



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA**

**UNIDAD IZTAPALAPA**

**Comisionamiento y garantía de calidad del algoritmo Acuros para la planeación de tratamientos de radiocirugía y SBRT utilizando el protocolo TRS-483 para dosimetría de campos pequeños.**

**Comunicación Idónea de Resultados**

**Alumno**

Armando Sebastián Ordoñez Canul

**Comité tutor**

M. en C. Miguel Rodríguez Ponce

Dra. Elsa Yazmín León Marroquín

Vo. Bo. M. en C. Miguel Rodríguez Ponce

Vo. Bo. Dra. Elsa Yazmín León Marroquín



## Índice

|                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------|----|
| Glosario .....                                                          | 4  |
| Resumen .....                                                           | 5  |
| Introducción .....                                                      | 6  |
| Justificación .....                                                     | 8  |
| Objetivos.....                                                          | 8  |
| Objetivos específicos .....                                             | 8  |
| Antecedentes.....                                                       | 9  |
| Capítulo 1. Sistemas de planeación de tratamiento .....                 | 12 |
| 1.1. Eclipse.....                                                       | 12 |
| 1.2. Algoritmos de cálculo de dosis .....                               | 14 |
| 1.2.1. Acuros .....                                                     | 14 |
| Capítulo 2. Técnicas moduladas de radioterapia.....                     | 16 |
| 2.1. IMRT .....                                                         | 16 |
| 2.1.1. Ventajas de IMRT .....                                           | 17 |
| 2.1.2. Aplicaciones Clínicas .....                                      | 17 |
| 2.2. VMAT .....                                                         | 18 |
| 2.2.1. Ventajas de VMAT .....                                           | 19 |
| 2.2.2. Aplicaciones Clínicas .....                                      | 19 |
| 2.3. Radiocirugía .....                                                 | 20 |
| 2.3.1 Principios Básicos de la Radiocirugía .....                       | 21 |
| 2.3.2. Aplicaciones Clínicas .....                                      | 22 |
| 2.3.3 Ventajas y Limitaciones .....                                     | 22 |
| 2.4. SBRT.....                                                          | 22 |
| 2.4.1. Principios Básicos de SBRT.....                                  | 23 |
| 2.4.2. Aplicaciones Clínicas .....                                      | 25 |
| 2.4.3. Ventajas y Consideraciones.....                                  | 25 |
| 2.5. Campos pequeños .....                                              | 26 |
| 2.5.1. Características de los Campos Pequeños .....                     | 26 |
| 2.5.2. Consideraciones Físicas para la medición de Campos Pequeños..... | 28 |



|                                                                                       |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Capítulo 3. Control de calidad paciente específico.....                               | 30 |
| 3.1. Arreglos de cámara de ionización .....                                           | 31 |
| 3.1.1 Octavius 4D.....                                                                | 32 |
| 3.2. Índice Gamma.....                                                                | 33 |
| Capítulo 4. Materiales y métodos.....                                                 | 36 |
| 4.1. Dosimetría de referencia .....                                                   | 37 |
| 4.2. Determinación del tamaño de la mancha focal del haz 6 MV FFF .....               | 37 |
| 4.2.1. Obtención de perfiles .....                                                    | 38 |
| 4.2.2. Determinación del tamaño de campo real, virtual y la penumbra geométrica ..... | 39 |
| 4.2.3. Obtención del tamaño de la mancha focal .....                                  | 40 |
| 4.3. Comparación de perfiles y PDD medidos con los obtenidos en el TPS .....          | 40 |
| 4.4. Pruebas de transmisión y DLG del MLC .....                                       | 41 |
| 4.4.1. Transmisión del MLC .....                                                      | 41 |
| 4.4.2. DLG .....                                                                      | 42 |
| 4.5. Pruebas del Octavius 4D y arreglo 1000 SRS.....                                  | 43 |
| 4.5.1. Linealidad y respuesta a la tasa de dosis .....                                | 43 |
| 4.5.2. Reproducibilidad .....                                                         | 44 |
| 4.5.3. Evaluación de planes .....                                                     | 44 |
| Capítulo 5. Resultados .....                                                          | 45 |
| 5.1. Dosimetría de referencia .....                                                   | 45 |
| 5.2. Determinación de la mancha focal del haz 6 MV FFF .....                          | 46 |
| 5.3. Comparación de perfiles y PDD medidos con los obtenidos en el TPS .....          | 48 |
| 5.4. Pruebas de transmisión y DLG del MLC .....                                       | 49 |
| 5.5. Pruebas del Octavius 4D y arreglo 1000 SRS.....                                  | 51 |
| 5.5.1. Linealidad y respuesta a la tasa de dosis .....                                | 51 |
| 5.5.2. Reproducibilidad .....                                                         | 52 |
| 5.5.3. Evaluación de planes .....                                                     | 53 |
| Conclusiones .....                                                                    | 56 |
| Retribución social .....                                                              | 57 |
| Bibliografía.....                                                                     | 58 |



## Glosario

3D-CRT: 3 Dimensional Conformal Radiotherapy (Radioterapia Conformal en 3 dimensiones).

AAPM: American Association of Physicists in Medicine (Asociación Americana de Físicos en Medicina).

CBCT: Cone Beam Computed Tomography (Tomografía computarizada de haz en cono).

CT: Computed Tomography (Tomografía computarizada).

DE: Desviación Estándar.

DLG: Dosimetric Leaf Gap (Gap de hoja Dosimétrico).

DRR: Digitally Reconstructed Radiographs (Radiografías Digitalmente Reconstruidas).

DTA: Distance To Agreement (Distancia al Acuerdo).

$D_v$  : Dosis depositada (D) a un porcentaje de volumen v, medida en Gy.

