
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

**CARACTERIZACIÓN DE COLIMADORES
CÓNICOS PARA RADIOCIRUGÍA PARA UN HAZ
DE FOTONES CON ENERGÍA DE 6MV**

COMUNICACIÓN IDÓNEA DE RESULTADOS

Que para obtener el grado de:

ESPECIALISTA EN FÍSICA MÉDICA CLÍNICA

Presenta:

M. EN C. LORENA LÓPEZ BELTRÁN

Asesor:


M. en C. Miguel Rodríguez Ponce

Sinodales:

Dr. Juan Azorín Nieto 

M. en C. José Alfredo Herrera González  



CIUDAD DE MÉXICO, 14 DE ENERO DE 2020

Contenido

Introducción.....	6
I. Radiocirugía estereotáctica	6
I.1 Radioterapia: modalidades y técnicas especiales	6
I.2 Breve historia de la SRS.....	7
I.3 Equipos de SRS.....	10
I.3.1 Gamma Knife	10
I.3.2 CyberKnife.....	11
I.3.3 TomoTherapy	11
I.3.4 LINAC	12
I.4 Radiocirugía en el INCan.....	13
I.5 Recomendaciones para la garantía de calidad en tratamientos de SRS.....	14
Justificación.....	17
Hipótesis	18
Objetivos	19
Objetivo general.....	19
Objetivos específicos	19
1 Dosimetría en campos pequeños	20
1.1 Física de la dosimetría de campos pequeños.....	20
1.2 Dosimetría de campos anchos vs. Dosimetría de campos pequeños	22
1.2.1 Dosimetría de referencia	23
1.2.2 Dosimetría relativa	27
1.3 Tipos de dosímetros para campos pequeños	30
1.3.1 Cámara de Ionización	31
1.3.2 Microdiamante	32
1.3.3 Película radiocrómica	33
1.4 Algoritmo de Cálculo.....	33

1.5	Medidas necesarias para el sistema de planeación de radiocirugía iPlan.....	36
2	Metodología	38
2.1	Caracterización de la cámara de ionización	38
2.2	Medición del NLout y OF	40
2.2.1	Medición del factor de salida nominal del LINAC (NLout)	40
2.2.2	Factores de salida (dispersión) St	40
2.3	Medición de PDD/TMR.....	42
2.3.1	PDD	42
2.3.2	TMR	43
2.4	Medición de perfiles laterales (OAR).....	43
2.5	Comparación de las medidas anteriores y las realizadas en este proyecto	45
3	Resultados	46
3.1	Caracterización de la cámara PTW Pin Point 3D.....	46
3.2	Calibración del LINAC y OF	49
3.2.1	Medidas.....	49
3.2.2	Calibración.....	49
3.2.3	Factores de salida	50
3.3	PDD.....	51
3.4	OAR.....	52
3.5	Comparación entre las medidas anteriores y las realizadas en este proyecto	53
3.5.1	Comparación de PDD.....	53
3.5.2	Comparación de OAR	55
3.5.3	Comparación de OF	57
3.5.4	Comparación de Dosis.....	59
4	Discusión.....	60
5	Conclusión y perspectiva	63

Introducción

Siempre que se trate sobre el uso de radiaciones ionizantes surgirá la necesidad de establecer normas, protocolos y criterios que garanticen la seguridad de quienes estén involucrados en su manejo. El ámbito médico no es la excepción, ya sea para diagnóstico o para tratamiento, la seguridad radiológica es fundamental.

La radioterapia es una de las formas en que se usa la radiación ionizante como tratamiento de distintas patologías, principalmente cáncer. Entre sus modalidades está la radiocirugía estereotáctica (SRS) la cual consiste en una sola aplicación de una alta dosis de radiación a un volumen blanco bien definido, ubicado con un sistema estereotáctico [1]. Dicho volumen tiene como característica ser pequeño, de modo que se debe garantizar que el funcionamiento de los equipos de tratamiento sea óptimo con el fin de tener certeza de la seguridad del paciente y el personal que participa en el proceso de entrega del tratamiento.

I. Radiocirugía estereotáctica

La radiocirugía estereotáctica es el resultado de varios avances en tecnología, física y medicina que han permitido llevar el uso de radiaciones ionizantes al tratamiento de lesiones intracraneales de manera precisa. En esta sección se hará una revisión del proceso que ha llevado a la radiocirugía actual y lo que se realiza en el Instituto Nacional de Cancerología.

I.1 Radioterapia: modalidades y técnicas especiales

La radioterapia es el tratamiento de enfermedades por medio de radiaciones ionizantes y se basa en los efectos biológicos de estas para matar células cancerígenas [2]. El uso de la radiación ionizante como tratamiento se remonta a 1896, a poco tiempo del descubrimiento de los rayos X, cuando Emil Grubbe realizó el primer tratamiento considerado como radioterapia, es decir, la primera vez que se usaron radiaciones ionizantes para eliminar una enfermedad [3], [4].

Actualmente, las modalidades de radioterapia se pueden clasificar (sin considerar la terapia con radioisótopos marcados) por la distancia entre la fuente de radiación y la lesión a tratar, como [5]:

- Teleterapia: Cuando la fuente de radiación se encuentra fuera del paciente, lejos de la lesión. Puede ser por medio de fotones o partículas cargadas. Se realiza a través de equipos especializados como los Aceleradores Lineales Clínicos (LINACS).
- Braquiterapia: Cuando la fuente de radiación se coloca en la cercanía de la lesión por medio de aplicadores de manera temporal o implantes permanentes.

Dentro de la Teleterapia hay distintos tipos de técnicas que han evolucionado junto con el desarrollo tecnológico, aumentando la precisión de los tratamientos. Empezando con tratamientos de campos cuadrados o rectangulares

que no podían ser conformados al tumor, pasando por la terapia conformal 3D, hasta las técnicas avanzadas actuales como: Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, Intensity Modulated Radiotherapy), la Arcoterapia volumétrica de Intensidad Modulada (VMAT, Volumetric Modulated Arc Therapy), la Radiocirugía Estereotáctica (SRS, Stereotactic Radiosurgery) y la Radioterapia Estereotáctica Extracraneal (SBRT, Stereotactic Body Radiotherapy).

Cada una de las técnicas antes mencionadas tiene sus propias consideraciones para garantizar la precisión en la entrega de dosis según las necesidades del tratamiento. La siguiente sección trata sobre Radiocirugía Estereotáctica (SRS).

I.2 Breve historia de la SRS

El término radiocirugía fue introducido por el neurocirujano Lars Leksell en 1951 [6]. Él definió la radiocirugía como el proceso de destrucción de un volumen objetivo intracerebral (localizado estereotácticamente) por medio de una dosis única entregada a través de un conjunto de haces que convergen en el volumen objetivo y mantienen el tejido circundante con mucho menor dosis [7]. Inicialmente usó un marco estereotáctico diseñado por él mismo y una máquina de rayos X de 200 kV para el tratamiento de neuralgia trigeminal [8].

El trabajo de Leksell dio origen al Gamma Knife (1954). La primera versión contaba con 179 fuentes de Cobalto 60 (Co-60) emisor de rayos gamma de una energía promedio de 1.25 MeV, distribuidas en un patrón semiesférico y dirigido con exactitud a volúmenes de 4, 8 y 14 mm de diámetro [7], [8] (Figura I.1).



Figura I.1 Izquierda: Lars Leksell, Derecha: primer equipo de SRS.

Para el uso adecuado del marco estereotáctico debía fijarse al cráneo del paciente y para obtener las imágenes se realizaba una neumocefalografía de rayos X [8].

El Gamma Knife fue por años el único equipo dedicado exclusivamente a SRS, pero resultaba demasiado costoso tenerlo en todos los centros de radioterapia. Así que otros investigadores se dedicaron a tratar de reproducir los beneficios del Gamma Knife con equipos convencionales de Cobalto (Barcia y Solorio, España) y aceleradores lineales (Derechinsky y Betti, Buenos Aires), ver Figura I.2.

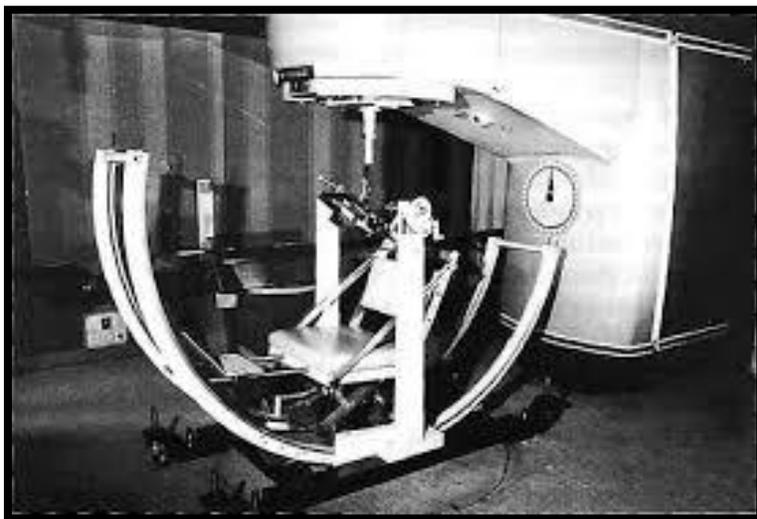


Figura I.2 Adaptación de un LINAC para realizar SRS. Derechinsky y Betti, Buenos Aires.

En 1985, los neurocirujanos Ken Winston y Eben Alexander III, junto con el físico médico Wendell Lutz (entre otros) crearon un sistema de colimadores cónicos con diámetros de 10 a 50 mm que eran colocados como accesorios a un LINAC (Figura I.3), después Lutz desarrolló un pedestal al cual se fijaba el marco estereotáctico (a su vez fijado al cráneo del paciente), con lo que eliminó parte de la incertidumbre que provenía de la luz de campo y los lasers [4].



Figura I.3 Izquierda: Lutz con un colimador cónico, 1985. Derecha: Steve Goetsch con el sistema Winston-Lutz, 1993. Tomadas de [4].

Lutz también creó un sistema que utilizaba película para colocar con precisión una esfera de acero en el centro de rotación gantry-colimador en 8 distintas angulaciones de mesa y gantry. Este sistema se conoce como la prueba “Winston-Lutz”, su principio básico aún se utiliza como garantía de calidad de los LINACs con los que se realiza radiocirugía [4].

Fue hasta 1992, en Boston, que se inició la radiocirugía con LINACs de manera dedicada [7].

Evidentemente la ventaja de adaptar un LINAC para SRS es que puede seguirse usando para radioterapia convencional, lo cual vuelve esta técnica más accesible para los centros de radioterapia.

En cuestión de localización de los blancos y fijación del paciente también existen avances. Inicialmente la localización de los blancos estaba limitada a los métodos de obtención de imágenes. Se usaban marcos estereotácticos e imágenes de rayos X ortogonales con los que se hacía un sistema de coordenadas para localizar la lesión en un espacio 3D. Luego se desarrollaron cajas con fiducias para que al tomar una placa de rayos X pudieran ser ubicadas y la localización de los blancos fuera más sencilla. Sin embargo, esto presentaba sus problemas, como dimensionar adecuadamente las lesiones a tratar considerando el efecto de amplificación de las imágenes y el verdadero espacio 3D donde se ubican. Con el avance de la tecnología para adquisición de imágenes, como el desarrollo de la Tomografía Computarizada (CT, Computed Tomography) y la Imagen por Resonancia Magnética (MRI, Magnetic Resonance Imaging), se pudo implementar de mejor manera la localización en SRS (Ver Figura I.4) adaptando los sistemas a los equipos de adquisición de imágenes.

La fijación del paciente es sumamente importante para el éxito de una radiocirugía, por lo que los métodos de fijación también se han desarrollado, desde los marcos que se fijan al cráneo del paciente hasta las máscaras con fijación bucal que son menos invasivas (Figura I.5).

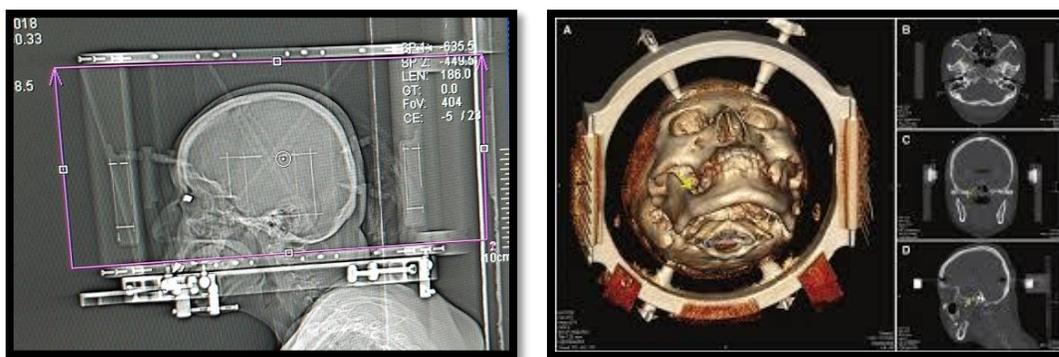


Figura I.4 Evolución de los sistemas de localización por imagen. Izquierda: Imagen lateral 2D adquirida con rayos-x. Derecha: Reconstrucción 3D adquirida con tomografía computarizada.

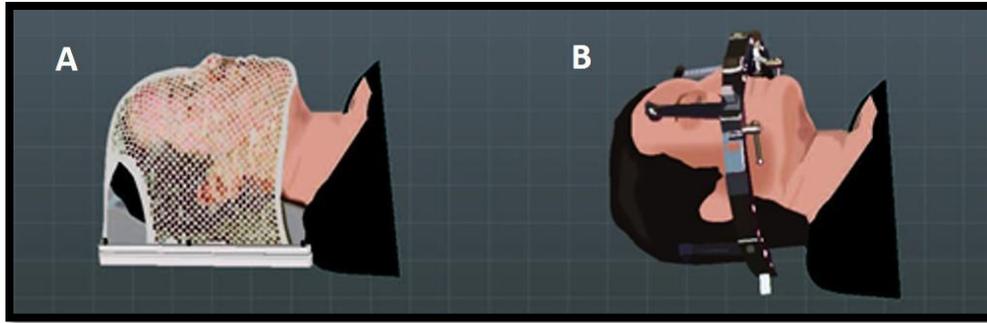


Figura I.5 Sistemas de fijación para SRS. A) Máscara y B) Marco estereotáctico.

Los sistemas de fijación menos invasivos son posibles gracias a los tratamientos guiados por imagen, con los cuales se pueden hacer correcciones del movimiento del paciente en tiempo real.

I.3 Equipos de SRS

Existen varios equipos dedicados exclusivamente a SRS, el principio básico en todos ellos es tener la mayor precisión y exactitud posible al momento de entregar la dosis y conformar la dosis de modo que se logre reducir la dosis a tejido sano. En esta sección se hace una revisión general de los equipos con los que se pueden realizar radiocirugías.

I.3.1 Gamma Knife

Es un equipo que contiene 201 fuentes de Co-60 en un arreglo semiesférico resguardadas en una coraza llamada unidad de radiación. Mientras no está en funcionamiento la puerta de blindaje permanece cerrada y la mesa fuera de la unidad de radiación. El equipo también cuenta con un colimador en forma de casco que es donde se coloca la cabeza del paciente junto con el marco estereotáctico (Figura I.6). Dependiendo del plan de tratamiento, las fuentes se desplazan a las posiciones adecuadas y permanecen el tiempo que sea necesario para alcanzar la dosis que se quiera entregar [9].



Figura I.6 Izquierda: Primera unidad de Cobalto para SRS, Derecha: Gamma Knife moderno, Elekta.

Dada la naturaleza de las fuentes de radiación y la forma de colimar, las distribuciones de dosis son casi esféricas con diámetros de 4, 8, y 14 mm de diámetro (en algunos equipos se cuenta con 18 mm). Estas se pueden agrupar para cubrir blancos más grandes [8].

1.3.2 CyberKnife

Se trata de un brazo robótico de alta precisión cuyo cabezal es un acelerador lineal de 6 MV, en la salida del haz puede tener dos tipos de mecanismos: uno es un sistema de colimadores cónicos de distintos diámetros que se pueden intercambiar y el otro es un sistema de colimación con multihojas [10] Figura I.7.

Este equipo no requiere un marco de fijación rígido como el utilizado para el Gamma Knife ya que incluye un sistema de seguimiento en tiempo real de rayos X con el que compara la tomografía usada en la planeación del paciente, de modo que si el paciente llega a moverse el brazo robótico hace los ajustes necesarios para corregir el movimiento [10].

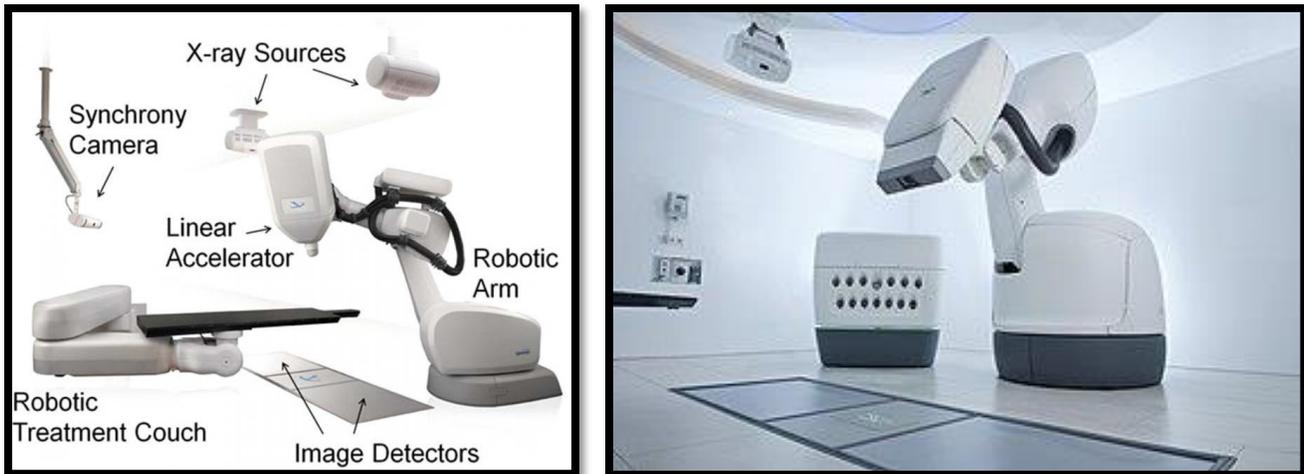


Figura I.7 CyberKnife Izquierda: Colimadores, Derecha: MLC.

Por sus características, no está limitado a tratamientos intracraneales, sino que puede ser usado para tratamientos en torso, abdomen y pelvis.

1.3.3 TomoTherapy

Este es un equipo mixto que combina la adquisición de imágenes con el tratamiento. En apariencia es bastante similar a un Tomógrafo ya que cuenta con un gantry en forma de anillo (Figura I.8). Produce fotones de 6 MV por medio de un acelerador S-band montado en el anillo del CT que gira mientras la mesa se desplaza [8]. Cuenta con un sistema de colimación binario con el cual se conforma la salida del haz (beamlets) [8], [11]. Las actualizaciones permiten la entrega de dosis sin rotación y el uso de un colimador multihojas para conformar el haz de manera más eficiente [11].



Figura I.8 Tomotherapy

Es considerado como un equipo especializado para IGRT y tratamientos de intensidad modulada. Entre sus aplicaciones también están la radiocirugía [11].

