertas enfermedades psiquiátricas son entregados en muchos centros como investigación de estrictos protocolos. En dichas aplicaciones, una única alta dosis es típicamente entregada en un extremadamente pequeño volumen blanco ($< 0,05 \text{ cm}^3$), se requieren equipos de alta precisión de entrega de tratamiento, sistemas de imágenes de Tomografía Computarizada (TC) y

Resonancia Magnética (RM) que permiten ubicar la lesión con alta precisión, sistemas especializados de inmovilización con sistemas de referencias (marcos estereotácticos), sistemas de medición de dosis (detectores adecuados para las dimensiones del haz de radiación y características del equipo de entrega de tratamiento), sistemas de planificación de tratamiento especializados, maniquís adecuados para simular al paciente y realizar las mediciones dosimétricas que son necesarias.

Todos estos requerimientos exigen que se cumpla con un estricto Programa de Control de Calidad para garantizar la correcta entrega de tratamiento.

1.2. Acelerador lineal de electrones de uso médico con conos para radiocirugía

El uso de aceleradores lineales de electrones en el ámbito médico data desde el año 1940, la empresa Varian introduce el primer acelerador lineal de uso clínico rotatable e isocéntrico.

Actualmente, su uso es casi imprescindible en radioterapia externa, son capaces de generar haces de electrones y fotones de varias energías, con lo cual se pueden cubrir todas las necesidades de la radioterapia externa. Además, cuentan con una gran cantidad de accesorios como colimadores simétricos y asimétricos, colimador multiláminas (MLC, por sus siglas en inglés), colimador micro multiláminas (mMLC, por sus siglas en inglés), cuñas físicas, cuñas dinámicas y conos para radiocirugía. Además tienen capacidad

de aplicar técnicas modernas sofisticadas y complejas, como lo son la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), la Arco Terapia Volumétrica Modulada (VMAT, por sus siglas en inglés), Radioterapia Estereotáctica Extracraneal (SBRT, por sus siglas en inglés) y Radiocirugía Estereotáctica.

En este caso nos interesa el sistema de Radiocirugía Estereotáctica con conos, en la cual es colocado un accesorio en la salida del acelerador y permite fijar de manera segura un colimador terciario, que consiste en un cilindro (denominado cono) como colimador para obtener haces circulares de diferentes diámetros, dependiendo de la apertura del cono, desde 40 mm hasta 4 mm en el isocentro, ver figura 1.

El sistema debe cumplir con requerimientos especiales, principalmente el isocentro del equipo [12], el cual debe ser menor a 1 mm y la correcta calibración en la entrega de dosis, debido a los altos valores de dosis entregados en los procedimientos de SRS.



Figura 1: conos del sistema de radiocirugía BrainLAB® (izquierda). Cono acoplado al cabezal de acelerador lineal (derecha).

Capítulo 2

2.1. Dosimetría de campos convencionales

2.1.1. Dosimetría absoluta

2.1.1.1. Determinación de la calidad del haz

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores lineales de uso clínico la calidad Q del haz se especifica mediante la razón tejido maniquí ($\text{TPR}_{20,10}$). Se define como la relación entre las dosis absorbidas en las profundidades de 20 cm y 10 cm en el maniquí de agua, medidas con una DFD¹ constante de 100 cm y un tamaño de 10,0 cm \times 10,0 cm en el plano de la cámara [15].

Tabla 1: condiciones de referencia para la determinación del $\text{TPR}_{20,10}$

| Magnitud de influencia | Valor o característica de referencia |
|---|---|
| Material de maniquí | Agua |
| Tipo de cámara | Cilíndrica (FARMER 0,6 cm ³) |
| Profundidad de la medida | 10 g/cm ² y 20 g/cm ² |
| Punto de referencia de la cámara | En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad |
| Posición del punto de referencia de la cámara | En las profundidades de medidas |
| DFC | 100 cm |
| Tamaño de campo | 10,0 cm \times 10,0 cm |

¹ DFD: Distancia fuente detector.

El $TPR_{20,10}$ también puede obtenerse mediante la siguiente expresión:

$$TPR_{20,10} = 1,266PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (2.2)$$

donde ($PDD_{20,10}$) es el cociente de los porcentajes de dosis en profundidad a las profundidades de 10 cm y 20 cm para un tamaño de campo de 10,0 cm \times 10,0 cm, definido en la superficie del maniquí a una DFS de 100 cm.

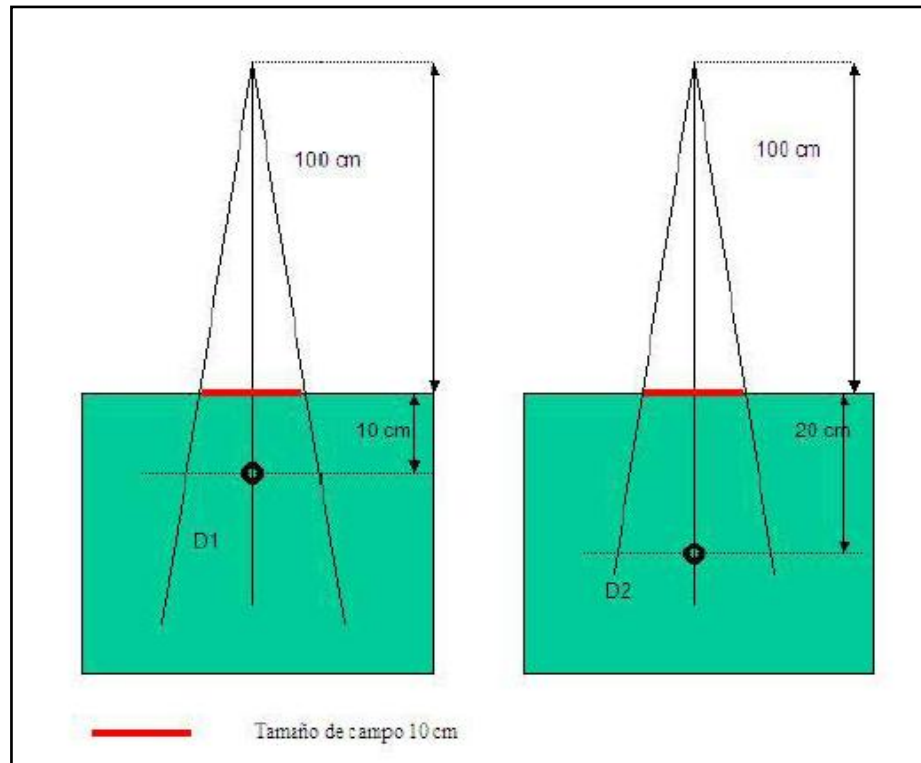


Figura 2: configuración experimental para la determinación del $TPR_{20,10}$

El $PDD_{20,10}$ puede obtenerse también a través de la siguiente relación de dosis absorbidas en el maniquí de agua bajo las mismas condiciones de referencia.

$$PDD_{20,10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} \quad (2.3)$$

donde D_{20} y D_{10} son las dosis absorbidas en agua, bajo condiciones de referencia a las profundidades de 10 cm y 20 cm, respectivamente.

2.1.1.2. Determinación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia

La determinación de la dosis absorbida en agua se realiza según el TRS-398 [15].

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua son las siguientes:

Tabla 2: condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua [15]

| Magnitud de influencia | Valor o característica de referencia |
|---|---|
| Material de maniquí | Agua |
| Tipo de cámara | Cilíndrica (FARMER 0,6 cm ³) |
| Profundidad de la medida | 10 g/cm ² |
| Punto de referencia de la cámara | En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad |
| Posición del punto de referencia de la cámara | En la profundidad de medida z_{ref} |
| DFS | 100 cm |
| Tamaño de campo | 10,0 cm × 10,0 cm |

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia, en un haz de fotones de calidad Q , y en ausencia de la cámara:

$$D_{w,Q} = L_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2.4)$$

donde L_Q es la lectura de la cámara de ionización, con el punto de referencia colocado en z_{ref} , en condiciones de referencia, y corregida por las magnitudes de influencia, N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua, en el haz de calidad de referencia Q_0 y k_{Q,Q_0} es el factor de corrección por la calidad del haz de referencia Q_0 y la calidad del haz utilizada Q .

$$L_Q = \bar{L} \cdot k \quad (2.5)$$

donde \bar{L} es el promedio de las lecturas de carga colectada por la cámara de ionización y k es el producto de los factores de influencia.

$$k = k_{p,T} \cdot k_{pol} \cdot k_s \cdot k_h \cdot k_{elect} \quad (2.6)$$

donde $k_{p,T}$ es el factor de corrección por efectos de presión y temperatura en cámaras de ionización abiertas, k_{pol} es el factor de corrección por efectos de cambio de polaridad en el voltaje de la cámara de ionización, k_s es el factor de corrección por efectos de cambio de voltaje de colección de la cámara de ionización, k_h es el factor de corrección por efectos de humedad y k_{elect} es el factor de corrección por el electrómetro, en el caso de que la cámara de ionización se calibra como conjunto dosimétrico junto con el electrómetro $k_{elect} = 1$.

Para la determinación de la dosis absorbida en agua es necesario hacer diferentes tipos de correcciones, para lo cual es necesario determinar diversos factores de corrección. Los cuales se mencionan a continuación:

2.1.1.2.1. Factor de corrección por efectos de presión y temperatura $k_{p,T}$

Este factor corrige los efectos por cambio en las condiciones de presión y temperatura en cámaras de ionización abiertas, las condiciones de presión y temperatura para las cuales se determinó el factor de calibración de la cámara se establecen como las condiciones de referencia de presión y temperatura, p_0 y T_0 , respectivamente. La expresión es la siguiente:

$$k_{p,T} = \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} \cdot \frac{p_0}{p} \quad (2.7)$$

donde p y T son la presión y temperatura al momento de realizar la medición, respectivamente.

2.1.1.2.1. Factor de corrección por cambio de polaridad k_{pol}

Este factor corrige los efectos por el cambio de polaridad en el voltaje de la cámara de ionización. Se determina mediante la siguiente expresión:

$$k_{pol} = \frac{|L_+| + |L_-|}{2L} \quad (2.8)$$

donde $|L_+|$ y $|L_-|$ son los valores absolutos de las lecturas promediadas y corregidas por efectos de presión y temperatura con un voltaje de polarización de trabajo de cámara positivo y negativo, respectivamente. L es la lectura promedio de la carga colectada en el potencial de colección de trabajo de la cámara.

2.1.1.2.3. Factor de corrección por cambio de voltaje k_s

Este factor corrige los efectos de colección incompleta por recombinación de iones, debido a cambios en el voltaje de colección de la cámara de ionización. Para determinar este factor se propone el método de las dos tensiones, el cual supone una dependencia lineal entre $1/L$ con $1/V$. Se utilizan los valores medidos de las cargas colectadas L_1 y L_2 , con las tensiones V_1 y V_2 , respectivamente. Medidas con las mismas condiciones de irradiación [15]. V_1 es el voltaje de colección normal de trabajo y V_2 es un voltaje inferior. Idealmente el cociente V_1 / V_2 debería ser igual o mayor que 3. El factor en la tensión normal de trabajo V_1 se obtiene a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{L_1}{L_2} \right) + a_2 \left(\frac{L_1}{L_2} \right)^2 \quad (2.9)$$

donde las constantes a_i se dan en [15].

Para $k_s < 1,03$, la corrección se aproxima, dentro del 0,1 %, mediante la expresión:

$$k_s - 1 \approx \frac{\left(\frac{L_1}{L_2} \right) - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2} \right) - 1} \quad (2.10)$$

2.1.1.2.3. Factor de corrección por cambio en la calidad del haz k_Q

La cámara de ionización es calibrada² en la calidad de haz Q_0 , generalmente, las cámaras son utilizadas en calidad de haz diferente, entonces es necesario hacer corrección por el efecto de cambio en la calidad de haz. Estos valores de k_Q fueron calculados y pueden usarse bajo las condiciones de referencia de la tabla 2. En la tabla 3 se dan los valores³ del factor k_Q calculados para un conjunto de valores de calidad de haz Q , es decir $\text{TPR}_{20,10}$, y para la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (PTW) la cual será utilizada en el presente trabajo.

² La cámara de ionización gaseosa usada en este trabajo (tipo FARMER – PTW) fue calibrada en la calidad de haz de ^{60}Co .

³ Los valores del factor k_Q para las calidades no tabuladas se pueden obtener por interpolación lineal.

Tabla 3: factor de corrección k_Q para diferentes calidades de haz [15]

| Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (PTW 30006 / 30013) | | | | | | |
|---|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| TPR _{20,10} | 0,59 | 0,62 | 0,65 | 0,68 | 0,70 | 0,72 |
| k_Q | 0,999 | 0,997 | 0,994 | 0,990 | 0,988 | 0,984 |

2.1.1.3. Determinación de factores de salida

Los factores de salida pueden definirse como la relación entre las lecturas corregidas del dosímetro medidas bajo ciertas condiciones y las medidas bajo condiciones de referencia [15]. Las medidas se hacen generalmente en la profundidad de referencia y se normalizan a la del máximo de dosis usando los datos de PDD. Al realizar estas mediciones se debe prestar atención a la uniformidad de fluencia dentro de la cavidad de la cámara [15], especialmente para campos menores a $5,0 \text{ cm} \times 5,0 \text{ cm}$. Es importante la escogencia del detector a utilizar, de acuerdo con los tamaños de campos a emplear. Los factores de salida se pueden definir mediante la siguiente expresión:

$$S = \frac{D_{w,Q}^{N \times M}(z = z_{ref})}{D_{w,Q}^{ref}(z = z_{ref})} \quad (2.11)$$

donde S es el factor de salida para un tamaño de campo con lados $N \times M$, $D_{w,Q}^{ref}$ es la dosis absorbida en agua a la profundidad $z = z_{ref}$ para el tamaño de campo de referencia y $D_{w,Q}^{N \times M}$ es la dosis en agua a la profundidad $z = z_{ref}$ para el tamaño de campo con lados $N \times M$.

2.1.2. Dosimetría relativa

2.1.2.1. Porcentajes de dosis en profundidad

La dosis absorbida por el paciente o en un maniquí debido a un haz incidente de fotones varía con la profundidad. Esta variación depende de varios parámetros:

- La energía del haz incidente.
- La profundidad en el paciente o maniquí.
- La distancia fuente superficie.
- Sistema de colimación del haz.

Entonces el cálculo de la dosis absorbida requiere la consideración de estos parámetros y de muchos otros que afectan la distribución de dosis en profundidad. Además, son primordiales para el cálculo de unidades monitor (UM) y visualización de curvas de isodosis en un sistema de planificación de tratamiento (SPT).

La forma de cuantificar la variación de la dosis con la profundidad es mediante las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD, por sus siglas en inglés, Percentage Depth Dose), estas curvas establecen la variación de la dosis a lo largo del eje central del haz y constituyen una componente primordial en la caracterización del haz de fotones. La forma de caracterizar la distribución de dosis en el eje central es normalizando la dosis a profundidad con respecto a la dosis en una profundidad de referencia [39].

La cantidad PDD puede ser definida como el cociente, expresada en porcentaje, de la dosis absorbida en una profundidad z entre la dosis absorbida a una profundidad fija de referencia d_0 a lo largo del eje de haz.

$$\text{PDD}_z = \frac{D_{w,Q}(z, A)}{D_{w,Q}(z = d_0, A)} \times 100 \quad (2.12)$$

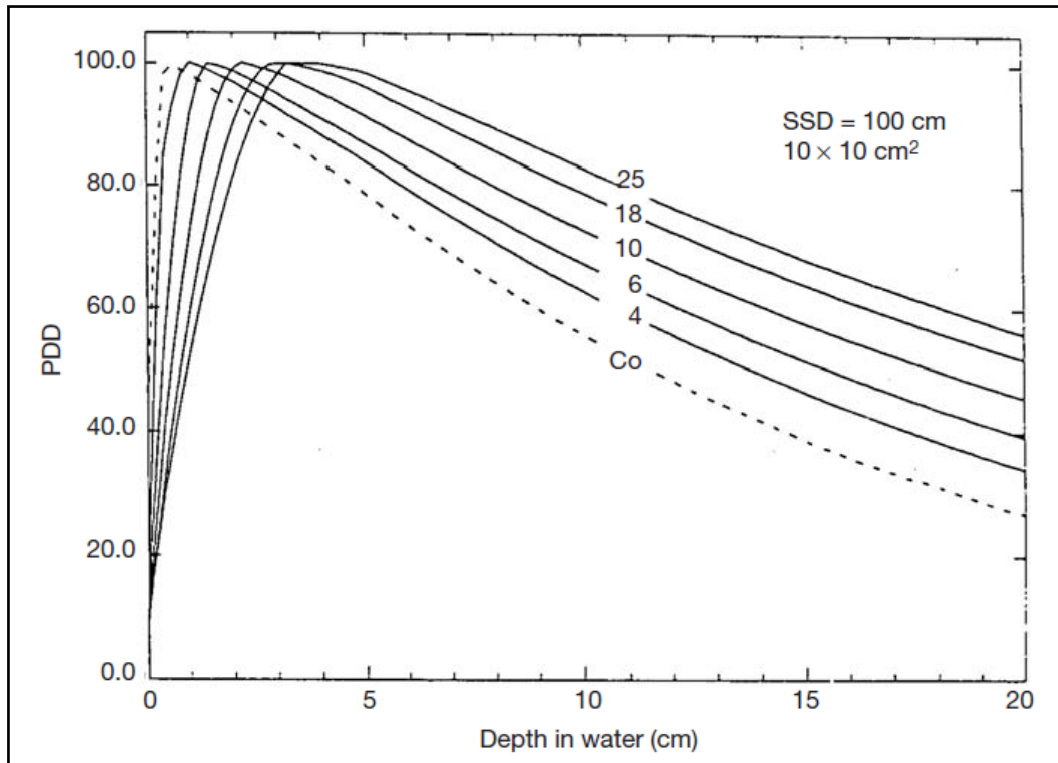


Figura 3: curvas de PDD en agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una DFS de 100 cm para haces de fotones de 4, 6, 10, 18 y 25 MV y para un haz de ^{60}Co [40]

En la práctica clínica, la dosis máxima absorbida en el eje central del haz viene dada solo por:

$$D_{w,Q}(z = z_{\max}) = \frac{D_{w,Q}(z_{\text{ref}})}{\text{PDD}_{z_{\text{ref}}}} \quad (2.13)$$

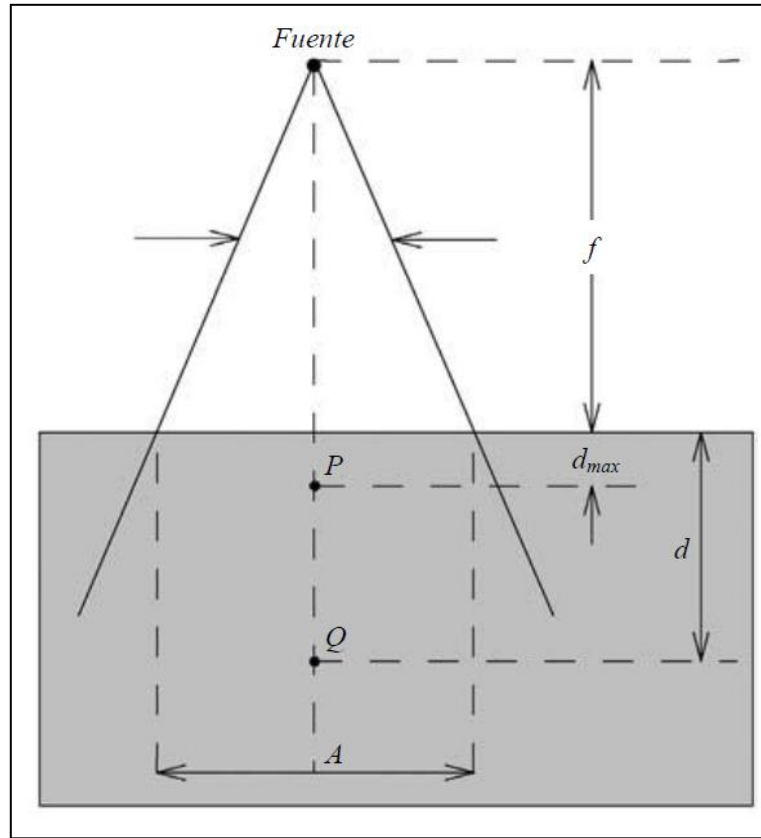


Figura 4: geometría para la definición y medición de PDD. Q es un punto arbitrario en el eje central de haz a la profundidad z , P es el punto a d_{max} en el eje central del haz. El tamaño de campo A es definido en la superficie del maniquí [40]

En la práctica clínica, los valores de PDD utilizados en radioterapia convencional, son tabulados para campos cuadrados. En los casos de trabajar con campos rectangulares de los cuales no se disponen las curvas de PDD se utiliza el concepto de cuadrado equivalente y se pueden realizar interpolaciones lineales entre dos valores de PDD conocidos, de esta manera se obtiene los datos que son requeridos.

2.1.2.2. Perfiles de dosis

Para la caracterización del haz de fotones no es suficiente la determinación de las curvas de PDD, también es necesario determinar la dosis

absorbida en puntos fuera del eje del haz. Las distribuciones de dosis en 2D y 3D son determinadas con los datos de las curvas de PDD y los perfiles de dosis (OAR, por sus siglas en inglés, off axis ratio) fuera del eje central del haz [40].

$$OAR_{r,z,A} = \frac{D_{w,Q}(z, r = R, A)}{D_{w,Q}(z, r = Q, A)} \times 100 \quad (2.14)$$

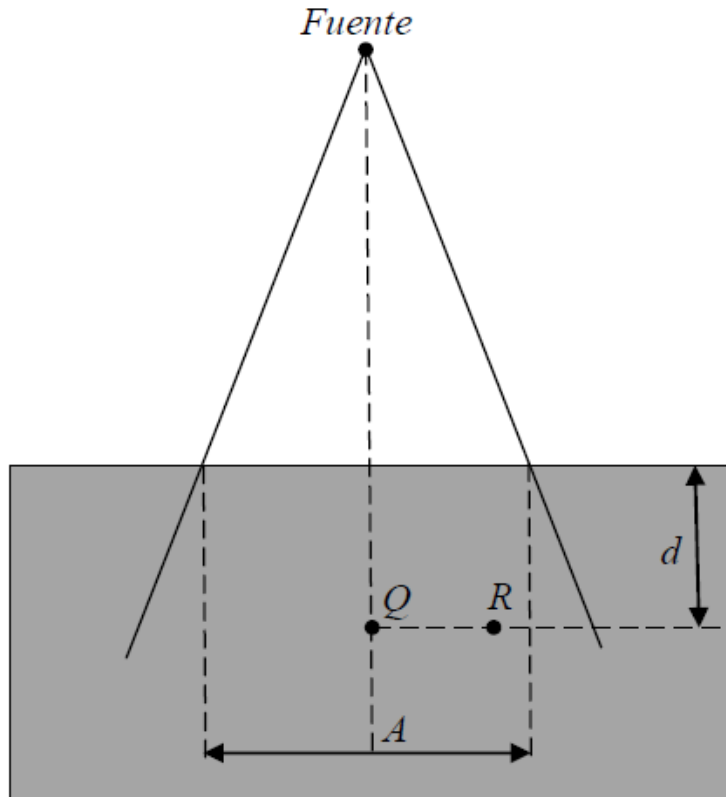


Figura 5: geometría para la definición y medición de OAR. Q es un punto arbitrario en el eje central de haz a la profundidad z , R es el punto a la profundidad z y a una distancia R del eje central del haz. El tamaño de campo A es definido en la superficie del maniquí [40]

La dosis absorbida en puntos fuera del eje central es presentada generalmente mediante los perfiles de dosis (curvas de dosis absorbida en

función de la distancia fuera del eje central del haz) a diferentes profundidades. La forma de los perfiles depende principalmente de los siguientes parámetros:

- La energía de haz.
- La profundidad.
- Tamaño de campo.
- Distancia fuente superficie.
- Tamaño de la fuente.
- Sistema de colimación del acelerador.