EPID: Electronic Portal Imaging Device (Dispositivo electrónico de imagen portal).

FFF: Flattening Filter Free (Sin Filtro de Aplanado).

IGRT: Image Guided Radiotherapy (Radioterapia Guiada por Imagen).

IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy (Radioterapia de Intensidad Modulada).

LINAC: Linear Accelerator (Acelerador Lineal).

MLC: Multi Leaf Collimator (Colimador Multi Hoja).

MRI: Magnetic Resonance Imaging (Imagen por Resonancia Magnética).

Msr: Machine Specific Reference (Referencia Máquina Específico)

NSCLC: Non Small Cell Lung Cancer (Cáncer de Pulmón de Células No Pequeñas)

OAR: Organ At Risk (Órgano en Riesgo).

OF: Output Factor (Factor de Salida).

PDD: Percentage Depth Dose (Porcentaje de Dosis a Profundidad).



PET: Positron Emission Tomography (Tomografía por Emisión de Positrones).

QA: Quality Assurance (Aseguramiento de Calidad)

QC: Quality Control (Control de Calidad)

ROI: Region Of Interest (Región de Interés).

SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography (Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único).

SBRT: Stereotactic Body Radiotherapy (Radioterapia Estereotáctica de Cuerpo).

SRS: Stereotactic Radio Surgery (Radiocirugía Esterotáctica).

TPS: Treatment Planning System (Sistema de Planeación de Tratamiento).

Tr: Transmisión.

UAM: Universidad Autónoma Metropolitana.

UM: Unidades Monitor.

$V_D$  : Porcentaje de volumen que recibe una dosis D.

VMAT: Volume Modulated Arc Therapy (Terapia de Arco Modulada por Volumen).

## Resumen

Con la finalidad de realizar tratamientos de SRS y SBRT se realizó el comisionamiento del algoritmo Acuros y el LINAC TrueBeam. Se realizaron pruebas de dosimetría, determinación del punto focal, comparación de perfiles, pruebas del MLC y Octavius. La dosimetría durante las pruebas se mantuvo dentro de la tolerancia del 1.5%. La mancha focal encontrada fue de 0.35 mm en X y 0.58 mm en Y. En la comparación de perfiles en análisis gamma de 2%/2 mm dio un promedio de 98.7% en Y y 97.9% en X. El valor de transmisión del MLC fue de 0.95% con un DLG de 0.34 mm. En las mediciones con Octavius se obtuvo una mejor tasa de aprobación en la evaluación gamma sin embargo se requiere una mayor cantidad de mediciones para determinar que la mejora es estadísticamente significativa.



## Introducción

El cáncer es una de las principales enfermedades que provocan la muerte a nivel global, teniendo en el 2022 un total de 20 millones de casos nuevos y 9.7 millones de muertes [1].

Al comisionar el sistema de planeación de tratamiento (TPS por sus siglas en inglés), el físico médico asegura que la dosis calculada por el software es la dosis entregada por el acelerador lineal (LINAC, por sus siglas en inglés) y, por lo tanto, la dosis recibida por el paciente en el volumen de interés. Además, se evalúa la entrega de planes complejos de tratamientos por el equipo comisionado, por ejemplo, los planes de radiocirugía (SRS, por sus siglas en inglés). También, se evalúa que la configuración mecánica simulada en el TPS pueda ser reproducida por el LINAC.

La radiocirugía es un tratamiento de teleterapia realizado ya sea con un radionúclido o con un LINAC depositando una dosis de radiación de manera muy focalizada con diversos haces de radiación (Figura 1) y protegiendo el tejido sano cercano. Con ella se pueden tratar tumores del cerebro, espina dorsal en una sola sesión. Con la radioterapia corporal estereotáctica (SBRT, por sus siglas en inglés) se pueden tratar tumores de pulmón, hígado y otros tumores de tejido suave en 3 a 5 sesiones [2].

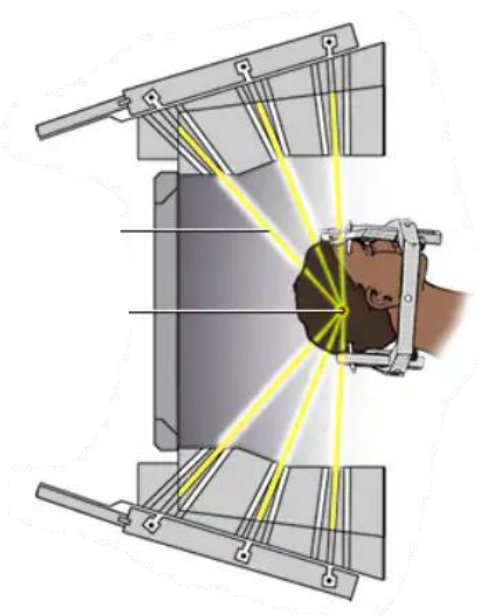


Figura 1. Conjunto de haces de radiación focalizados en la lesión a tratar [2].



El proceso de comisionamiento consta de varios pasos que se resumen en la figura 2.