I.3.4 LINAC

Para los LINAC existen dos casos: los equipos que son adaptados con accesorios para SRS, por ejemplo: colimadores cónicos, micro-MLC, accesorios de fijación del paciente que se adaptan a la mesa, etc.; y los que tienen las adaptaciones necesarias para SRS integradas de fábrica, por ejemplo: micro MLC, mesa robótica 6D, sistemas guiados por imagen, etc. [8]. Ambos tipos de LINAC pueden ser usados para radioterapia convencional además de SRS (Figura I.9).



Figura I.9 LINACs adaptados para SRS. Izquierda: Marco estereotáctico de fijación y colimadores cónicos. Derecho: Máscara de fijación y colimación con multihojas.

En ambos casos se debe contar con el *software* adecuado para la planeación del tratamiento de SRS. Además de un protocolo de control de calidad que asegure la precisión y exactitud del tratamiento.

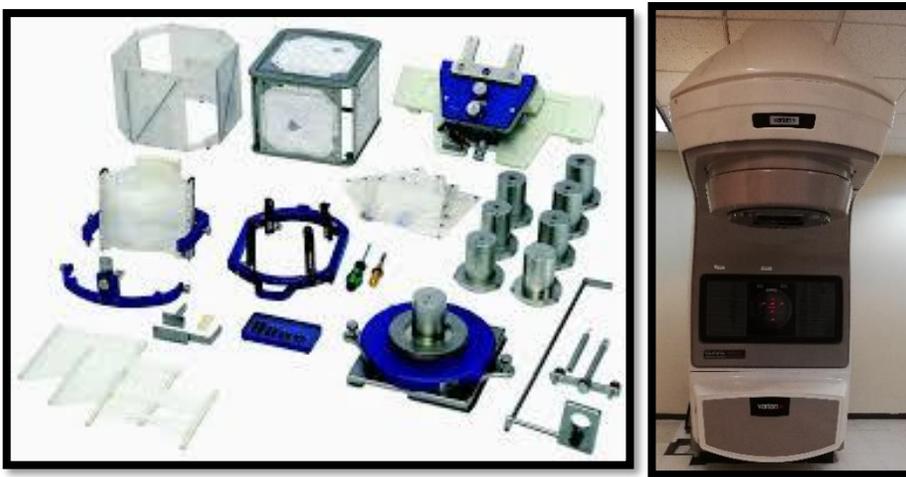
I.4 Radiocirugía en el INCan

En el servicio de Radioterapia del INCan se practican radiocirugías para el tratamiento de metástasis cerebrales.

Los tratamientos se realizan con un sistema de radiocirugía estereotáctica de la marca BrainLAB (Figura I.10, Izquierda) que consta de:

- Un marco estereotáctico
- 10 colimadores cónicos de diferentes diámetros
- Sistema de planeación iPlan 4.2.1

Este sistema se usa en el LINAC 600C (Varian) que tiene una única energía de fotones de 6MV (Figura I.10, Derecha).



Derecha).

Para entregar el tratamiento se coloca el colimador cónico como un accesorio a la salida del haz y se usa el adaptador de la mesa para poder fijar el marco estereotáctico, que a su vez está fijo en la cabeza del paciente (Figura I.11 SRS practicada con colimadores cónicos y marco estereotáctico.). El o los tamaños de los conos, así como la angulación del gantry y la mesa, dependerán del tamaño y localización de los blancos a tratar.

Figura I.10 Izquierda: Equipo de radiocirugía BrainLab. Derecha: LINAC 600C



Figura I.11 SRS practicada con colimadores cónicos y marco estereotáctico.

El uso adecuado de este sistema requiere de un estricto control de calidad. En la siguiente sección se presentan algunas recomendaciones para la garantía de calidad de estos tratamientos.

I.5 Recomendaciones para la garantía de calidad en tratamientos de SRS

Como se ha mencionado, la SRS envuelve técnicas de localización estereotáctica combinadas con la entrega de múltiples campos pequeños en una sola fracción de alta dosis, resultando en una dosis altamente conformada entregada con pronunciados gradientes de dosis [8] por lo que un error podría resultar en un daño irreparable al tejido sano.

En general el control de calidad debe garantizar que cada proceso envuelto en el tratamiento sea adecuado; desde la adquisición de la imagen, el sistema de localización, el sistema de fijación, el *software* de planeación del tratamiento, etc.

Dado el auge de los LINACs que eran adaptados para SRS, en 1995, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, American Association of Physicist in Medicine) en su reporte 54: Radiocirugía estereotáctica [12] del grupo de trabajo 42, indica las recomendaciones para la garantía de calidad en tratamientos de SRS.

Como primera recomendación menciona que ningún tratamiento debe ser iniciado sin la presencia de al menos un físico médico en cada procedimiento. Además de contar con un análisis de riesgos para determinar las medidas que se deben tomar para evitar daños al paciente en cada paso del proceso [12].

Menciona que las incertidumbres durante el procedimiento surgen de dos fuentes principales: la definición del volumen objetivo y las tolerancias del equipo para entregar la dosis (LINAC, mesa, marco, etc.) [12]. Los requerimientos básicos para radiocirugía estereotáctica son [12]:

1. Precisión en la localización del volumen objetivo
2. Precisión mecánica del sistema
3. Precisión y optimización de la distribución de dosis

4. Seguridad del paciente

En la publicación de la AAPM [12] la tolerancia para los factores de salida (OF, Output Factors) es $\pm 3\%$ entre los medidos y los calculados, el isocentro mecánico debe estar en una esfera de 1mm de radio, la incertidumbre entre la coincidencia del isocentro mecánico y el de radiación debe ser $\pm 1\text{mm}$. La incertidumbre en el proceso completo de la radiocirugía idealmente no debía ser mayor a 2mm, pero debido a las limitaciones en adquisición de imágenes en esa época (1995) se toleraba hasta un 3.7mm.

Estas tolerancias fueron *adecuadas* para la tecnología con la que se contaba en esos momentos. Sin embargo, la tecnología ha seguido avanzando permitiendo disminuir las incertidumbres en cada paso del proceso. En 2014, se publicó el reporte 91 del ICRU [8] (International Commission on Radiation Units and Measurements) el cual da un enfoque más actual respecto a las nuevas tecnologías, haciendo énfasis en los siguientes aspectos [8]:

1. La dosimetría de campos pequeños
 - Se recomienda el uso de energías ≤ 10 MV para la implementación clínica de SRS (SRT en general)
 - Recomienda el uso del formalismo de Alfonso et al. (2008) [13] presentado en el TRS 483 [14]. (Sección 1 de este documento)
2. La definición de volúmenes (objetivo y órganos de riesgo)
 - Da la definición de los volúmenes necesarios en el uso de campos pequeños (GTV, PTV, OAR, etc.) y condiciones generales para definir sus límites espaciales.
 - Define condiciones generales de adquisición de imágenes según la región anatómica del tratamiento.
3. Algoritmos de planeación del tratamiento
 - Define una clasificación de los algoritmos de cálculo en: Algoritmos basados en factores y algoritmos basados en modelos.
 - Da una revisión de características generales y algunas especificaciones que deben tener los algoritmos de cálculo (para SRT y SBRT) como el modelado del haz, parámetros de la fuente y sistemas de colimación; cálculo de dosis; implicaciones del uso de campos pequeños en los algoritmos de cálculo de dosis, consideraciones clínicas, de implementación y aspectos a considerar al comisionar un algoritmo de planeación del tratamiento.
4. Sistemas guiados por imagen
 - Indica la tecnología requerida para IGRT como sistemas de inmovilización y realiza una revisión general de los sistemas actuales.
 - Da una revisión general de la dosis por los sistemas de seguimiento por IGRT.

- Da una revisión del papel del manejo de movimientos respiratorios en IGRT.
 - Menciona las incertidumbres en IGRT y el uso de campos pequeños y el sistema de garantía de calidad para IGRT en SRT.
5. Garantía de calidad de los equipos
- Da una breve descripción y referencias para establecer un control de calidad de los equipos en los cuales se realiza SRT y/o SRS.
 - Menciona las fuentes principales de incertidumbre: 1. Asociadas con el equipo de imagen (CT) que se usa para la planeación; 2. Asociadas a la dosimetría; 3. Asociadas al equipo de tratamiento y 4. Asociadas al sistema guiado por imagen.
 - Recalca la importancia de establecer la incertidumbre de cada componente involucrado en el proceso de la radiocirugía para establecer un valor de tolerancia aceptable.
6. Prescripción, registro y reporte de los tratamientos
- Menciona las características de los niveles de registro establecidos por el ICRU (Niveles 1, 2 y 3) y la diferencia entre lo que deben prescribir, registrar y reportar del proceso de una SRT.

Parte de estas recomendaciones generales para SRS es realizar una verificación de extremo a extremo mediante una auditoría externa independiente antes de iniciar los tratamientos de SRS cuando una institución inicia un nuevo programa de terapia con haces pequeños involucrados [8]. Un cambio en el protocolo de dosimetría puede considerarse como un nuevo programa de terapia.

Las recomendaciones generales descritas en ese reporte [8] deben ser consideradas por el físico médico para establecer un sistema apropiado de garantía de calidad, ubicando las necesidades específicas del equipo de tratamiento, el equipo de adquisición de imagen y las demás herramientas con las que cuenta para realizar el tratamiento. Estableciendo los límites de tolerancia que puede obtener acorde a las recomendaciones.

Justificación

La necesidad de precisión en localización y fijación es muy alta en radiocirugía, las dosis al ser altas y con grandes gradientes deben ser entregadas con la mayor exactitud posible, por ese motivo la dosimetría de campos pequeños debe ser practicada con la mayor precaución. Incluso un físico médico experimentado puede tener problemas a la hora de realizar dosimetría en campos pequeños debido a que las consideraciones son distintas a las de campos convencionales.

Con la publicación del nuevo protocolo (TRS 483) enfocado a la dosimetría con campos pequeños, es necesaria la actualización de las medidas que se proporcionan al sistema de planeación de SRS siguiendo las recomendaciones que puedan aplicarse al caso de colimadores cónicos en un LINAC.

Hipótesis

Las medidas obtenidas con la cámara de ionización PTW Pin Point 3D (T31016) realizadas siguiendo el protocolo TRS 483 serán más precisas que las obtenidas anteriormente.

Objetivos

Objetivo general

Actualizar los datos de factores de salida (OF), perfiles laterales (OAR) y curvas de dosis-profundidad (PDD) de los colimadores cónicos para radiocirugía BrainLAB en el sistema de planeación iPlan.

Objetivos específicos

1. Caracterizar la cámara de ionización PTW Pin Point 3D (T31016)
2. Medir OAR y PDD para cada colimador cónico.
3. Medir OF para cada colimador cónico.
4. Comparar las medidas actuales del sistema de planeación con las obtenidas en este proyecto.

I Dosimetría en campos pequeños

I.1 Física de la dosimetría de campos pequeños

Lo primero es definir las características de un campo pequeño. De acuerdo con el protocolo: “Dosimetría de Campos pequeños estáticos usados en Radiocirugía de haz externo: Un código internacional de práctica para la determinación de dosis relativa y de referencia” (TRS 483) [14], al menos una de las siguientes condiciones debe cumplirse para decir que un campo es pequeño:

- Pérdida de Equilibrio Lateral de Partícula Cargada (ELPC) en el eje central del haz.
- Oclusión parcial de la fuente primaria (por los colimadores, por ejemplo: mordazas, multihojas o conos).
- Que el tamaño del detector sea mayor o igual que las dimensiones del haz.

Las dos primeras condiciones corresponden al haz de manera directa y la tercera a su relación con el detector. Sin embargo, las tres resultan en la sobreposición de la penumbra entre el tamaño de campo y el tamaño del detector.

La pérdida de ELPC ocurre en haces de fotones si el tamaño de campo o el radio del haz es menor al alcance máximo de los electrones secundarios que contribuyen de manera medible a la dosis absorbida [15]. Un parámetro para medir cuándo ocurre la pérdida de equilibrio es el rango ELPC (r_{ELPC}) definido como el radio mínimo de un campo de fotones circular para el cual la dosis absorbida en agua en el centro del campo está relacionada por un factor constante con el kerma de colisión en agua [15], [14].

El caso de oclusión parcial de la fuente tiene que ver con los campos pequeños que son creados por medio de colimadores que cubren parte de la fuente, lo cual producirá un menor factor de salida en el eje del haz (Figura I.1). Este efecto se vuelve importante para campos menores al tamaño de la fuente ($\sim 5mm$).

Los dos efectos anteriores provocan la disminución del factor de salida en los campos pequeños.

La tercera condición, referente al detector, es un problema dado que la dosis en el volumen sensible del detector no sería homogénea, lo que causa un efecto de promediado de volumen (Figura I.2), en presencia de grandes gradientes de dosis y ausencia de ELPC, las perturbaciones en la fluencia serían difíciles de modelar y corregir esos efectos traería grandes incertidumbres [14].

Para evitar que el detector sea demasiado grande respecto al tamaño de campo se requiere que el tamaño de campo (como se definirá más adelante) se al menos $r_{ELPC} + \frac{1}{2}$ del tamaño del volumen externo del detector. El r_{ELPC} se ha obtenido por medio de simulaciones Monte Carlo [14] y es expresado en función del índice de calidad del haz $TPR_{20,10}(10)$, en cm el r_{ELPC} es:

$$r_{ELPC} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382$$

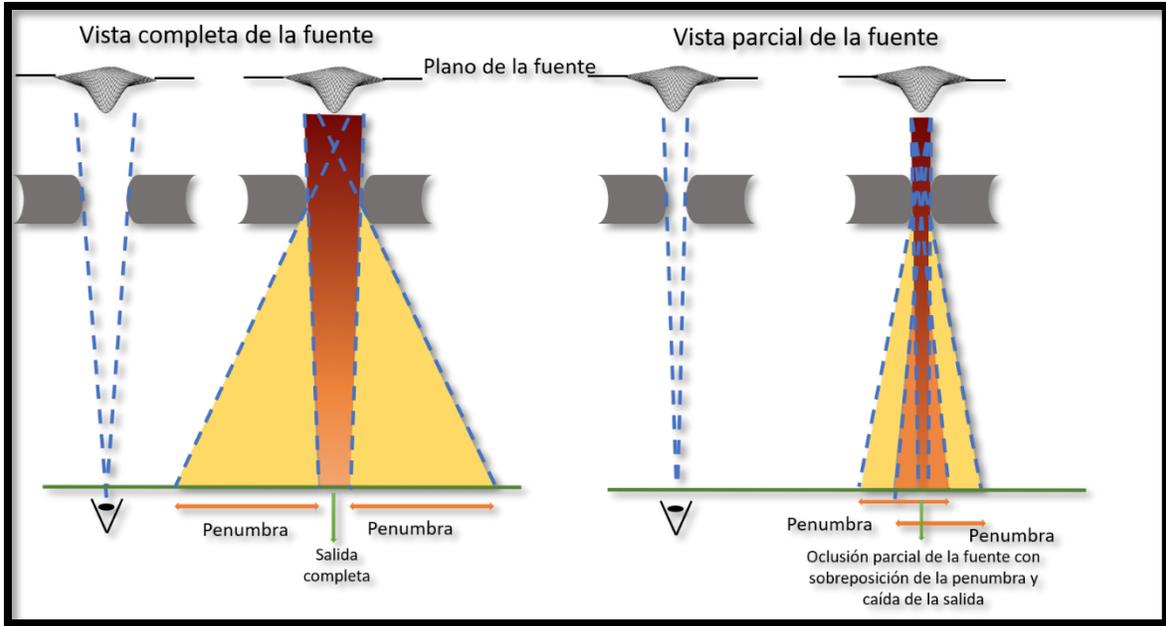


Figura 1.1 Efecto de oclusión parcial de la fuente. Modificado de [13].

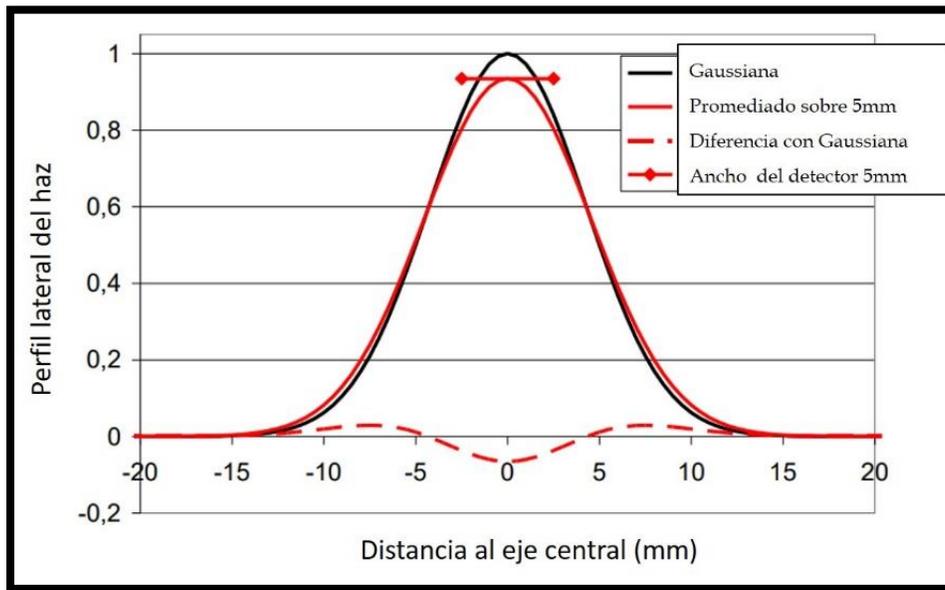


Figura 1.2 Efecto del promediado de volumen. Modificada de [16].

Para definir el tamaño de campo de radiación el TRS 483 [14] recomienda usar el ancho de la mitad de la intensidad máxima de un perfil lateral perpendicular al eje central del haz (FWHM, Full Width at Half Maximum) a pesar de que debido a las condiciones de la penumbra en campos pequeños se tendrá un aparente ensanchamiento de campo (Ver Figura 1.3).

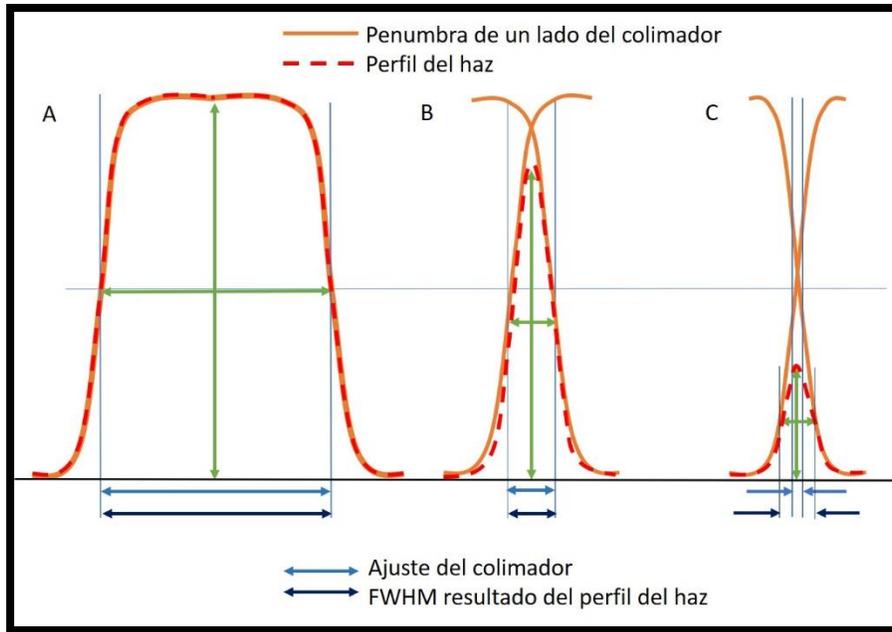


Figura 1.3 Efecto del aparente ensanchamiento del tamaño de campo. (Modificado de [14])

Otro efecto notable en campos pequeños es el endurecimiento del espectro de energía, esto se debe a que los colimadores que conforman el haz blindan parte de los fotones dispersados por los componentes del cabezal. También la falta de ELPC contribuye a este efecto de endurecimiento puesto que los electrones de baja energía no alcanzan el eje del haz y no contribuyen al valor del factor de salida [14].