Los datos correspondientes a la dosis absorbida para puntos fuera del haz son habitualmente presentados en forma de mediciones de perfiles perpendiculares al eje central del haz a una determinada profundidad en un maniquí de agua. Las profundidades típicas de medida son a la profundidad de máximo de dosis (d_{\max}) y a 10 cm para verificar la conformidad con las especificaciones del equipo, también son requeridas otras profundidades dependiendo de las especificaciones del sistema de planificación de tratamientos (SPT), los tamaños campos típicos de medición de perfiles son el campo de referencia (10,0 cm \times 10,0 cm) y el campo de 30,0 cm \times 30,0 cm, depende también del SPT.

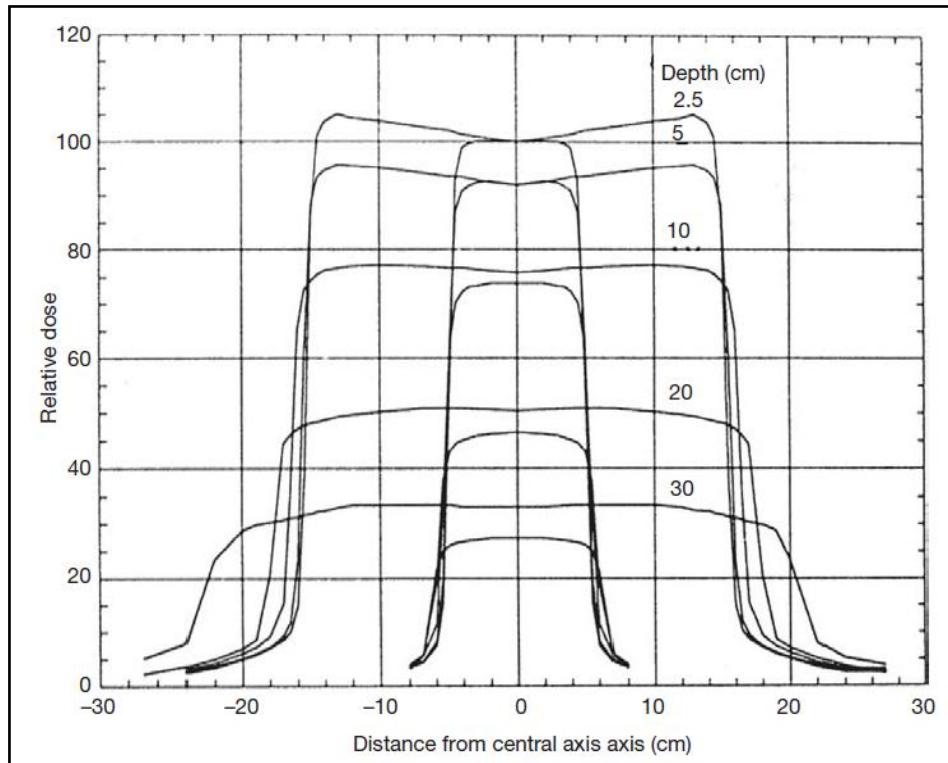


Figura 6: perfiles de dosis para tamaños de campo de $10,0 \text{ cm} \times 10,0 \text{ cm}$ y $30,0 \text{ cm} \times 30,0 \text{ cm}$, haz de fotones de 10 MV a varias profundidades en maniquí de agua. El valor de la dosis en el eje central esta escalada por el valor apropiado de PDD para cada campo [40]

En las curvas de perfiles pueden distinguirse tres regiones, moviéndonos desde el centro a los extremos del perfil:

- i. Región central: en esta región la dosis se mantiene casi constante (hay pequeñas fluctuaciones), toda la fuente contribuye con la dosis. La región se extiende desde el eje central del haz hasta unos 1,0 cm – 1,5 cm de los bordes del campo geométrico del haz. El campo geométrico, indicado por el campo luminoso, es definido como la separación entre los puntos del 50 % de dosis del perfil. En los aceleradores

lineales de uso clínico (LINAC, por sus siglas en inglés) esta región es afectada por la energía de los electrones que inciden en el blanco, por el número atómico del blanco y por el número atómico y forma del filtro aplanador.

- ii. Región de disminución rápida de la dosis: esta región se denomina “penumbra”, en esta zona solo parte de la fuente está contribuyendo con la dosis. Esta región está definida por la separación de los puntos entre el 80 % y el 20 % de la dosis. La penumbra tiene tres componentes de dosis: una debido a la transmisión a través de las mandíbulas del colimador (penumbra de transmisión), otra atribuida al tamaño finito de la fuente (penumbra geométrica) y una última componente debido a la dispersión de fotones por el paciente (penumbra de dispersión). La penumbra total se conoce como penumbra física y es la suma de las tres componentes [40]. Depende de la definición del campo por los colimadores, del tamaño finito de la fuente, de la energía del haz, de la distancia fuente superficie y del desequilibrio electrónico lateral.
- iii. Región de disminución gradual de la dosis: esta región no recibe radiación primaria, sino una pequeña parte a través de los colimadores (< 1 %), la dosis se debe básicamente a radiación dispersa.

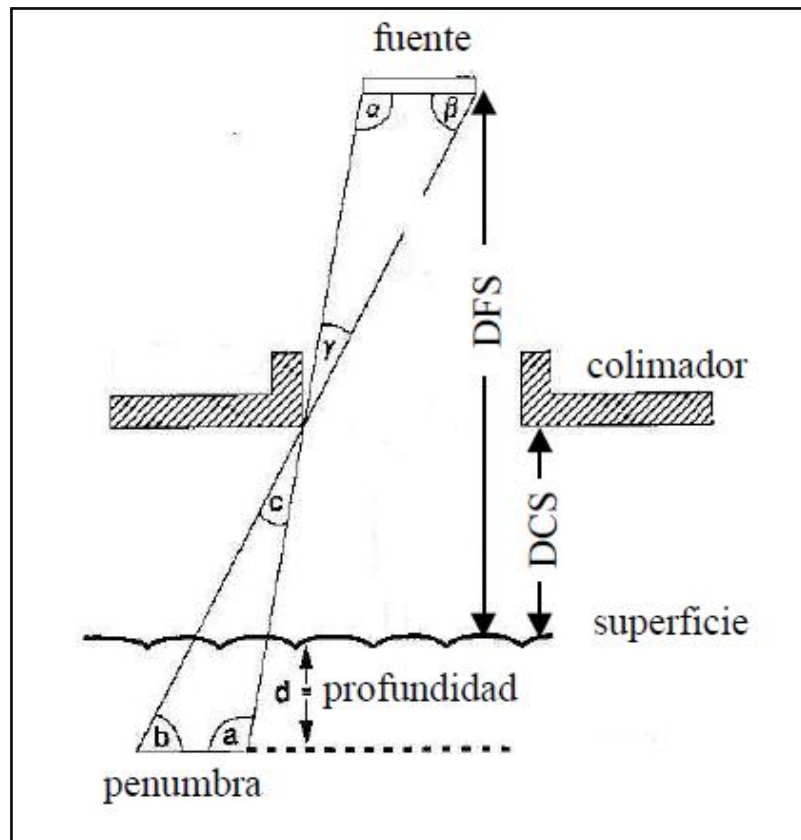


Figura 7: parámetros que influyen en la penumbra del haz

Los datos de los perfiles son caracterizados en forma de porcentajes de dosis normalizada con respecto a la dosis en el eje central de haz a la profundidad de medición. Con los perfiles de dosis se obtienen parámetros⁴ que determinan la calidad del haz, estos parámetros son la planitud, simetría y homogeneidad del haz.

⁴Estos parámetros son definidos según el TECDOC 1151 de la OIEA.

2.1.2.2.1. Planitud

Se especifica como la máxima variación permisible de la dosis dentro del 80 % del FWHM (ancho del perfil a la mitad de la altura) del perfil del campo en un plano transversal al eje del haz a una profundidad definida (por ejemplo a 10 cm o d_{\max}), generalmente se escogen los planos principales del eje del colimador (plano radial (in-plane) y plano transversal (cross-plane) [44]. Las mediciones se hacen en un maniquí de agua con sistema automático de rastreo. La planitud se puede definir de la siguiente forma:

$$P = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \times 100 \quad (2.15)$$

donde D_{\max} y D_{\min} son las dosis máximas y mínimas, respectivamente, dentro del área del 80 % del FWHM del campo.

2.1.2.2.2. Simetría

La simetría se define como la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del campo en el 80 % de su ancho total:

$$s = \frac{D_{80\%}^i - D_{80\%}^d}{D_{eje}} \times 100 \quad (2.16)$$

donde $D_{80\%}^i$ y $D_{80\%}^d$ son las dosis en el lado izquierdo y derecho, respectivamente, dentro del 80 % del ancho total del perfil [44].

2.2. Dosimetría de haz angosto

Actualmente existe un problema con la implementación de cámaras de ionización que hacen uso de la teoría de la cavidad de Spencer Attix [13], en aplicaciones como la SRS, IMRT y VMAT, donde los campos típicos empleados son pequeños y no existe equilibrio electrónico lateral (EEL), siendo éste un requisito fundamental para emplear dicha teoría [14].

Tanto la dosimetría absoluta (de referencia) como la dosimetría relativa para campos pequeños y no convencionales difieren en su calibración del empleo del campo de referencia estándar de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, referido en los códigos de práctica de dosimetría actuales basados en dosis absorbida en agua (D_w) [15, 16].

A finales del año 2008, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), en conjunto con la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés), desarrollaron una propuesta de formalismo para la dosimetría de referencia para campos pequeños y no convencionales [17, 18, 19], con la intención de extender a estos campos las recomendaciones dadas por los códigos de práctica de dosimetría TRS-398 y TG-51 basados en D_w , con cámaras de ionización.

Sin embargo, en este nuevo protocolo solo se han establecido las directrices a seguir con el objeto de armonizar los esfuerzos de investigación, sin dar una solución final al problema de dosimetría de referencia para campos pequeños y no convencionales; más aún, existen imprecisiones en algunas definiciones y ejemplos que deberán ser detallados [10].

Los problemas asociados a este tipo de dosimetría física para campos pequeños y no convencionales son:

- i. Falta de equilibrio electrónico lateral [10].

En los campos pequeños empleados en SRS no existe EEL, debido a que el alcance de los electrones secundarios es mayor que el radio del haz de radiación, lo que causa que los electrones secundarios que abandonan lateralmente la porción central del campo son insuficientemente reemplazados por los electrones dispersados hacia el interior del campo desde el medio que lo rodea.

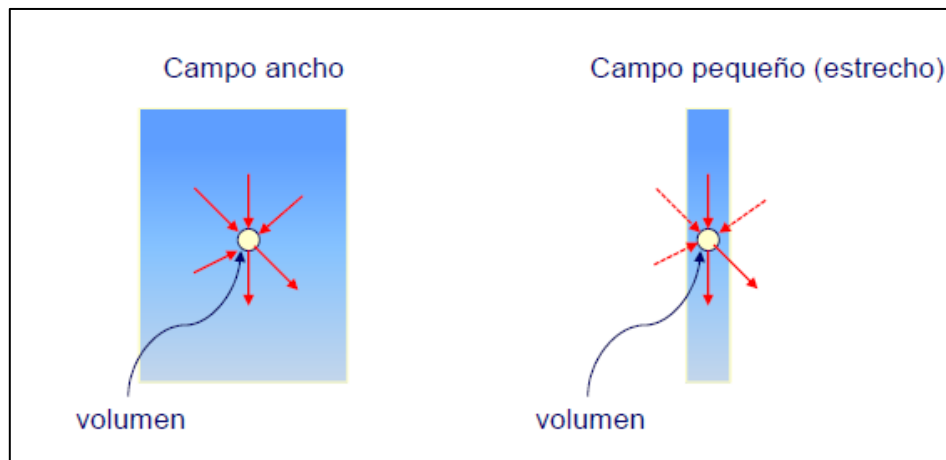


Figura 8: falta de equilibrio EEL en el eje de haz.

En la Figura 8 se puede observar el alcance de las partículas cargadas, representado por flechas rojas, en el caso de campo ancho se aprecia que el alcance siempre permanece dentro del campo de radiación, mientras que en el campo pequeño solo se cumple en la dirección de propagación del haz de radiación, en la dirección perpendicular al eje del haz, para el campo angosto las flechas están fuera del campo de radiación, esto significa que el alcance lateral de los electrones es mayor que el tamaño de campo.

Dado que el alcance de los electrones secundarios se incrementa con la energía, el radio límite del haz para el cual se cumple la condición de EEL depende de la energía del haz. En condiciones de falta de EEL estrictamente no es aplicable la teoría de la cavidad de Spencer Attix empleada en el cálculo de la dosis absorbida en el medio usando algunos detectores, incluyendo las cámaras de ionización.

- ii. Visibilidad incompleta de la fuente de radiación desde la posición del detector a través del sistema de colimación del haz -bloqueo parcial de la fuente [19].

En el caso de este trabajo nos corresponde describir los efectos que ocurren en el acelerador lineal de electrones, en este caso los haces de fotones generados en el acelerador presentan dos componentes

1. La que se origina en el blanco de electrones (fuente de fotones), se conoce como componente focal, cuya distribución espacial es característica, y su ancho (FWHM) depende de ancho del haz de electrones que inciden en el blanco.
2. La componente es conocida como extra focal y proviene de los fotones dispersados en los elementos del cabezal del acelerador.

La visibilidad incompleta de la fuente de radiación desde la posición del detector a través del sistema de colimación del haz produce dos fenómenos [44]:

- a. Caída de los factores de dispersión en el colimador debido a disminución de la intensidad de los fotones provenientes del blanco y depende del grado de bloqueo de la fuente.

- b. Superposición de las penumbras en el interior del campo, el grado de superposición depende del tamaño del campo, en este caso no se puede aplicar la definición usual para la definición del tamaño de campo.

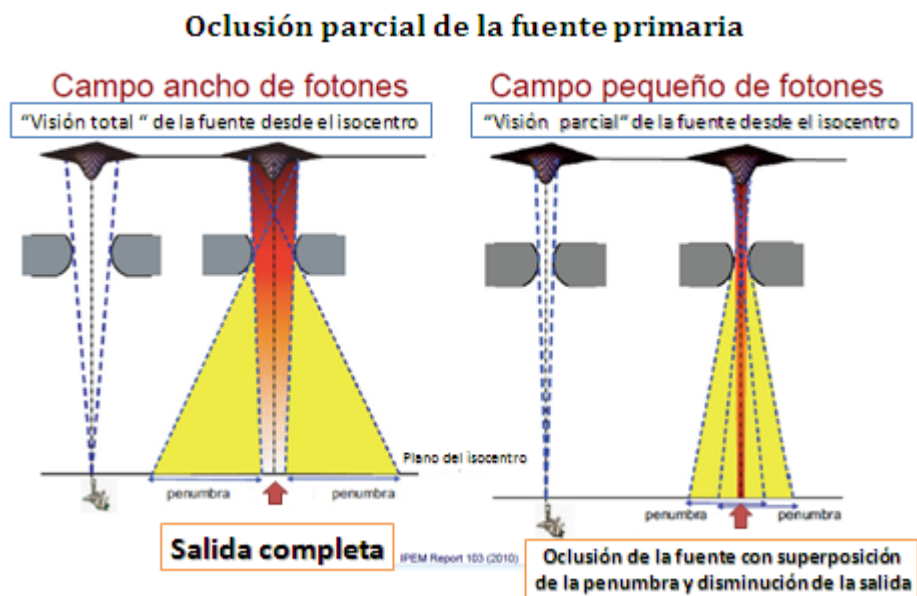


Figura 9: oclusión parcial de la fuente primaria.

- iii. Falta de equivalencia a agua de los detectores utilizados en la medición de las funciones dosimétricas [20].

En la construcción de los detectores se usan materiales no equivalentes al agua modificando los mecanismos de interacción de la radiación con el medio, esto altera las medidas de ionización en el detector como función de: su material, tamaño y forma, introduciendo perturbaciones en las fluencias de fotones y electrones.

En el caso de campos pequeños y no convencionales, éstos tienen un espectro de fluencia de fotones y electrones que difiere

sustancialmente del correspondiente al campo de referencia estándar de 10x10 cm², por lo que la presencia de los detectores los afecta también en diferente magnitud dependiendo del tamaño del campo y de las características del haz de radiación.

- iv. Resolución espacial limitada por el tamaño de los detectores empleados [21].

El problema de la resolución espacial se presenta en las regiones de alto gradiente en los campos de radiación, el detector debe ser lo suficientemente pequeño para evitar medidas erróneas en el promediado de la dosis absorbida en el detector.

Este problema no es exclusivo de los haces de fotones de campos pequeños y de los no convencionales, también se presenta en campos convencionales con altos gradientes de dosis absorbida.

Podemos clasificar los detectores en función del tamaño del volumen sensible en: estándar ($\sim 10^{-1}$ cm³), mini ($\sim 10^{-2}$ cm³) y micro ($\sim 10^{-3}$ cm³) [44].

Los problemas asociados a la dosimetría para campos pequeños y no convencionales, descritos en esta sección, sugieren que es necesario desarrollar métodos de verificación independientes a las medidas experimentales.

Por otra parte, el cálculo exacto de las distribuciones de dosis absorbida en paciente por un sistema de planificación de tratamiento, depende también de los modelos de los algoritmos de cálculo de cada sistema

2.2.1. Dosimetría de referencia para campos pequeños

En la sección 2.1.2. se describió el formalismo empleado según el protocolo TRS-398 para la determinación de dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia para campos convencionales en haces de fotones, tomando como referencia el campo estándar de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

Este protocolo permite la determinación de la dosis $D_{w,Q}$, en un haz del usuario de calidad Q , se emplea la corrección k_{Q,Q_0} por la diferencia en la calidad de haz de referencia Q_0 . El factor de corrección k_{Q,Q_0} se define como:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{\left(\frac{\bar{w}}{e}\right)_{\text{aire},Q} \left\{ \left[\frac{\bar{S}(\Delta)}{\rho} \right]_{\text{aire}}^w \right\}_Q P_{\text{det},Q}}{\left(\frac{\bar{w}}{e}\right)_{\text{aire},Q_0} \left\{ \left[\frac{\bar{S}(\Delta)}{\rho} \right]_{\text{aire}}^w \right\}_{Q_0} P_{\text{det},Q_0}} \quad (2.17)$$

donde:

p_{det} es el factor de perturbación global, es la componente de la $\prod f_i$ que representa al conjunto de factores debido a las desviaciones de los detectores respecto a las condiciones ideales de la teoría de S-A, además de la respuesta del detector (magnitudes de influencia): ambientales (presión y temperatura), efectos de polaridad, recombinación de carga y calibración del electrómetro.

El factor de perturbación total viene dado por:

$$P_{\text{det}} = p_{\text{gr}} \cdot p_{\text{fl}} \cdot p_{\text{wall}} \cdot p_{\text{cel}} \quad (2.18)$$

donde:

p_{gr} es el factor de corrección de gradiente que toma en cuenta el desplazamiento del agua por la presencia de la cavidad de la cámara de ionización,

p_{fl} es el factor de perturbación de fluencia que toma en cuenta el cambio en el espectro de partículas cargadas debido a la presencia de la cámara de ionización,

p_{wall} es el factor de corrección debido a presencia de la pared de la cámara de ionización,

p_{cel} es el factor de corrección debido a la presencia del electrodo central de la cámara de ionización.

En el caso de la dosimetría convencional se asume que el factor $(\bar{w}/e)_{aire}$ no depende de la calidad del haz, mientras que los demás elementos de $k_{Q,\varnothing}$ pueden ser calculados con buena exactitud bajo condiciones de equilibrio de partículas cargadas.

En el caso de la dosimetría de campos pequeños la determinación de $k_{Q,\varnothing}$ se ve afectada por los siguientes problemas:

- i.* La variación en el tamaño del campo y su posición relativa al eje central del haz de referencia provoca cambios en el espectro de fotones, y por lo tanto también en la determinación del valor medio del cociente de poderes de frenado: $[\bar{S}(\Delta)/\rho]_{aire}^w$ [42], sin embargo esta variación con el tamaño de campo y la profundidad es menor del 1 % para haces de fotones con energía nominal < 10 MV, por lo que se puede decir que los valores de $[\bar{S}(\Delta)/\rho]_{aire}^w$ para el campo de referencia de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ pueden usarse en la dosimetría de referencia de campos pequeños [42].

- ii.* La variación del espectro también pudiera influir en la determinación del factor $(\bar{w}/e)_{aire}$, sin embargo no hay estudios que avalen esto.
- iii.* Por último, y el principal problema asociado a la dosimetría de campos pequeños es la presencia del detector, el cual influye en la determinación del factor de perturbación total de la siguiente manera:
 - La diferencia en la composición y densidad de los materiales del detector con respecto al medio (agua) provocan una perturbación en la fluencia de electrones, que es dependiente del tamaño del campo y difícil de cuantificar, lo que afecta la determinación del factor p_{fi} , en este caso $[\bar{S}(\Delta)/\rho]_{aire}^w$ y p_{fi} no son independientes, ambos dependen de la fluencia de electrones, por lo tanto es necesario en la dosimetría de campos pequeños calcular por métodos de Monte Carlo (MC) la influencia del producto de los factores antes mencionados para cada situación particular en la dosimetría de campos pequeños.
 - La influencia del tamaño del detector se ve reflejada en el factor p_{gr} , se hace más importante cuando el campo es pequeño.
 - Para realizar el cálculo de p_{wall} es necesario conocer los espectros de fotones y electrones, para a partir de ellos calcular los poderes de frenado y los coeficientes de atenuación másicos. Debido a que los espectros de fotones y electrones varían con el tamaño de campo para campos pequeños, entonces p_{wall} debe ser evaluado para situación específica de dosimetría de campos pequeños.