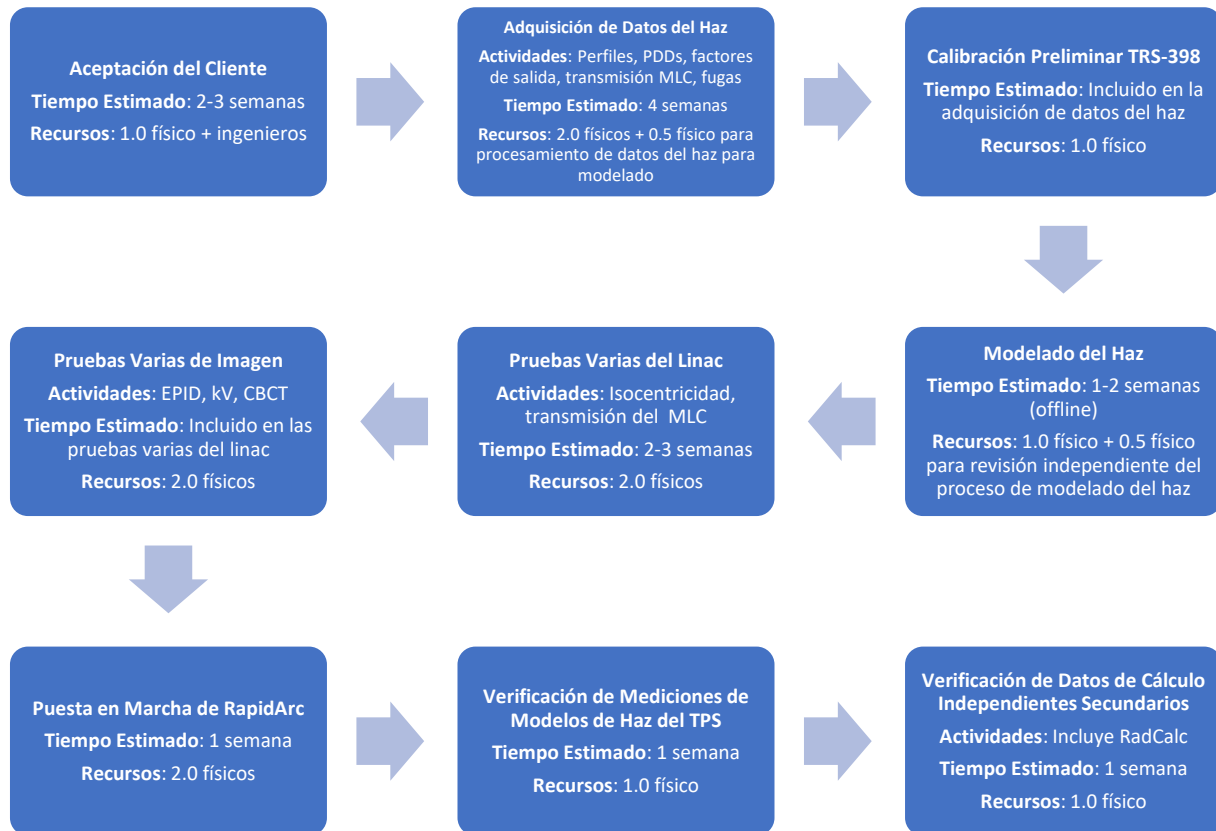


Figura 2. Pasos para el comisionamiento de un acelerador lineal [3].

El esquema anterior muestra un resumen de los pasos a seguir durante el Comisionamiento de un acelerador lineal, estos pueden variar en la cantidad de mediciones en función de las recomendaciones entre los distintos vendedores y las necesidades de la clínica. Un ejemplo de ello es en el Comisionamiento para campos pequeños que requiere de una medición más minuciosa de los datos del haz.[3]

Para el comisionamiento del TPS se requiere la medición de Porcentajes de Dosis a Profundidad (PDD, por sus siglas en inglés), perfiles y factores de salida para distintos tamaños de campo. Los tamaños de campo medidos en este proceso son los recomendados por el fabricante y no incluyen campos pequeños. Entre las mediciones recomendadas por el fabricante, pero no obligatorias para el comisionamiento también se encuentra el factor de transmisión ( $T_r$ ), el gap dosimétrico de hoja (DLG, por sus siglas en inglés) y la mancha focal [4].



En el instituto Nacional de Cancerología (INCan) se ha comisionado una parte del TPS para campos pequeños (factores de salida). Es necesario completar el Comisionamiento de campos pequeños para poder realizar tratamientos de radiocirugía y SBRT.

## **Justificación**

Por la alta demanda de tratamientos de radioterapia los tratamientos actualmente están en una transición a una menor cantidad de sesiones para poder brindar el servicio a una cantidad mayor de pacientes y en un menor tiempo. La cantidad de pacientes en el INCan es muy alta y las listas de espera son de semanas, por lo que se requiere el uso de fraccionamientos reducidos como el hipofraccionamiento, SBRT y radiocirugía para poder atender a todos los pacientes.

Para poder realizar tratamientos de radiocirugía y SBRT en el INCan se requiere realizar todas las pruebas del proceso de comisionamiento del equipo y el TPS. Con ello se podrán calcular las distribuciones de dosis de los planes de tratamiento correctamente y obtener resultados lo más cercano posible a lo que se entregaría físicamente en el paciente. También con ello se podrá realizar los controles de calidad paciente específico y obtener resultados de evaluación adecuados para aprobar los planes de tratamiento.

## **Objetivos**

Comisionar el sistema de planeación Eclipse con base al protocolo TRS 483 para realizar tratamientos de SRS y SBRT en un LINAC TrueBeam del INCan.

### **Objetivos específicos**

- Comisionar el algoritmo Acuros para la planeación de tratamientos de SRS y SBRT en el equipo Varian TrueBeam.
- Comparar el algoritmo configurado para campos pequeños con el configurado para campos convencionales.



## Antecedentes

Desde que se iniciaron los tratamientos de radioterapia con radionúclidos se implementó la idea de la radiocirugía con la ayuda de marcos estereotácticos y unidades de cobalto (figura 3) [5].