Para determinar la calidad del haz, se puede usar el $TPR_{20,10}$ siempre que se puedan tener las condiciones de referencia para un campo de $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ [17].

Los aspectos mencionados en esta sección son los que hacen que la dosimetría de referencia y relativa sea distinta entre campos convencionales y campos pequeños. En la siguiente sección revisaremos las diferencias esenciales entre ambas formas de realizar dosimetría.

1.2 Dosimetría de campos anchos vs. Dosimetría de campos pequeños

Para la dosimetría de referencia y relativa de aceleradores lineales convencionales se puede utilizar el protocolo: “Determinación de dosis absorbida en radioterapia de haz externo: Un código internacional de práctica para dosimetría basada en estándares de dosis absorbida en agua” (TRS 398) [17] el cual indica las recomendaciones y el código de práctica a seguir para la dosimetría de haces de fotones y electrones que son de interés para el instituto.

Hasta el momento en este código de práctica [17] no existían consideraciones específicas para campos pequeños. Sin embargo, en 2018 la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA, International Atomic Energy Agency) y AAPM publicaron el TRS 483 [14] mencionado anteriormente.

El enfoque del TRS 483 son los campos pequeños o campos de máquina específica, refiriéndose a equipos de radioterapia como Gamma Knife, Tomotherapy, Cyber Knife y Conos para Radiocirugía, los cuales no tienen la capacidad de establecer las condiciones de referencia definidas en el TRS 398 [17].

1.2.1 Dosimetría de referencia

La dosimetría de referencia consiste en conocer por medio de una medida directa y factores de corrección, la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia [17]. El formalismo para calcular la dosis absorbida en agua ($D_{w,Q}$) en condiciones de referencia es:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

Donde M_Q es la medida obtenida con el detector (cámara de ionización) para una calidad de haz Q que es la calidad del usuario, N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración del dosímetro en términos de la dosis absorbida en agua (w) en la calidad de haz Q_0 que es la calidad del haz en la que fue calibrada el dosímetro (Si Q y Q_0 son iguales, se omite el subíndice). k_{Q,Q_0} es un factor de corrección de la calidad del haz si es que Q y Q_0 son diferentes. M_Q además, tiene incluido una serie de factores de corrección por cantidades de influencia:

- Presión, temperatura y humedad

Dado que las cámaras de ionización recomendadas en el TRS 398 son abiertas, la masa de aire dentro del detector está expuesta a variaciones atmosféricas. Por lo que se usa el factor de corrección:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P}$$

Donde P y T son la presión y la temperatura en el momento de medida, P_0 y T_0 son la presión y la temperatura usados en la calibración de la cámara de ionización.

En el caso de la humedad no es necesario un factor de corrección k_h cuando la calibración se hizo con una humedad relativa de 50% y la usada está entre 20% y 80%.

- Calibración del electrómetro

Si el electrómetro y la cámara de ionización se calibraron por separado, el factor de corrección k_{elec} debe ser proporcionado por el laboratorio de calibración. En el caso de haber sido calibrados juntos no se requiere el uso de este factor, se considera igual a 1 y adimensional.

- Efecto de polaridad

El factor de corrección de este efecto k_{pol} se obtiene con el valor absoluto de dos lecturas de la cámara con distintas polaridades como lo indica la siguiente fórmula:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

Donde M_+ y M_- son las lecturas con polaridad positiva y negativa y M es la lectura con la polaridad que se usa comúnmente.

- Recombinación de iones

Es posible que la recolección de cargas sea incompleta dada la recombinación de iones, por lo cual se usa el factor de corrección k_s . Para obtener este factor se recomienda usar dos lecturas M_1 y M_2 con dos polaridades distintas V_1 y V_2 , respectivamente. V_1 es la polaridad que se usa comúnmente y V_2 es una menor de modo que $V_1/V_2 \geq 3$ preferentemente. El factor se obtiene mediante:

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

Los coeficientes a_i están dados en la Tabla 4.VII de la referencia [17].

Para determinar la calidad del haz del usuario Q para haces de fotones de alta energía se usa la razón tejido-maniquí $TPR_{20,10}$, de acuerdo con TRS 398 [17]. El $TPR_{20,10}$ es la razón de dosis absorbidas a las profundidades 20 cm y 10 cm en un maniquí de agua medidas a una distancia fuente-cámara constante de 100 cm y un tamaño de campo 10 cm \times 10 cm en el plano de la cámara.

Las condiciones para medir el $TPR_{20,10}$ son las enlistadas en la Tabla 1.1 y se esquematizan en la Figura 1.4.

Parámetro	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidad de medida	20 cm y 10 cm
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas: En el eje central al centro del volumen de la cavidad. Para plano-paralelas: En el centro de la superficie interna de la ventana.
Posición del punto de referencia de la cámara	A la profundidad de medida
Distancia Fuente-Cámara (SCD)	100 cm
Tamaño de campo en SCD	10 cm \times 10 cm

Tabla 1.1 Condiciones de referencia para medir el TPR (20,10).

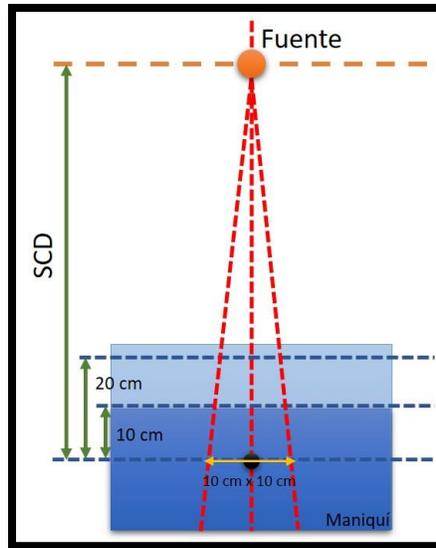


Figura 1.4 Esquema de las condiciones de referencia para medir TPR (20, 10).

Para haces convencionales también se puede usar la relación empírica:

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595$$

Donde $PDD_{20,10}$ es la razón de porcentaje de dosis-profundidad a 20cm y 10cm para un campo de 10cm × 10cm y SSD de 100cm.

Las condiciones de referencia para determinar la dosis absorbida en agua de un haz de fotones para haces anchos de acuerdo con el TRS 398 [17] se enlistan en la Tabla 1.2

Parámetro	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida	Para $TPR_{20,10} < 0.7$, 10 cm o 5 cm Para $TPR_{20,10} \geq 0.7$, 10 cm
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
SSD/SCD	100 cm
Tamaño de campo	10 cm × 10 cm

Tabla 1.2 Condiciones de referencia para dosimetría de referencia de un haz de fotones.

Para campos pequeños, el formalismo es bastante similar, sólo que se requieren factores de corrección que dependen del tipo de máquina con la que se realiza y si esta es capaz de cumplir o no las condiciones de referencia de la Tabla 1.2.

En nuestro caso el LINAC sí es capaz de reproducir las condiciones de referencia de la Tabla 1.2. En el TRS 483 [14] se consideran tres casos posibles para la dosimetría de referencia:

- Caso 1: Cámara calibrada específicamente para el campo máquina específica, f_{msr}

Este es considerado el caso ideal, ya que se contaría con un factor de calibración obtenido en un campo de referencia máquina específica (mrs, machine specific reference) f_{msr} . La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia (z_{ref}) en ausencia de la cámara de ionización, es:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$$

Donde Q_{msr} es la calidad del haz del campo msr, $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del dosímetro en el campo f_{msr} corregida por las cantidades de influencia y $N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es el coeficiente de calibración de la dosis absorbida en agua medida con una cámara de ionización en un campo f_{msr} y una calidad Q_{msr} por un laboratorio primario.

- Caso 2: Cámara calibrada para un campo de referencia convencional con factores de corrección de calidad de haz genéricos disponibles.

Este caso se refiere a cuando la cámara ha sido calibrada en una calidad Q_0 en un campo de referencia f_{ref} 10 cm × 10 cm, por lo que requiere un factor de corrección de la calidad del haz. En este caso la dosis absorbida en agua para un campo msr es:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$$

Donde $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del dosímetro en el campo f_{msr} corregida por las cantidades de influencia, $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida medida por un laboratorio primario con una cámara de ionización en un campo de referencia f_{ref} con una calidad de haz Q_0 y $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$ es el factor de corrección de calidad del haz entre los campos f_{ref} y f_{msr} con calidades Q_0 y Q_{msr} respectivamente.

- Caso 3: Cámara calibrada para un campo de referencia convencional sin factores de corrección de calidad de haz genéricos disponibles.

En el caso de que los factores de corrección de calidad de haz genéricos no estén disponibles se usa la siguiente aproximación:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$$

Donde $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del dosímetro en el campo f_{msr} corregida por las cantidades de influencia, $N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}$ es el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida medida por un laboratorio primario con una cámara de ionización en un campo de referencia f_{ref} con una calidad de haz Q_0 , $k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$ es un factor de corrección por la respuesta de la cámara en las diferentes calidades de haz Q y Q_0 para un campo de referencia f_{ref} y $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$ es el factor de corrección de calidad del haz entre los campos f_{ref} y f_{msr} con calidades Q_0 y Q_{msr} respectivamente.

En este caso f_{ref} se refiere a un campo de referencia 10 cm × 10 cm hipotético ya que se considera que la máquina no puede conformar un campo de esas dimensiones, de modo que el factor $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$ no se puede medir directamente, así que se considera como:

$$k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} = \frac{k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}}{k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}}$$

Donde $k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$ se obtienen del TRS 483 [17].

Los tres casos están esquematizados en la Figura 1.5.

Las condiciones de referencia dependen de la máquina con la que se cuente, en nuestro caso, al tratarse de un LINAC puede usarse el TRS 398 [17] para la dosimetría de referencia puesto que se pueden tener las condiciones de referencia establecidas en este. Sin embargo, si sólo quisiera realizarse con los colimadores cónicos tendría que hacerse con el que tuviera el diámetro más cercano al cuadrado equivalente 10 cm × 10 cm.

1.2.2 Dosimetría relativa

Para la dosimetría relativa también existen diferencias entre los códigos de práctica. La dosimetría relativa consiste en medir curvas de porcentaje de dosis-profundidad (PDD), factores de salida (OF) y perfiles de dosis (OAR).

Para medir PDD en haces convencionales se debe considerar el punto efectivo de medida de la cámara desplazándola hacia el fondo una distancia $0.6r_{cyl}$, donde r_{cyl} es el radio de la cavidad de la cámara de ionización, además de usar una cámara de ionización de referencia [17].

Los OF pueden ser determinados como la razón de lecturas del dosímetro medidas en un conjunto de condiciones distintas a las de referencia sobre la medida de referencia. Comúnmente se realizan a la profundidad de dosis máxima o a la profundidad de referencia y se corrigen con PDD o TMR.

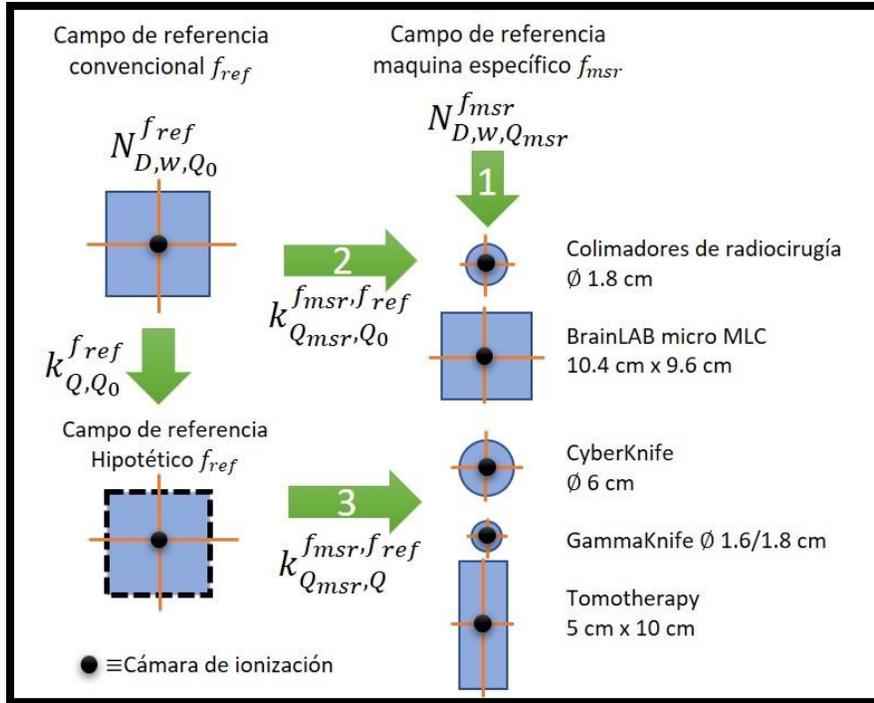


Figura 1.5 Casos para la dosimetría relativa en máquina específica. Modificado de [13].

En campos pequeños el código de práctica [14] hace énfasis en que no existe un detector ideal para campos pequeños y se sugiere el uso de dos a tres detectores diferentes con el fin de que la comparación entre ellos proporcione mayor confianza en que se realizaron bien las medidas.

El código de práctica TRS 483 [14] no tiene recomendaciones espaciales para medir curvas PDD, pero sí para medir OAR y OF.

En el caso de los perfiles laterales, lo primero que hay que considerar es el tipo de detector que se usará. Se recomienda que tenga alta resolución espacial, sin dependencia energética y de tasa de dosis limitada. Los detectores que no son simétricos y se usan con sistemas de escaneo deben colocarse de manera que el vástago sea paralelo al eje del haz o de modo que la dimensión más pequeña de su volumen sensible sea perpendicular a la dirección de escaneo, tratando de evitar irradiar el vástago y el cable (Figura 1.6).

Los siguiente es considerar la velocidad de escaneo y el tamaño de paso tomando en cuenta: que la perturbación en agua sea mínima, que el paso sea menor en el área central del haz y que sea el que produzca más puntos.

Para medir OF también hay otras consideraciones. Los OF $\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ están definidos como [14]:

$$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}}$$

Y son derivados a partir de una razón de medidas [14]:

$$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$$

Donde $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ es el factor de corrección de OF dado que la medida no es igual a la dosis, sólo son proporcionales.

Los valores de $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ están publicados en el TRS 483 [14] para algunos tipos de detectores y tamaños de campo.

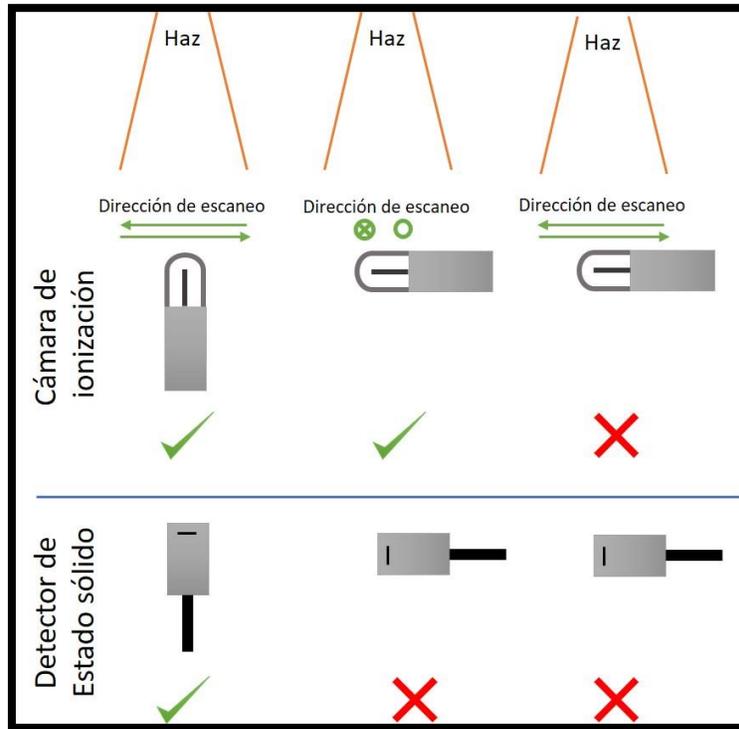


Figura 1.6 Correcto posicionamiento del detector según la dirección de escaneo.

De acuerdo con el detector con el que contemos, el mínimo tamaño de campo que podemos medir es aquel para el cual el factor de corrección de OF no sea mayor que $\pm 5\%$. Además, el factor de corrección por promediado de volumen $(k_{vol})_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ debe estar limitado por $0.95 \leq (k_{vol})_{Q_{clin}}^{f_{clin}} \leq 1.05$. El factor $(k_{vol})_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$ se calcula a partir de:

$$(k_{vol})_{Q_{clin}}^{f_{clin}} = \frac{\iint_A w(x,y) dx dy}{\iint_A w(x,y) OAR(x,y) dx dy}$$

Donde x y y son coordenadas ortogonales en el eje central del haz, A es el área de proyección del volumen sensible de la cámara en el plano ortogonal al eje del haz, $w(x,y)$ es una función de peso específica de la geometría del

detector, $OAR(x, y)$ es la razón fuera del eje, la cual es el perfil lateral del haz a la profundidad de medida normalizada a la unidad en el eje central.

Los valores de los factores están en el TRS 483 [14] para determinadas calidades de haz o maquinas específicas y para varios detectores.

Otra recomendación [14] es que se corrijan las medidas por cantidades de influencia por el tiempo que puede llevar realizar las medidas y porque los efectos de recombinación y polarización pueden depender del tamaño de campo.

Como puede notarse una de las diferencias fundamentales es el tipo de detectores que pueden ser usados para haces anchos y haces pequeños. En la siguiente sección se revisan algunos detectores con los que se puede hacer dosimetría de campos pequeños.

1.3 Tipos de dosímetros para campos pequeños

Tratándose de campos pequeños, cualquier perturbación que con haces convencionales se consideraba casi despreciable, se convierte en algo que puede afectar de manera significativa el resultado [14], [8]. El efecto de promediado de volumen y la diferencia de densidades entre el material del detector y la del medio crean una perturbación considerable incluso si el detector es pequeño. El TPR 483 [14] tiene una revisión de varios dosímetros disponibles comercialmente que se han probado para dosimetría de campos pequeños, los cuales se sugiere cumplan las condiciones de la Tabla 1.1.