- El factor p_{cel} corrige la no equivalencia a aire del electrodo central; en general se asume un valor igual a 1 para materiales de bajo Z como plástico o grafito. Sin embargo, esta suposición no es cierta para materiales como aluminio o acero, [15]. Para el caso de campos pequeños este factor es afectado por la falta de EEL, [42]. Se ha determinado que p_{cel} y p_{wall} son significativamente influenciados por la falta de EEL en las penumbras del campo (cambios entre 1 y 2 %). Adicionalmente encontraron que el cambio en los factores de corrección es fuertemente influenciado por: a) el FWHM de los electrones incidentes en el blanco generador de bremsstrahlung, y b) por la profundidad en agua debido al cambio del tamaño del campo por divergencia, y también a las diferencias en las condiciones de dispersión.
- Un problema técnico adicional con el uso de cámaras de ionización para la dosimetría de referencia para campos pequeños es el bajo cociente señal entre ruido, SNR, especialmente en situaciones de bloqueo parcial de la fuente, lo que ha motivado la investigación y desarrollo de cámaras de ionización con cavidades llenas de material dieléctrico, pero que aún no han sido suficientemente caracterizadas para su uso en dosimetría de referencia.

En la actualidad, un grupo internacional de trabajo establecido por el OIEA en colaboración con la AAPM y el IPEM (Institute of physics and engineering in medicine, por sus siglas en inglés) se encuentra desarrollando

un protocolo de calibración dosimétrica para la dosimetría para campos estáticos pequeños de acuerdo la propuesta del OIEA/AAPM.

En este protocolo se presentarán procedimientos para relacionar mediciones con cámaras de ionización en campos de referencia grandes, con mediciones en campos pequeños usando detectores con alta resolución espacial. Además, proveerá de datos consensuados de factores de corrección específicos para cada detector.

2.2.2. Dosimetría relativa para campos pequeños

En la dosimetría relativa de campos pequeños es decisiva la elección del tipo de detector a usar. En general se escogen los detectores que cumplan con:

- i.* materiales equivalentes al agua, Z cercano al agua.
- ii.* alta resolución espacial.

Los detectores que mejor cumplen con esta condición son la película radiocrónica y el detector de diamante. Los estudios de las funciones dosimétricas con métodos de MC y su comparación con los diferentes detectores han demostrado que el tipo de detector también depende de la función dosimétrica que se desee medir, debido a que la influencia de los factores de perturbación por la presencia del detector depende de las condiciones geométricas de medición, por lo tanto:

- i.* Para las funciones dosimétricas relativas que son determinadas en el eje central del haz de radiación, como por ejemplo los PDD y S , es posible utilizar mini cámaras de ionización, cámaras plano paralelas y diodos, además de los detectores antes mencionados.

ii. Para la dosimetría de perfiles OAR, es también posible utilizar diodos, siempre y cuando sea posible emplearlos en una orientación que no presente dependencia angular o direccional.

Por lo tanto, debido a que no existen detectores ideales, es recomendable que al menos tres diferentes tipos de detectores adecuados sean empleados en la dosimetría relativa de campos pequeños.

Capítulo 3

3.1. Equilibrio de partículas cargadas

La condición hipotética de equilibrio de partículas cargadas (EPC) se da en un volumen e intervalos de tiempo específicos, existe cuando la energía cinética llevada por las partículas cargadas fuera del volumen es igual a la energía cinética llevada por las partículas cargadas dentro de ese volumen, se cumple que:

$$(R_{in})_c = (R_{out})_c \quad (3.1)$$

$(R_{in})_c$ y $(R_{out})_c$ son las energías radiantes de las partículas cargadas que ingresan y que salen del volumen de interés, respectivamente.

Si el volumen de interés es infinitesimal, entonces existe equilibrio de partículas cargadas en un volumen microscópico que contenga suficiente número de partículas (del orden del número de Avogadro) para que la magnitud no estocástica $\bar{\epsilon}$ pueda calcularse o medirse [14].

En este caso, la dosis absorbida D es igual al kerma de colisión, K_{col} , en dicho punto [14].

$$D = K_{col} \quad (3.2)$$

La condición de EPC es de particular interés cuando un medio homogéneo es irradiado externamente con partículas indirectamente ionizantes como es el caso de fotones y neutrones.

3.1.1. Equilibrio y falta de EPC

En el caso particular de campos de fotones, las partículas cargadas producidas en el medio son electrones y en menor medida positrones

(antielectrones), por lo que a esta condición de equilibrio se le llama *equilibrio electrónico*, EE. Bajo esta condición se cumple:

$$(R_{in})_e = (R_{out})_e \quad (3.3)$$

Sin embargo, el EPC y en particular el EE son condiciones que no pueden ser alcanzadas en la práctica, porque la atenuación del haz de fotones causa que el número de ionizaciones decrezca con la profundidad del haz en el medio; y por lo tanto, la energía cinética llevada por los electrones a una profundidad determinada es siempre mayor que la energía cinética de los electrones generados a dicha profundidad, y que imparten su energía a profundidades mayores.

Se ha demostrado formalmente que la condición de EE no puede ser alcanzada en un volumen finito arbitrario irradiado por un haz de radioterapia externa; esta demostración se basa en el uso de magnitudes radiométricas vectoriales [42], donde se establece que la condición formal para tener EE en un volumen determinado es que el gradiente de la fluencia vectorial de electrones diferencial en energía E y ángulo sólido Ω sea nulo en cualquier dirección; es decir,

$$\vec{\nabla} \Phi_e(x, y, z, E, \Omega) \stackrel{EE}{=} \vec{0} \quad (3.4)$$

Esta demostración tiene implicaciones sobre la propuesta de dosimetría para campos pequeños y no convencionales del OIEA/AAPM [17].

3.1.2. Falta de equilibrio electrónico lateral

Una situación similar ocurre en los bordes del campo, debido a que los electrones secundarios que abandonan lateralmente la porción central del campo son insuficientemente reemplazados por los electrones dispersados

hacia el interior del campo desde el medio que lo rodea, a causa de la reducción drástica de la fluencia lateral de los electrones. A esta situación se le conoce como falta de equilibrio electrónico lateral, EEL.

Cuando el alcance lateral de los electrones secundarios generados en el medio es mayor que el radio del campo de radiación; es decir, cuando el campo de radiación es pequeño, existe la condición de falta de EEL en todas las regiones del campo. Por estas razones, es conveniente considerar las situaciones más reales de equilibrio transitorio de partículas cargadas definidas en la siguiente sección.

3.1.3. Equilibrio transitorio de partículas cargadas

Si los recorridos libres medios ($1/\mu$) de la radiación indirectamente ionizante son mucho más grandes que los alcances R de las partículas cargadas liberadas por dicha radiación ($\mu.R \ll 1$), entonces se obtienen aproximadamente EPC en los puntos a profundidades z que exceden el máximo alcance de las partículas cargadas. En muchos casos prácticos esta situación es la única que puede alcanzarse, y se le ha dado el nombre de *equilibrio transitorio de partículas cargadas* (ETPC), por analogía al equilibrio transitorio del decaimiento radioactivo, [17].

Se dice que existe ETPC en todos los puntos dentro de una región en la cual la dosis absorbida es proporcional al kerma de colisión [16, 17, 18] como se indica en la figura 10.

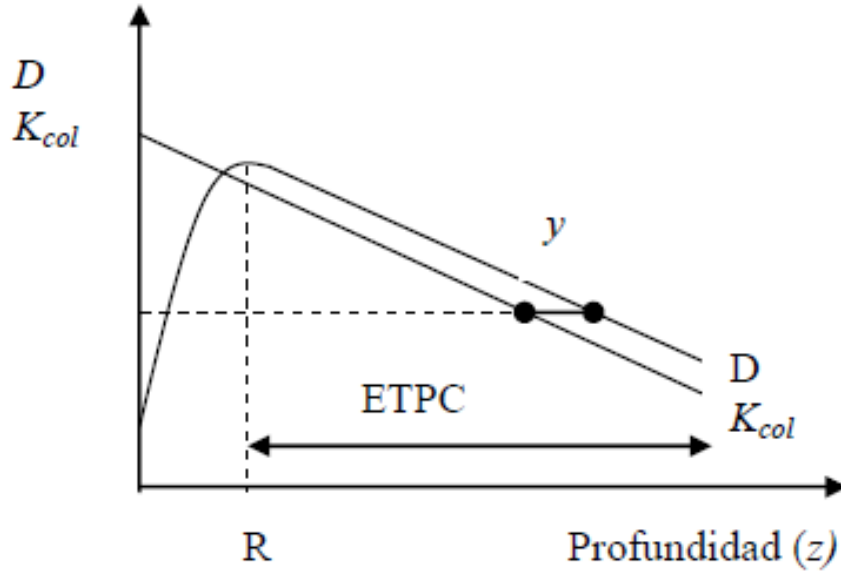


Figura 10: relación entre la dosis absorbida y el kerma de colisión en condiciones de ETPC.

Es decir,

$$D(z) = K_{col}(z) \cdot \langle e^{\mu' \cdot y} \rangle \approx K_{col}(z) \cdot (1 + \langle \mu' \cdot y \rangle) \approx K_{col}(z) \cdot (1 + \mu' \cdot \bar{y}) \quad z \geq R \quad (3.5)$$

donde:

z es la profundidad a la cual se evalúa la dosis absorbida,

μ' es el coeficiente de atenuación lineal efectivo de haz amplio en el medio,

\bar{y} es la distancia promedio que transportan energía cinética los electrones, antes de que la depositen como dosis absorbida en el punto de interés, [16,17,18].

La disipación de energía de los electrones en el medio sigue una función de distribución $d\varepsilon(y)/dy$ que depende del espectro de fluencia del haz primario empleado, y de las características físicas del medio irradiado. En medios de número atómico alto, los electrones secundarios son altamente dispersados, resultando en una distribución $d\varepsilon(y)/dy$ que es más simétrica que en medios de número atómico bajo, irradiados con los mismos fotones, [17].

La distancia \bar{y} puede ser evaluada como el primer momento de la función de disipación de los electrones en el medio:

$$\bar{y} = \frac{\int_{-r}^r y \cdot \frac{d\varepsilon(y)}{dy} \cdot dy}{\int_{-r}^r \frac{d\varepsilon(y)}{dy} \cdot dy} \quad (3.6)$$

Fotones de alta energía liberan electrones los cuales se dirigen principalmente en la dirección del haz incidente, con lo cual $d\varepsilon(y)/dy$ es grande para valores positivos de y , de tal manera que \bar{y} se hace positivo. Conforme \bar{y} toma valores más grandes, el sistema se aleja más de la condición de EPC.

Por lo tanto, el término $(1+\mu' \cdot \bar{y})$ es una medida del grado de *desequilibrio de partículas cargadas* en un sistema: cuanto mayor sea este término con respecto a la unidad, el sistema estará más desequilibrado.

Una vez establecidas las magnitudes físicas de interés y la condición experimental fundamental para la medición de la dosis absorbida, pasaremos a presentar la teoría que sustenta los procesos de medición de D_w .

3.2. Teoría de la cavidad

3.2.1. Teoría de cavidad de Bragg-Gray

Mientras que las teorías de la cavidad fueron desarrolladas en el contexto de la calibración en aire implicando cámaras de ionización gaseosas de pared gruesa, la dosimetría de referencia moderna se realiza en agua e involucra cámaras de ionización gaseosas de pared fina.

Bragg y Gray desarrollaron una teoría para determinar la dosis absorbida en un medio m , a partir de la medición de la dosis absorbida en una cavidad de material c que reside en el primer medio.

Las condiciones bajo las cuales es posible realizar dicha determinación son conocidas como condiciones de Bragg-Gray (B-G), y son las siguientes, [17]:

- i.* El espesor de la cavidad se asume pequeño, en comparación con el alcance de las partículas cargadas que la atraviesan, de tal forma que la presencia de la cavidad no perturba la fluencia (de partículas primarias y secundarias) del haz de radiación.
- ii.* La dosis absorbida en la cavidad se asume que es depositada completamente por partículas cargadas que la atraviesan.

Bajo estas condiciones, Bragg y Gray demostraron que:

$$\frac{D_m}{D_c} = \frac{\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_m}{\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_c} = \left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_c^m \quad (3.7)$$

Donde:

D_m es la dosis absorbida en el medio m .

D_c es la dosis absorbida en la cavidad c .

$\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_i$ es el poder de frenado másico promedio en el medio i , con $i =$

m, c . Este coeficiente de interacción promedio está dado por:

$$\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_i = \frac{\int_0^{T_{\max}} \Phi_T \cdot \left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_i \cdot dT}{\int_0^{T_{\max}} \Phi_T \cdot dT} \quad (3.8)$$

Si el medio que se encuentra ocupando la cavidad es aire de masa m , de tal manera que el campo de radiación lo ioniza produciendo una carga Q , entonces,

$$D_c = D_{aire} = \frac{Q}{m} \cdot \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{aire} \quad (3.9)$$

donde $\left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{aire}$ es la energía promedio necesaria para formar un par de iones, por unidad de carga electrónica.

Sustituyendo la Ec. (3.9) en la Ec. (3.7) se tiene, para el caso particular de un medio con cavidad de aire, la teoría de Bragg-Gray expresada en términos de ionización en la cavidad:

$$D_m = \frac{Q}{m} \cdot \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{aire} \cdot \left(\frac{\overline{S}}{\rho} \right)_{aire}^m \quad (3.10)$$

En general, esta teoría puede ser aplicada para cavidades gaseosas, líquidas o sólidas.

Desafortunadamente la teoría de B-G no predice algunos resultados experimentales por lo cual fue necesario modificarla, cuestión que abordaremos a continuación.

3.2.2. Teoría de la cavidad de Spencer-Attix

En la década de 1950, se demostró que la teoría de B-G no predecía exactamente la densidad de ionización en cavidades llenas de aire, contenidas en cámaras de ionización con paredes de diferente material al del medio.

Con el fin de solucionar este problema, Spencer y Attix (S-A) desarrollaron una modificación de la teoría de B-G tomando en cuenta la producción de rayos delta (electrones terciarios), [13].

En efecto, la teoría de B-G considera únicamente el transporte de los electrones primarios; sin embargo, la distinción entre electrones secundarios y terciarios es artificial porque un electrón secundario es idéntico a un electrón terciario de la misma energía, debido al principio de indistinguibilidad de las partículas [14].

Un criterio más tangible es omitir el transporte de todos los electrones con energías inferiores a cierto parámetro de corte Δ . La elección de tal parámetro corresponde a la convención adoptada en la teoría de la cavidad de Spencer y Attix.

Spencer y Attix llegaron a la teoría de la cavidad imponiendo una condición más restrictiva que aquéllas requeridas por Bragg-Gray; ésta consiste en *requerir la existencia de equilibrio electrónico*.

En la teoría de S-A, la dosis absorbida en el medio se relaciona con la dosis absorbida en la cavidad por, [14]:

$$\frac{D_m}{D_c} = \frac{\int_{\Delta}^{T_{\max}} \Phi_T \cdot \left(\frac{L(\Delta)}{\rho} \right)_m \cdot dT + \Phi_T(\Delta) \cdot \left(\frac{S(\Delta)}{\rho} \right)_m \cdot \Delta}{\int_{\Delta}^{T_{\max}} \Phi_T \cdot \left(\frac{L(\Delta)}{\rho} \right)_c \cdot dT + \Phi_T(\Delta) \cdot \left(\frac{S(\Delta)}{\rho} \right)_c \cdot \Delta} \quad (3.11)$$

donde $(L(\Delta)/\rho)$ es el poder de frenado másico restringido por el parámetro Δ y $(S(\Delta)/\rho)$ es el poder de frenado másico sin restringir, evaluado en la energía Δ .

De manera similar al caso de la teoría de B-G, para el caso de cavidades de aire, la Ec. (3.10) se puede escribir:

$$D_m = \frac{Q}{m} \cdot \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{\text{aire}} \cdot \left(\frac{\overline{S}(\Delta)}{\rho} \right)_{\text{aire}}^m \quad (3.12)$$

En la práctica se requiere aplicar factores de corrección para cumplir las condiciones de S-A. Es decir,

$$D_m = \frac{Q}{m} \cdot \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{\text{aire}} \cdot \left(\frac{\overline{S}(\Delta)}{\rho} \right)_{\text{aire}}^m \cdot \prod_i f_i \quad (3.13)$$

donde $\prod_i f_i$ son factores que corrigen:

- i.* La respuesta del detector (magnitudes de influencia): ambientales (presión y temperatura), efectos de polaridad, recombinación de carga y calibración del electrómetro;
- ii.* Las desviaciones de los detectores respecto de las condiciones ideales de la teoría de S-A.

La dosimetría clínica se basa en una mayor variedad de detectores de radiación, tales como cámaras de ionización líquidas, diodos de silicio, detectores de diamantes y centelladores de plástico, y podría implicar maniqués constituidos por un medio diferente del agua.

Para apoyar las técnicas de dosimetría actuales, las teorías clásicas de la cavidad fueron interpretadas de una manera moderna. Aunque varios autores deben ser reconocidos por haber proporcionado modelos de deposición de energía de la cavidad, la teoría de Spencer-Attix con los extremos de la vía de Nahum se estableció hace unas décadas como estándar de práctica para la dosimetría de cámara de ionización.

Se propuso la teoría de Spencer-Attix para las cámaras de ionización como una mejora del principio de Bragg-Gray. La teoría se basa en un

parámetro Δ que representa un umbral de energía por debajo del cual se supone que los electrones son absorbidos localmente. Este parámetro ha sido objeto de interpretación, ya que depende del tamaño de la cavidad y, desde el punto de vista de los cálculos Monte Carlo, el umbral de producción utilizado en la simulación. Para la práctica estándar, las relaciones de poderes de frenado de Spencer-Attix son sólo débilmente sensibles a la elección del umbral de energía y por lo tanto un valor de $\Delta = 10$ keV se estableció para ser razonable para las cámaras de ionización utilizadas en la dosimetría de referencia. La formulación matemática de la teoría de Spencer-Attix para determinar $f(Q)$ para un detector ideal sin paredes (Bragg-Gray) en agua es:

$$\frac{D_m}{D_c} = \frac{\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_m}{\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_c} = \left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_c^m \equiv f(Q) \quad (3.14)$$

Con la relación de poderes de frenado de Spencer-Attix dada por las proporciones de las integrales de la cavidad Spencer-Attix-Nahum,

$$\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_c = \frac{D_m}{D_c} = \frac{\int_{\Delta}^{T_{\max}} \varphi_w^{e^-}(T) \left[\frac{L(T, \Delta)}{\rho}\right]_w dT + \varphi_w^{e^-}(\Delta) \left[\frac{S_{\text{coll}}(\Delta)}{\rho}\right]_w \Delta}{\int_{\Delta}^{T_{\max}} \varphi_w^{e^-}(T) \left[\frac{L(T, \Delta)}{\rho}\right]_c dT + \varphi_w^{e^-}(\Delta) \left[\frac{S_{\text{coll}}(\Delta)}{\rho}\right]_c \Delta} \quad (3.15)$$

donde

T es la energía cinética.

$\varphi_w^{e^-}$ es la fluencia diferencial electrónica en energía en el punto de medición en agua.

$[S_{\text{coll}}(T)/\rho]_w$ y $[S_{\text{coll}}(T)/\rho]_c$ son los poderes de frenado máxicos de colisión sin restricción (en MeVcm^2/g) en agua y en el medio de la cavidad, respectivamente.

$[L(T,\Delta)/\rho]_w$ y $[L(T,\Delta)/\rho]_c$ son los poderes de frenado máxicos de colisión restringido (en MeVcm^2/g) en agua y en el medio de la cavidad, respectivamente.

Δ es el umbral energético por debajo del cual se supone que los electrones se absorben localmente.

El numerador corresponde a la integral en la cavidad Spencer-Attix-Nahum en el agua, mientras que el denominador es la integral de la cavidad Spencer-Attix-Nahum en el detector irradiado por la misma fluencia de electrones que en el agua.

La teoría de la cavidad de Burlin aborda cámaras de ionización de tamaño intermedio y el enfoque también es útil para caracterizar la respuesta del detector sólido, como alanina y los TLD, donde las interacciones de los fotones son significativas en la cavidad del detector. El parámetro d de Burlin, utilizado para pesar la media de los poderes de frenado y el coeficiente de absorción de masa-energía, se puede estimar analíticamente o numéricamente en base al tamaño y composición de la cavidad. La formulación matemática de la teoría de Burlin para determinar $f(Q)$ para un detector de Burlin ideal es:

$$f_{\text{Burlin}}(Q) = \frac{1}{\left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_w^c + (1-d)\left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho}\right)_w^c} \quad (3.16)$$

la relación $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_w^c$ es el coeficiente de absorción masa-energía del detector al agua (en cm^2/g) definido como:

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{\text{en}}}{\rho}\right)_c^w = \frac{\int_0^{h\nu_{\text{max}}} \psi(h\nu) \left[\frac{\mu_{\text{en}}(h\nu)}{\rho}\right]_w dh\nu}{\int_0^{h\nu_{\text{max}}} \psi(h\nu) \left[\frac{\mu_{\text{en}}(h\nu)}{\rho}\right]_c dh\nu} \quad (3.17)$$

con $[\mu_{\text{en}}(h\nu)/\rho]_w$ y $[\mu_{\text{en}}(h\nu)/\rho]_c$ como los coeficiente de absorción masa-energía dependientes de la energía (en MeVcm^2/g) en agua y en el medio del detector, respectivamente, $\psi(h\nu)$ la fluencia diferencial de fotones en energía (en cm^2) en el punto de medida, y $h\nu$ la energía del fotón.

3.2.3. Factores de perturbación

En general, las teorías de la cavidad solo se limitan a describir la respuesta del detector con precisión. Esta precisión se basa en una elección de parámetro, como Δ para Spencer-Attix o d para Burlin, cuya significación física es discutible, y la capacidad de lograr precondiciones en la fluencia electrónica, como CPE. Desde este punto de vista, la elección de una teoría sobre otra puede ser arbitraria, y otras consideraciones son necesarias. Por lo tanto, es conveniente elegir una teoría de la cavidad y corregir su descomposición utilizando factores de perturbación. La forma clásica define una serie de factores multiplicativos, o subfactores, para calcular la conversión de detector a agua con precisión. La base del enfoque es que cada factor corrija un efecto físico cuasiindividual responsable del incumplimiento de las condiciones ideales asumidas en la teoría de la cavidad. De esta manera, estos subfactores llevan la respuesta de la cavidad a la de un detector ideal, para el que se puede aplicar la teoría de la cavidad.