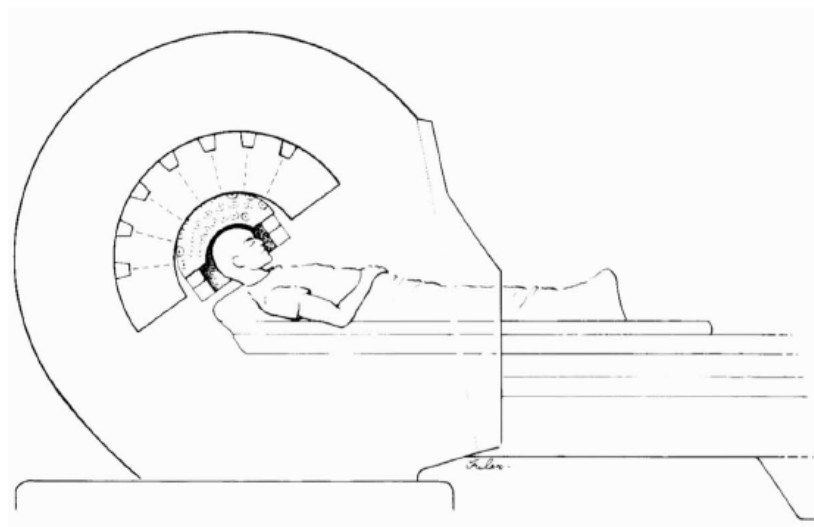


Figura 3. Esquema de la primera unidad de GammaKnife en estados unidos con 201 fuentes de Co-60 para radiocirugía [5]

En esa época apenas se estaban construyendo los cimientos de la dosimetría moderna dando lugar a protocolos para dosimetría de campos convencionales como el TRS 277 [6] y la versión actualizada, el TRS 398 [7]. Sin embargo, para tratamientos focalizados en lesiones pequeñas, como los de radiocirugía, se requiere conocer el comportamiento de los haces de radiación en tamaños de campo de esas dimensiones. Durante años hubo diferentes investigaciones independientes donde se estudiaron los campos pequeños en el contexto de radioterapia. Pero fue hasta el año 2017 que se publicó el TRS 483 [8] donde se reunió toda la información de las diversas investigaciones para formar un código de práctica al nivel del TRS 398 con el objetivo de que los físicos médicos puedan hacer la dosimetría de manera estandarizada y con una mayor confianza utilizando campos pequeños.

El TRS 398 fue publicado en el año 2000 y fue el código de práctica que implementaba la dosimetría de referencia en agua, simplificando la determinación de la dosis absorbida en agua sin pasar por la dosis en aire en la cavidad de la cámara de ionización que previamente se utilizaba en el TRS 277. El principal objetivo del TRS 398 es proporcionar un estándar



internacional para la dosimetría en radioterapia basado en la calibración directa en términos de dosis absorbida en agua. El agua es utilizada como medio de referencia porque sus propiedades son similares a las del tejido humano, lo que permite una medición precisa y reproducible de la dosis administrada al paciente. También, el uso de agua permite la fácil reproducibilidad de la dosimetría y su estandarización entre diferentes centros alrededor del mundo. El TRS 398 abarca haces de radiación de fotones de baja y alta energía, electrones, protones y partículas pesadas.

También entre los aportes del código de práctica se encuentra la recomendación del uso de cámaras de ionización como los dispositivos preferidos para medir la dosis absorbida en agua. Proporciona directrices detalladas sobre cómo calibrar y usar estas cámaras, así como las instrucciones para el cálculo de los factores de corrección necesarios para ajustar las mediciones en diferentes condiciones clínicas, como la variación en la energía del haz y la geometría del campo. Finalmente, uno de los temas abarcados en el documento es la trazabilidad y el establecimiento de Estándares Internacionales. Las mediciones y calibraciones realizadas bajo las recomendaciones del TRS 398 deben ser trazables a estándares nacionales e internacionales de dosimetría, asegurando la coherencia y comparabilidad a nivel global [7].

De los primeros en plantear un formalismo para campos pequeños fue Alfonso *et al* (2008) [9] al enfrentarse a las problemáticas que conlleva la dosimetría de campos pequeños y que no resolvían los protocolos existentes como las condiciones de referencias recomendadas. Su formalismo extiende las recomendaciones de los códigos de prácticas para realizar la dosimetría de campos pequeños. Para ello introducen el concepto de un campo de referencia máquina específico ( $f_{msr}$ ) para las modalidades que no pueden establecer las condiciones de referencia convencionales. Este  $f_{msr}$  puede ser el colimador circular del CyberKnife y es el tamaño más cercano al convencional ( $10 \times 10 cm^2$ ). También se introduce un factor de corrección por la diferente respuesta del detector entre el  $f_{msr}$  y el tamaño de campo pequeño clínico denotado por  $f_{clin}$  y viene dado por:

$$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$$

el cual se utiliza para corregir el factor de salida (OF) obtenido de la relación de cargas entre el campo clínico y el de referencia.



Posteriormente el TRS 483 expande lo establecido en este formalismo explicando con más detalle los motivos físicos por los cuales se requiere de mayor atención y cuidado al medir campos pequeños, como la falta de equilibrio de partícula cargada, el solapamiento de las penumbras y la oclusión de la fuente de radiación. En el código de práctica se condensan todas las investigaciones realizadas por diferentes autores y el grupo de trabajo encomendado en la realización de este documento. De las principales contribuciones se tiene la publicación de los factores de corrección de los factores de salida para campos pequeños de diferentes cámaras de ionización. La tabla 1 muestra algunos de los factores de corrección presentados en el TRS 483, estos van a un tamaño de campo mínimo donde el factor de corrección es menor a 1.05 para introducir una corrección menor al 5%. Otro de los aspectos importantes del documento son las recomendaciones del equipo de dosimetría para la medición de campos pequeños y las consideraciones al momento de utilizar el equipo de dosimetría para la correcta obtención de las lecturas absolutas y relativas. El documento incluye la teoría necesaria para entender el por qué trabajar con campos pequeños es una tarea delicada y cómo medirlos correctamente para poder realizar el comisionamiento de un haz de radiación para radiocirugía [8].