Parámetro	Especificación
Estabilidad de la cámara (corto plazo)	Monitorear la respuesta de la cámara con dosis acumulada: el equilibrio es alcanzado en menos de 5 minutos, la lectura inicial y la de equilibrio coinciden dentro de un 0.5%.
Lectura de Fuga	Menor que 0.1% de la lectura de la cámara.
Efecto de polaridad	Menor que 0.4% de la lectura de la cámara. La dependencia energética de la polaridad es menos de 0.3% entre ^{60}Co y 10MV.
Corrección por recombinación	<ol style="list-style-type: none"> 1. La corrección es lineal con la dosis por pulso 2. La recombinación inicial está por debajo del 0.2% en voltajes alrededor de 300V 3. Para haces pulsados una gráfica de $1/M_Q$ vs $1/V$ es lineal al menos para valores prácticos de V. 4. La diferencia en la corrección de recombinación inicial obtenida con polaridades opuestas es menor que 0.1%
Estabilidad de la cámara	Cambio en el coeficiente de calibración menor del 0.3% en 2 años.
Material de la cámara	No exhibe efectos dados por la presión o la temperatura.

Tabla 1.3 Especificaciones para cámaras de ionización usadas para dosimetría de referencia de campos ms.

1.3.1 Cámara de Ionización

Las cámaras de ionización son detectores rellenos de gas (comúnmente aire). Su funcionamiento se basa en la colección, por medio de un campo eléctrico, de cargas creadas por ionización directa dentro del gas [18]. El TRS 483 [14] indica que las que tienen un volumen de 0.01 a 0.3 cm³ pueden usarse para campos menores de 2cm × 2cm.

Aunque el INCan cuenta con una gama amplia de cámaras de ionización, para campos pequeños se ha seleccionado la PTW Pin Point 3D (T31016) (Ver Figura 1.8), la cual cuenta con las especificaciones técnicas [19] mostradas en la Tabla 1.4. las dimensiones de la pared, el electrodo, etc. Se muestran en la Figura 1.7.

Designación	
Características especiales de construcción	Abierta al aire, impermeable, anillo de guarda
Volumen sensible de medición nominal	0.016cm ³
Punto de referencia	En el eje del detector 2.4mm de la punta
Tensión de la cámara	Nominal: +300V Máxima: ±500 V
Espesor de la superficie	84 mg/cm ²

Tabla 1.4 Especificaciones técnicas de la cámara PTW PinPoint 3D (T31016)

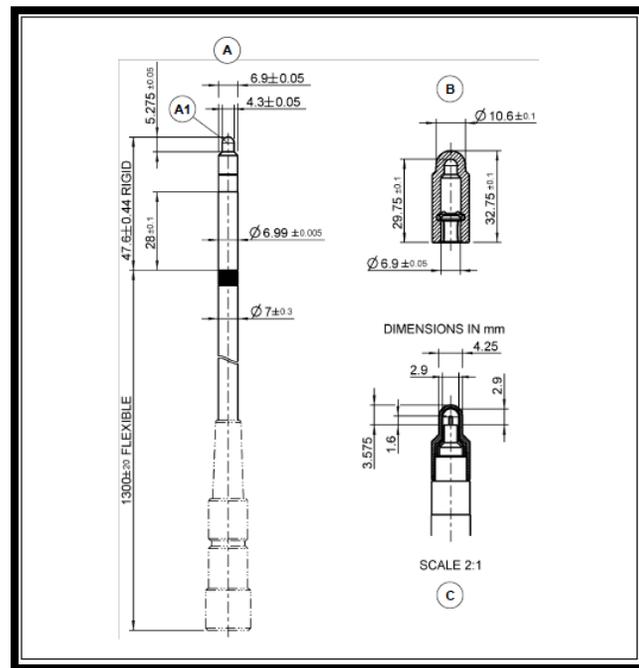


Figura 1.7 Esquema de las dimensiones de la cámara PTW PinPoint 3D. A: Vista general del detector, A1: Punto de referencia del detector, A2: Línea indicadora para la alineación con la fuente de radiación, B: Vista de la caperuza de equilibrio y C: Vista seccional [19].



Figura 1.8 Cámara de ionización PinPoint 3D (T31016)

1.3.2 Microdiamante

El detector PTW microDiamond (T60019) (Ver Figura 1.10) es un diodo que cuenta con un solo diamante de cristal sintético (SCDD).

Las especificaciones técnicas según el fabricante [20] se muestran en la Tabla 1.5, las dimensiones del detector se muestran en Figura 1.9.

Designación	
Características especiales de construcción	Detector de estado sólido impermeable
Volumen sensible de medición	0.004 mm ³ (circular, radio 1.1mm, grosor 1µm)
Punto efectivo de medición	Sobre el eje del detector a 1mm de la punta
Tensión	0 V
Espesor de la superficie	0.1 g/cm ²

Tabla 1.5 Especificaciones técnicas del microDiamond (T60019)

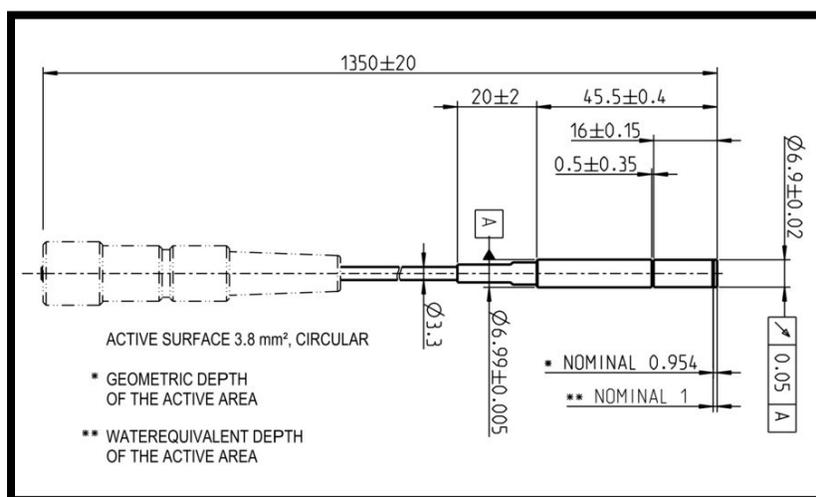


Figura 1.9 Esquema de las dimensiones del detector microDiamond (T60019). Dimensiones en mm.



Figura 1.10 Detector microDiamond (T60019)

1.3.3 Película radiocrómica

La película radiocrómica EBT3 (Gafchromic) (Figura 1.11) es un dosímetro compuesto por tres capas: Dos de polyester que emparedan la capa de sustrato activo. Tiene un intervalo de sensibilidad de 1cGy a 40Gy y una alta resolución espacial. No requiere de post procesamiento.



Figura 1.11 Película radiocrómica.

La respuesta de la película tiene dependencia con la dirección de escaneo (hasta en un 20%) por lo que requiere precauciones especiales.

1.4 Algoritmo de Cálculo

El algoritmo de cálculo de dosis es la base del sistema de planeación ya que es por medio de este que el sistema usa la información introducida por el usuario para realizar el cálculo de dosis.

El algoritmo de Conos Circulares está basado en la hipótesis de que la contribución por dispersión secundaria puede ser despreciable [21]. Luxton en 1991 [22] propuso un algoritmo bajo la premisa de tener un cálculo sencillo, pero sin perder precisión. Este algoritmo es descrito por los datos de la razón tejido-máximo (TMR, Tissue-Maximum Ratio), factores de salida (OF, Output Factors) y perfiles medidos en el isocentro de un campo fijo (OAR, Out Axis Ratio).

Dado que la SRS practicada con colimadores cónicos en un LINAC se realiza mediante arcos, la dosis en cada punto se calcula como la suma de dosis desde cada arco usado, considerando a cada arco como un conjunto de haces fijos separados cada 2°, 5° o 10° según lo especifique el usuario en el sistema [22], [21].

De acuerdo con Luxton [22], la dosis por unidad monitor en un punto P es calculada como:

$$D(d, r, S, d_{iso}) = TMR(S, d) \cdot OF(S) \cdot R(r') \cdot \frac{(SAD + d_{max})^2}{b^2}$$

Donde S es el tamaño de campo proyectado al isocentro, d es la distancia de la superficie al punto P , r es la distancia del eje central al punto P , d_{iso} es la distancia de la superficie al isocentro, $R(r')$ es el OAR a la distancia $r' = \frac{r \cdot SAD}{b} - K(d - d_{max})$, SAD es la distancia fuente-eje (Source-to-Axis Distance), d_{max} es la profundidad de dosis máxima y b es la distancia de la fuente al punto P (Ver Figura 1.12).

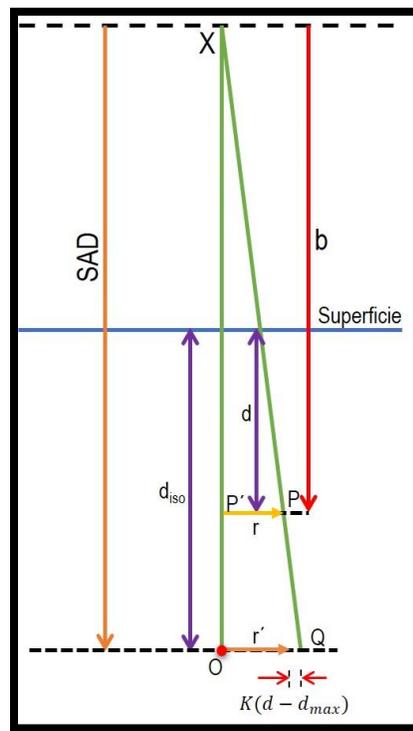


Figura 1.12 Esquema de las distancias consideradas en el algoritmo. Modificado de [22].

En la ecuación de r' , K es una constante positiva ajustada de las medidas de FWHM del perfil del haz en el isocentro a diferentes profundidades.

El algoritmo de cálculo de Conos Circulares que usa iPlan está basado en el algoritmo de Luxton [21]. Siendo la dosis en un punto P :

$$D(c, d, r, R) = UM \cdot M \cdot TMR(c, d) \cdot OAR(c, r') \cdot S_t(c) \cdot \left(\frac{SID}{R}\right)^2$$

Donde c se refiere al diámetro del colimador cónico en el isocentro, d es la profundidad en el tejido (de la superficie a P), r es la distancia de P al eje central, R es la distancia de la fuente al plano de P , UM son las unidades monitor del haz fijo, M es el factor de calibración del acelerador (Gy/UM), $TMR(c, d)$ es la razón tejido-máximo para el colimador de diámetro c a una distancia d , $OAR(c, r')$ razón fuera de eje del colimador con diámetro c a la distancia radial $r' = \frac{r \cdot SID}{R}$, $S_t(c)$ es el factor de dispersión total para un colimador con diámetro c y SID es la distancia de la fuente al isocentro (Source-Isocenter Distance) (Ver Figura 1.13).

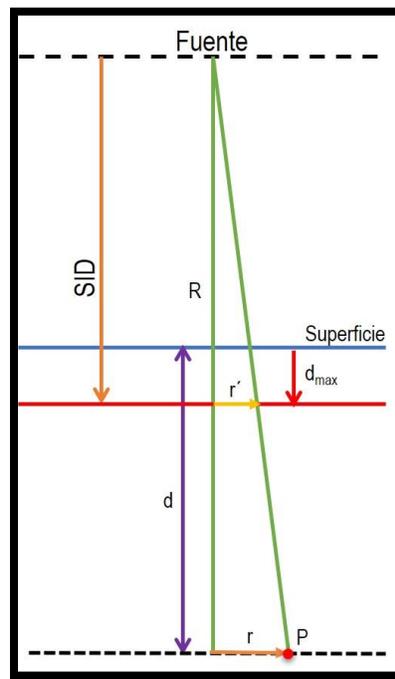


Figura 1.13 Esquema de las distancias consideradas en el algoritmo usado por iPlan. Modificado de [21].

Al igual que el algoritmo de Luxton [22], la dosis total en un punto P , es decir, la que es dada por los arcos y no por sólo un campo, en el algoritmo de Conos Circulares es la suma de las contribuciones de cada campo N del que se compone cada arco, es decir:

$$D_P(c) = \sum_{i=1}^N D_{P,i}(c, d_i, r_i, R_i)$$

Donde

$$D_{P,i}(c, d_i, r_i, R_i) = \frac{UM_i}{N} \cdot M \cdot TMR(c, d_i) \cdot OAR(c, r_i) \cdot S_t(c) \cdot \left(\frac{SID}{R_i}\right)^2$$

Los valores d_i, r_i, R_i son calculados en un plano definido por el eje central del haz, el punto P , el isocentro y la fuente para el i –ésimo haz fijo de cada arco.

Para que el sistema de planeación pueda usar el algoritmo de cálculo el usuario debe introducir la información de las medidas requeridas para cada colimador.

1.5 Medidas necesarias para el sistema de planeación de radiocirugía iPlan

Como se ha mencionado anteriormente, la radiocirugía que se practica en el INCan es a partir de un conjunto de colimadores cónicos. El sistema de planeación iPlan usa el algoritmo de Conos Circulares del que se habló en la sección anterior.

La información requerida para que el sistema de planeación pueda usar el algoritmo se encuentra en el manual de usuario [21] el cual advierte que la precisión de sus algoritmos depende directamente de la precisión y el intervalo de los datos medidos. Entre más información tenga el sistema, el algoritmo será más preciso y confiable.

Como equipo recomendado para realizar las medidas están [21]:

- Tanque de agua motorizado: que tenga al menos 5 cm más que el tamaño de campo más grande y de la máxima profundidad de medida. Para estas medidas sería al menos de 25cm × 25cm con 30cm de profundidad.
- Cámara de ionización calibrada: Cilíndrica con al menos 0.125cm³, pero no más de 0.6cm³
- Detector de alta resolución: Recomienda un diodo estereotáctico.

Las medidas mínimas necesarias son [21]:

- Factor de salida nominal del LINAC (NLout) para un campo de 10 cm × 10 cm
- Para cada colimador cónico:
 - Tabla de cocientes fuera de eje (OAR)
 - Tabla de cocientes tejido-máximo (TMR)
 - Dispersión S_t (OF)

Las medidas para los conos deben ser realizadas con las mordazas conformando un campo de 4cm × 4cm, ya que el manual recomienda abrirlas al tamaño del cono más grande (3.5cm) más 5mm.

Los detalles respecto a cómo deben realizarse las medidas están en el siguiente capítulo.

2 Metodología

Para cumplir con los objetivos establecidos en este proyecto se siguieron los métodos que se describen a continuación.

2.1 Caracterización de la cámara de ionización

De acuerdo con el TRS 483 [14] deben verificarse o medirse las siguientes condiciones y efectos en una cámara de ionización:

1. Condición física del detector

De manera cualitativa se debe verificar:

- Condición externa del detector: no tiene defectos que puedan comprometer el funcionamiento del detector.
- Condición externa del cable: no tiene torceduras o discontinuidades que causen que la lectura sea inadecuada.
- Las dimensiones de los componentes del detector corresponden a las que indica en fabricante.

Para ello se toma una imagen radiográfica al detector y se hace la verificación de manera visual. Sólo para el último paso se usa el *software ImageJ* FIJI [23].

2. Respuesta independiente de la dirección y tasa de dosis

Para calcular la dependencia de la dirección de la cámara se usa una SSD de 100cm y un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Se realizan 10 medidas a 5 cm de profundidad con la cámara colocada de forma paralela al haz (Figura 2.1 A) y 10 medidas con la cámara colocada de forma perpendicular (Figura 2.1 B).

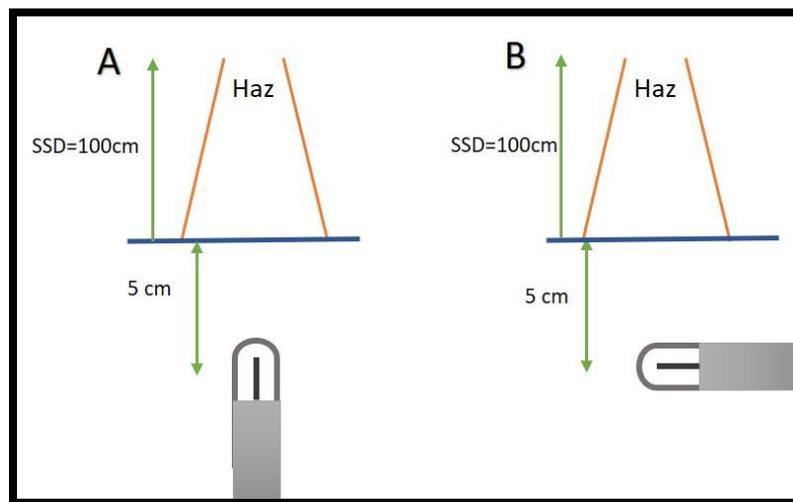


Figura 2.1 Arreglo para verificar la independencia de posición del detector. A) Posición paralela, B) Posición perpendicular

Para cada medida se entregan 100 UM. De las medidas se toma el promedio de cada configuración y se comparan.

Para determinar la dependencia de la tasa de dosis se entregan 100 UM con las tasas de dosis disponibles en el LINAC: 80, 160, 240, 320 y 400 UM/min. Tomando 10 lecturas de cada caso. Se promedian los valores de cada tasa de dosis y se comparan.

3. Respuesta lineal

Para verificar la respuesta lineal se toman 3 medidas para 20, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180 y 200 UM. Con la configuración del punto anterior. Se realiza el promedio de las 3 medidas en cada caso y se realiza un ajuste lineal. Reportamos el valor de R^2 .

4. Efecto de cable

Para verificar el efecto de cable se usa una SDD de 100 cm, profundidad de medida de 5 cm y tamaño de campo $10 \times 3 \text{ cm}^2$. Se realizan 10 medidas entregando 100 UM en cada una de las configuraciones (Figura 2.2). Se calculan los promedios correspondientes a cada caso y se comparan.

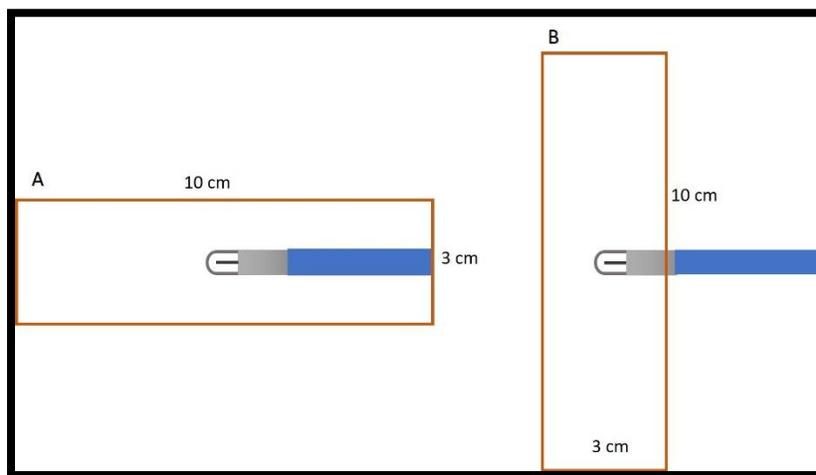


Figura 2.2 Arreglos para verificar el efecto de cable. A) Mayor cantidad de cable expuesto. B) Menor cantidad de cable expuesto.

5. Equilibrio lateral de partícula cargada

Se debe cumplir la condición de que el mínimo tamaño de campo que se puede medir con un detector sea al menos $r_{ELPC} + \frac{1}{2}$ del tamaño del volumen externo del detector. De modo que con las medidas obtenidas con la imagen radiográfica se verifica este valor.

2.2 Medición del NLout y OF

Para realizar la medición del NLout se usará la cámara de ionización PTW Semiflex 3D (TM31021); para las medidas de los factores de salida se usará la cámara de ionización PTW Pin Point 3D (T31016).