Los factores de perturbación comunes incluyen los factores de corrección de componentes extracelulares (es decir, estructurales), tales como la pared y el electrodo central, así como los factores de perturbación de fluencia y gradiente. Estos subfactores difieren de la unidad típicamente en menos de un pequeño porcentaje en las condiciones de referencia. En la generación anterior de protocolos (es decir, basada en el aire-kerma), los factores de perturbación se tabularon a partir de experimentos o cálculos. Las revisiones de las diferentes técnicas recomendadas en los protocolos de dosimetría de referencia resumen estos enfoques. Hoy en día, se reconoce que el mejor método para calcular estos subfactores es Monte Carlo, y varios autores han proporcionado datos basados en esa técnica.

Para asegurar un enfoque consistente, es importante que se use un solo factor de perturbación global en lugar del producto de los subfactores que se supone independiente, ya que los factores individuales no pueden ser no correlacionados. Sin embargo, las correcciones del promedio de volumen pueden aplicarse por separado cuando el efecto se considera independientemente de las características del detector distintas de la forma del volumen de la cavidad. Para cualquier enfoque de la teoría de la cavidad, la relación $f(Q)$ de la ec. (3.14) se evalúa mediante el siguiente enfoque correctivo:

$$f(Q) = f_{\text{ideal}}(Q)P(Q) \quad (3.18)$$

donde $f_{\text{ideal}}(Q)$ representa la relación ideal $f(Q)$ descrita por la teoría de la cavidad, es decir, $f_{\text{SA}}(Q)$ o $f_{\text{Burlin}}(Q)$, y $P(Q)$ es un factor de perturbación global para mediciones en agua (o en el maniquí).

Este enfoque correctivo tiene la ventaja de llevar las teorías de la cavidad a una equivalencia. Por ejemplo, si una cavidad es demasiado grande o demasiado densa para satisfacer las condiciones de Bragg-Grey, Spencer-Attix se puede utilizar siempre y cuando el factor de perturbación $P(Q)$ explique la producción de electrones de las interacciones con el haz en la cavidad. Por el contrario, si la cavidad es pequeña, se podría utilizar Burlin con un valor de d cercano a la unidad, ya que siempre hay, hasta cierto punto finito, interacciones de fotones dentro de la cavidad. En ambos escenarios, el factor de perturbación $P(Q)$ corrige la descomposición de la teoría y su valor depende de si se elige Spencer-Attix o Burlin, es decir, definiendo $f_{\text{ideal}}(Q) = f_{\text{SA}}(Q)$ o $f_{\text{ideal}}(Q) = f_{\text{Burlin}}(Q)$, de modo que la ecuación (3.18) sigue siendo válido para cualquier teoría.

3.2.4. Factores de corrección por calidad del haz

En la dosimetría de haz de fotones, las relaciones de los poderes de frenado han sido esenciales para convertir la dosis absorbida en la cavidad en la dosis absorbida en el agua, como en los protocolos basados en kerma de aire, o en la determinación de factores de corrección de la calidad de la dosis absorbida al agua. Estos últimos factores están destinados a convertir el coeficiente de calibración del detector de una calidad a otra (por ejemplo, del laboratorio estándar a la clínica). Suponiendo que la respuesta del detector sea lineal con la dosis absorbida en la cavidad, en la notación moderna, el factor de corrección de la calidad, que corrige las diferencias entre Q_1 a Q_2 , puede escribirse como:

$$k_{Q_1, Q_2} = \frac{f(Q_2)}{f(Q_1)} = \frac{f_{\text{ideal}}(Q_2)P(Q_2)}{f_{\text{ideal}}(Q_1)P(Q_1)} \quad (3.19)$$

Obsérvese que esta ecuación descuida la dependencia de la calidad de la respuesta del detector intrínseco, que no se aborda en este documento [por ejemplo, $(W/e)_{\text{aire}}$ varía entre el cobalto 60 y los haces de protones]. Utilizando la teoría de la cavidad Spencer-Attix, es decir, $f_{\text{ideal}}(Q) = f_{\text{SA}}(Q)$, se escribe:

$$k_{Q_1, Q_2} = \frac{\left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_c^w \right]_{Q_2} P(Q_2)}{\left[\left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_c^w \right]_{Q_1} P(Q_1)} \quad (3.20)$$

El TG-21 de AAPM reportó la relación de los poderes de frenado calculadas usando un enfoque analítico basado en la aproximación de ralentización continua (CSDA) para determinar espectros de electrones. En protocolos posteriores, como el TG-51 de AAPM y el TRS-277 y el TRS-398 del IAEA, se calcularon las relaciones de los poderes de frenado con simulaciones de Monte Carlo en agua homogénea. A la inversa a los cálculos analíticos, las simulaciones de Monte Carlo tienen la ventaja de determinar la fluencia de los electrones en situaciones realistas que tienen en cuenta los efectos físicos como el *straggling*⁵ y dispersión de energía, la producción de

⁵ Al pasar a través de la materia, las partículas cargadas ionizan y por lo tanto pierden energía en muchos pasos, hasta que su energía es (casi) cero. La distancia a este punto se llama rango de la partícula. El rango depende del tipo de partícula, de su energía inicial y del material a través del cual pasa.

Dado que la dispersión de ángulos grandes es rara para iones positivos, un rango puede estar bien definido para esa radiación, dependiendo de su energía y carga, así como la energía de ionización del medio de detención. Dado que la naturaleza de tales interacciones es

electrones secundarios y otras interacciones que involucran fotones y positrones.

3.3. Teoría de la cavidad en campos pequeños

3.3.1. Teoría de la cavidad estándar en condiciones no estándar

A pesar de los requisitos idealistas de las teorías de la cavidad (es decir, CPE), su interpretación moderna no restringe su aplicación a las condiciones ideales. De hecho, las relaciones de los poderes de frenado o coeficientes de absorción de masa - energía pueden calcularse para cualquier espectro y no se limitan a las condiciones de CPE, usando las ecuaciones (3.15) y (3.17).

Esto significa que la teoría de la cavidad puede aplicarse en campos pequeños siempre que se conozcan los espectros de fluencia de electrones y fotones en el agua. Como muestra Bouchard utilizando un modelo de deposición de energía compatible con Monte Carlo, la integral de la cavidad Spencer-Attix-Nahum es una buena aproximación de la deposición de energía realista. En efecto, mientras que el numerador de la relación de los poderes de frenado Spencer-Attix [véase la Ec. (3.15)] es muy estrechamente igual a la dosis absorbida al agua, el denominador asume que la fluencia es imperturbable y utiliza la fluencia en ausencia de la cavidad. Obviamente, la explicación de la fluencia de la cavidad adecuada en el denominador de la ec.

estadística, el número de colisiones necesarias para llevar una partícula de radiación a descansar dentro del medio variará ligeramente con cada partícula (es decir, algunos pueden viajar más y sufrir menos colisiones que otros). Por lo tanto, habrá una pequeña variación en el rango, conocido como straggling.

(3.15) produce una relación exacta $f(Q)$, para cualquier condición, incluyendo campos pequeños y haces moduladas.

Basado en la teoría de Spencer-Attix, el factor de perturbación global $P(Q)$, introducido en la ec. (3.18), puede escribirse como:

$$P(Q) \approx \frac{\int_{\Delta}^{T_{\max}} \varphi_w^{e^-}(T) \left[\frac{L(T, \Delta)}{\rho} \right]_c dT + \varphi_w^{e^-}(\Delta) \left[\frac{S_{\text{coll}}(\Delta)}{\rho} \right]_c \Delta}{\int_{\Delta}^{T_{\max}} \varphi_{\text{det}}^{e^-}(T) \left[\frac{L(T, \Delta)}{\rho} \right]_c dT + \varphi_{\text{det}}^{e^-}(\Delta) \left[\frac{S_{\text{coll}}(\Delta)}{\rho} \right]_c \Delta} \quad (3.21)$$

En el contexto de la dosimetría de campo pequeño, el reto principal es determinar la dependencia entre la calidad y la fluencia electrónicas en el agua $\varphi_w^{e^-}(T)$ y en el detector $\varphi_{\text{det}}^{e^-}(T)$. Tradicionalmente, para los haces de referencia, la condición CPE estaba en la base de la determinación de $\varphi_w^{e^-}(T)$, permitiendo calcular las relaciones los poderes de frenado y estimando analíticamente el factor de perturbación $P(Q)$. Sin embargo, en campos pequeños, estos enfoques no son adecuados y necesitamos confiar en simulaciones de Monte Carlo. La capacidad de tales métodos para determinar con precisión las fluencias electrónicas en ambas geometrías, es decir, $\varphi_w^{e^-}(T)$ y $\varphi_{\text{det}}^{e^-}(T)$, permite el uso de la teoría extendida de la cavidad de Spencer-Attix descrita por las ecuaciones (3.15) y (3.21). Por lo tanto, tal aproximación es válida para cualquier detector y tamaño de campo, siempre y cuando se conozcan las fluencias electrónicas en ambas geometrías.

3.4. Detectores de la radiación para radiocirugía

La dosimetría de haz angosto usada en radiocirugía es a menudo una dificultad debido al tamaño finito del detector y la pérdida de EEL. Sin embargo, la dosimetría de haz angosto es crítica en radiocirugía donde una relativa alta dosis de radiación es entregada en una sola fracción. La dosimetría en radiocirugía varía significativamente en campos pequeños dependiendo de la elección del detector.

Varios autores han destacado este problema y han mostrado que incluso las cámaras de ionización de volúmenes pequeños no son adecuadas sin factores de corrección por tamaño de campo [22, 23, 24, 25, 26]. Se han utilizado películas radiográficas, detectores de estado sólido de muy pequeño tamaño (diodos), centelladores plásticos en dosimetría relativa. Se han intentado simulaciones por métodos de Monte Carlo con relativamente buenos aciertos [27, 28, 29].

Actualmente hay un alto grado de incertidumbre y disconformidad en la dosimetría absoluta de campos pequeños con la mayoría de los detectores. Por lo tanto, se hacen comparaciones secuenciales de varios detectores para la mayoría de los campos pequeños. El valor común entre varios detectores es generalmente elegido para ser fiable y el valor confiable para uso clínico [24].

Al usar la mayoría de los detectores no se escapa de las mismas dificultades, incluyendo las dependencias de tamaño, forma, energía, dosis y tasa de dosis. Las cámaras de ionización han sido confiables y resultan la elección como detector de radiación siempre que la resolución espacial no sea comprometida.

Las cámaras de ionización cilíndricas, comúnmente usadas en la dosimetría convencional, tienen un volumen de $0,6 \text{ cm}^3$. Sin embargo, las cámaras de ionización de un volumen más pequeño ($0,125 \text{ cm}^3$) se han usado en la dosimetría de haces angostos y ha sido reportada en la literatura [22, 24], con la posibilidad de usar cámaras de ionización de volumen más pequeño ($0,015 \text{ cm}^3$) en dosimetría de haz angosto y establecer comparaciones con otros detectores, como el detector de diamante, por ejemplo [20].

3.5. El detector de diamante

En mineralogía, el diamante (del griego antiguo $\alpha\delta\acute{\alpha}\mu\alpha\varsigma$, *adámas*, que significa *invencible o inalterable*).

El diamante es la segunda forma más estable de carbono. El diamante y el grafito son dos alótropos del carbono: formas puras del mismo elemento, pero que difieren en estructura, ver figura 11.

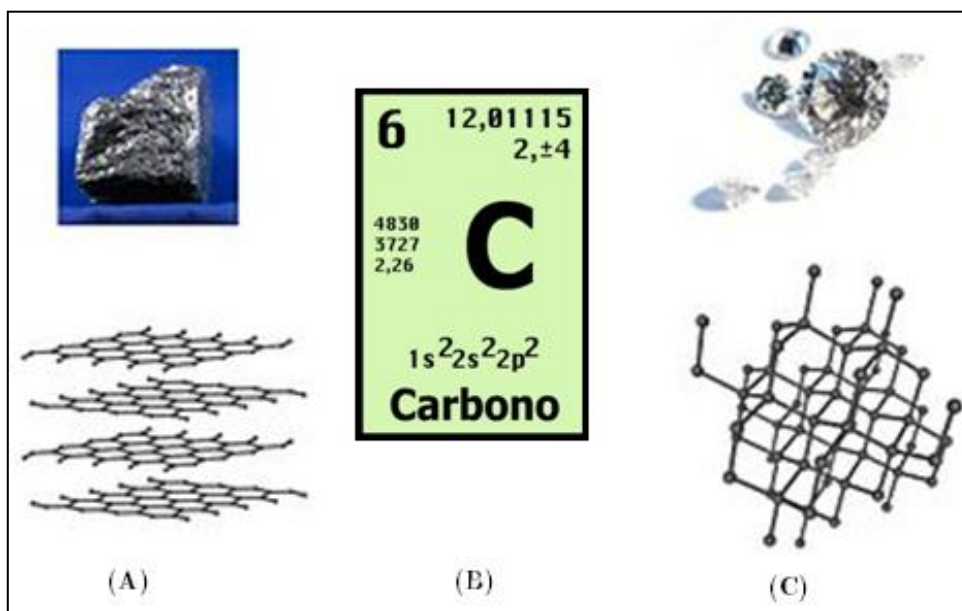


Figura 11: (A) estructura del grafito. (B) Propiedades físico - químicas del carbón. (C) estructura del diamante.

3.5.1. Propiedades del diamante

- Es el material más duro que se conozca (mayor módulo de Young).
- Posee el mayor módulo de elasticidad volumétrica ($1,2 \times 10^{12}$ N/m²).
- Posee bajo coeficiente de expansión térmica a T ambiente es $0,8 \times 10^{-6}$ K, invariante.
- Posee la mejor compresibilidad ($8,3 \times 10^{-13}$ m²/N).
- Posee el mayor valor conocido de conductividad térmica a T ambiente (2×10^3 W/m.K).
- Posee transparencia óptica desde el UV hasta la zona del IR del espectro EM.
- Es biológicamente compatible. El diamante es más equivalente al tejido, es una forma pura del carbón, $Z = 6$, más cerca del tejido con $Z_{ef} = 7,4$.
- Es excelente aislante eléctrico (resistividad a temperatura ambiente es de $\sim 10^{16}$ Ω .m).
- Se puede dopar para cambiar su resistividad sobre el rango 10^{-16} Ω .cm, por lo que se puede convertir en un semiconductor con un gap 5,4 eV.
- Muestra afinidad electrónica muy baja o negativa.

3.5.2. El diamante como detector de radiación

Las propiedades mencionadas anteriormente hacen que el diamante sea excelente candidato para ser usado como detector de la radiación ionizante. Otros detectores como diodos, tienen número atómico $Z = 14$, exhiben mayor

dependencia energética, sobreestiman la dosis para baja energía y no son equivalentes al tejido.

Los diamantes son considerados elementos resistivos, la corriente es cero sin radiación e incrementa casi linealmente con la tasa de dosis, para una determinada tasa de dosis, la corriente es casi proporcional al voltaje de polarización.

La recombinación de los portadores de carga se considera mucho más importante en el detector de diamante que en las cámaras e ionización.

El detector de diamante tiene dimensiones muy pequeñas y se ha utilizado en mediciones en regiones de altos gradientes de dosis [30, 31, 32, 33, 34, 35]. Tienen un espesor relativo muy pequeño (0,1 - 0,4 mm), un área sensible en el rango de 3 a 15 mm², un volumen entre 1,5 a 6 mm³ y con un diámetro de 1 a 3 mm, su dimensión permite la medida de las distribuciones de dosis absorbida con excelente resolución espacial [36, 37]. Su número atómico ($Z = 6$) es muy cercano al equivalente del tejido, por lo que presentan mínima dependencia con la energía del haz de radiación, generalmente no requiere corrección. Presenta una dependencia angular casi despreciable, en comparación de otros detectores de estado sólido (diodos), que si requieren corrección por dependencia angular. La dependencia con la temperatura es mínima (del orden de 0,1 % / °C o menos). El detector de diamante requiere una pre irradiación antes de ser usado para estabilizar su respuesta.

Los cristales de diamante adecuados para dosimetría son de tipo IIa [42], son los más transparentes a la luz UV. El grado de transparencia

aumenta con una reducción en la concentración de impurezas de nitrógeno, lo que proporciona una base para la elección de los cristales con baja concentración de nitrógeno.

Todas estas características lo hacen ideal para la dosimetría de campos pequeños.

3.5.3. Estabilidad en la corriente del detector

Inicialmente la respuesta del detector decrece con la dosis absorbida. Se atribuye a la reducción en el campo eléctrico causado por el aumento de la polarización cuando las trampas están llenas. La reducción en el tiempo de recombinación como el número de huecos vacantes se incrementa, es probable que contribuya a esta disminución.

De modo que una vecindad de trampas se establece antes de las mediciones, es necesario pre irradiar el detector con la polaridad del voltaje de operación del detector. La dosis de pre irradiación recomendada por PTW es de 2,0 a 5,0 Gy.

Cuando el detector no ha sido usado durante varias semanas, las lecturas de carga para dosis sucesivas de 0,5 Gy mostraron una caída de aproximadamente 10 % hasta una dosis de 15 Gy, en la siguiente imagen se muestra como se estabiliza el detector después de unas dosis de preirradiación alta, ver figura 12.

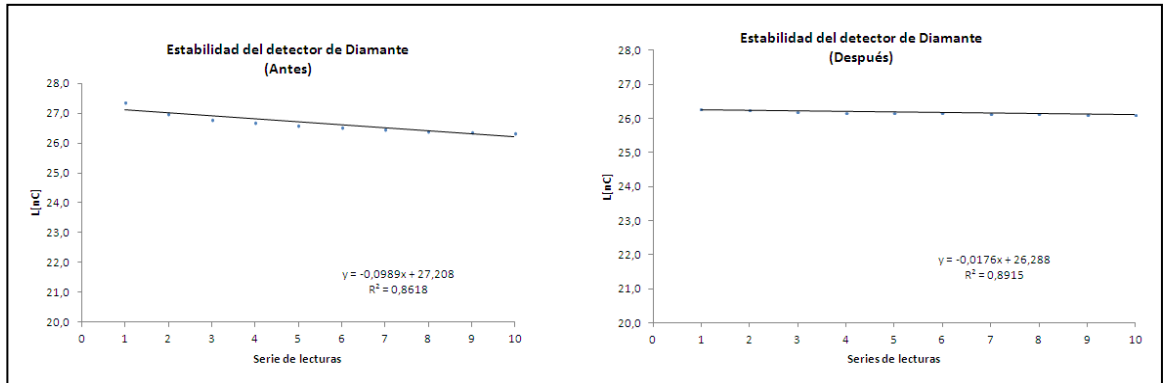


Figura 12: estabilidad del detector después de dosis de preirradiación.

3.5.4. Corrección en la respuesta del detector de diamante

La respuesta de detector de diamante es no lineal con la tasa de dosis, como se muestra a continuación:

$$i \propto \mathcal{D}^\Delta \quad (3.22)$$

donde

i es la corriente medida por el detector de diamante.

\mathcal{D} es la tasa de dosis medida en el punto de medida.

Δ es un parámetro adimensional medido para cada detector individual.

En el manual de usuario se establece que la corriente producida por el detector puede ser aproximada por la siguiente ecuación:

$$i_p = R \cdot \mathcal{D}_w^\Delta + i_0 \quad (3.23)$$

donde:

i_p es la corriente medida por el detector de diamante.

R es el coeficiente de proporcionalidad de respuesta.

i_0 es la corriente de fondo.

Si se le resta el fondo a las lecturas realizadas con el detector de diamante, la ecuación (3.23) se transforma en:

$$i = R \cdot \mathcal{D}_w^\Delta \quad (3.24)$$

donde:

i es la corriente medida con el detector de diamante sin el fondo.

Al transformar (3.24) en una ecuación lineal se obtiene:

$$\text{Ln}(i) = \text{Ln}(R) + \Delta \text{Ln}(\mathcal{D}_w) \quad (3.25)$$

Se puede obtener Δ como la pendiente de la recta en (3.25).

Finalmente podemos obtener de (3.24) la tasa de dosis.

$$\mathcal{D}_w = \left(\frac{i}{R} \right)^{1/\Delta} \quad (3.26)$$

Capítulo 4

4.1. Materiales

A continuación se realizara una descripción de todos los materiales y equipos empleados para la realización de este trabajo. Los equipos descritos pertenecen al Servicio de Radioterapia La Trinidad, C.A. y a la empresa Física Médica, C.A.

4.1.1. Acelerador Lineal

Acelerador lineal de electrones de uso clínico, modelo CLINAC 2100 C/D (Varian Medical Systems, EE.UU), emisor de haces de fotones y electrones (ver tabla 4), con sistema para conos para radiocirugía (BrainLAB, Alemania), con tamaños de cono desde 4 mm hasta 40 mm de diámetro. Se usará solo el haz de fotones de 6 MV ($TPR_{20,10} = 0,6690$), el equipo está calibrado para entregar 1 cGy/UM en agua en el punto de dosis máxima (1,6 cm), para un tamaño de campo de referencia de 10 cm × 10 cm, a una distancia fuente superficie de 100,0 cm, de acuerdo al Protocolo del OIEA TRS-398 [15, 16].

Tabla 4: características generales del acelerador lineal.

| Acelerador Lineal | |
|-------------------------------------|---------------------------------------|
| Marca | Varian Medical Systems |
| Modelo | CLINAC 2100 C/D |
| Serial | 3078 |
| Potenciales nominal para fotones | 6 MV, 23 MV |
| Energías de nominales de electrones | (6, 9, 12, 16, 20) MeV |
| Tasas de dosis | (100, 200, 300, 400, 500, 600) UM/min |

Además el CLINAC 2100 C/D dispone de los siguientes accesorios:

- Colimador multiláminas. (MLC MILENIUN 120. VARIAN Medical Systems).
- Colimador micro multiláminas (mMLC m3. BrainLAB).
- Sistema de cuñas dinámicas y cuñas físicas.
- Conos para aplicaciones con haces de electrones.
- Sistema de conos para tratamientos de radiocirugía (BrainLAB).
- Dispositivo de imagen portal (Portal Vision. Varian Medical Systems).