TABLE 26. FIELD OUTPUT CORRECTION FACTORS  $k_{Q_{clin}^{f_{me}}/Q_{ref}^{f_{me}}}$  FOR FIELDS COLLIMATED BY AN MLC OR SRS CONE AT 6 MV WFF AND FFF MACHINES, AS A FUNCTION OF THE EQUIVALENT SQUARE FIELD SIZE

| Detector                            | Equivalent square field size, $S_{\text{eqn}}$ (cm) |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |     |     |
|-------------------------------------|-----------------------------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-----|-----|
|                                     | 8.0                                                 | 6.0   | 4.0   | 3.0   | 2.5   | 2.0   | 1.5   | 1.2   | 1.0   | 0.8   | 0.6   | 0.5 | 0.4 |
| Ionization chambers                 |                                                     |       |       |       |       |       |       |       |       |       |       |     |     |
| Exradin A14SL micro Shonka slimline | 1.000                                               | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.002 | 1.010 | 1.027 | —     | —     | —     | —   | —   |
| Exradin A16 micro                   | 1.000                                               | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.001 | 1.003 | 1.008 | 1.017 | 1.027 | 1.043 | —     | —   | —   |
| IBA/Welhöfer CC01                   | 1.002                                               | 1.004 | 1.007 | 1.008 | 1.008 | 1.009 | 1.011 | 1.013 | 1.018 | 1.027 | 1.047 | —   | —   |
| IBA/Welhöfer CC04                   | 1.000                                               | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.000 | 1.002 | 1.009 | 1.022 | 1.041 | —     | —     | —   | —   |
| IBA/Welhöfer CC13/IC10/IC15         | 1.000                                               | 1.000 | 1.000 | 1.001 | 1.002 | 1.009 | 1.030 | —     | —     | —     | —     | —   | —   |
| PTW 31002 Flexible                  | 1.000                                               | 1.000 | 1.001 | 1.004 | 1.009 | 1.023 | —     | —     | —     | —     | —     | —   | —   |
| PTW 31010 Semiflex                  | 1.000                                               | 1.000 | 1.000 | 1.001 | 1.002 | 1.008 | 1.025 | —     | —     | —     | —     | —   | —   |
| PTW 31014 PinPoint                  | 1.000                                               | 1.000 | 1.000 | 1.002 | 1.004 | 1.009 | 1.023 | 1.041 | —     | —     | —     | —   | —   |
| PTW 31016 PinPoint 3D               | 1.000                                               | 1.000 | 1.000 | 1.001 | 1.001 | 1.004 | 1.013 | 1.025 | 1.039 | —     | —     | —   | —   |

Tabla 1. Factores de corrección de los factores de salida para diferentes cámaras de ionización y tamaños de campo [8].



## Capítulo 1. Sistemas de planeación de tratamiento

Los TPS permiten reproducir virtualmente las distribuciones de dosis que se obtendrían en el paciente mediante el cálculo de las interacciones de la radiación con la materia y el transporte de energía en un paciente virtual obtenido mediante una tomografía computarizada. El TPS simula desde los componentes del acelerador lineal y la fuente de radiación en distintas configuraciones como la angulación del gantry, colimador, posición del colimador multi hojas (MLC, por sus siglas en ingles), etc.[4]

### 1.1. Eclipse

El TPS Eclipse es desarrollado y vendido por la empresa Varian para elaborar los planes de tratamiento en sus equipos. El software en resumen cuenta con las siguientes características principales:

- **Interfaz:** En ella se pueden simular virtualmente diferentes geometrías de los aceleradores lineales con los que cuenta Varian y visualizar estas geometrías (figura 1.1 y 1.2). También permite visualizar la tomografía del paciente en diferentes cortes tomográficos y la configuración del gantry respecto al paciente.
- **Optimizador:** Dentro del software se encuentra el optimizador con el cual se realizan los planes de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) y Terapia de Arco Modulada por Volumen (VMAT, por sus siglas en inglés). En Eclipse se cuenta, principalmente, con el algoritmo de optimización de fotones (PO, por sus siglas en inglés).
- **Algoritmo de cálculo de dosis:** Permite calcular la distribución de dosis final seleccionando el algoritmo de cálculo más adecuado. En eclipse se cuenta con el Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) y Acuros en sus diferentes versiones.



Figura 1.1. Interfaz del sistema de planeación eclipse versión 16.