2.2.1 Medición del factor de salida nominal del LINAC (NLout)

El algoritmo requiere la relación entre unidades monitor y la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para la calidad de haz del LINAC. Esta relación se define como [21]:

$$N_{out} = D(c_{cal}, d_{cal}, SSD_{cal})/UM$$

Donde $D(c_{cal}, d_{cal}, SSD_{cal})$ es la dosis medida con el tamaño de campo de calibración c_{cal} , a la profundidad de calibración d_{cal} y a la distancia fuente superficie de calibración SSD_{cal} . NLout se da en Gy/100UM.

El arreglo de acuerdo con el manual de usuario [21] es como el que se muestra en la Figura 2.3. Se debe colocar la cámara de modo que el centro del volumen sensible de esta coincida con la superficie del agua (Posición inicial) y después llevarse a la profundidad de medida: 5cm.

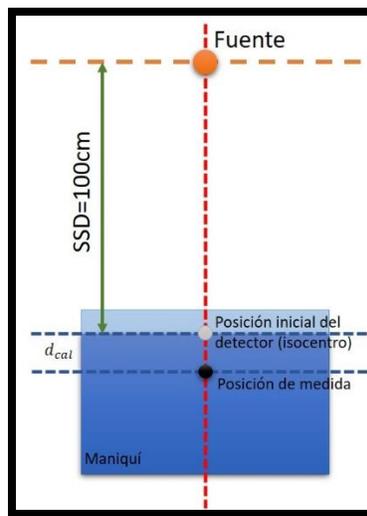


Figura 2.3 Arreglo para medir el NLout.

El fabricante recomienda seguir el protocolo TRS 398 [17], realizar al menos tres medidas y usar el promedio como el valor a introducir al sistema.

Durante el proceso se monitorea la temperatura y la presión. Además, se calculan los factores de corrección antes de las medidas de calibración.

2.2.2 Factores de salida (dispersión) S_t

El factor de dispersión total $S_t(c)$ (también conocido como OF) para el cono c es definido como [21]:

$$S_t(c) = D(c, 0, d_{norm})/D(10cm \times 10cm, 0, d_{cal})$$

Donde $D(c, 0, d_{norm})$ es la dosis obtenida con el cono c , con una desviación del eje central igual a 0 cm, a la profundidad de normalización d_{norm} ; y $D(10cm \times 10cm, 0, d_{cal})$ es la dosis obtenida en un campo de 10 cm \times 10 cm con una desviación del eje central igual a 0 cm, a la profundidad de calibración d_{cal} .

Este factor debe medirse para cada colimador de manera independiente con un detector que tenga una resolución adecuada para campos pequeños [21].

Para estas medidas, el arreglo recomendado por el fabricante es el que se muestra en la Figura 2.4 (3). También recomienda usar un detector de alta definición y recalibrar los ejes del maniquí cada vez que se cambie el detector o la orientación de este [21].

La recomendación del TRS 483 [14] es medir a la profundidad en la que se realizó la dosimetría de referencia que en nuestro caso es de 5 cm en un maniquí de agua, pero el sistema de planeación requiere que las medidas sean hechas a 1.5 cm de profundidad con una SSD de 98.5 cm [21].

Aunque los factores de salida son relativos el TRS 483 [14] recomienda corregir las lecturas por las cantidades de influencia: presión, temperatura, recombinación y polarización, por si llegara a existir una dependencia con el tamaño de campo.

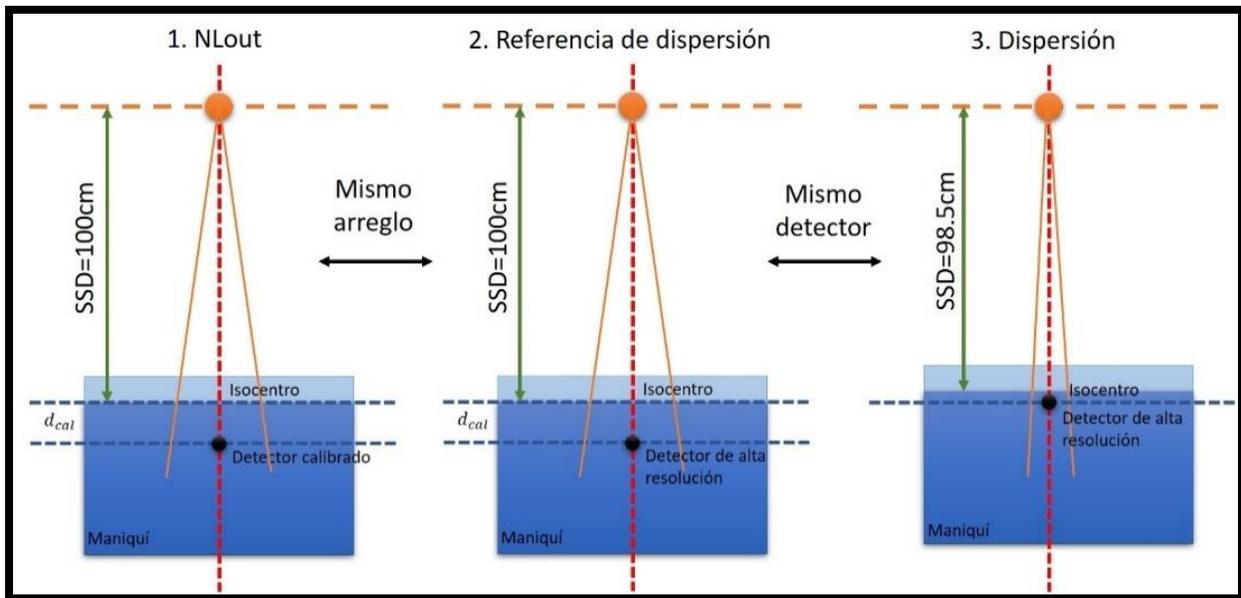


Figura 2.4 Arreglo para medir factores de dispersión.

Ya que las medidas OF de cada cono son medidas con un detector y un arreglo distintos a los usados para medir la salida nominal del LINAC se hace una medida de referencia entre ambas (Figura 2.4 1 y 2) [21].

Para realizar la medida se deben entregar 100UM. El fabricante recomienda realizar tres medidas y usar el promedio para calcular el factor a introducir en el sistema.

Además, el TRS 483 [14] recomienda corregir cada OF con el factor de corrección de campo ($k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$) correspondiente. El valor de este factor depende del tipo de detector y del tamaño de campo cuadrado equivalente. Estos factores sí están disponibles para la cámara PTW Pin Point 3D T31016.

Por otro lado, el TRS 483 [14] sugiere no realizar interpolaciones con los datos publicados, de modo que se hará un ajuste a los valores de $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ para la cámara T31016 y se calculan los valores intermedios.

2.3 Medición de PDD/TMR

2.3.1 PDD

Se pueden medir PDD de cada colimador, aunque el sistema requiere los valores de TMR [21]. Cada PDD muestra un máximo de dosis a una profundidad en particular dependiendo del tamaño del cono. Sin embargo, el algoritmo de cálculo de dosis requiere que todos los datos estén normalizados a la misma profundidad $d_{nom} = 15mm$ para energía de 6MV [21].

El arreglo para realizar estas medidas se muestra en la Figura 2.5 [21]. Para este caso debe mantenerse activo el haz mientras el detector se desplaza a distintas profundidades.

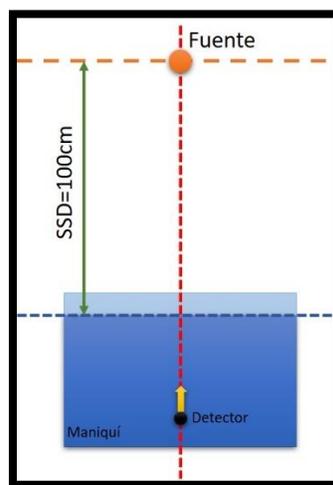


Figura 2.5 Arreglo para medir PDD.

Los PDD deben tener los mismos valores de profundidad para introducirse al sistema de planeación, en nuestro caso todos fueron medidos hasta una profundidad de 30 cm, con una SSD de 100 cm y se colocó la cámara de manera perpendicular al haz.

El sistema hace la transformación de PDD a TMR con la información de SSD y d_{nom} por medio de la aproximación [21]:

$$TMR(c, d) = \frac{PDD(c, d, SSD)}{100} \cdot \left(\frac{SSD + d}{SSD + d_{norm}} \right)^2$$

2.3.2 TMR

También se pueden introducir los datos de $TMR(c, d)$ medidos de forma directa. En la Figura 2.6 se muestra el arreglo para realizar dichas medidas [21].

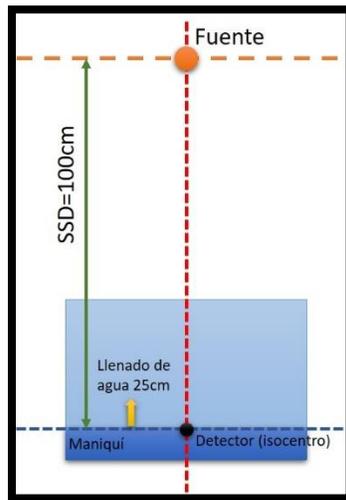


Figura 2.6 Arreglo para medir TMR.

En el caso del TMR el detector y el nivel del agua deben coincidir en el isocentro, después se activa el haz de radiación y se empieza a llenar el tanque hasta 25 cm sobre el detector.

Si el sistema no puede realizar mediciones continuas mientras el tanque se va llenando, se sugiere que se midan las profundidades de: 0, 5, 8, 12, 14, 15, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225 y 250 mm para un haz de 6MV [21].

2.4 Medición de perfiles laterales (OAR)

Para estas medidas el fabricante sugiere usar un detector de alta resolución espacial. El arreglo requerido para medir se encuentra en la Figura 2.7. Se debe medir de ambos lados del eje central y hacer un promedio para introducir al sistema. Pueden ser normalizados de manera arbitraria, pero dejando el eje del haz como $r=0$ (r es la distancia fuera del eje central) [21]. La profundidad de medida es 7.5 cm y SSD de 92.5 cm en la superficie del maniquí ya que es lo requerido por el sistema de planeación.

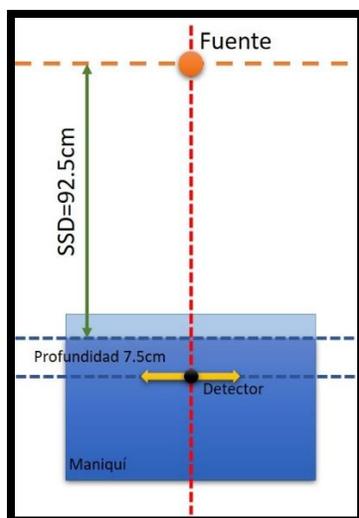


Figura 2.7 Arreglo para medir perfiles laterales (OAR).

El TPR 483 [14] recomienda que al medir perfiles laterales se tenga en cuenta la posición del detector respecto a la dirección de escaneo para disminuir en medida de lo posible el efecto de volumen y de cable (Figura 1.6).

Para las medidas con la cámara se usa una tasa de dosis 320 UM/min. La distancia que se desplaza el detector es de 12 cm (−6 cm a 6 cm).

Para la colocación del detector, el maniquí BeamScan cuenta con un sistema de fijación para los detectores PTW llamado True Fix con el cual se coloca la cámara de ionización en la misma posición cada vez y con el punto de referencia adecuado (Ver Figura 2.8). Sin embargo, este sistema de fijación no es de alta precisión, de modo que se verifica la posición de la cámara y su centrado en cada cambio de colimador para hacer coincidir el centro del volumen sensible con el centro del haz de radiación para cada colimador cónico.

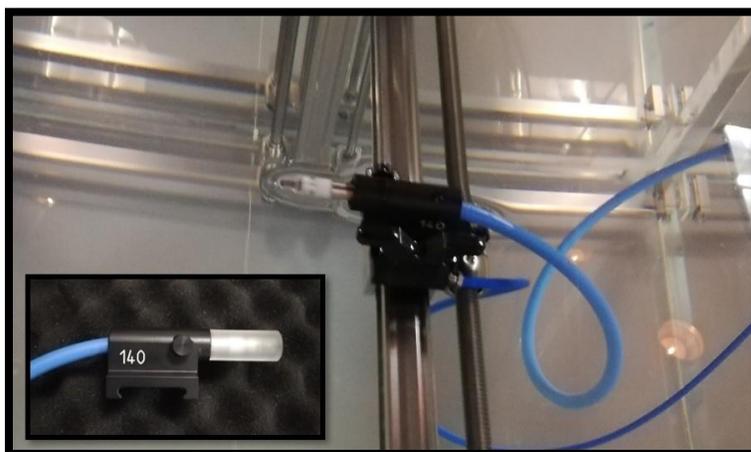


Figura 2.8 Colocación de la cámara con el sistema True Fix.

El *software* obtiene el FWHM de cada perfil de acuerdo a la definición de este.

2.5 Comparación de las medidas anteriores y las realizadas en este proyecto

Primero se realizó una comparación directa de los datos registrados en el sistema de planeación con los obtenidos en este proyecto (PDD, OAR y OF).

Para poner a prueba los datos previamente registrados y los obtenidos en este proyecto, se hicieron 10 planes a un maniquí con distintos volúmenes esféricos (virtuales) con diámetros correspondientes a los de los colimadores cónicos, a dichos volúmenes se les prescribió una dosis de 5 Gy en una sola fracción, con una normalización de 95% de la dosis al 95% del volumen. Cada plan se hizo con tres versiones: la de los datos previos, la de los obtenidos en el proyecto siguiendo las especificaciones de BrainLab y la de los obtenidos en este proyecto siguiendo el TRS 483 [14].

Se calculó la dosis con el sistema de planeación en un punto a una profundidad de 5 cm. Después se entregaron las unidades monitor según cada plan y se calculó la dosis en el punto correspondiente en el maniquí de agua. Finalmente se comparó la dosis esperada según el sistema de planeación con la dosis calculada.

Para las medidas se utilizó la cámara de ionización PinPoint 3D (T31016) junto con el maniquí de agua BeamScan.

3 Resultados

3.1 Caracterización de la cámara PTW Pin Point 3D

1. Condición física del detector

La verificación de la condición física del detector indica que la cámara se encuentra en buenas condiciones, el cable no cuenta con torceduras o interrupciones. La placa de rayos X (Figura 3.1) muestra que la condición física interna es adecuada.



Figura 3.1 Placa radiográfica de la cámara PinPoint 3D

Las dimensiones del volumen sensible se muestran en la Figura 3.2. La máxima diferencia entre las medidas obtenidas y lo establecido por el fabricante (Figura 1.7) es de 0.25 mm.

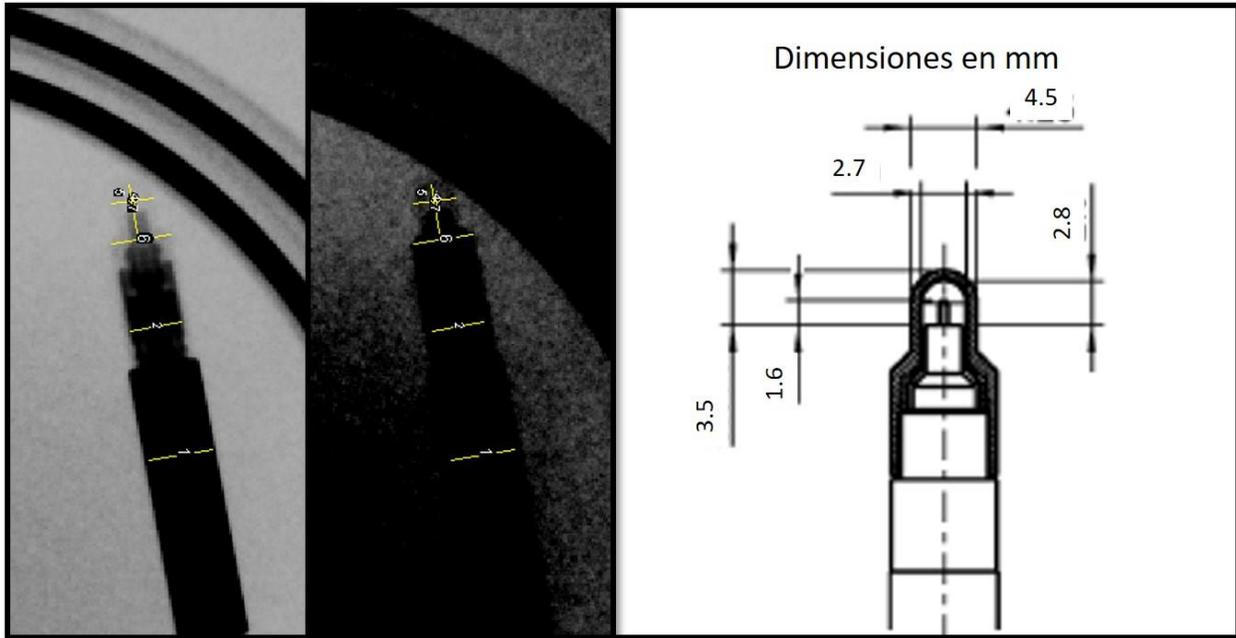


Figura 3.2 Dimensiones medidas con distintos niveles de brillo y contraste en Image J.

2. Respuesta independiente de la dirección y tasa de dosis

Como se dijo en el Capítulo 2 se realizaron 10 medidas en cada posición de la cámara (paralela y perpendicular) para determinar la dependencia de la posición. En la Tabla 3.1 se muestran los promedios y desviación estándar de las medidas. La diferencia en porcentaje es de -0.39% .

Posición de la cámara	Perpendicular al haz	Paralela al haz
Promedio	246.87 pC	245.9 pC
Desviación estándar	0.258	0.194

Tabla 3.1 Dependencia de la posición.

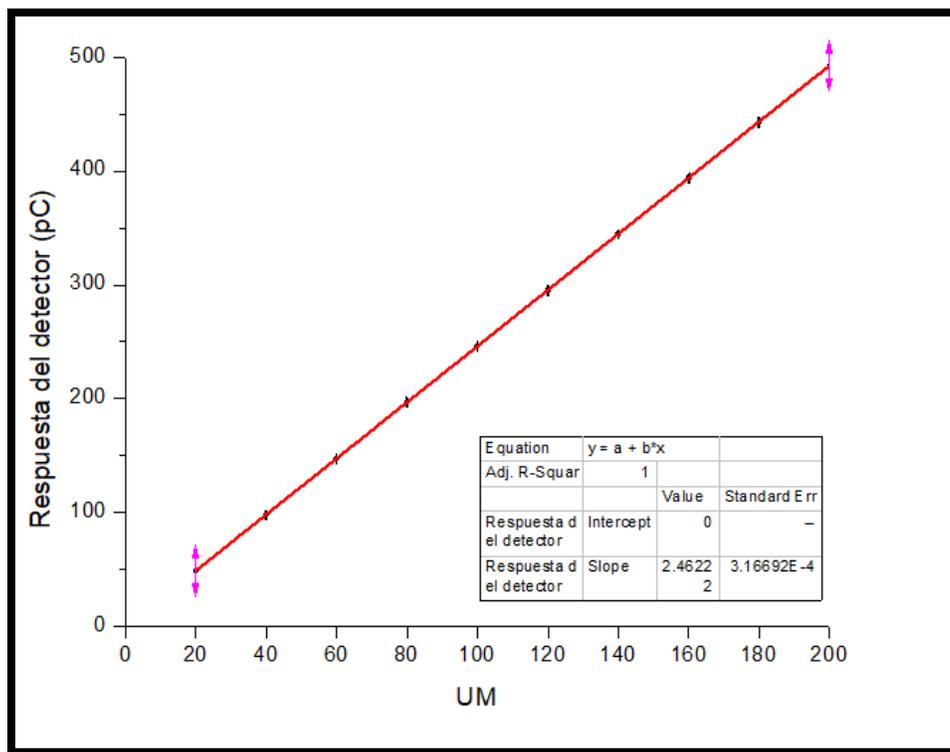
Respecto a la dependencia con la tasa de dosis, se realizaron 3 medidas para cada tasa entregando 100 UM en cada caso. Los promedios de las medidas y sus desviaciones estándar se muestran en la Tabla 3.2. Tomando como referencia la tasa de dosis de 320 UM/min la mayor diferencia fue de 1.29% con la tasa de dosis de 80 UM/min y la menor fue de -0.08% con la de 400 UM/min.