En el CLINAC 2100 C/D se aplican diversas técnicas de radioterapia (RT), entre las cuales podemos mencionar RT conformada 3D (siglas en inglés “3DRT”), RT de intensidad modulada (siglas en inglés “IMRT”), técnicas de radiocirugía (RC) con conos y colimador micro multiláminas, radiocirugía estereotáctica y radiocirugía extracraneal, irradiación corporal total con haces de fotones (para trasplante de médula ósea) y con haces de electrones (para tratamientos de micosis fungoide).



Figura 13: acelerador lineal 2100 C/D (VARIAN Medical Systems)

4.1.2. Sistema analizador del haz

Este sistema permite realizar la adquisición y análisis de data de haces terapéuticos en radioterapia (es conocido por sus siglas en inglés como TBA (Therapy Beam Analysis)). Está constituido por los siguientes elementos:

4.1.2.1. Maniquí de agua

El maniquí de agua mp3 (PTW) permite realizar mediciones automáticas de distribuciones de dosis para haces de radioterapia.

El maniquí de agua presenta las siguientes características [37]:

- Posee un preciso mecanismo de movimiento 3D de acero inoxidable.
- Permite realizar mediciones para tamaños de campos grandes.
- El rango de movimiento horizontal es de 600 mm × 500 mm y el vertical es de 407,5 mm.
- El tanque incluye un reservorio de agua, con una bomba para llenado automático.
- Cuenta con un sistema para ajustes de movimientos horizontales, verticales y rotaciones (en un eje) en todo el tanque, ver en tabla 5.

Tabla 5: características generales del MP3.

| MP3 Therapy Beam Analyzer | |
|-------------------------------------|----------------------------|
| Reproducibilidad | 0,1 mm |
| Material de la paredes del tanque | PMMA |
| Dimensiones exteriores | 634 mm × 536 mm × 522,5 mm |
| Dimensiones interiores | 594 mm × 496 mm × 502,5mm |
| Espesor de las paredes | 20mm |
| Máx. cantidad de agua | 142 l |
| Ajuste vertical | ± 10 mm |
| Ajuste horizontal en el plano | ± 10 mm |
| Pivoteo a lo largo del eje vertical | Aprox. ± 1° |
| Capacidad del reservorio de agua | Aprox. 156 l |

4.1.2.1. Alineación del maniquí MP3 con el haz de radiación

El maniquí de agua MP3 debe estar correctamente nivelado y alineado con el haz de radiación. El haz de radiación no debe incidir directamente sobre la unidad de control del sistema de posicionamiento ni sobre el control pendant. A continuación describirán los pasos a seguir para el correcto posicionamiento del maniquí:

- Colocar el gantry y el cabezal en 0° , debidamente nivelado y alineado, respectivamente.
- Colocar el máximo tamaño de campo permitido por las mandíbulas ($40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$).
- Encender la luz de campo.
- Colocar el MP3 debajo del cabezal del CLINAC, sobre el plato giratorio de la camilla (como se muestra en la figura 13 (C)).
- Mover el sistema completo (tanque y reservorio de agua) hasta que los ejes de la retícula coincidan, tanto como sea posible, con las marcas de ejes en el fondo del tanque.
- Colocar los frenos a las ruedas del sistema.
- Mover los tornillos de ajuste laterales del sistema hasta que las marcas de los ejes del tanque coincidan con los ejes de la retícula exactamente.

- Encender la bomba para llenar el tanque con el agua del reservorio hasta el nivel⁶ de agua requerido.
- Verificar que la posición de referencia del sistema TBA coincida con las marcas en los brazos de posicionamiento del sistema. De no coincidir hacer los ajustes necesarios con el control pendant hasta que coincidan.

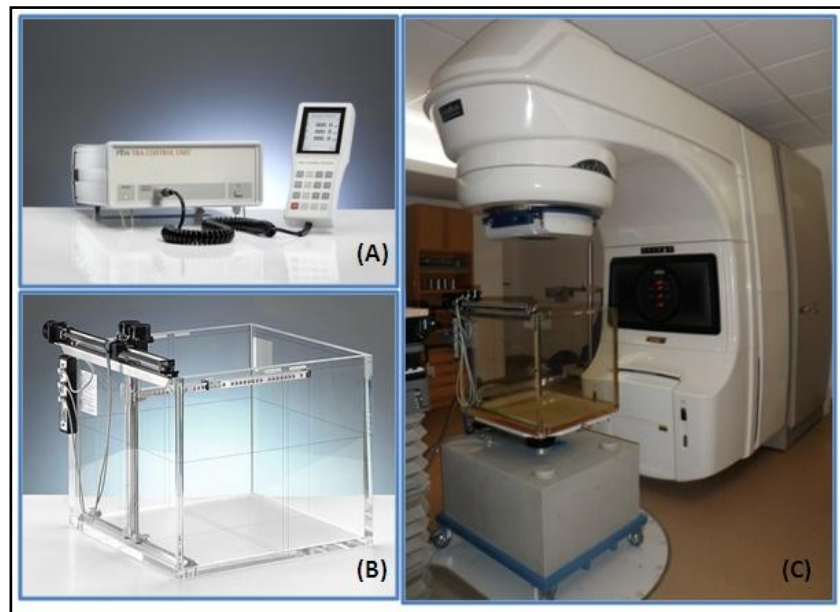


Figura 14: (A) unidad de control del TBA y control pendant. (B) maniquí de agua MP3 (PTW-Freiburg). (C) sistema TBA

4.1.2.2. Unidad de control y control pendant

La unidad de control es un dispositivo electrónico que funciona como interfaz entre el software MEPHYSTO mc² y el electrómetro TANDEM y el sistema de posicionamiento del maniquí de agua MP3 (ver figura 14(A)). Permite posicionar el detector de forma automática o manual en el sistema TBA.

⁶ El nivel de llenado de agua del tanque, debe ser tal que, el margen entre la máxima profundidad de medida y el fondo del tanque sea de al menos 10 g/cm² [15].

La unidad de control y control pendant poseen las siguientes características [37]:

- Unidad de control para un rápido y preciso control de pasos del motor para posicionamiento del detector.
- El control pendant cuenta con una pantalla de visualización de los tres ejes de movimiento del detector.
- Provee fuente de poder a los motores de paso y otros dispositivos de escaneo.
- Provee un mínimo tamaño de paso de movimiento del detector de 0,1 mm y una velocidad máxima de movimiento de 50 mm/s.
- El control pendant puede ser conectado a la unidad de control o al maniquí de agua.
- El control pendant muestra una resolución de movimiento de 0,1 mm en cada eje, permite fijar los límites de movimiento y origen del sistema de coordenadas.

4.1.2.3. Software MEPHYSTO mc²

El software MEPHYSTO mc² (PTW) es empleado en la adquisición y análisis de data de haces terapéuticos en radioterapia.

Entre las diversas funciones que posee el software se enumeran las siguientes [37]:

- Centro de control personalizable para todas las tareas en radioterapia.
- Adquisición rápida de datos del haz con lista de tareas graficas integrada.

- Rápidos y precisos comisionamientos con conversión estructurada por lotes para todos los SPT establecidos.
- Soporte en todos los protocolos internacionales de análisis y especificaciones de los fabricantes de aceleradores.
- Soporte de datos lineales para arreglos lineales.
- Programas predefinidos para medidas de PDD, perfiles, curvas de isodosis y puntos.
- Definición de ejes para cada dispositivo de radiación.
- Conversión de curvas de ionización en profundidad en curvas de dosis absorbida en agua de acuerdo a los protocolos internacionales.
- Importación y exportación de datos con funciones de “cortar y pegar”.



Figura 15: software MEPHYSTO mc^2 (PTW-Freiburg)

4.1.2.4. Electrómetro Dual

El electrómetro TANDEM es un electrómetro de doble canal, el cual puede ser empleado en dosimetría absoluta, mediante el software TanSoft (PTW), y en dosimetría relativa con los sistemas TBA.

El electrómetro posee las siguientes características [37]:

- Dosímetro de doble canal con una resolución de 10 fA.
- Rápidos escaneos en maniquís de agua motorizados (tiempo constante de 10 ms).
- Fuente de voltaje de polaridad variable.
- Pueden ser conectadas cámaras de ionización y detectores de estado sólido.
- Alta resolución para cámaras de ionización de pequeño tamaño.
- Voltaje variable de 50 V desde 50 V hasta 400 V, con polaridad reversible.



Figura 16: electrómetro dual TANDEM (PTW-Freiburg)

4.1.3. Detectores

A continuación, se realizará una descripción de las cámaras de ionización utilizadas en este trabajo:

4.1.3.1. Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (0,6 cm³)

Es la cámara de ionización estándar para medidas de dosis absoluta en radioterapia, es usada en haces de fotones de alta energía y haces de electrones. Puede ser usada en maniquí de agua o en maniquí de estado sólido. La cámara tipo FARMER utilizada en el presente trabajo fue

calibrada por el LSCD del IVIC, por lo cual cuenta con su factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua y KERMA en aire. La cámara es usada con el electrómetro UNIDOS (PTW), mensualmente se realizan pruebas de control de calidad⁷ al sistema cámara-electrómetro para verificar su correcto funcionamiento. En la tabla 6 se enumeran las principales características de la cámara.

Tabla 6: características de la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER [37]

| Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (PTW-Freiburg) | |
|---|---|
| Aplicación | Dosimetría absoluta de terapia en maniquís o estado sólido y aire |
| Cantidades medibles | Dosis absorbida en agua, KERMA en aire, exposición |
| Calidad de radiación de referencia | ⁶⁰ Co |
| Volumen sensible nominal | 0,6 cc |
| Diseño | Impermeable, ventilada |
| Punto de referencia | En el eje de la cámara a 13 mm de la punta de la cámara |
| Dirección de incidencia | Radial |
| Respuesta nominal | 20 nC/Gy |
| Estabilidad a largo plazo | ≤0,5 % por año |
| Voltaje de la cámara | ±400 V Nominal ±500 V Máximo |
| Efecto de la polaridad para el ⁶⁰ Co | <0,5 % |
| Respuesta de energía de fotones | ±2 % (70 KV...280 KV); ±4 % (200 KV... ⁶⁰ Co) |
| Dirección de respuesta en agua | ±5 % para radiación a lo largo del eje de la cámara a para la inclinación de eje hasta ± 5° |
| Corriente de Fuga | ±4 fA |
| Fuga del cable | ≤ pC/Gy.cm |
| Pared del volumen sensible | 0,335 mm PMMA; 1,19 gr/cm ³ 0,09 mm grafito; 1,85 gr/cm ³ |
| Densidad del área total de la pared | 56,5 mg/cm ² |
| Dimensiones del volumen sensible | Radio 3,06 mm; Longitud 23 mm |
| Electrodo central | Al 99,98; diámetro 1,1 mm |
| Caperuza de equilibrio | PMMA, espesor 4,55 mm |

⁷ La prueba de control de calidad se realiza mensualmente con una fuente de chequeo de ⁹⁰Sr. Se verifica la linealidad, corriente de fuga, constancia y polaridad.

4.1.3.2. Cámara de ionización gaseosa PinPoint (0,015 cm³)

La cámara PinPoint es ideal para mediciones de dosis de campos pequeños, como los de IMRT y SRS. Los perfiles de dosis se pueden medir con alta resolución espacial, colocando el detector con el eje de la cámara perpendicular al eje del haz, en el caso de las mediciones de dosimetría relativa se utilizó como detector de referencia una cámara de ionización SEMIFLEX (0,125 cm³) para realizar mediciones de curvas de PDD y OAR. Las cámaras son conectadas al electrómetro TANDEM y las mediciones son procesadas automáticamente por el software MEPHYSTO mc² (PTW) para la obtención de las curvas de PDD y OAR.

Tabla 7: características de la cámara de ionización gaseosa tipo PinPoint [37]

| Cámara de ionización gaseosa PinPoint (PTW-Freiburg) | |
|--|---|
| Aplicación | Dosimetría en haces de fotones de alta energía con alta resolución espacial |
| Cantidades medibles | Dosis absorbida en agua, KERMA en aire, exposición |
| Calidad de radiación de referencia | ⁶⁰ Co |
| Volumen sensible nominal | 0,015 cm ³ |
| Diseño | Impermeable, ventilada |
| Punto de referencia | En el eje de la cámara a 3,4 mm de la punta de la cámara |
| Dirección de incidencia | Radial |
| Preirradiación | 2 Gy |
| Respuesta nominal | 400 pC/Gy |
| Estabilidad a largo plazo | ≤ 1% por año |
| Voltaje de la cámara | 400 V Nominal. ±500 V Máximo. |
| Efecto de la polaridad | ≤ ±2 % |
| Dirección de respuesta en agua | ≤±0,5 % para radiación a lo largo del eje de la cámara a para la inclinación de eje hasta ± 20° |
| Corriente de Fuga | ≤±4 fA |
| Fuga del cable | ≤1 pC/(Gy.cm) |

| | |
|-------------------------------------|---|
| Pared del volumen sensible | 0,57 mm PMMA; 1,19 g/cm ³ 0,09 mm grafito; 1,85 g/cm ³ |
| Densidad del área total de la pared | 85 mg/cm ² |
| Dimensiones del volumen sensible | Radio 1 mm; Longitud 5 mm |
| Electrodo central | Al 99,98, diámetro 0,3 mm |
| Caperuza de equilibrio | PMMA, espesor 3 mm |
| Rango de uso de calidad del haz | ⁶⁰ Co ... 50 MV |
| Tamaños de campos | (2 × 2) cm ² ... (30 × 30) cm ² |

La cámara PinPoint también cuenta con una marca en la dirección del eje longitudinal y caperuza de equilibrio con marca en el eje transversal para el posicionamiento de cámara en el sistema TBA.

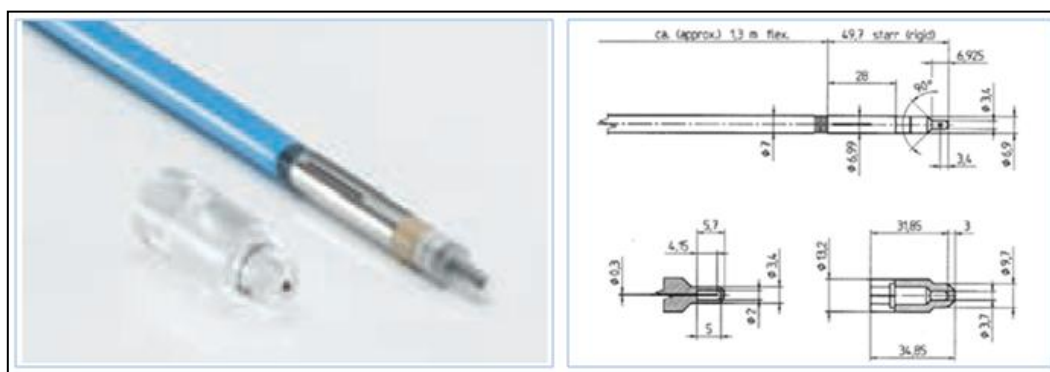


Figura 17: (Izquierda) cámara de ionización gaseosa PinPoint (PTW- Freiburg). (Derecha) esquema de diseño de la cámara [37].

4.1.3.3. Detector de diamante

El detector de diamante está construido con un diamante natural, es un detector de radiación casi equivalente al tejido. Está diseñado para mediciones de distribuciones de dosis de haces de electrones y fotones de alta energía. Debido a su pequeño volumen sensible es apropiado para mediciones de IMRT, SRS, braquiterapia y escaneos de dosis en agua, es especialmente apropiado para haces con tamaños de campos muy pequeños y altos

gradientes de dosis. El detector de diamante responde con una excelente resolución espacial, baja dependencia con la energía y la temperatura, alta sensibilidad, con poca dependencia direccional y alta resistencia al daño por radiación, ver tabla 8.

Tabla 8: características generales del detector de diamante [37]

| Detector de diamante (PTW-Freiburg) | |
|--|--|
| Aplicación | Dosimetría en haces de radioterapia |
| Cantidades medibles | Dosis absorbida en agua |
| Calidad de radiación de referencia | ^{60}Co |
| Volumen sensible nominal | (1 ... 3) mm ³ |
| Diseño | Impermeable, volumen sensible con forma de disco perpendicular al eje del detector |
| Punto de referencia | En el eje de la cámara a 1 mm de la punta de la cámara |
| Dirección de incidencia | Radial o axial |
| Preirradiación | (5 ... 15) Gy |
| Respuesta nominal | (50 ... 500) nC/Gy |
| Respuesta energética | En profundidades mayores a d_{max} , las curvas de PDD coinciden con las curvas medidas con cámaras de ionización dentro de $\pm 0,5\%$ |
| Estabilidad a largo plazo | $\leq 1\%$ por año |
| Voltaje de trabajo | +100 V ($\pm 1\%$). |
| Dirección de respuesta en agua | $\leq \pm 2\%$ para radiación a lo largo del eje de la cámara a para la inclinación de eje hasta $\pm 20^\circ$ |
| Corriente de Fuga | ≤ 5 fA |
| Fuga del cable | ≤ 1 pC/(Gy.cm) |
| Tiempo de colección de carga | ≤ 10 ns |
| Área sensible | (3 ... 15) mm ² |
| Espesor del volumen sensible | (0,1 ... 0,4) mm |
| Espesor equivalente a agua de la ventana | 1,15 mm |
| Otras dimensiones | Diámetro 7,3 mm |
| Tasa de dosis | (0,05 ... 30) Gy/min |
| Rango de uso de calidad del haz | 80 keV ... 20 MV para fotones (4 ... 20) MeV para electrones |

Se utilizó el detector de diamante (PTW) para la medición de las curvas de PDD, OAR y S_c . El detector se conectó al electrómetro TANDEM para mediciones de PDD y OAR, con la cámara de ionización gaseosa SEMIFLEX como cámara de referencia. Para las mediciones de S_c se conectó al electrómetro UNIDOS.

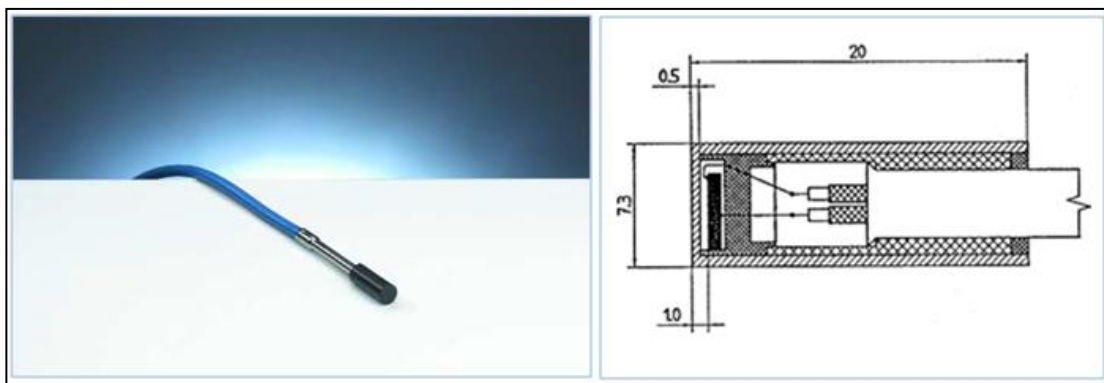


Figura 18: (Izquierda) detector de diamante (PTW- Freiburg).
(Derecha) esquema de diseño del detector [37].

El detector de diamante presenta ventajas en cuanto a alta sensibilidad, baja dependencia energética, alta resistencia al daño por radiación, y estabilidad térmica. Presenta insignificante respuesta direccional, por debajo de $\pm 15^\circ$ la desviación es $< 1 \%$.

La placa de diamante está conectada a un cable plateado de cobre ($50 \mu\text{m}$) a través de unos contactos de oro de $0,05\text{-}0,6 \mu\text{m}$. Todo el volumen está contenido dentro de una cubierta de polietileno, el detector está fabricado colocando el centro del volumen sensible en el centro del ancho de detector, 1 mm por debajo de la ventana de entrada, ver figura.

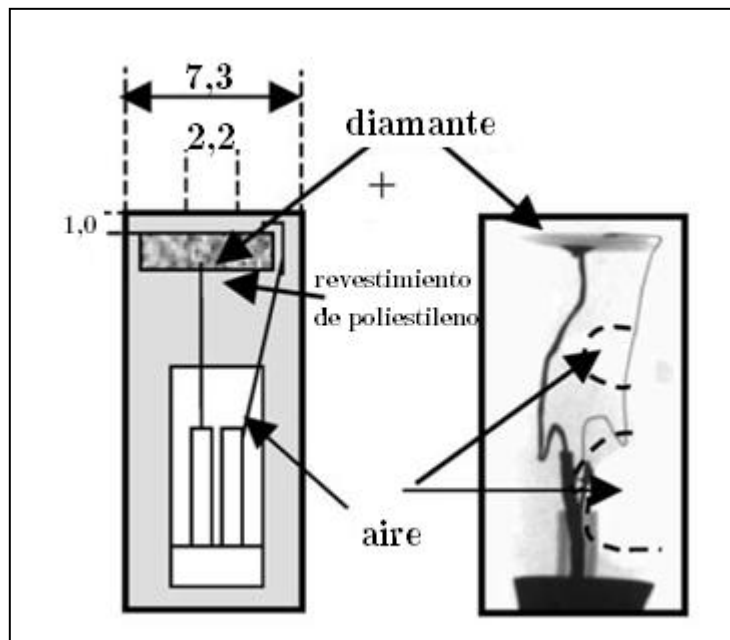


Figura 19: esquema de diseño del detector de diamante.

4.1.4. Electrómetro UNIDOS

El electrómetro UNIDOS (PTW) posee un alto nivel de desempeño como estándar secundario y dosímetro de referencia. Es un electrómetro de uso universal. El electrómetro posee las siguientes características [37]:

- Alta precisión, excelente resolución (1 fA) y un amplio rango dinámico de medición.
- Excede los requerimientos de estabilidad, reproducibilidad, linealidad y fuga para laboratorios de calibración.
- Mide dosis integrada (o carga) y tasa de dosis (o corriente) simultáneamente.



Figura 20: electrómetro UNIDOS (PTW) [37]

4.1.5. Termómetro y Barómetro

Se utilizó un termómetro y un barómetro (ver figura 21) para hacer corrección por efectos de presión y temperatura en las cámaras de ionización gaseosas. Se utilizó un termómetro digital, el cual posee una punta de prueba de acero inoxidable y una resolución de $0,1^{\circ}\text{C}$, con un rango de medida desde -50°C hasta $+200^{\circ}\text{C}$. En la tabla 9 se muestran las principales características del barómetro.