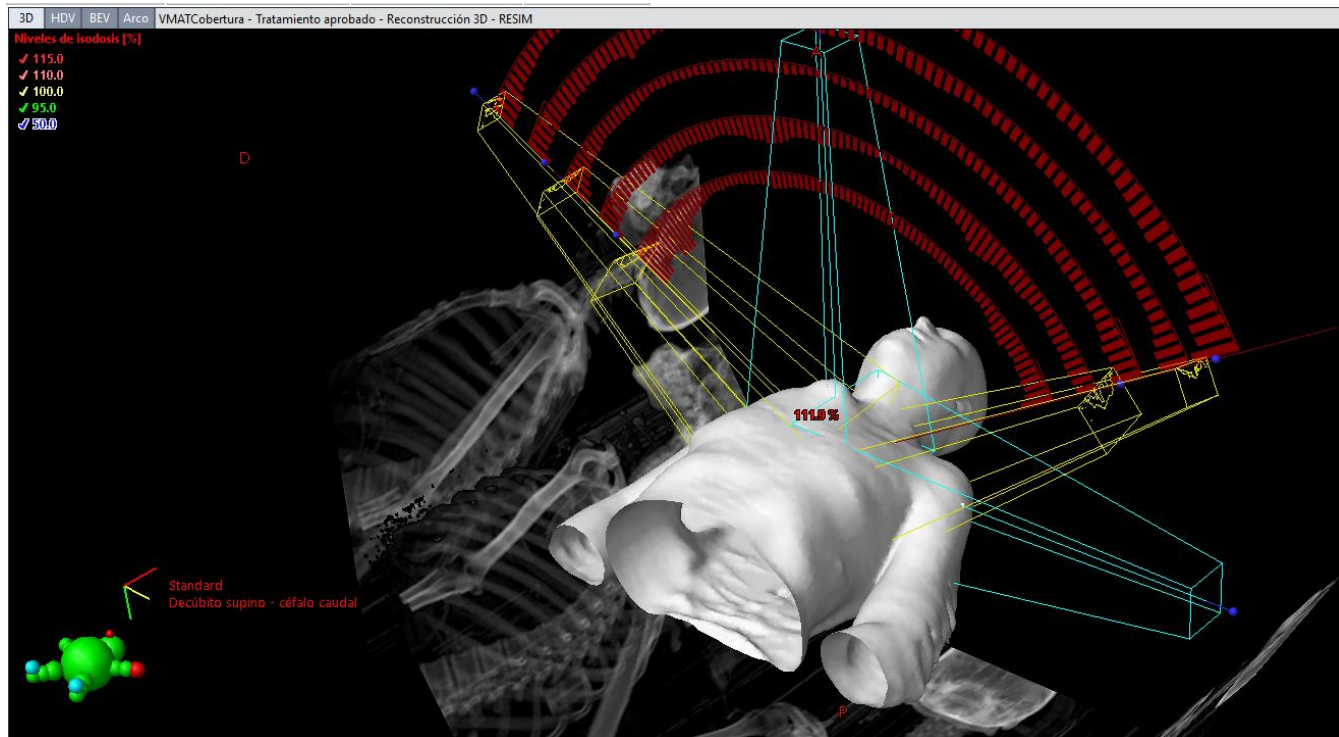


Figura 1.2. Vista 3D del paciente y de la geometría del acelerador en eclipse.



## **1.2. Algoritmos de cálculo de dosis**

Los algoritmos de cálculo de dosis nos permiten simular el transporte de energía de diferentes maneras dependiendo del algoritmo y con ello obtener la distribución de dosis que se tendría en el paciente durante el tratamiento. Este se selecciona al inicio de la planeación y se utiliza en cada cambio de la geometría durante la planeación 3D y al salir del optimizador en planes IMRT y VMAT. En eclipse, el algoritmo más actual y el que simula de manera más realista el transporte de energía en el paciente es el Acuros XB [4].

### **1.2.1. Acuros**

El algoritmo Acuros XB es una herramienta avanzada para el cálculo de dosis en radioterapia, destacándose por su precisión y capacidad para modelar de manera realista el transporte de energía dentro del cuerpo del paciente.

Acuros XB se basa en la resolución de las ecuaciones de transporte de Boltzmann lineal, las cuales describen el comportamiento y distribución de partículas (fotones y electrones) en un medio. Estas ecuaciones tienen en cuenta la absorción, dispersión y otros fenómenos que ocurren cuando la radiación interactúa con los tejidos biológicos. A diferencia de los algoritmos de Convolución/Superposición, que aproximan las interacciones de la radiación con los tejidos mediante funciones de convolución, Acuros XB utiliza un modelo físico más directo y detallado. Esto incluye la consideración explícita de las propiedades del material y la geometría tridimensional del paciente. Este algoritmo es especialmente eficaz en medios heterogéneos, donde existen variaciones significativas en la densidad y composición de los tejidos. Esto es crucial en regiones del cuerpo donde los cambios en la densidad (como huesos, pulmones y cavidades llenas de aire) pueden afectar drásticamente la distribución de la dosis [10].

A pesar de la complejidad de las ecuaciones de Boltzmann, Acuros XB está optimizado para proporcionar resultados precisos en un tiempo relativamente corto a comparación de algoritmos estadísticos como Monte Carlo que, a pesar de que se obtienen resultados más cercanos a la realidad tienen como costo el aumento en el tiempo de cálculo y el aumento en el uso de recursos computacionales. Esto se logra mediante técnicas numéricas avanzadas y el uso eficiente de recursos computacionales.



El algoritmo es capaz de simular de manera más realista el transporte de energía en el paciente, lo que se traduce en una distribución de dosis más precisa y confiable. Esto es particularmente importante en técnicas avanzadas de radioterapia como IMRT y VMAT.



## Capítulo 2. Técnicas moduladas de radioterapia

Las técnicas avanzadas de radioterapia modulan la fluencia de fotones del haz de radiación para conformar la distribución de dosis al volumen objetivo evitando en lo posible los órganos de riesgo. Existen diferentes técnicas moduladas como la IMRT y VMAT.

### 2.1. IMRT

La Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) es una técnica avanzada de tratamiento que permite una distribución precisa de la dosis de radiación al volumen objetivo, minimizando al mismo tiempo la exposición de los tejidos normales circundantes. A diferencia de la radioterapia convencional, la IMRT (figura 2.1) utiliza haces de radiación con intensidades moduladas que son optimizadas mediante planificación inversa. Esto permite conformar la dosis de radiación de manera precisa alrededor del tumor y evitar estructuras críticas cercanas [11].