Tasa de dosis (UM/min)	80	160	240	320	400
Promedio (pC)	249.7	247.65	246.99	246.52	246.32
Desviación estándar	0.089	0.201	0.157	0.132	0.087
Diferencia (Relativa a 320 UM/min)	1.29%	0.46%	0.19%	**	-0.08%

Tabla 3.2 Dependencia de la tasa de dosis.

3. Respuesta Lineal

Siguiendo con lo descrito en la Sección V.I, se obtuvieron las medidas para distintos valores de UM desde 20 hasta 200 con incrementos de 20 UM. En la Gráfica 3.1 se muestra el ajuste realizado. El valor de $R^2 = 1$.



Gráfica 3.1 Ajuste de los valores de linealidad. Los puntos indican el promedio de las medidas de cada valor de UM, las líneas negras son su DE. La línea roja es el ajuste. La tabla muestra los valores del ajuste y el de R^2 .

4. Efecto de cable

Se realizaron 10 medidas para cada configuración. Estas fueron promediadas y comparadas. El valor del efecto es 0.002% de modo que puede considerarse despreciable.

5. Equilibrio lateral de partícula cargada

Se calculó el r_{ELPC} para el $TPR_{20,10} = 0.6596$, dando como resultado: 1.138 cm. De ahí que el mínimo FWHM que se puede medir con la cámara es 2.726 cm.

3.2 Calibración del LINAC y OF

Las condiciones usadas fueron las especificadas en la Tabla 1.2 con la profundidad de medida de 5 cm, tasa de dosis de 320 UM/min, entregando 100 UM en cada caso. Las medidas de para la dosimetría de referencia del LINAC fueron realizadas con la cámara PTW Semiflex (TM31021) cuyo factor de calibración es $N_{D,w} = 5.788 \times 10^8$ Gy/C.

3.2.1 Medidas

Las medidas realizadas para el cálculo de los factores de corrección, calidad del haz y calibración son las registradas en la Tabla 3.3. La temperatura del agua del maniquí se mantuvo constante durante el tiempo de medida en 19.8°. La presión se mantuvo en 782 hPa.

En este proceso también se midió un PDD con un valor de 85.5% a 5 cm de profundidad y $z_{max} = 1.4$ cm.

Profundidad	5 cm	5 cm	5 cm	10 cm	20 cm
Tensión	400 V	100 V	-400 V	400 V	400 V
Medidas (nC)	1.153	1.143	-1.147	0.884	0.499
	1.153	1.142	-1.147	0.884	0.500
	1.152	1.142	-1.147	0.884	0.500
Promedio	1.1526	1.1423	-1.147	0.884	0.4996

Tabla 3.3 Tabla de medidas para factores de corrección y calibración

3.2.2 Calibración

De las medidas obtenidas se calcularon los siguientes factores de corrección y calidad del haz para obtener el valor de calibración.

Factor	Valor calculado
Corrección por presión y temperatura ($k_{T,p}$)	1.2946
Corrección por polaridad (k_{pol})	0.9973
Corrección por recombinación (k_S)	1.0031
Corrección por calidad del haz (k_Q)	0.994

Tabla 3.4 Factores de corrección y calidad de haz

El valor de calibración del acelerador al momento de realizar las medidas es 1.0109 cGy/UM.

3.2.3 Factores de salida

Como lo requiere el sistema de planeación se realizaron tres medidas de cada caso y se calculó un promedio para introducir al sistema. Los factores de corrección para el cálculo de dosis con la cámara PTW Pin Point 3D T31016 se encuentran en la Tabla 3.5.

Factor	Valor calculado
*Corrección por presión y temperatura ($k_{T,P}$)	1.2859 a 1.2933
Corrección por polaridad (k_{pol})	1.0018
Corrección por recombinación (k_S)	1.0055
**Corrección por calidad del haz (k_Q)	0.9904

Tabla 3.5 Factores de corrección para la cámara PTW Pin Point 3D T31016.

*Se muestra un intervalo ya que la temperatura varió durante el tiempo de medida, se calculó este factor para cada colimador.

**Valor calculado a partir de la referencia [24].

También se realizaron las medidas en las condiciones que sugiere el TRS 483 [14].

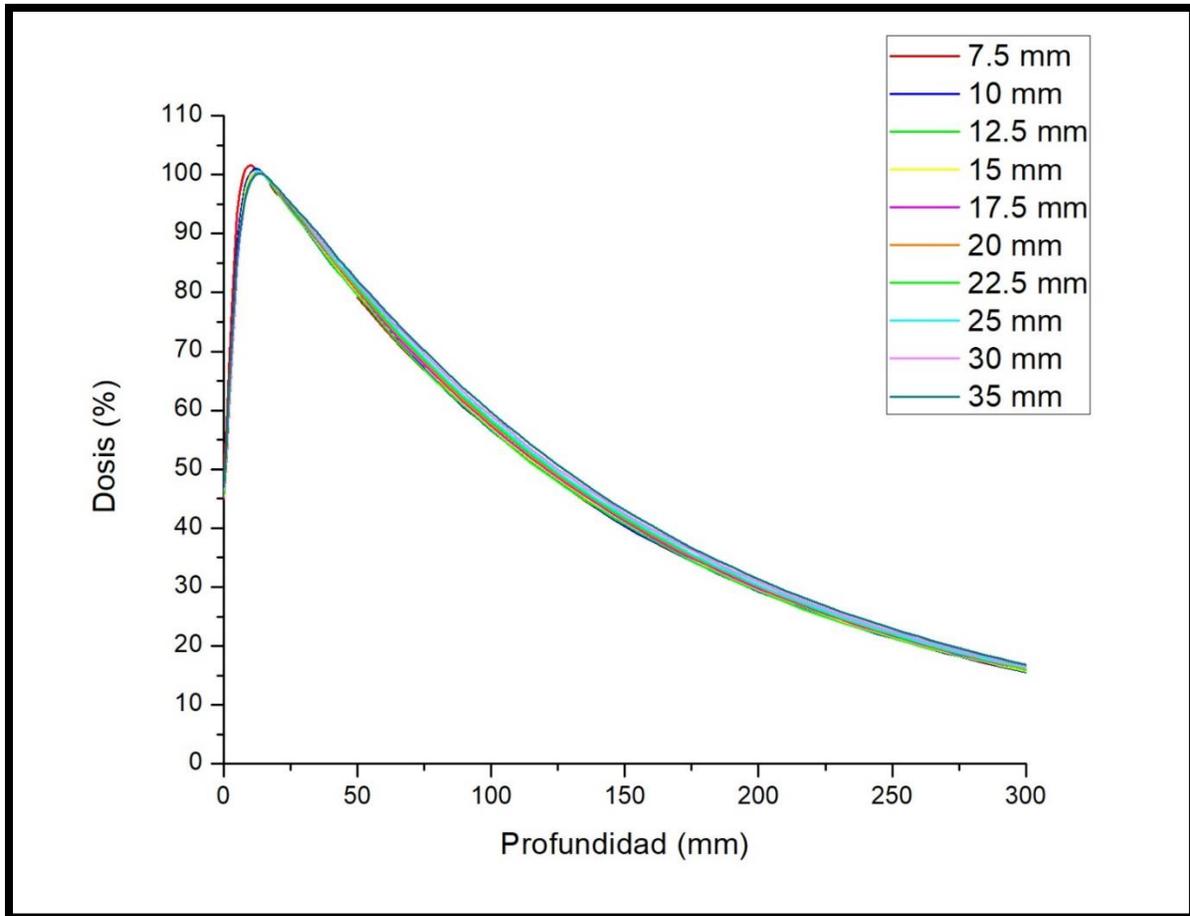
En la Tabla 3.6 se muestran los OF obtenidos para cada colimador cónico en ambos casos.

Diámetro del colimador (cm)	OF	OF
	Condiciones del TPS	Condiciones del TRS 483
0.75	0.7318	0.7285
1.0	0.8071	0.8000
1.25	0.8515	0.8405
1.5	0.8789	0.8632
1.75	0.8960	0.8777
2.0	0.9063	0.8890
2.25	0.9131	0.8967
2.5	0.9165	0.9016
3.0	0.9199	0.9075
3.5	0.9234	0.9154

Tabla 3.6 Factores de Salida.

3.3 PDD

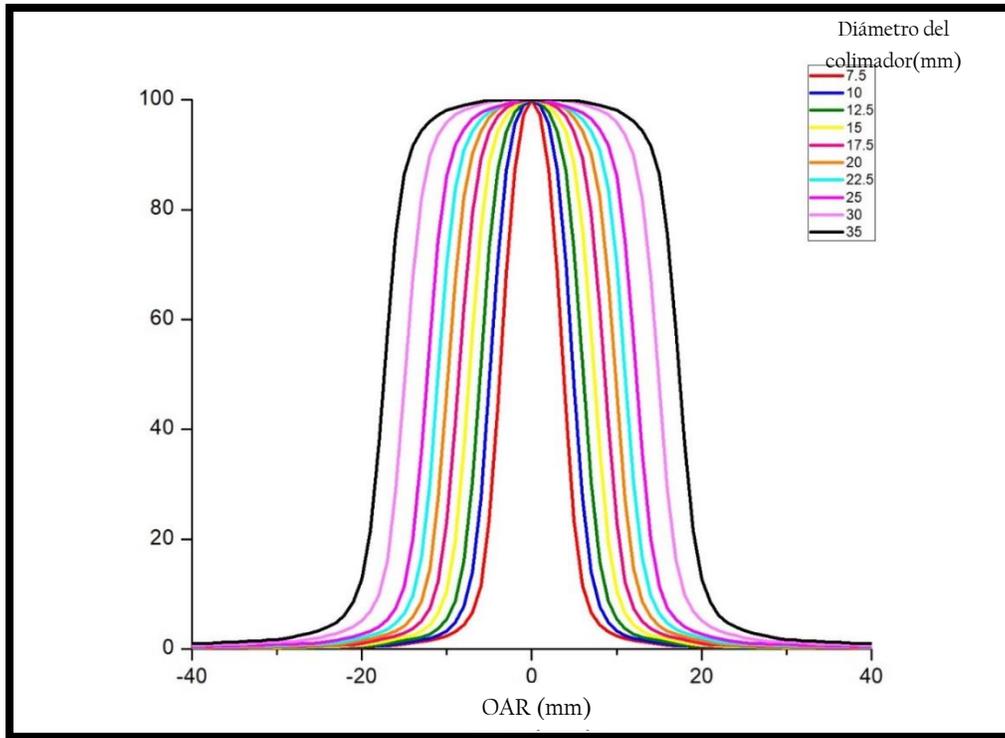
Se midió el PDD de cada colimador y se normalizaron al valor de la profundidad de 1.5 cm de acuerdo a lo requerido por el sistema de planeación. En la Gráfica 3.2 se muestran todos los PDD.



Gráfica 3.2 PDD de cada colimador, normalizados en 1.5cm

3.4 OAR

Para cada colimador se midieron perfiles laterales en dirección AB, estos se muestran en la Gráfica 3.3. Para cada colimador se obtuvo el tamaño de campo a partir del FWHM y los resultados se muestran en la Tabla 3.7.



Gráfica 3.3 Perfiles laterales de todos los colimadores.

Díámetro del colimador (mm)	FWHM (mm)
7.5	7.47
10	9.83
12.5	12.17
15	14.72
17.5	17.15
20	19.67
22.5	22.02
25	24.60
30	29.79
35	34.76

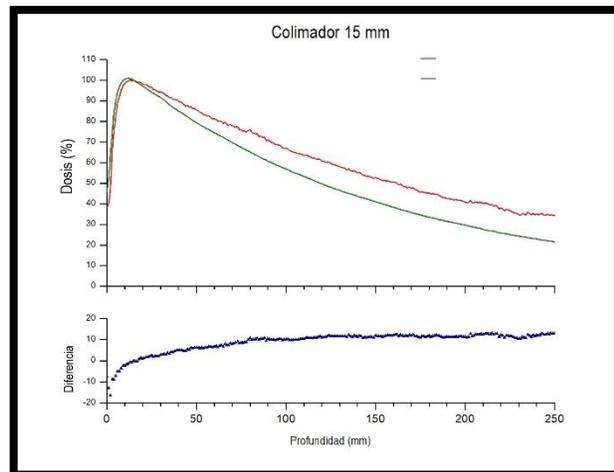
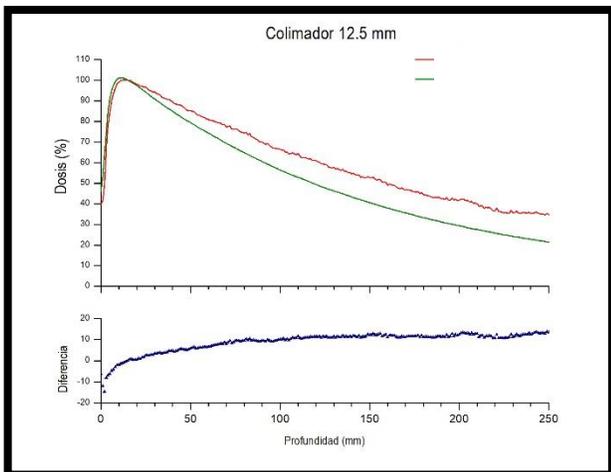
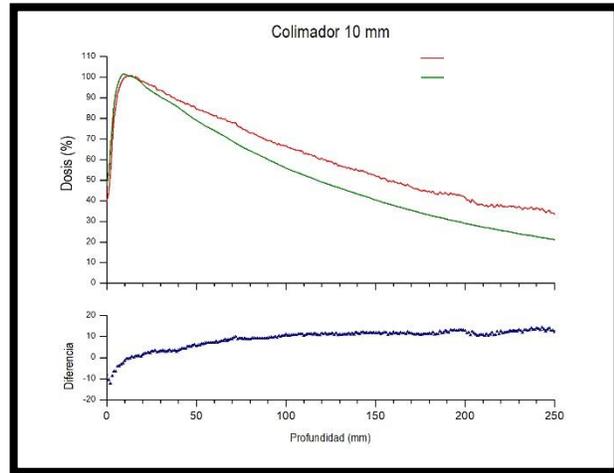
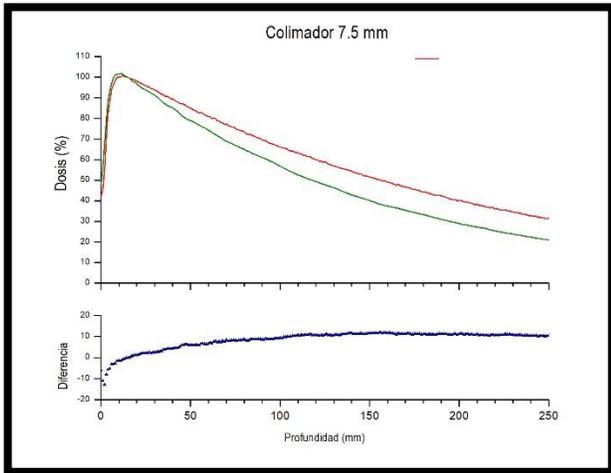
Tabla 3.7 Tamaños de campo medidos a través del FWHM.

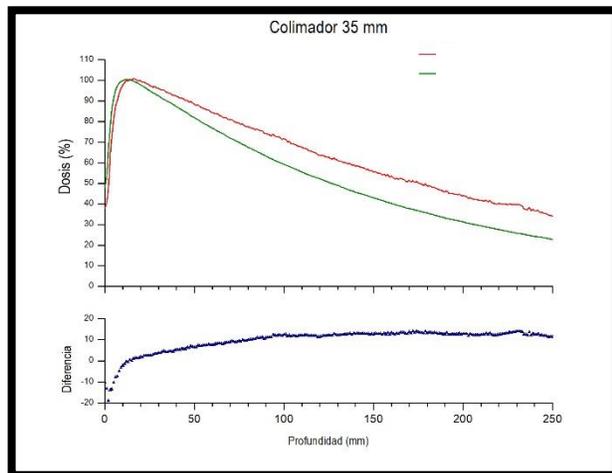
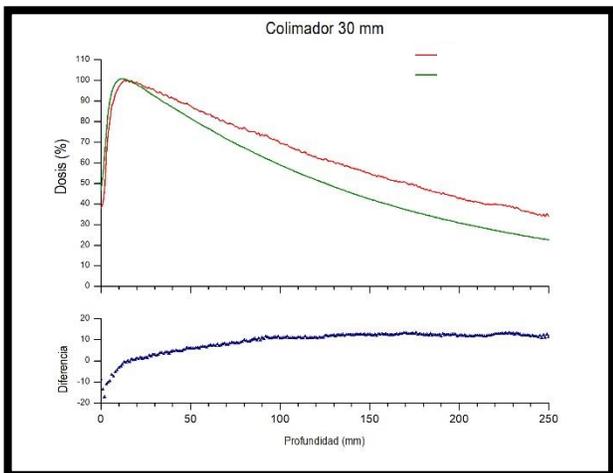
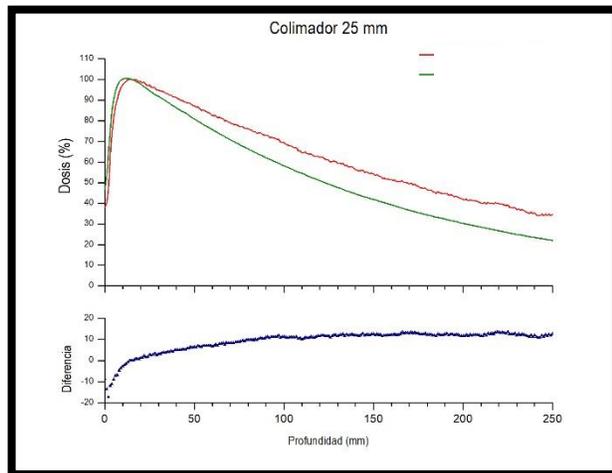
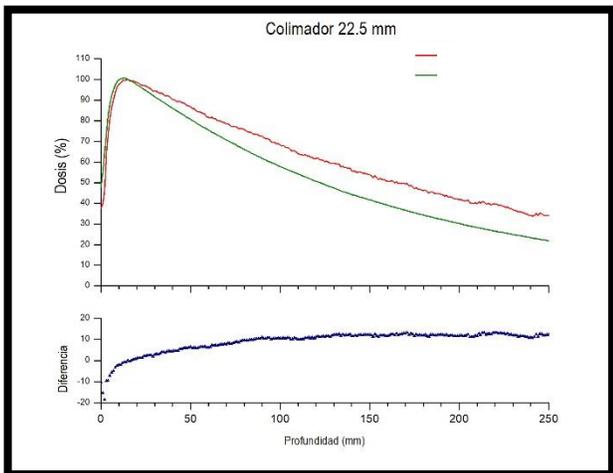
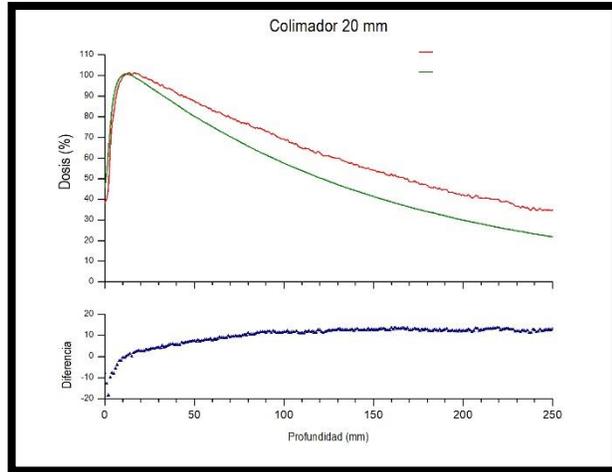
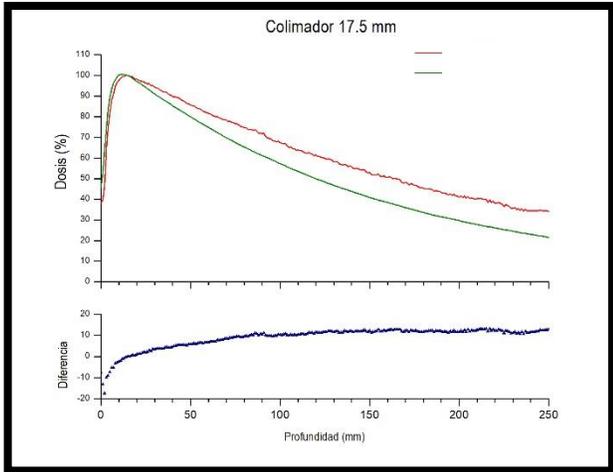
3.5 Comparación entre las medidas anteriores y las realizadas en este proyecto

En esta sección se muestra la comparación entre las medidas previamente realizadas y las obtenidas en este proyecto.