Figura 21: termómetro y barómetro digitales

Tabla 9: especificación del barómetro

| | |
|-------------------|---|
| Marca | Greisinger |
| Modelo | GTD 1100 |
| Serial | 600132 |
| Precisión | $\pm 1,5$ mbar ± 1 dígito |
| Temperatura | Operación: -10° C hasta 50° C |
| Límite de presión | 1100 mbar absoluto |

4.1.6. Nivel de burbuja, regla, cinta métrica y papel milimetrado

Se utilizó nivel de burbuja, regla, cinta métrica y papel milimetrado para realizar las pruebas mecánicas.

4.2. Metodología

4.2.1. Respuesta del detector a altas dosis de radiación

- Se realizaron mediciones con el detector de diamante, con el cono de radiocirugía de 4 mm, a una distancia fuente - superficie de 98,5 cm y a una profundidad de 1,5 cm, se entregaron 1000, 1500, 2000, 2500 y 3000 UM a una tasa de dosis de 600 UM/min.

4.2.2. Determinación del factor de calibración del detector de diamante

- Se determinó el factor de calibración del detector de diamante en términos de dosis absorbida en agua.
- Se realizó la calibración de detector por el método de calibración por “sustitución⁸”, el cual resulta apropiado en el caso en que los dosímetros a comparar presentan gran diferencia en tamaño y forma (lo cual ocurre entre las cámaras de ionización tipo FARMER y el detector de diamante). Se debe cumplir la siguiente igualdad en términos de la dosis absorbida en agua:

$$D_{w,Q}^{ref}(z = z_{ref}) = D_{w,Q}^{DD}(z = z_{ref}) \quad (4.1)$$

donde $D_{w,Q}^{ref}(z = z_{ref})$ y $D_{w,Q}^{DD}(z = z_{ref})$ corresponden a las dosis absorbida en agua bajo las mismas condiciones de referencias para el dosímetro de referencia y el dosímetro a calibrar, respectivamente.

⁸ El método consiste en colocar un dosímetro de referencia, calibrado por un patrón primario o como en nuestro caso un patrón secundario, bajo condiciones de referencia, luego es sustituido el dosímetro a ser calibrado bajo las mismas condiciones de referencia

- Al sustituir las expresiones correspondientes a cada una de las dosis tenemos:

$$\bar{L}_{ref} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k^{ref} \cdot N_{D,w,Q_0}^{ref} = \bar{L}_{DD} \cdot N_{D,w,Q}^{DD} \quad (4.2)$$

donde \bar{L}_{ref} y \bar{L}_{DD} son los promedios de las lecturas con la cámara de referencia y el detector de diamante, respectivamente, k_{Q,Q_0} es el factor de corrección por diferencia en la calidad del haz de calibración de la cámara de referencia (haz de ^{60}Co) con respecto a la calidad del haz de usuario (haz de fotones de 6 MV), k^{ref} es el producto de los factores de influencia para el dosímetro de referencia, N_{D,w,Q_0}^{ref} y $N_{D,w,Q}^{DD}$ son los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua para el dosímetro de referencia y para el dosímetro a comparar, respectivamente.

$$k^{ref} = k_{p,T} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (4.3)$$

- Finalmente, al igualar las expresiones de dosis absorbida en agua obtenemos la expresión para el factor de calibración del detector de diamante en términos de dosis absorbida en agua:

$$N_{D,w,Q}^{DD} = \frac{\bar{L}_{ref} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k^{ref} \cdot N_{D,w,Q_0}^{ref}}{\bar{L}_{DD}} \quad (4.4)$$

- El campo de referencia empleado habitualmente para la calibración por el método de sustitución es el estándar de 10 cm \times 10 cm, sin embargo, en este trabajo se empleó un tamaño de campo intermedio entre el campo estándar y los campos pequeños usados en SRS, se utilizó un tamaño de campo de 3 cm \times 3 cm. Las condiciones de

referencia para la determinación del factor de calibración de detector de diamante se muestran a continuación:

Tabla 10: condiciones de referencia para la determinación del factor de calibración del detector de diamante.

| Detector | Orientación | DFS [cm] | Profundidad [cm] | Tamaño de campo |
|----------|-------------|----------|------------------|-----------------|
| FARMER | radial | 95,0 | 5,0 | 3 cm × 3 cm |
| Diamante | axial | | | |

- Se determinó el factor de calibración de la cámara de ionización gaseosa PinPoint empleando el procedimiento análogo al usado con el detector de diamante.

4.2.3. Determinación del parámetro de corrección por variación en la tasa de dosis Δ

Para determinar el parámetro de corrección por variación de tasa de dosis se realizaron las siguientes mediciones, siguiendo el modelo de la ecuación 3,24:

- Se midieron las corrientes i_{DD} con el detector de diamante en siguientes profundidades: 1,5, 5, 10, 15, 20, 25 y 30 cm, en las condiciones de referencia.
- Se determinaron las tasas de dosis D_w^{PP} en las mismas profundidades y en las mismas condiciones de referencia con la cámara PinPoint.
- Empleando una transformación lineal de la ecuación 3.24, aplicando el logaritmo natural, como se muestra en la ecuación 3.25, se construyó la gráfica con los valores experimentales medidos.

- A continuación se muestran la tabla con los datos necesarios para construir la recta:

Tabla 11: valores de corriente y tasa de dosis para la determinación del parámetro Δ .

| Profundidad [cm] | i_{DD} [nA] | $\mathcal{D}_w^{\mathcal{D}^P}$ [Gy/min] | $\text{Ln}(i_{DD})$ | $\text{Ln}(\mathcal{D}_w^{\mathcal{D}^P})$ |
|------------------|------------------|---|---------------------|--|
| 1,5 | | | | |
| 5,0 | | | | |
| 10,0 | | | | |
| 15,0 | | | | |
| 20,0 | | | | |
| 25,0 | | | | |
| 30,0 | | | | |

- Se realizó un ajuste lineal por el método de mínimos cuadrados con los datos obtenidos y con la pendiente de la recta de ajuste se obtuvo el valor del parámetro Δ .

4.2.4. Mediciones de los perfiles de dosis (OAR)

- Se realizaron las mediciones de los perfiles de dosis (OAR) con el cono de radiocirugía de 4 mm, se colocó un tamaño de las mandíbulas de 4 cm \times 4 cm.
- Se midió con la cámara de ionización gaseosa PinPoint y después con el detector de diamante, se usó como cámara de referencia para ambos detectores la cámara de ionización gaseosa Semiflex, en las siguientes condiciones de referencia:

Tabla 12: condiciones de referencia para la medición de las funciones OAR.

| Detector | Orientación | DFS [cm] | Profundidad [cm] | Dirección |
|----------|-------------|----------|------------------|-------------|
| PinPoint | radial | 92,5 | 7,5 | In plane |
| | | | | Cross plane |
| | | 95,0 | 5,0 | In plane |
| | | | | Cross plane |
| | | 98,5 | 1,5 | In plane |
| | | | | Cross plane |
| Diamante | axial | 92,5 | 7,5 | In plane |
| | | | | Cross plane |
| | | 95,0 | 5,0 | In plane |
| | | | | Cross plane |
| | | 98,5 | 1,5 | In plane |
| | | | | Cross plane |

- Se corrigieron los perfiles de dosis medidos con el detector diamante usando el parámetro Δ , según la siguiente expresión, a partir de la ecuación 2.14:

$$OAR_{r,z,c} = \left[\frac{D_{w,Q}(z, r = R, c)}{D_{w,Q}(z, r = Q, c)} \right]^{1/\Delta} \times 100 \quad (4.5)$$

- Se analizaron las curvas obtenidas con cada detector y se determinaron los valores de planitud, simetría, penumbra, tamaño de campo y desviación del eje central.

4.2.5. Medición de las curvas de PDD

- Se realizaron las mediciones de las curvas de PDD con el cono de radiocirugía de 4 mm, se colocó un tamaño de las mandíbulas de 4 cm \times 4 cm.

- Se midió con la cámara de ionización gaseosa PinPoint y después con el detector de diamante, se usó como cámara de referencia para ambos detectores la cámara de ionización gaseosa Semiflex.
- Las curvas de PDD se midieron a la DFS de 98,5 cm.
- Se corrigió la curva de PDD medida con el detector diamante usando el parámetro Δ , según la siguiente expresión, a partir de la ecuación 2.12:

$$\text{PDD}_z = \left[\frac{D_{w,Q}(z, c)}{D_{w,Q}(z = d_{\max}, c)} \right]^{1/\Delta} \times 100 \quad (4.6)$$

- Se analizaron las diferencias porcentuales entre las curvas.

4.2.6. Medición del factor de salida S_c

- Se midió el factor de salida del cono de radiocirugía de 4 mm, se colocó un tamaño de las mandíbulas de 4 cm \times 4 cm.
- Se midió con la cámara de ionización gaseosa PinPoint y después con el detector de diamante.
- Se determinó el factor de salida S_c a una DFS de 98,5 cm y a una profundidad de 1,5 cm. Ver figura 22.

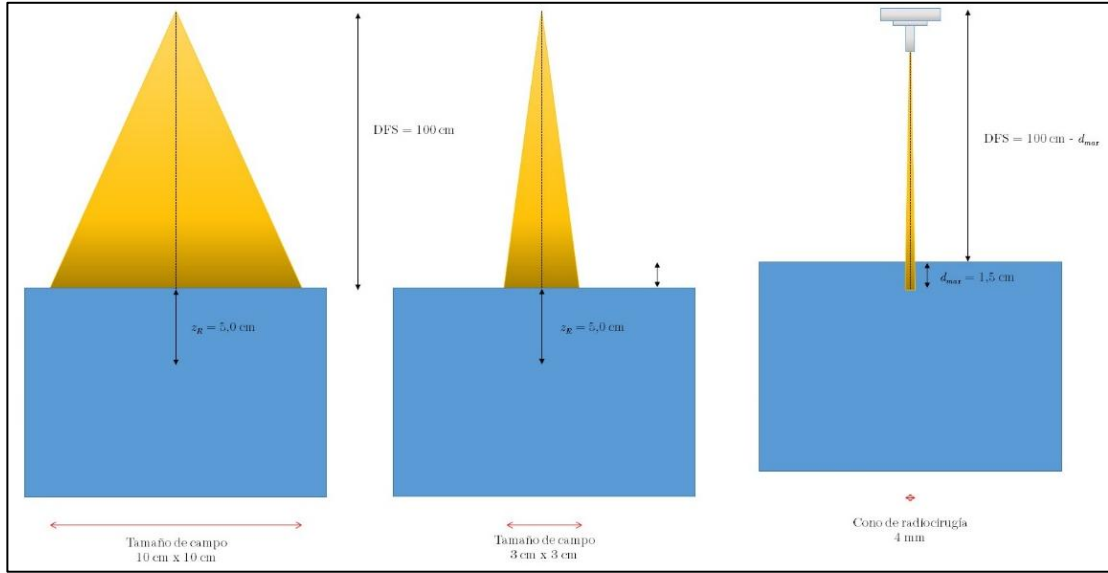


Figura 22: esquema de referencia para la medición del factor de cono.

- Se corrigió el factor de salida S_c medido con el detector diamante usando el parámetro Δ , según la siguiente expresión, a partir de la ecuación 2.11:

$$S_c = \frac{[D_{w,Q}^{DD}(z_R = d_{max}, c)]^{1/\Delta}}{D_{w,Q}^F(z_R, L_R)} \cdot \frac{[D_{w,Q}^{DD}(z_R, l_R)]^{1/\Delta}}{D_{w,Q}^F(z_R, l_R)} \quad (4.7)$$

donde:

L_R es el tamaño de campo de referencia.

l_R es el tamaño de campo de referencia intermedio con respecto al campo angosto ($L_R > l_R$).

c es el tamaño de campo de con el cono de radiocirugía ($c \ll L_R$).

z_R es la profundidad de referencia ($z_R = 5,0$ cm).

d_{max} es la profundidad de máximo de dosis ($d_{max} = 1,5$ cm).

DD es el detector de diamante.

F es la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER.

- Se comparo el valor de S_c obtenido con el detector de diamante con el obtenido con la cámara de ionización gaseosa PinPoint.

4.2.7. Mediciones de planes de tratamiento

- Se diseñó un plan de tratamiento estándar de radiocirugía en el Sistema de Planificación de Tratamientos con el cono de radiocirugía de 4 mm en un maniquí de agua, con una arco de 60°, se verificó la dosis entregada según el plan de tratamiento en el maniquí de agua y se midió con el detector de diamante, se compararon los valores calculados y los valores medidos.
- Se realizó la medición puntual de dosis en el maniquí de agua, a 5 cm de profundidad, en el isocentro, con el cono de radiocirugía de 4 mm, se calculó una dosis aproximada de 35 Gy en el punto de medición, entregada a una tasa de dosis de 600 UM/min.
- Se realizaron mediciones en condiciones similares con el cono de RC de 15 mm y 20 mm, en la tabla 13 se resumen las condiciones de referencia para la medición:

Tabla 13: condiciones de referencia para la verificación de las dosis calculadas.

| Detector | Orientación | cono | Dosis calculada [Gy] | UM | Inicio del arco | Fin del arco |
|----------|-------------|-------|----------------------|------|-----------------|--------------|
| Diamante | axial | 4 mm | 34,78 | 9999 | 330° | 30° |
| | | 15 mm | 55,00 | 7701 | | |
| | | 25 mm | 20,00 | 2604 | | |



Figura 23: derecha: montaje experimental para la medición de la dosis. Izquierda: plan de tratamiento diseñado en el SPT.

Capítulo 5

5.1. Resultados y análisis

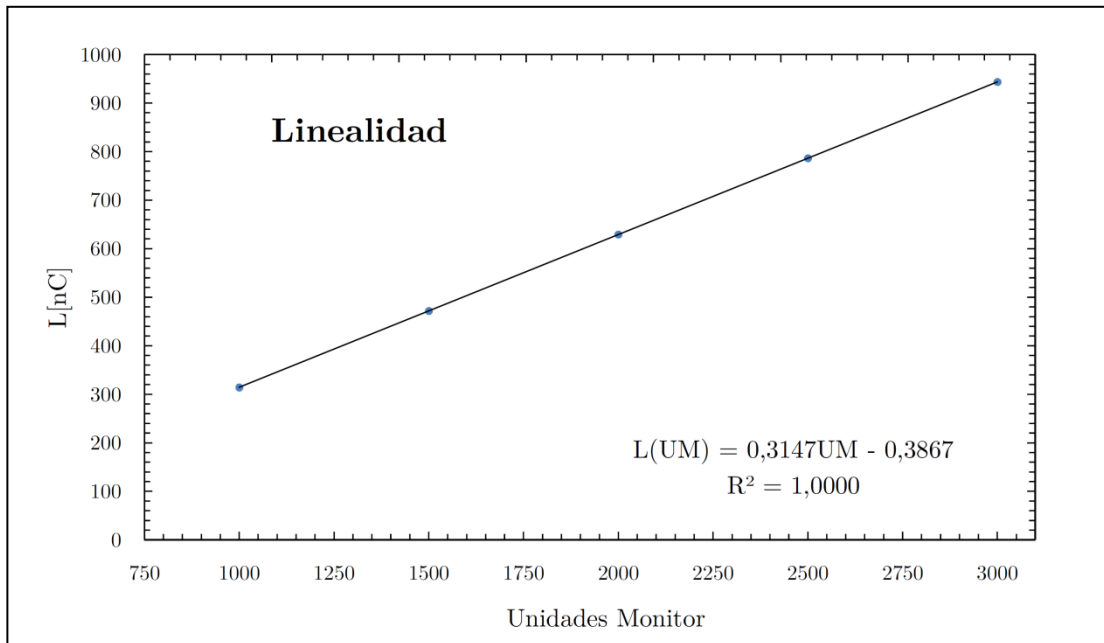
5.1.1. Respuesta del detector a altas dosis de radiación

- Los valores obtenidos para la respuesta del detector a altas dosis de radiación fueron las siguientes:

Tabla 14: valores de carga colectada para diferentes valores de UM.

| UM | L ₁ [nC] | L ₂ [nC] | L ₃ [nC] | L _{prom} [nC] | σ[nC] | CV[%] |
|------|---------------------|---------------------|---------------------|------------------------|-------|-------|
| 1000 | 314,1 | 314,2 | 314,3 | 314,20 | 0,10 | 0,03 |
| 1500 | 471,8 | 471,9 | 471,7 | 471,80 | 0,10 | 0,02 |
| 2000 | 629,2 | 629,1 | 629,5 | 629,27 | 0,21 | 0,03 |
| 2500 | 786,5 | 786,4 | 786,6 | 786,50 | 0,10 | 0,01 |
| 3000 | 943,8 | 943,7 | 943,60 | 943,70 | 0,10 | 0,01 |

- Se graficó la carga colectada en función de las UM, ver grafica 1, se realizó un ajuste lineal por el método de mínimos cuadrados, obteniendo un valor de $R^2 = 1,0000$, lo cual indica un comportamiento lineal de la respuesta del detector a altas dosis de radiación.



Gráfica 1: carga colectada en función de las UM.

5.1.2. Determinación del factor de calibración del detector de diamante

- Se realizó la calibración de los detectores con respecto a la cámara de ionización de referencia (FARMER).
 - i. Factor de calibración del detector de diamante:

$$N_{DD} = 1,532 \times 10^{-2} \text{ Gy/nC}, \text{ CV} = 0,33 \%$$

- ii. Factor de calibración de la cámara de ionización PinPoint:

$$N_{PP} = 2,359 \times 10^{-3} \text{ Gy/pC} \text{ CV} = 0,30 \%$$

Los valores obtenidos de los factores de calibración muestran un CV < 0,5 %, lo cual demuestran una buena reproducibilidad de los factores, el valor obtenido del factor de calibración de la cámara de ionización PinPoint presentó una diferencia porcentual menor al 1 % con respecto al valor del factor de calibración de referencia para este detector.

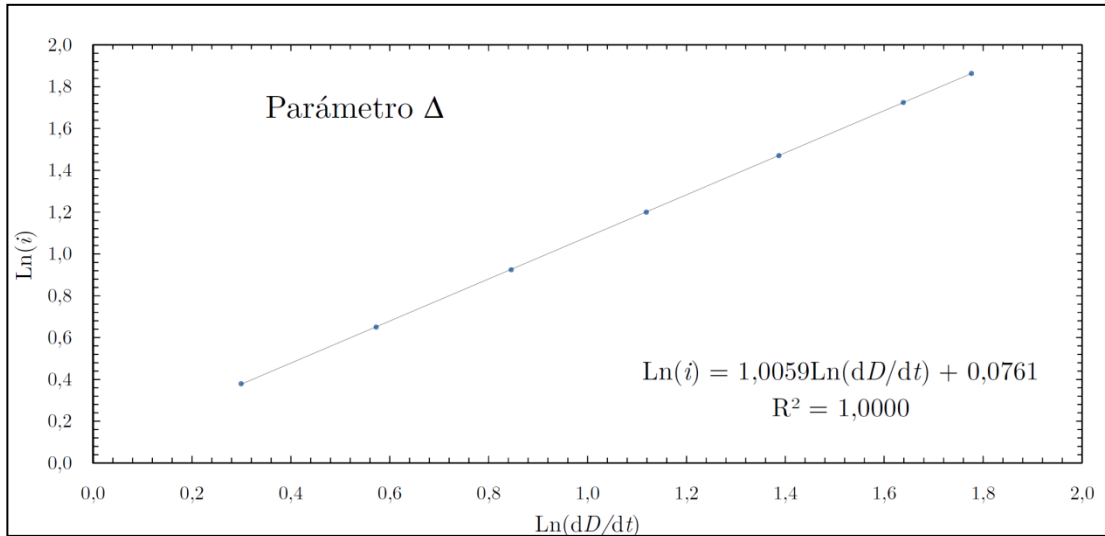
5.1.3. Determinación del parámetro de corrección por variación en la tasa de dosis Δ

Se determinó el parámetro Δ , los valores obtenidos para determinar el parámetro se muestran en la tabla 15.

Tabla 15: valores de corriente y tasa de dosis para la determinación del parámetro Δ .

| Profundidad [cm] | i_{DD} [nA] | \dot{D}_w^{pp} [Gy/min] | $\text{Ln}(i_{DD})$ | $\text{Ln}(\dot{D}_w^{pp})$ |
|---------------------|------------------|------------------------------|---------------------|-----------------------------|
| 1,5 | 6,4483 | 5,9075 | 1,8638 | 1,7762 |
| 5,0 | 5,6118 | 5,1469 | 1,7249 | 1,6384 |
| 10,0 | 4,3533 | 4,0020 | 1,4709 | 1,3868 |
| 15,0 | 3,3217 | 3,0609 | 1,2005 | 1,1187 |
| 20,0 | 2,5217 | 2,3290 | 0,9249 | 0,8455 |
| 25,0 | 1,9167 | 1,7723 | 0,6506 | 0,5723 |
| 30,0 | 1,4617 | 1,3488 | 0,3796 | 0,2992 |

A partir de los valores obtenidos se graficó el $\text{Ln}(i_{DD})$ en función de la $\text{Ln}(\dot{D}_w^{pp})$ y se realizó un ajuste lineal, usando el método de mínimos cuadrados, a partir de la ecuación de la recta de ajuste obtenida se determinó el parámetro Δ , el es igual a la pendiente de la recta.



Gráfica 2: regresión lineal para la obtención del parámetro Δ .

El valor obtenido del parámetro Δ , según la gráfica 2, es el siguiente:

$$\Delta = 1,0059 \text{ , con } R^2 = 1,0000.$$

El valor de Δ es característico para cada detector de diamante, *Hoban et al* (1994), mostró la metodología para determinar este parámetro y obtuvo un valor de $\Delta = 0,98$, aproximadamente, en este trabajo el valor obtenido presenta una diferencia porcentual menor al 3 %, consistente con lo mostrado en otros trabajos publicados.

Las curvas de PDD, perfiles de dosis, factor de campo y dosis determinadas a continuación serán corregidas por el parámetro Δ .

5.1.4. Mediciones de los perfiles de dosis (OAR)

- Se realizaron las mediciones de perfiles de dosis en el maniquí de agua, las direcciones de in plane y cross plane, a una profundidad de 5 cm y 7,5 cm, en el isocentro, con el cono de radiocirugía de 4 mm.

- Se determinó el tamaño de campo y las penumbras, se midió con el detector de diamante y se comparó con la cámara de ionización PinPoint. En el apéndice se muestran los perfiles de dosis.