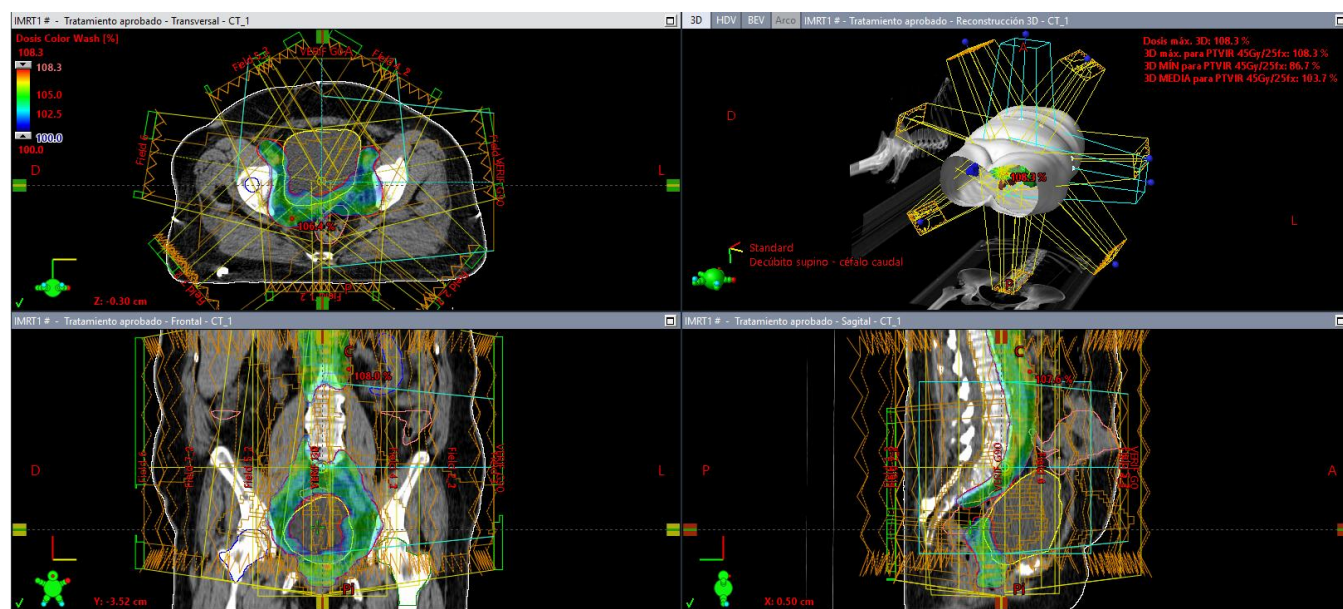


Figura 2.1. Arreglo de haces para conformar la dosis con técnica IMRT.

Esta técnica utiliza un enfoque de planificación inversa en el que se definen primero los objetivos dosimétricos (dosis deseada en el tumor y límites de dosis en órganos a riesgo) y luego se optimiza la fluencia de fotones del haz para cumplir estos objetivos. Esto se realiza mediante



algoritmos computacionales avanzados que calculan una mejor y más conformada distribución de dosis.

### 2.1.1. Ventajas de IMRT

- **Mayor Conformidad de la Dosis:** permite una conformidad superior de la dosis al volumen tumoral, lo que reduce significativamente la exposición de los tejidos sanos adyacentes. Esto es especialmente útil en regiones del cuerpo donde los tumores están cerca de estructuras críticas, como cáncer de cabeza y cuello [12].
- **Reducción de la Toxicidad:** IMRT ha demostrado reducir las dosis a órganos críticos como el intestino delgado, el recto y la vejiga en el tratamiento de cáncer pélvico, lo que disminuye las complicaciones gastrointestinales y genitourinarias [13].
- **Posibilidad de Escalar la Dosis:** Gracias a la precisión en la entrega de dosis, la técnica IMRT permite incrementar la dosis en el tumor sin aumentar el riesgo de daño a los tejidos normales. Esto puede potencialmente mejorar los resultados terapéuticos al aumentar el control local del tumor [14].

### 2.1.2. Aplicaciones Clínicas

- **Cáncer de Próstata:** Mejora la conformación de la dosis al tejido prostático, reduciendo la morbilidad asociada al tratamiento de órganos cercanos como el recto y la vejiga. Disminuye las toxicidades agudas genitourinarias y gastrointestinales de grado 1 y 2 según el Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) [15].
- **Cáncer de Cabeza y Cuello:** Permite una dosificación precisa en áreas con anatomía compleja, mejorando el control local, control regional del cuello, supervivencia libre de metástasis y reduciendo efectos secundarios como la xerostomía a 3 años del tratamiento con IMRT [16].
- **Cáncer de Pulmón de Células no pequeñas:** Con resultados similares en supervivencia promedio, supervivencia libre de progresión, control local y supervivencia libre de metástasis a la Radioterapia Conformal 3D (3DCRT) se observa una reducción de toxicidad pulmonar aguda, como la neumonitis [17].



La administración de IMRT es más compleja que las técnicas convencionales y requiere un riguroso control y aseguramiento de calidad (QC y QA, por sus siglas en inglés) para asegurar que la dosis planificada se entregue con precisión. Esto incluye la calibración regular de los equipos y la validación de los planes de tratamiento.

## 2.2. VMAT

La Terapia de Arco Modulada por Volumen (VMAT) es una técnica avanzada de radioterapia que optimiza la entrega de dosis mediante la modulación continua de la intensidad del haz de radiación y la rotación del gantry alrededor del paciente. VMAT se destaca por su capacidad de proporcionar una distribución de dosis altamente conformada y eficiente, en comparación con otras técnicas de radioterapia. Esta permite la modulación simultánea de la posición de las hojas del colimador multi hojas, la velocidad del gantry y la tasa de dosis durante la rotación del gantry (figura 2.2). Esta combinación optimiza la distribución de la dosis en el volumen objetivo mientras minimiza la exposición a tejido sano [18].