3.5.1 Comparación de PDD

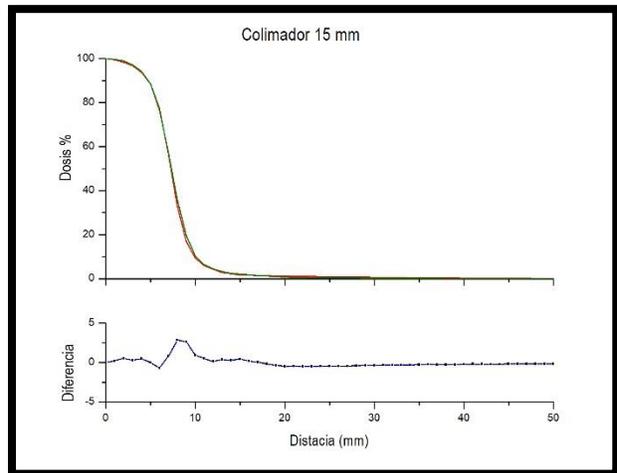
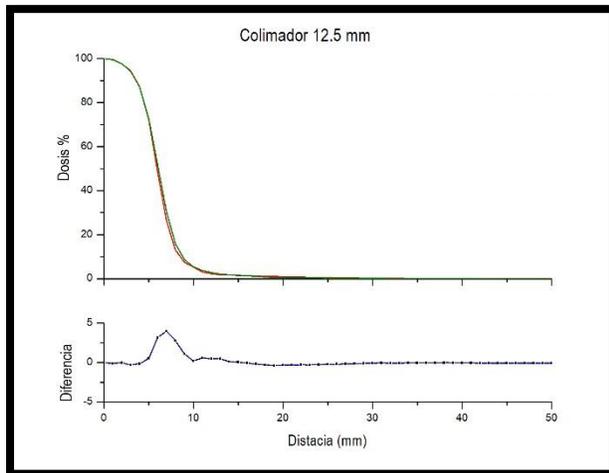
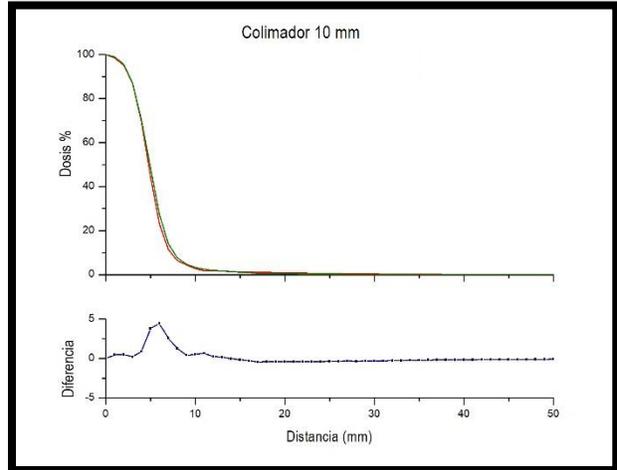
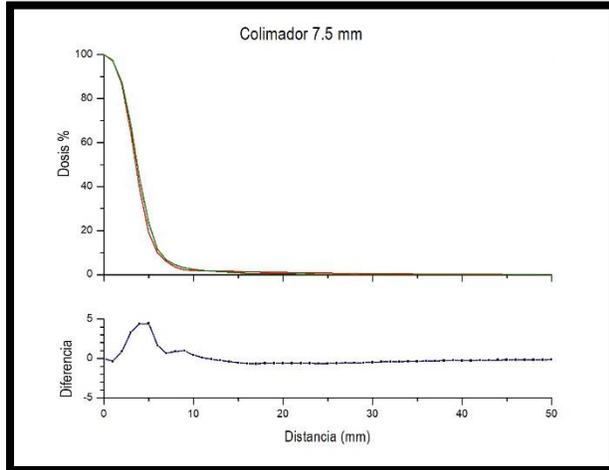
En cada una de las siguientes gráficas se muestran las curvas PDD previamente medidas (rojo) y las medidas en este proyecto (verde), así como la diferencia entre ellas (azul).

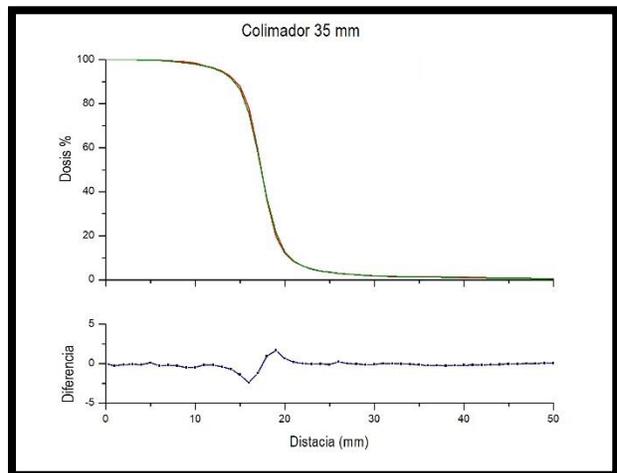
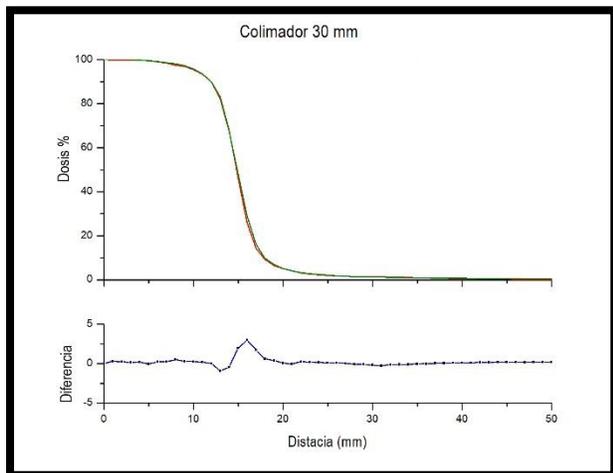
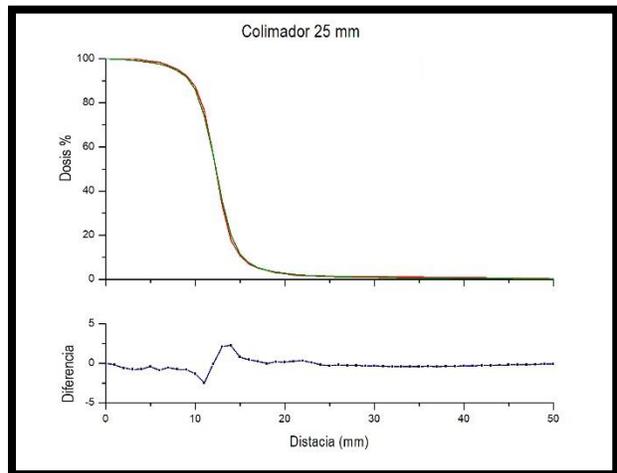
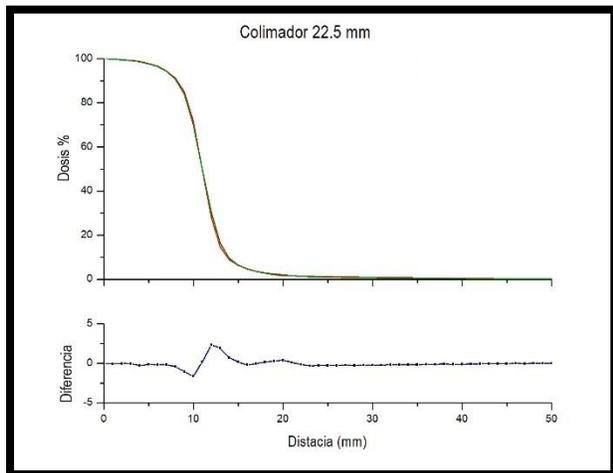
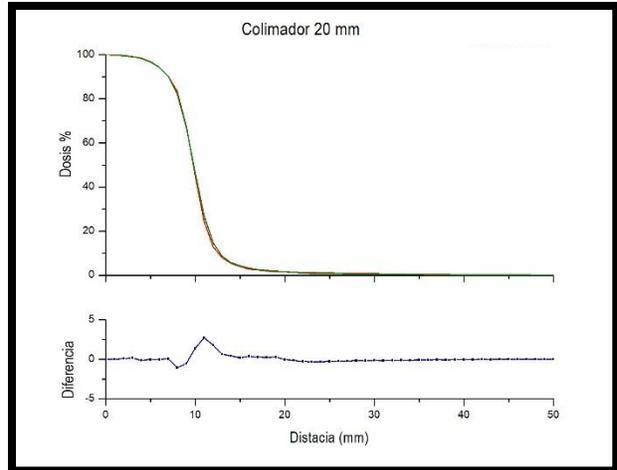
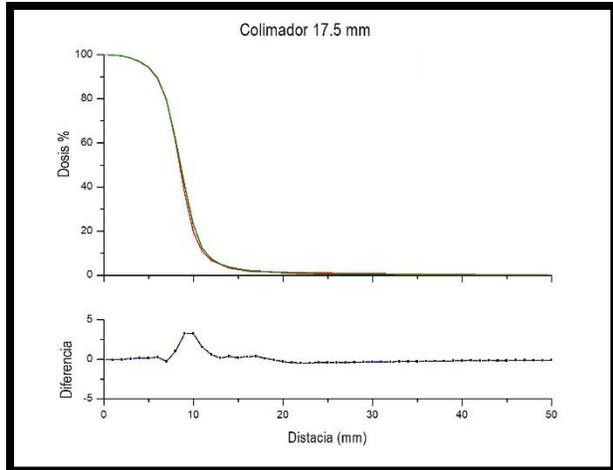




3.5.2 Comparación de OAR

De igual manera se comparan los perfiles obtenidos en este proyecto (verde) y los anteriores a este (rojo), la diferencia se muestra en la parte inferior de cada gráfica (azul).





3.5.3 Comparación de OF

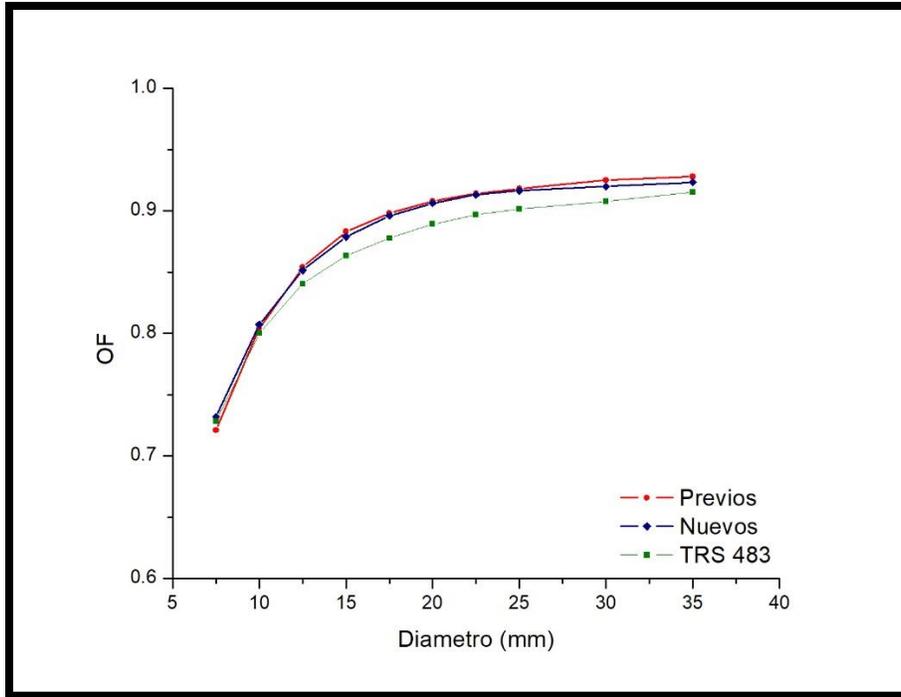
En la Tabla 3.8 se muestra la comparación entre los OF. Los encabezados por **Previos** corresponden a los que se introdujeron inicialmente en el sistema de planeación, los encabezados con **Proyecto** corresponden a los medidos en este trabajo de acuerdo al arreglo del manual de usuario de iPlan [21] y los encabezados por **TRS 483** fueron medidos según las condiciones sugeridas en el TRS 483 [14].

Diámetro (mm)	OF			Diferencia (%)		
	Previos	Proyecto	TRS 483	Previos vs Proyecto	Previos vs TRS 483	Proyecto vs TRS 483
7.5	0.721	0.7318	0.7285	1.48%	1.03%	-0.45%
10	0.804	0.8071	0.8000	0.38%	-0.50%	-0.88%
12.5	0.854	0.8515	0.8405	-0.29%	-1.60%	-1.29%
15	0.883	0.8789	0.8632	-0.47%	-2.29%	-1.78%
17.5	0.898	0.8960	0.8778	-0.22%	-2.30%	-2.03%
20	0.908	0.9063	0.8891	-0.19%	-2.13%	-1.90%
22.5	0.914	0.9131	0.8968	-0.10%	-1.92%	-1.79%
25	0.918	0.9165	0.9016	-0.16%	-1.82%	-1.62%
30	0.925	0.9199	0.9075	-0.55%	-1.92%	-1.34%
35	0.928	0.9234	0.9154	-0.50%	-1.38%	-0.87%

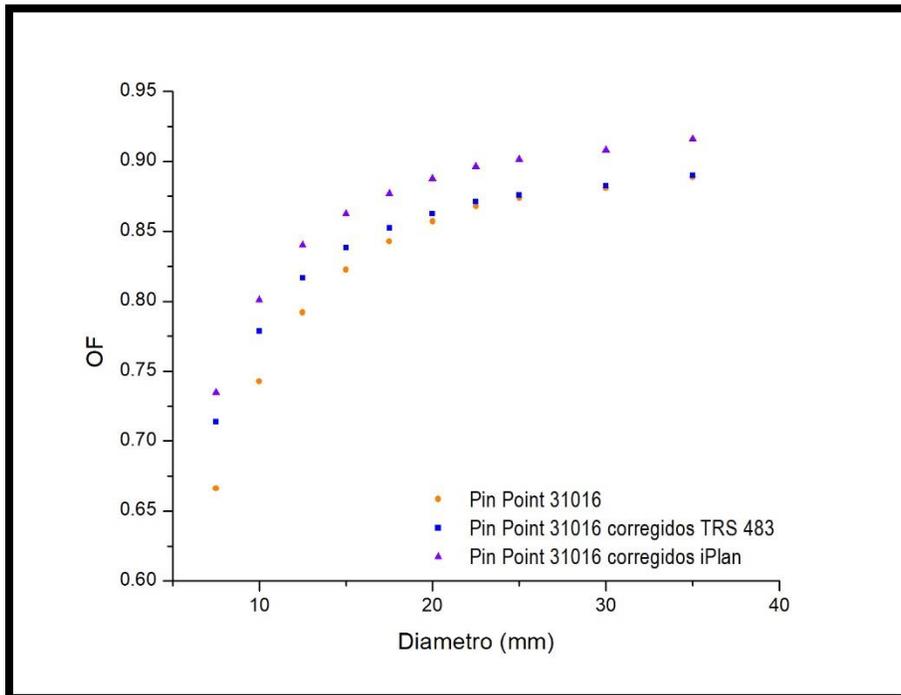
Tabla 3.8 comparación de OF.

En la Gráfica 3.4 se muestran los OF de los tres casos de manera gráfica. Para introducir los OF al sistema de planeación cuando no fueron medidos como el sistema lo requiere, se pide que se especifique el valor de la dosis en condiciones isocéntricas a una profundidad de 1.5 cm; dado que el mismo sistema corrige los OF a las condiciones que requiere. El valor medido para dicho fin fue 1.029 Gy/UM. En la Gráfica 3.5 se muestra la razón entre las medidas realizadas a la profundidad de calibración del LINAC y los valores corregidos por el factor de corrección de campo:

$k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$, para la cámara PTW Pin Point 3D T31016 y los tamaños de campo cuadrado equivalentes obtenidos con $S\sqrt{\pi}$, donde S es el radio del colimador en cm. Finalmente, en esa misma gráfica se muestran los OF corregidos por iPlan con el valor dado de 1.029.



Gráfica 3.4 Comparación de OF introducidos al sistema de planeación.



Gráfica 3.5 Comparación de OF medidos y corregidos de acuerdo con TRS 483 y corregidos por iPlan.