Tabla 16: valores de tamaño de campo y penumbras medidos con el detector de diamante y la cámara PinPoint con el cono de 4 mm.

| Detector | DFS [cm] | Profundidad [cm] | Dirección | Tamaño de campo | Penumbra izquierda | Penumbra derecha |
|----------|----------|------------------|-------------|-----------------|--------------------|------------------|
| PinPoint | 95,0 | 5,0 | in plane | 4,14 mm | 2,10 mm | 2,00 mm |
| Diamante | | | | 4,05 mm | 2,11 mm | 2,18 mm |
| PinPoint | 95,0 | 5,0 | cross plane | 5,54 mm | 2,65 mm | 2,60 mm |
| Diamante | | | | 5,00 mm | 2,49 mm | 2,84 mm |
| PinPoint | 92,5 | 7,5 | in plane | 4,14 mm | 1,99 mm | 2,05 mm |
| Diamante | | | | 4,08 mm | 2,21 mm | 2,21 mm |
| PinPoint | 92,5 | 7,5 | cross plane | 5,54 mm | 2,62 mm | 2,57 mm |
| Diamante | | | | 5,05 mm | 2,49 mm | 2,80 mm |

En la tabla 16 se muestran los valores obtenidos de tamaño de campo y penumbras para los perfiles medidos con el detector de diamante y la cámara de ionización PinPoint, las diferencias encontradas fueron menores a 0,5 mm, lo cual indica que el detector de diamante es adecuado para realizar este tipo de mediciones, en las figuras 24 y 25 se muestra la comparación entre las curvas medidas con los dos detectores, se aprecia una diferencia muy cercana a cero en la dirección de in plane y menor a 0,5 mm en la dirección de cross plane, los valores obtenidos con el detector de diamante fueron más cercanos al valor nominal del tamaño de cono (4 mm) que los obtenidos con la cámara de ionización PinPoint.

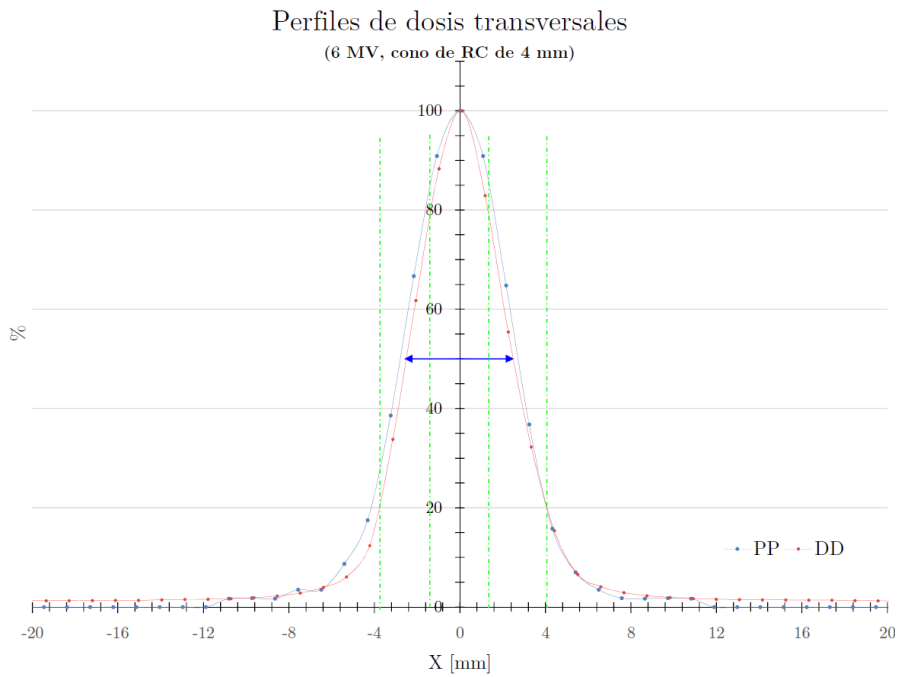


Figura 24: comparación de perfiles de dosis en la dirección cross plane medidos con el detector de diamante y la cámara de ionización PinPoint a una DFS = 92,5 cm y 7,5 cm de profundidad.

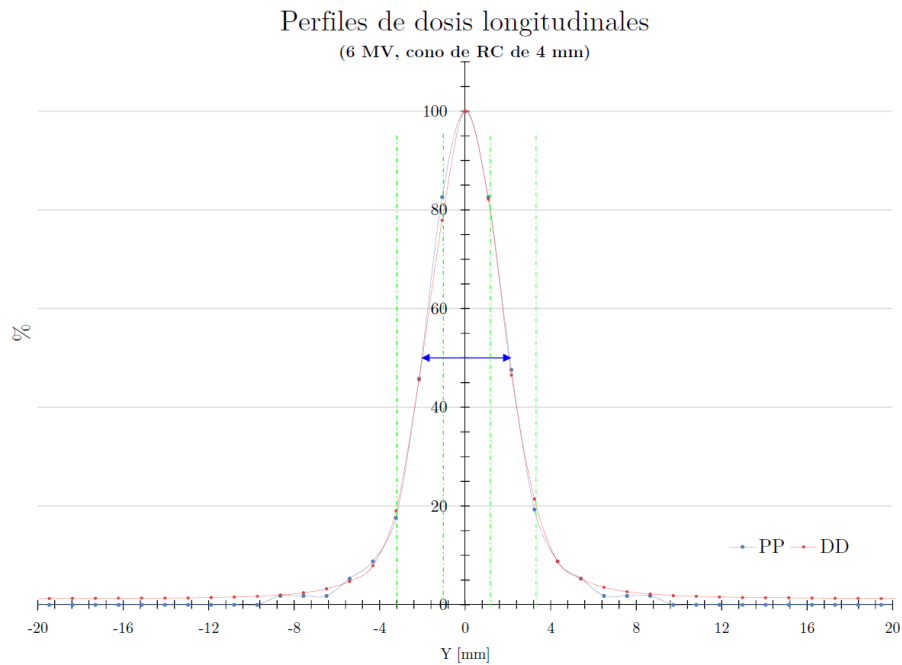


Figura 25: comparación de perfiles de dosis en la dirección in plane medidos con el detector de diamante y la cámara de ionización PinPoint a una DFS = 92,5 cm y 7,5 cm de profundidad.

5.1.5. Medición de las curvas de PDD

- Se realizaron las mediciones de las curvas de Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD, por sus siglas en inglés) en el maniquí de agua, hasta una profundidad de 35 cm, a una DFS de 95 cm y 98,5 cm, con el cono de radiocirugía de 4 mm, se determinaron los valores característicos asociados con las curvas de PDD, se usó el detector de diamante y se comparó con los valores obtenidos con la cámara de ionización PinPoint.
- En el apéndice se muestran las curvas medidas con cada detector.

En la figura 26 se muestra la comparación de las curvas de PDD medidas a una DFS de 98,5 cm con el detector de diamante y con la cámara de ionización PinPoint, se muestra la diferencia porcentual entre las curvas de PDD medidas, desde la profundidad de máximo de dosis hasta la profundidad de 25 cm, aproximadamente, la diferencia porcentual fue menor al 2 %, lo cual indica una correspondencia aceptable entre ambas curvas en el rango clínico.

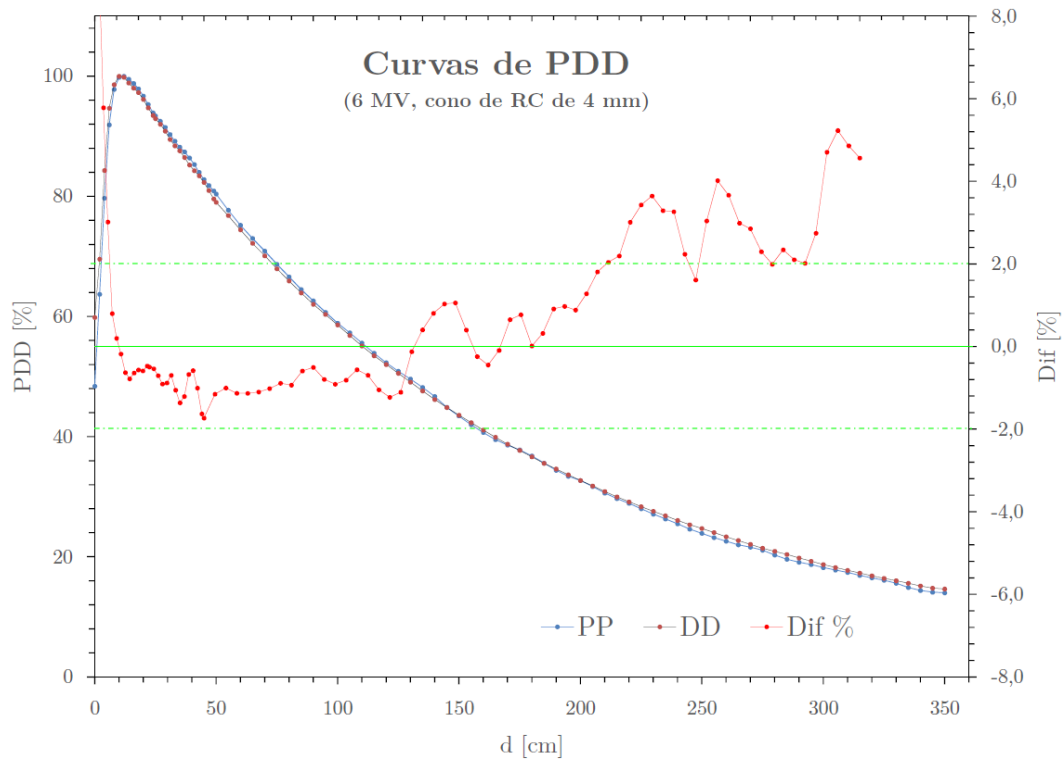


Figura 26: comparación de curvas de PDD con el cono de RC de 4 mm, medidas con el detector de diamante y al cámara de ionización PinPoint.

5.1.6. Medición del factor de salida S_c

- Se determinará el factor de salida en el maniquí de agua con el cono de radiocirugía de 4 mm, a la profundidad de 5 cm, en el isocentro, con el detector de diamante y se comparará con el valor obtenido con la cámara de ionización PinPoint [38].

i. Factor de salida con el detector de diamante:

$$S_{DD} = 0,5546$$

ii. Factor de salida con la cámara de ionización PinPoint:

$$S_{PP} = 0,4810$$

con una diferencia del 15,3 % con respecto al valor de la cámara de ionización gaseosa PinPoint, este valor de diferencia porcentual es consistente con el obtenido por *Doblado et al* (2007), ver figura 27, en el cual se comparan valores de la relación de dosis absorbida en agua calculados con métodos de Monte Carlo, para diferentes tamaños de campo y los valores de las relaciones de las lecturas con diferentes detectores, en la imagen se observa que los detectores de estado sólido (detector de diamante y diodo) son más cercanos a los valores obtenidos con las cámaras de ionización de diferentes volúmenes (PinPoint, Semiflex y FARMER), en el caso de la cámara PinPoint la diferencia es aproximadamente del 12 %, mientras que para las otras cámaras es mayor para el tamaño de campo más pequeño, este resultado es consistente con los obtenido experimentalmente en este trabajo.

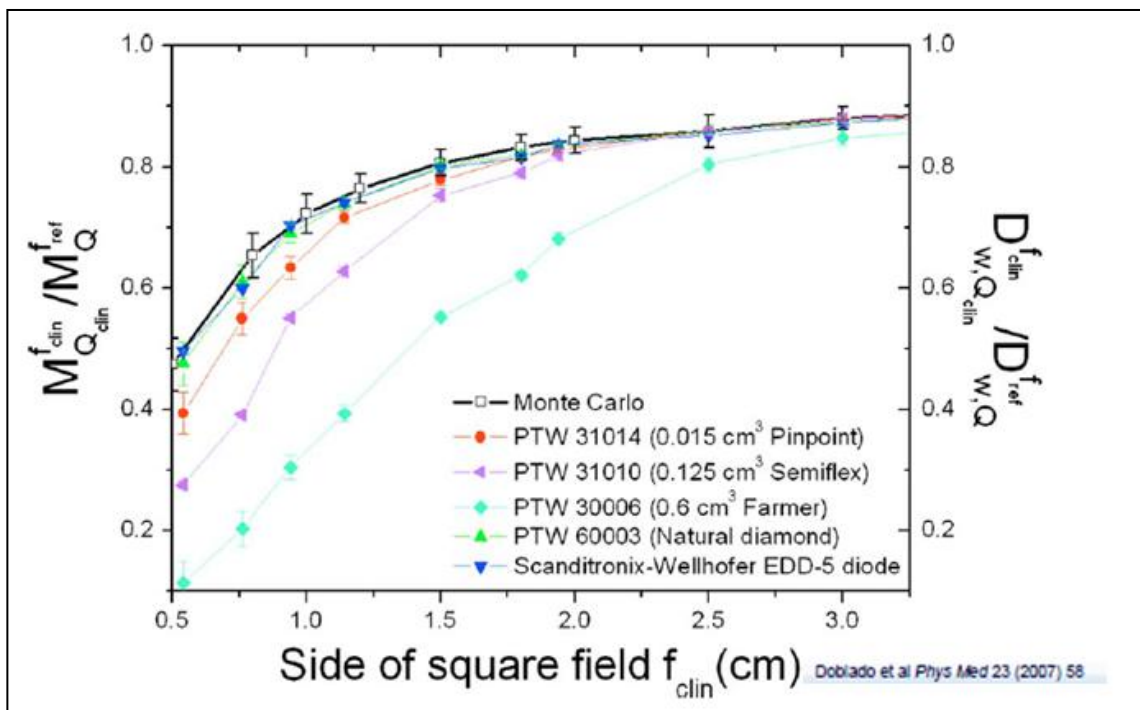


Figura 27: comparación de los factores de salida calculados con el método de Monte Carlo y medidos con diferentes detectores.

5.1.7. Mediciones de planes de tratamiento

- Se entregó el plan de tratamiento diseñado en el maniquí de agua.
- Se midió con el detector de diamante la dosis absorbida en agua según las condiciones de referencia de la tabla 13.
- Se realizaron tres (03) mediciones para cada arco y con tres tamaños de cono diferentes (4, 15 y 25 mm), los valores obtenidos se muestran en la tabla 17.

Tabla 17: valores de dosis medidos con el detector de diamante según los cálculos de dosis absorbida realizados con el SPT

| cono | UM | Lecturas [nC] | | | Lectura promedio [nC] | CV [%] | Dosis medida [Gy] |
|-------|------|------------------|--------|--------|-----------------------------|-----------|-------------------------|
| 4 mm | 9999 | 2420,0 | 2423,0 | 2418,0 | 2420,3 | 0,1 | 36,16 |
| 15 mm | 7701 | 3769,0 | 3759,0 | 3765,0 | 3764,3 | 0,1 | 56,09 |
| 25 mm | 2604 | 1324,0 | 1328,0 | 1334,0 | 1328,7 | 0,4 | 19,92 |

Tabla 18: comparación de dosis medidas y dosis calculadas con el SPT

| cono | Dosis calculada [Gy] | Dosis medida [Gy] | Dif% [%] |
|-------|-------------------------|----------------------|-------------|
| 4 mm | 34,78 | 36,16 | 4,0 |
| 15 mm | 55,00 | 56,09 | 2,0 |
| 25 mm | 20,00 | 19,92 | -0,4 |

En la tabla 18 se muestran las diferencias porcentuales entre las dosis calculadas con el SPT y las dosis medidas con el detector de diamante se obtuvo una diferencia porcentual de 4,0 % para el cono de 4 mm, 2,0 % para el cono de 15 mm y de -0,4 % para el cono de 25 mm, los resultados muestran que mientras mayor es el tamaño de campo las diferencias porcentuales se hacen menores ya que los efectos causados por campos pequeño se hace menos

notable, a medidas que el tamaño de campo disminuye son más notables estos efectos y las diferencias porcentuales son mayores, los datos con los cuales se alimentó el SPT fueron medidos con la cámara de ionización PinPoint y para el cálculo de la dosis se usa el factor de campo (Sc), en este trabajo se obtuvo una diferencia porcentual del 15 % entre el factor medido con la cámara PinPoint y el factor medido con el detector de diamante, esta diferencia porcentual alta es evidente en las diferencia de dosis calculadas y medidas con el detector de diamante.

Conclusiones

- El detector de diamante presenta una respuesta lineal en la carga colectada con respecto a la dosis absorbida en agua, con un valor de $R^2 = 1$, lo cual indica un comportamiento lineal de la respuesta del detector a altas dosis de radiación.
- El parámetro de corrección por variación en la tasa de dosis (D) para el detector de diamante es de $D = 1,0059$, con un valor de $R^2 = 1$, con una diferencia porcentual menor al 3 %, consistente con lo mostrado en *Hoban, et al (1994)*.
- La curva de PDD medida con el detector de diamante presenta diferencias porcentuales menores al 2 % hasta la profundidad de 20 cm en la región de equilibrio electrónico, con respecto a la medida con la cámara PinPoint.
- Los valores de dosis calculada por el sistema de planificación de tratamientos presentan una diferencia porcentual menor al 4 % para el cono de radiocirugía de 4 mm, menor al 2 % para el cono de 15 mm y menor al 1 % para el cono de 20 mm, con respecto a los valores medidos en el maniquí de agua con el detector de diamante.
- El detector de diamante es adecuado para la calibración del haz de radiocirugía de 6 MV con cono de 4 mm.

Apéndice

Perfiles de dosis

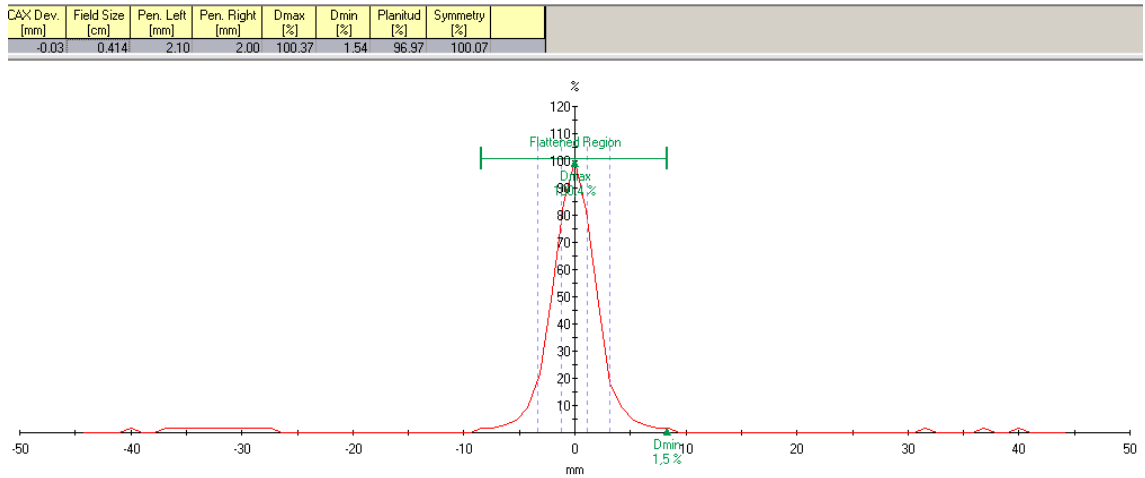


Figura 28: Perfil 6 MV in plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint.

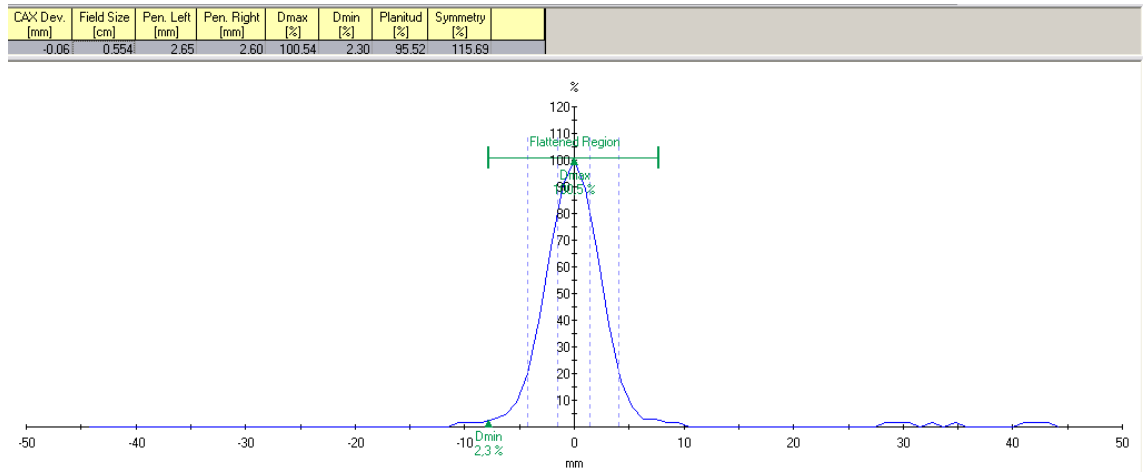


Figura 29: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint.

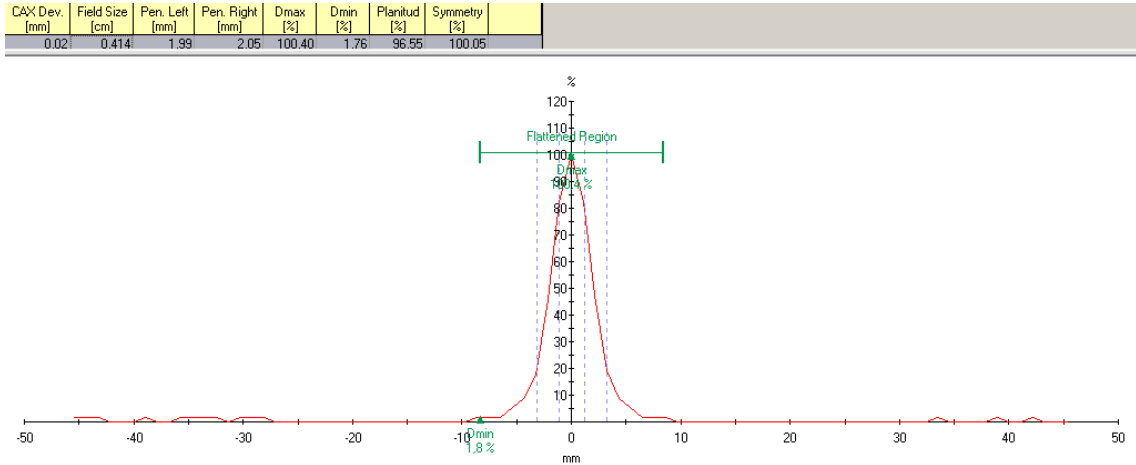


Figura 30: Perfil 6 MV in plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint.