3.5.4 Comparación de Dosis

La comparación entre los valores de dosis calculados por el TPS en los tres casos y las dosis calculadas a partir de las medidas se muestran en la

Cono (mm)	Previos					Proyecto					TRS 483				
	UM	Promedio medidas (nC)	Dosis TPS (Gy)	Dosis Calculada (Gy)	Diferencia	UM	Promedio medidas (nC)	Dosis TPS (Gy)	Dosis Calculada (Gy)	Diferencia	UM	Promedio medidas (nC)	Dosis TPS (Gy)	Dosis Calculada (Gy)	Diferencia
7.5	1557	3.000	9.56	9.83	2.82%	1369	2.639	8.66	8.64	-0.17%	1194	2.296	8.63	7.53	-12.4%
10	1446	3.123	9.99	10.22	2.34%	1327	2.865	9.41	9.38	-0.33%	1160	2.495	9.35	8.18	-12.0%
12.5	1391	3.227	10.23	10.56	3.24%	1269	2.940	9.58	9.62	0.44%	1124	2.576	9.51	8.46	-10.9%
15	1173	2.836	8.94	9.27	3.71%	1138	2.731	8.87	8.93	0.63%	1013	2.412	8.81	7.92	-9.9%
17.5	1233	3.040	9.58	9.93	3.66%	1146	2.825	9.17	9.23	0.65%	1032	2.519	9.15	8.27	-9.5%
20	1029	2.579	8.26	8.42	1.94%	1028	2.575	8.35	8.41	0.68%	927	2.366	8.31	7.76	-6.4%
22.5	1097	2.786	8.79	9.09	3.42%	1071	2.715	8.80	8.86	0.67%	969	2.432	8.78	7.97	-9.1%
25	1072	2.750	8.69	8.96	3.10%	1048	2.691	8.68	8.77	0.99%	949	2.401	8.64	7.88	-8.9%
30	730	1.891	5.97	6.17	3.35%	732	1.895	6.13	6.18	0.88%	668	1.703	6.12	5.59	-8.4%
35	839	2.195	6.97	7.16	2.71%	857	2.239	7.24	7.30	0.89%	781	2.009	7.21	6.59	-8.3%

Tabla 3.9.

Tabla 3.9 Comparación de Dosis entre dosis obtenida por el TPS y dosis calculada en cada caso y para cada cono.

4 Discusión

La caracterización de la cámara de ionización PTW Pin Point 3D T31016 de acuerdo con el protocolo TRS 483 [14] nos indica que debemos usar la cámara en campos con diámetro mínimo de 2.726 cm; el diámetro inmediatamente más grande de los colimadores cónicos es de 3.0 cm. Sin embargo, las especificaciones del fabricante [19] indican que puede usarse a partir de un campo de 2 cm × 2 cm que equivale a un campo circular de diámetro 2.26 cm, es ese caso podríamos medir a partir del colimador de 2.5 cm. A pesar de ello no se consideró usar otro tipo de detector para tamaños de campo más pequeños debido a que no se cuenta con ellos.

Respecto a la calibración del LINAC, el valor de la tasa de dosis en condiciones de referencia [17], no es exactamente 1 cGy/UM, pero la diferencia (1.09%) está dentro de la tolerancia para equipos clínicos. El LINAC es frecuentemente calibrado y su estabilidad se verifica diariamente. De este modo podemos considerar que el tiempo transcurrido entre la medida de los OF y la medida de los planes no implica una diferencia significativa en el valor de la tasa de dosis.

Por otra parte, las curvas PDD medidas con la cámara PTW Pin Point 3D T31016 muestran una diferencia significativa respecto a las medidas previamente, a 5 cm es ~6%. Lo cual puede deberse básicamente a dos factores: el volumen de la cámara de ionización utilizada para medir las curvas anteriores era mayor, esto pudo producir un efecto de volumen y una aparente sobre respuesta; y el sistema de barrido en 3D que actualmente cuenta con una electrónica mejorada que disminuye significativamente el ruido y el tiempo de integración necesario. Esta diferencia, más que los propios OF (en el caso de los datos previos y los del proyecto) puede ser la causa de obtener dosis más bajas para las medidas actuales. Además de la cámara de ionización, hubo un cambio significativo en el LINAC 600C, ya que de las medidas previas a las actuales se cambió la guía de onda de este equipo. En conjunto, podemos decir que, a pesar de medir en las mismas condiciones, estos cambios nos llevan a obtener las diferencias entre las curvas de PDD que observamos en la Sección 3.5.1. El TRS 483 [14] no contiene consideraciones especiales para medir curvas de PDD, así que se realizó como lo solicita el sistema de planeación.

Para los OAR la diferencia se encuentra justo en la penumbra del haz (20% a 80%) en cada uno de los casos, un ejemplo se muestra en la Figura 4.1. Esta diferencia disminuye conforme el diámetro del colimador aumenta (Figura 4.2) Esto puede atribuirse a dos condiciones: 1. El tamaño de la cámara de ionización PTW Pin Point 3D T31016 respecto a la utilizada anteriormente es menor y 2. El tamaño de paso que puede obtener el sistema de escaneo actual es más pequeño. Sin embargo, puede observarse que aparenta un aumento en el tamaño de la penumbra, lo cual coincide con lo reportado en la literatura [25] para este tipo de cámaras.

Una de las grandes diferencias entre el sistema de planeación [21] y el TRS 483 [14] fue como medir los OF, lo cual se vio reflejado en la comparación de la dosis (Tabla 3.9). Para el sistema de planeación, el arreglo para realizar las medias implicaba dos detectores distintos y dos condiciones diferentes eso nos impide aplicar el TRS 483 [14] directamente, es decir, no se puede usar la corrección $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ ya que no tenemos una razón entre medidas de un solo detector en las mismas condiciones.

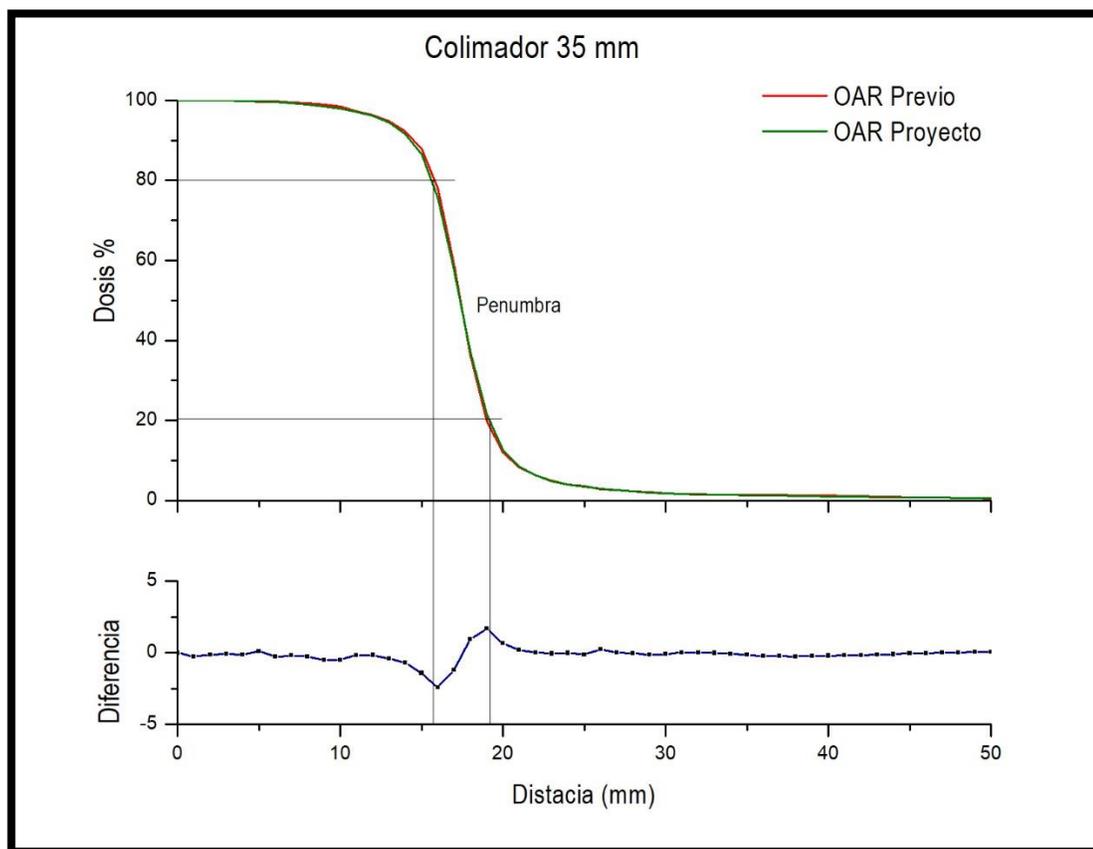


Figura 4.1 Diferencia entre OAR ubicada en la penumbra

Esta condición del sistema de planeación de usar dos detectores resulta beneficiosa en el sentido de que cada detector es adecuado para el tamaño de campo y las condiciones correspondientes. Por una parte, se usa un detector más grande para medir el campo de referencia 10 cm × 10 cm y por otra se usa uno más pequeño para medir con los colimadores cónicos. Además, se comparan dosis, no medidas; es decir, se corrigen todas las cantidades de influencia para ambos detectores. Mientras que con el TRS 483 [14], la razón para calcular los OF es a partir de las medidas de un mismo detector y un factor de corrección ($k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$) dependiente del tipo de detector y el tamaño de campo cuadrado equivalente, cuyos valores están limitados a ciertos tamaños de campo. Para aplicarlos hay tres situaciones en las que se introduce incertidumbre: 1. Las condiciones de medida deben ser las mismas que las de calibración (diferentes a lo solicitado por el sistema

de planeación), 2. Los valores publicados de $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ son limitados respecto a los tamaños de campo que tienen los colimadores y 3. Para introducirlos al sistema de planeación se debe especificar un valor (medido con otro detector) que no necesariamente es adecuado para el tipo de detector usado para medir los OF.

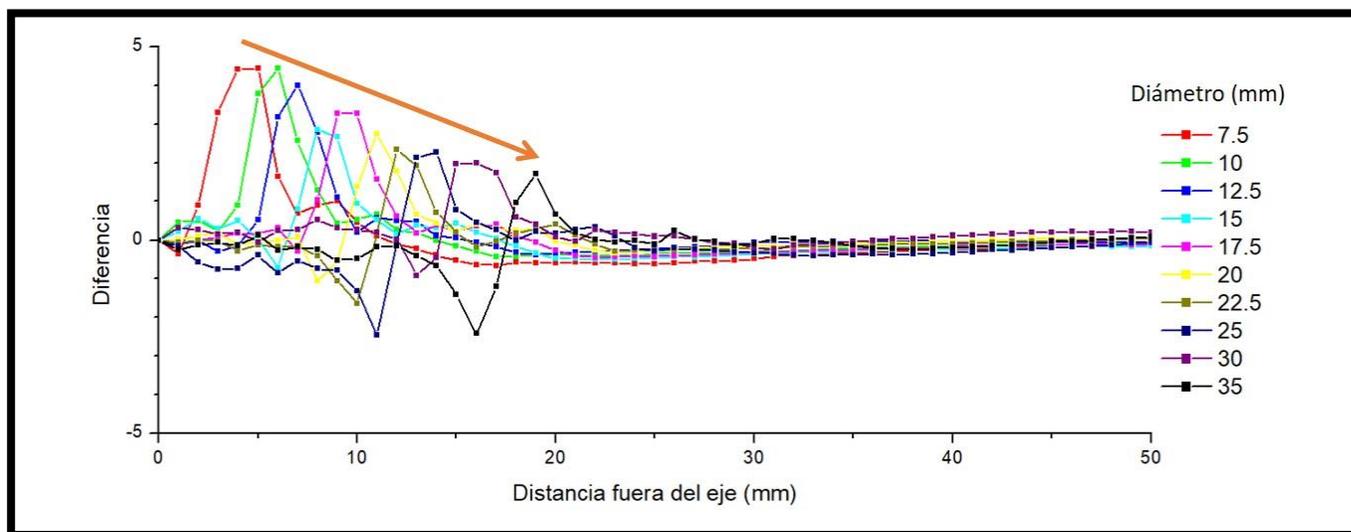


Figura 4.2 Disminución de la diferencia en la penumbra (flecha naranja) según aumenta el diámetro del colimador.

Si nos fijamos en la Gráfica 3.5 podemos observar que entre los OF sin corregir (Naranja) y los corregidos con $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ (Azul), los valores aumentan de 7% a 3% en los primeros tres tamaños y menos de 1% a partir del colimador de 2 cm que es justamente el tamaño de campo que el fabricante [19] establece como mínimo para medir con la cámara Pin Point 3D T31016. Finalmente, al introducirlos al sistema de planeación (Gráfica 3.5, triángulos morados) son multiplicados por un solo valor definido por el usuario a partir de medidas adquiridas con otro detector y en condiciones distintas. Esto, visto desde la Gráfica 3.4 hace parecer que esta corrección es insuficiente para llegar a los valores donde se ha comprobado que la dosis calculada y la dosis dada por el sistema de planeación coinciden.

Para obtener la información introducida en la Tabla 3.9 el único cambio introducido al sistema de planeación fueron los OF. Las curvas de PDD y los OAR fueron exactamente los mismos, así que el único valor que afecta al cálculo de dosis desde el sistema de planeación es el valor de cada OF, como podemos ver en la Tabla 3.8 la máxima diferencia entre los OF Proyecto vs TRS 483 es de -2.03% para el diámetro 17.5 mm; sin embargo, las diferencias en la dosis no son menos de 6% para todos los tamaños de los colimadores (Tabla 3.9).

5 Conclusión y perspectiva

Uno de los principales objetivos de este proyecto era la implementación del protocolo TRS 483 [14]. Sin embargo, el sistema de planeación no está optimizado para este fin, lo cual limita las oportunidades de implementación, teniendo como consecuencia que las dosis calculadas por el sistema de planeación y las calculadas a partir de las medidas no coincidan dentro de un intervalo tolerable.

Por otro lado, se debe destacar que el uso de las nuevas herramientas para dosimetría de campos pequeños sí produjo un cambio favorable, reduciendo la diferencia entre las dosis calculadas por el sistema de planeación y las calculadas a partir de las medidas.

La perspectiva que surge a partir de este proyecto es volver a realizar las medidas con distintos tipos de detectores como lo sugiere el TRS 483 [14]. Incluso sería conveniente realizar una verificación de las medidas con otros centros que coincidan en el uso de colimadores cónicos para un LINAC con fotones con energía de 6MV [8]. Además de realizar una comparación con planes que incluyan arcos, utilizando un maniquí adecuado para ello. Estos puntos no se realizaron en este trabajo por falta de tiempo y porque actualmente no se cuenta con un maniquí que tenga las especificaciones necesarias para dicho propósito. Sin embargo, lo obtenido en este proyecto nos da una visión general de un primer acercamiento a la implementación del TRS 483 [14].

Bibliografía

- [1] W. A. Friedman, F. J. Bova, J. M. Buatti y W. M. Mendenhall, *Linac Radiosurgery. A Practical Guide*, Nueva York: Springer-Verlag, 1998.
- [2] Organización Mundial de la Salud, «Uso de radiaciones ionizantes y de isótopos radiactivos en medicina,» OMS, Ginebra, 1972.
- [3] «Pioneer in X-ray Therapy,» *Science*, vol. 125, nº 3236, pp. 18-22, 1957.
- [4] *Imaging in medical diagnosis and therapy Series, Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy*, CRS Press, 2015.
- [5] Organización Mundial de la Salud, «Empleo óptimo de la radioterapia,» Ginebra, 1980.
- [6] M. Kocher, A. Witting, M. D. Piroth y e. al, «Stereotactic radiosurgery for treatment of brain metastases,» *Strahlentherapie und Onkologie*, vol. 6, nº 190, pp. 521-532, 2014.
- [7] F. Farias-Serratos, G. A. Gutierrez-Aceves y J. Suárez-Campos, «Historia de la radioneurocirugía,» *Arch Neurocién (Mex)*, vol. 16, nº 2, pp. 104-109, 2011.
- [8] ICRU, «Prescribing, Recording, and Reporting of Sterotactic treatments with small photon beams.,» *ICRU Journal*, vol. 14, nº 2, 2014.
- [9] A. Wu, G. Linder, A. H. Maitz y et al., «Physics of gamma knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery,» *J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, vol. 18, pp. 941-949, 1990.
- [10] J. M. Lasak y J. P. Gorecki, «The History of Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy,» *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 42, nº 4, pp. 593-599, 2009.
- [11] T. R. Mackie, «History of Tomotherapy,» *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, pp. R427-R453, 2006.
- [12] AAPM, TG 42, «Stereotactic Radiosurgery. Report 54,» AIP, EUA, 1995.
- [13] R. Alfonso, P. Andreo, R. Capote y et al., «A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields,» *Med Phys Letter*, vol. 35, nº 11, pp. 5179-5186, 2008.

- [14] AAPM, IAEA, «Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination,» IAEA, Viena, 2017.
- [15] F. H. Attix, «Transient Charged-Particle Equilibrium (TCPE),» de *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Wiley-VCH, 1986, pp. 75-77.
- [16] J. U. Wuerfel, «Dose Measurements in small fields,» *Med Phys Inter J*, vol. 1, nº 1, pp. 81-90, 2013.
- [17] 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,» 2006.
- [18] G. F. Knoll, *Radiation Detection and Measurement*, USA: Wiley, 2010 4ta ed..
- [19] PTW, *Manual de usuario. Cámara de ionización PinPoint 3D Tipo 31016*, 2016.
- [20] PTW, *Manual de Usuario. microDiamond T60019*, 2014.
- [21] BrainLab AG, *Technical Reference Guide*, Alemania, 2010.
- [22] G. Luxton , G. Jozsef y M. A. Astrahan, «Algorithm for dosimetry of multiarc linearaccelerator stereotactic radiosurgery,» *Medical Physics*, vol. 18, nº 6, pp. 1211-1221, 1991.
- [23] J. Schindelin, I. Arganda-Carreras , E. Frise, V. Kaynig, M. Longair, T. Pietzsch, S. Preibisch, C. Rueden, S. Saalfeld, B. Schmid, J.-Y. Tinevez, D. J. White, V. Harterstein, K. Eliceiri, P. Tomancak y A. Cardona, «Fiji: An open source platform for biological-image analysis,» *Nature Methods*, vol. 9, pp. 676-682, 2012.
- [24] B. R. Muir y D. W. O. Rogers, «Montecarlo calculations of kQ, the beam quality conversion factor,» *Med. Phys.*, vol. 37, nº 11, pp. 5939-5950, 2010.
- [25] N. Garnier , R. Amblard, R. Villeneuve, R. Haycal, C. Ortholan, P. Colin, A. Gérard, S. Belhomme, F. Mady, M. Benabdesselam y B. Serrano, «Detectors assessment for stereotactic radiosurgery with cones,» *J Appl Clin Med Phys*, vol. 19, nº 6, pp. 88-98, 2018.
- [26] I. J. Das, G. X. Ding y A. Ahnesjo, «Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry,» *Med. Phys.*, vol. 35, nº 1, pp. 2016-215, 2008.



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

ACTA DE IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS

No. 00003

Matrícula: 2172801457

Caracterización de colimadores cónicos para radiocirugía para un haz de fotones con energía de 6MV

En la Ciudad de México, se presentaron a las 18:00 horas del día 14 del mes de enero del año 2020 en la Unidad Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los suscritos miembros del jurado:

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



LORENA LOPEZ BELTRAN
ALUMNA

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

ESPECIALIZACION EN FISICA MEDICA CLINICA

DE: LORENA LOPEZ BELTRAN

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

APROBAR

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

REVISÓ

MTRA. ROSALVA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

DR. JESUS ALBERTO OCHOA TAPIA

PRESIDENTE

MTRO. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE

VOCAL

MTRO. JOSE ALFREDO HERRERA GONZALEZ

SECRETARIO

DR. JUAN AZORIN NIETO