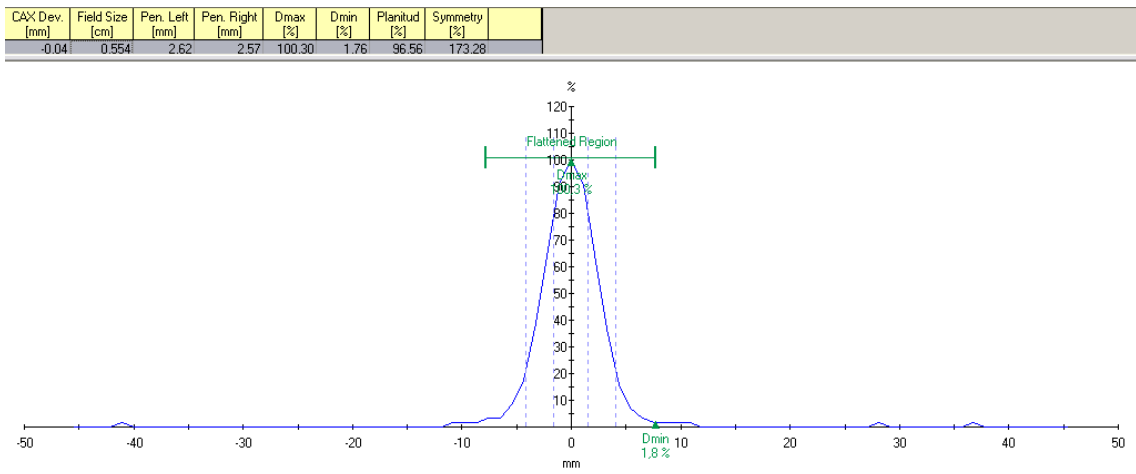


Figura 31: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint.

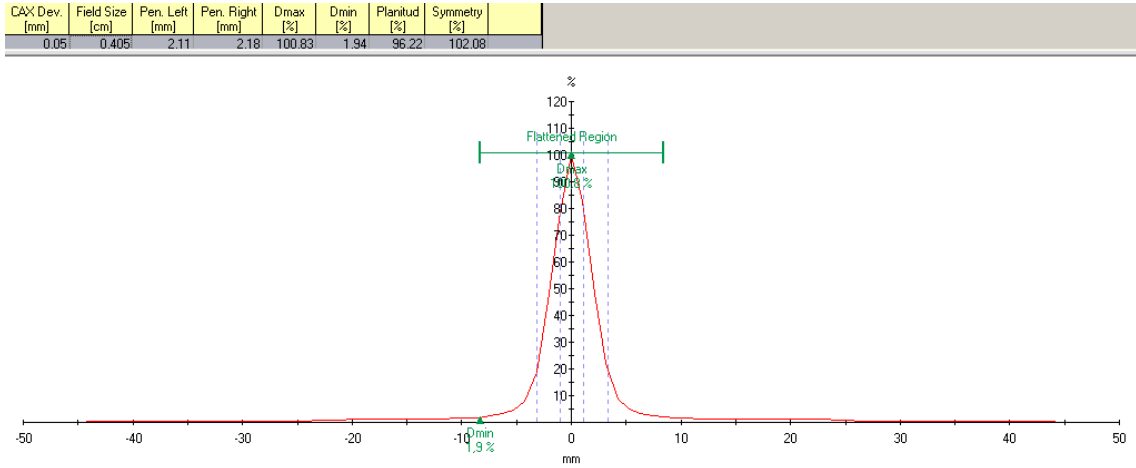


Figura 32: Perfil 6 MV in plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante.

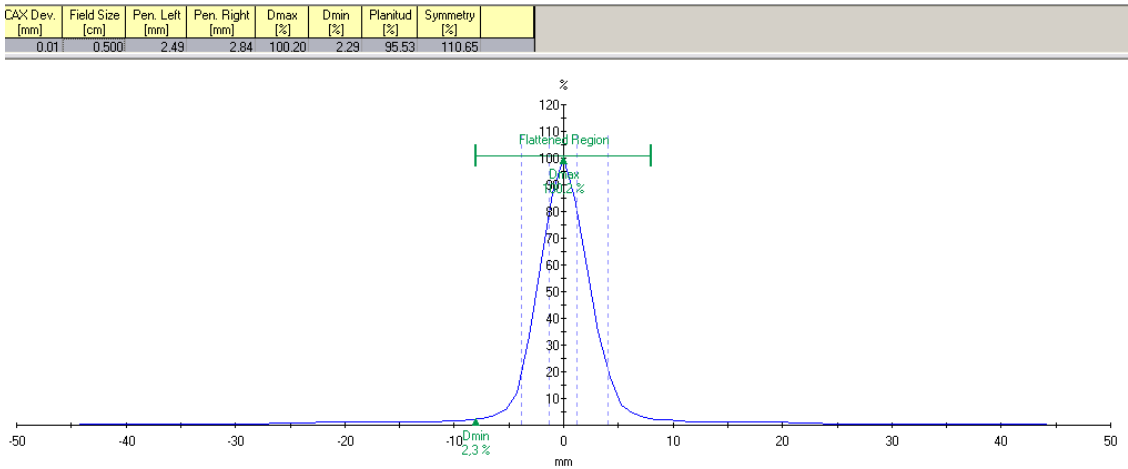


Figura 33: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 95,0 cm, $d = 5,0$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante.

| AX Dev. [mm] | Field Size [cm] | Pen. Left [mm] | Pen. Right [mm] | Dmax [%] | Dmin [%] | Planitud [%] | Symmetry [%] |
|--------------|-----------------|----------------|-----------------|----------|----------|--------------|--------------|
| 0.03 | 0.407 | 2.19 | 2.19 | 100.48 | 2.08 | 95.94 | 106.73 |

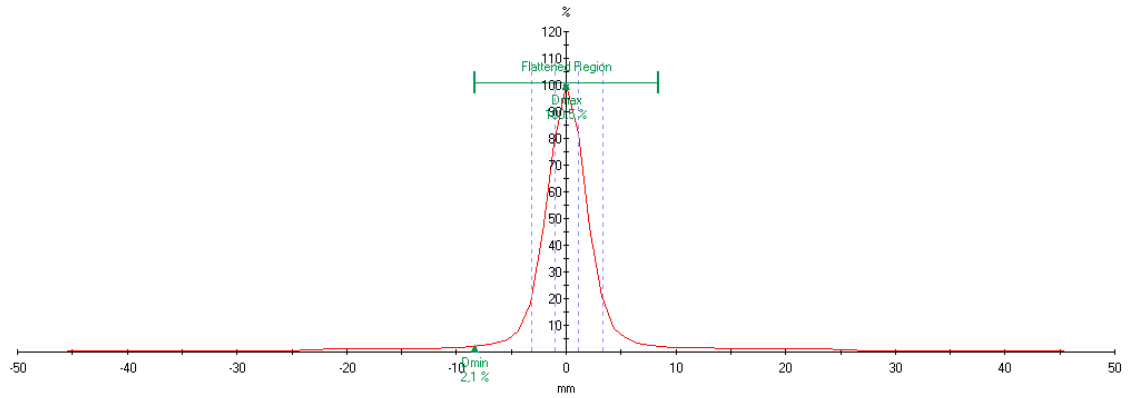


Figura 34: Perfil 6 MV in plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante.

| AX Dev. [mm] | Field Size [cm] | Pen. Left [mm] | Pen. Right [mm] | Dmax [%] | Dmin [%] | Planitud [%] | Symmetry [%] |
|--------------|-----------------|----------------|-----------------|----------|----------|--------------|--------------|
| 0.01 | 0.503 | 2.53 | 2.81 | 100.12 | 2.42 | 95.27 | 115.05 |

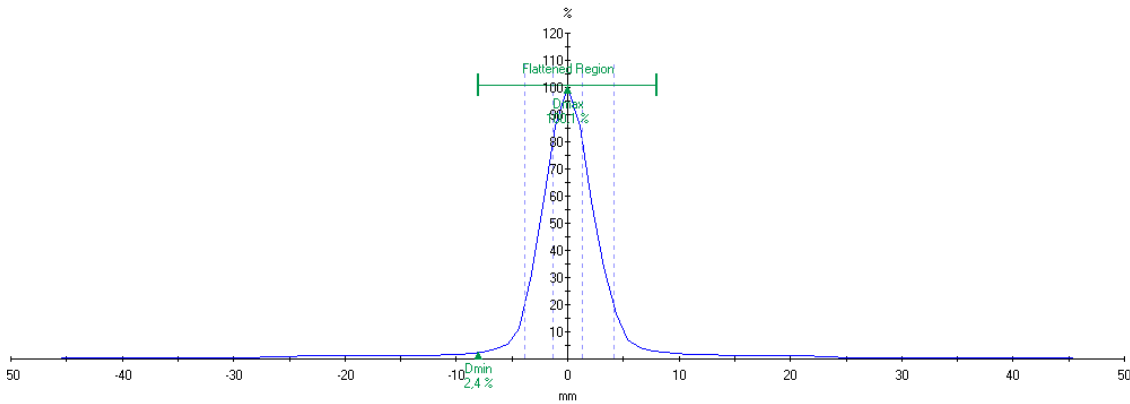


Figura 35: Perfil 6 MV cross plane a DFS = 98,5 cm, $d = 1,5$ cm, cono de 4 mm con detector de diamante.

Curvas de PDD

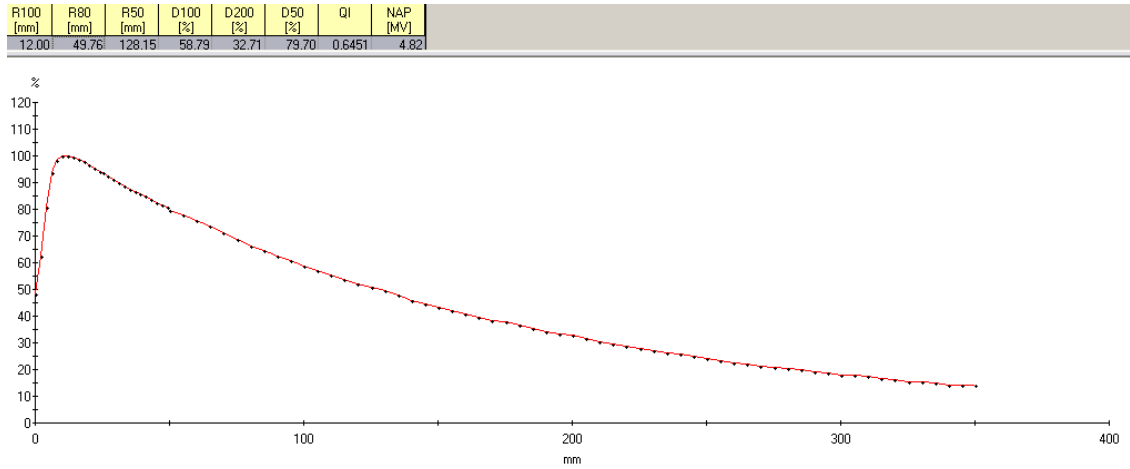


Figura 36: PDD 6 MV a DFS = 98,5 cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint.

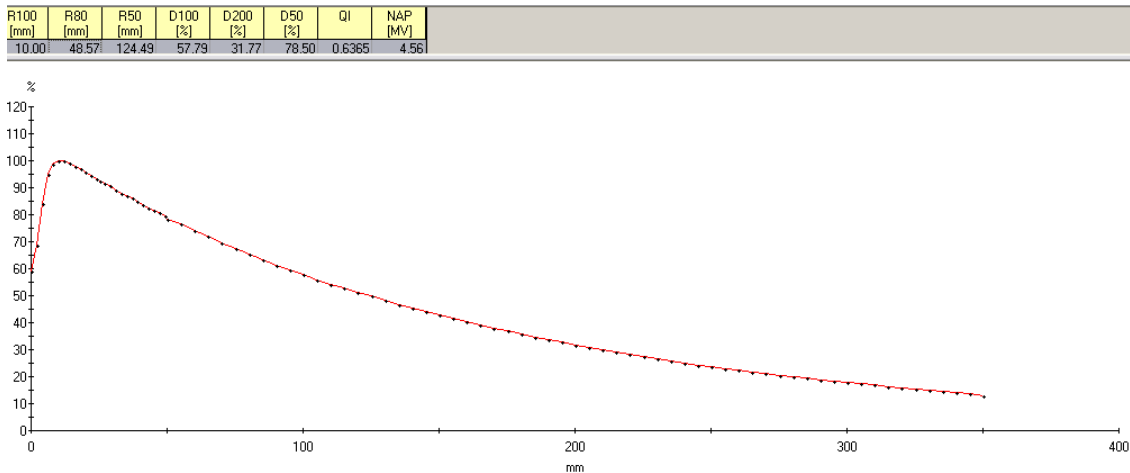


Figura 37: PDD 6 MV a DFS = 98,5 cm, cono de 4 mm con detector de diamante.

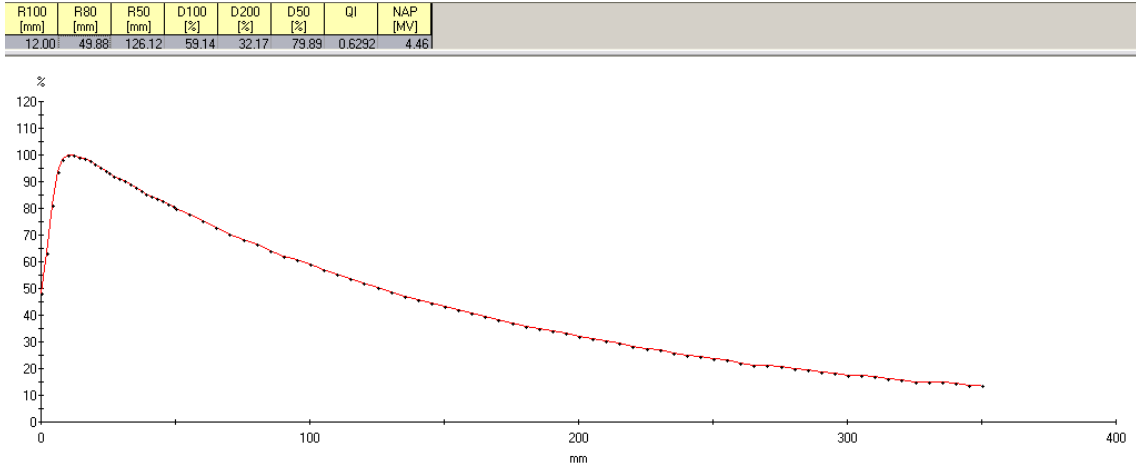


Figura 38: PDD 6 MV a DFS = 95,0 cm, cono de 4 mm con cámara de ionización PinPoint.

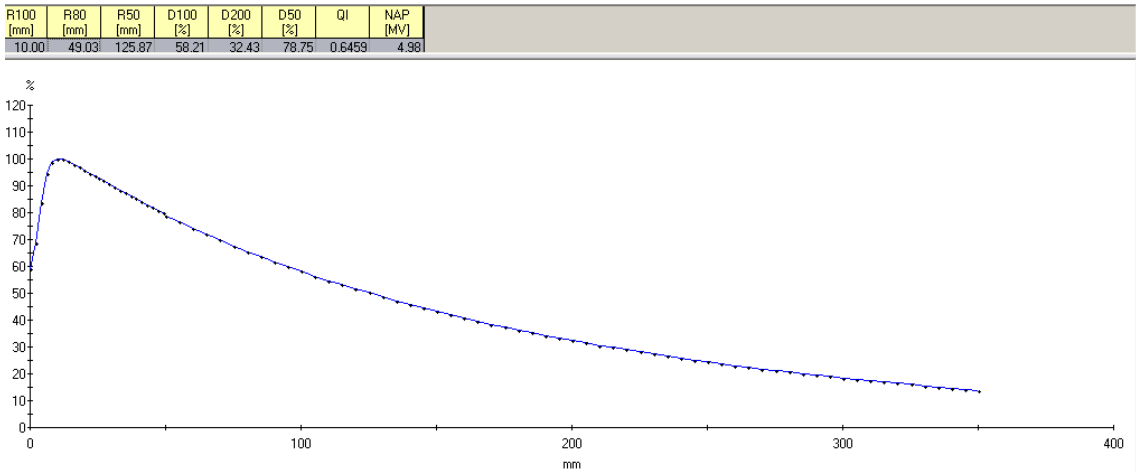


Figura 39: PDD 6 MV a DFS = 95,0 cm, cono de 4 mm con detector de diamante.

Bibliografía

- [1] Leksell L. The stereotactic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 102: 316 - 319, 1951.
- [2] Leksell L. Stereotaxic radiosurgery in trigeminal neuralgia. *Acta Chir Scand* 137: 311 - 314, 1971.
- [3] Leksell L, Herner T, Liden K. Stereotactic radiosurgery of the brain: report of a case. *Kungl fysiograf sällsk Lund förh* 25: 142, 1955.
- [4] Lawrence JH, Tobias CA, Born JL, et al. Heavy particle irradiation in neoplastic and neurologic disease. *J Neurosurg* 19: 717 - 724, 1962.
- [5] Lutz W, Winston KR, Makeki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14: 373 - 381, 1988.
- [6] Larsson B, Liden K, Sarby B: Irradiation of small structures through the intact skull. *Acta Radiol* 13: 511 - 534, 1974.
- [7] Sarby B. Cerebral radiation surgery with narrow gamma beams. *Acta Radiologica* 13: 425 - 444, 1974.
- [8] Timothy D. Functional stereotactic radiosurgery involving a dedicated linear accelerator and gamma unit: a comparison study. *J Neurosurg (Suppl* 3) 101: 373 - 380, 2004.
- [9] Das, I. J, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM, *Med. Phys.*, 35(9), 4186 - 4215, 2008.

- [10] Das, I. J., et al. Small Field Dosimetry: What Have We Learnt? AIP symposium series (in press). This was presented in XIV Mexican Society of Medical Physics in March 2016.
- [11] Gerhard M. Friehs, M.D. Stereotactic radiosurgery for functional disorders. *Neurosurg Focus* 23 (6):E3, 2007.
- [12] Timothy D. Solberg, Ph.D. Technical Aspects of LINAC Radiosurgery for the Treatment of Small Functional Targets. *Journal of Radiosurgery*, Vol. 1, No. 2, 1998.
- [13] Spencer, L. V., y Attix, F. H. A theory of cavity ionization. *Radiat. Res.*, 3, 239 - 254, 1955.
- [14] Attix, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. New York, EUA: J. Wiley and Son, 1986.
- [15] OIEA. IAEA TRS-398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Vienna, Austria: OIEA, 2000.
- [16] Almond, P. R., Biggs, P. J., Coursey, B. M., Hanson, W. F., Huq, M. S., Nath, R., y Rogers, D. W. O. AAPM's TG-51 Protocol for clinical reference Dosimetry of high-energy photons and electron beams. *Med. Phys.*, 26(9), 1847 - 1870, 1999.
- [17] Alfonso, R., Andreo, P., Capote, R., Huq, M. S., Kilby, W., Kjäll, P., Mackie, T. R., Palmans, H., Rosser, K., Seuntjens, J., Ullrich, W., y Vatnitsky, S. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.*, 35(11), 5179 - 5186, 2008.

- [18] Francescon, P, et al. Calculation of $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ for several small detectors and two linear accelerators using Monte Carlo simulations. *Med. Phys.*, 38(12), 6513-6527, 2011.
- [19] Das, I. J., Ding, G. X., y Ahnesjö, A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.*, 35(1), 206 - 215, 2008.
- [20] Pappas, E., Maris, et al. Small SRS photon field profile dosimetry performed using a PinPoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicon-diode array (DOSI), and polymer gel dosimetry. Analysis and intercomparison. *Med. Phys.*, 35(10), 4640 - 4648, 2008.
- [21] Pappas, E., Maris, et al. Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams. *Med. Phys.*, 33(10), 3700 - 3710, 2006.
- [22] Rice R. K., et al. Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV X-rays. *Phys Med Biol* 32: 1087 - 1099, 1987.
- [23] Bjärngard B. E., et al. Doses on central axes of narrow 6-MV x-ray beams. *Med Phys* 17: 794 - 799, 1990.
- [24] Serago C. F., et al.: Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery. *Phys Med Biol* 37: 1943 - 1956, 1992.
- [25] Westermark M., et al. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys Med Biol* 45: 685 - 702, 2000.
- [26] Dawson D. J., et al. Analysis of physical parameters associated with the measurement of high-energy x-ray penumbra. *Med Phys* 11: 491 - 497, 1984.

- [27] Kubsad S. S., et al. Monte Carlo and convolution Dosimetry for stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 19: 1027 - 1035, 1990.
- [28] Verhaegen F., et al. Monte Carlo dosimetry study of a 6 MV stereotactic radiosurgery unit. *Phys Med Biol* 43: 2755 - 2768, 1998.
- [29] Zhu X.R., et al. Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel plate ion chamber, and radiographic film. *Med Phys* 27: 472 - 477, 2000.
- [30] Fidanzio A., et al. PTW diamond detector: Dose rate and particle type dependence. *Med. Phys.*, 27(11), 2589 - 2593, 2000.
- [31] Hoban, P. W., et al. Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam. *Phys. Med. Biol.*, 39(8), 1219-1229, 1994.
- [32] Ramani R., et al. The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery. *Med Phys* 21:389-392, 1994.
- [33] Keddy R. J., et al. Synthetic diamonds as ionisation chamber radiation detectors in biological environments. *Phys Med Biol* 32:751-759, 1987.
- [34] Laub W. U., et al. Energy and dose rate dependence of a diamond detector in the dosimetry of 4-25 MV photon beams. *Med Phys* 24:535-536, 1997.
- [35] Plansky B. Evaluation of diamond radiation dosimeters. *Phys Med Biol* 25:519-532, 1980.
- [36] McKerracher, C., et al. Notes on the construction of solid state detectors. *Radiotherapy and Oncology*, 79(3), 348-351, 2006.

- [37] PTW Freiburg. Diamond detector type 60003. User manual. D279.131.0/5. Germany: PTW, 1999.
- [38] Sauer, O. A., et al. Measurement of output factors for small photon beams. *Med. Phys.*, 34(6), 1983-1988, 2007.
- [39] Khan, F. The physics of radiation therapy. 2nd edn. edit. Lippincott, Williams and Wilkins. 1994.
- [40] Podgorsak, E.B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Cap 6: External photon beams: Physical aspects. Vienna. IAEA. 2005.
- [41] Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). TECDOC 1151: Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad. Vienna, Austria. 2004.
- [42] Vargas Verdesoto, Milton Xavier. Estudio de la dosis absorbida en campos pequeños con ausencia de equilibrio electrónico lateral en radiocirugía estereotáxica y radioterapia con intensidad modulada. Tesis para obtener el grado de Doctor en Ciencias con especialidad en Física Médica. Universidad Autónoma del Estado de México. Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares. Facultad de Medicina. Toluca, Estado de México. 2013