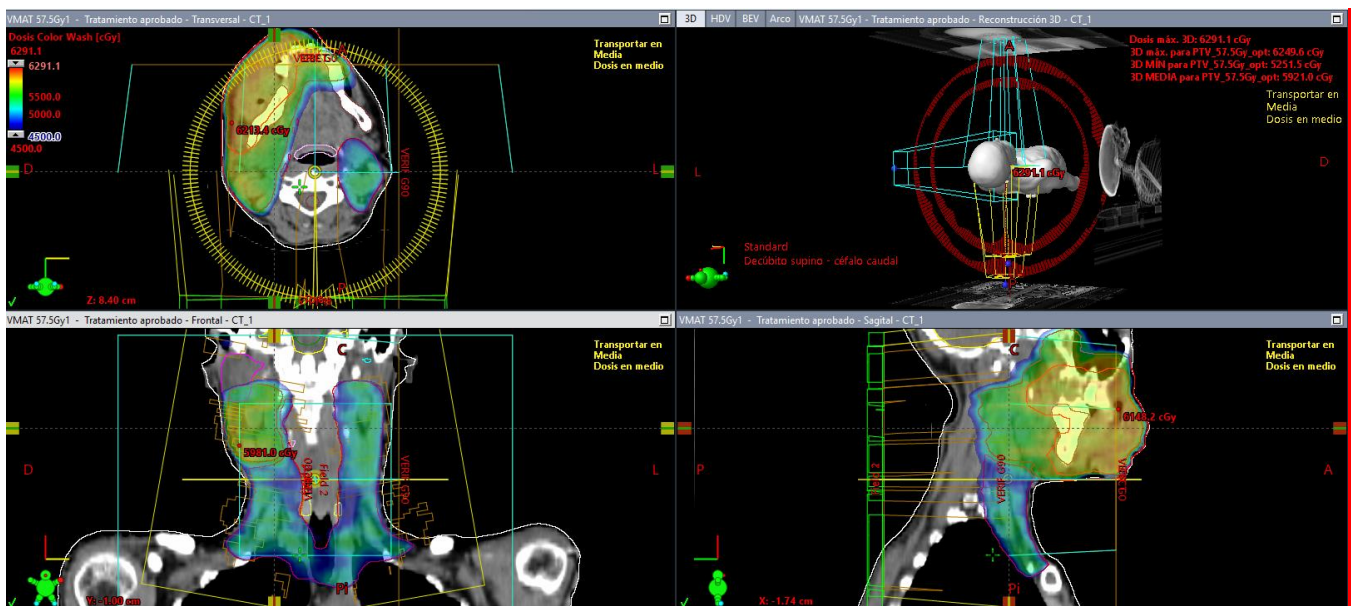


Figura 2.2. Interfaz con la geometría de irradiación de arcos para la técnica VMAT.

La planificación en VMAT, al igual que en IMRT, utiliza algoritmos de optimización inversa para determinar la mejor configuración de los parámetros del haz que logren los objetivos



dosimétricos definidos. Esto incluye la conformidad de la dosis al tumor y la protección de los órganos de riesgo (OAR, por sus siglas en inglés) [19].

### 2.2.1. Ventajas de VMAT

- **Eficiencia de Tratamiento:** VMAT reduce significativamente el tiempo de tratamiento en comparación con IMRT y 3D-CRT. Esto se debe a la capacidad de entregar la dosis completa en una sola rotación o en múltiples rotaciones rápidas del gantry [20].
- **Conformación de la Dosis y Protección de Tejidos Normales:** VMAT ofrece una conformación superior de la dosis al volumen objetivo y una mejor protección de los tejidos normales en comparación con IMRT. Esto es crucial para minimizar los efectos secundarios y mejorar la calidad de vida de los pacientes [21].
- **Flexibilidad y Aplicabilidad:** VMAT puede ser utilizado para tratar una amplia variedad de tipos de cáncer, incluyendo próstata, cabeza y cuello, mama, pulmón, entre otros, proporcionando alta calidad dosimétrica y eficiencia de entrega [22].

### 2.2.2. Aplicaciones Clínicas

- **Cáncer de Próstata:** La técnica VMAT ha demostrado ser eficaz en el tratamiento del cáncer de próstata, proporcionando una mejor cobertura del volumen objetivo y una menor dosis a los órganos de riesgo en comparación con IMRT y 3D-CRT [23], [24].
- **Cáncer de Cabeza y Cuello:** La capacidad de VMAT para proporcionar una alta conformación de la dosis y protección de tejidos normales es especialmente beneficiosa en el tratamiento de cánceres de cabeza y cuello, donde las estructuras críticas están en estrecha proximidad al tumor [25].
- **Radioterapia Corporal Estereotáctica:** VMAT también se utiliza en SBRT, ofreciendo tiempos de tratamiento más cortos y una mejor conformidad de la dosis, lo cual es crucial para minimizar los movimientos del paciente y mejorar la precisión del tratamiento [26].

Al igual que con IMRT, VMAT requiere de un exhaustivo QC y QA para garantizar que el equipo entregue la dosis planificada y el paciente obtenga todos los beneficios que esta técnica tiene. De lo contrario y debido a los altos gradientes de dosis se pueden obtener resultados perjudiciales al irradiar con la dosis de prescripción órganos de riesgo que se encuentren cerca



del sitio de tratamiento. También, para lograr la correcta entrega del plan la clínica debe contar con un sistema de inmovilización que permita la reproducción de la posición del paciente en cada sesión de tratamiento y que lo inmovilice durante el tratamiento adecuadamente.

### 2.3. Radiocirugía

La radiocirugía es una técnica no invasiva que utiliza haces de radiación ionizante altamente enfocados para tratar lesiones pequeñas y localizadas dentro del cuerpo, principalmente en el cerebro y la columna vertebral. Este procedimiento se realiza generalmente en una sola sesión y se caracteriza por su precisión milimétrica, conformación de la dosis y altos gradientes de dosis, minimizando el daño a los tejidos sanos circundantes (figura 2.3) [27].

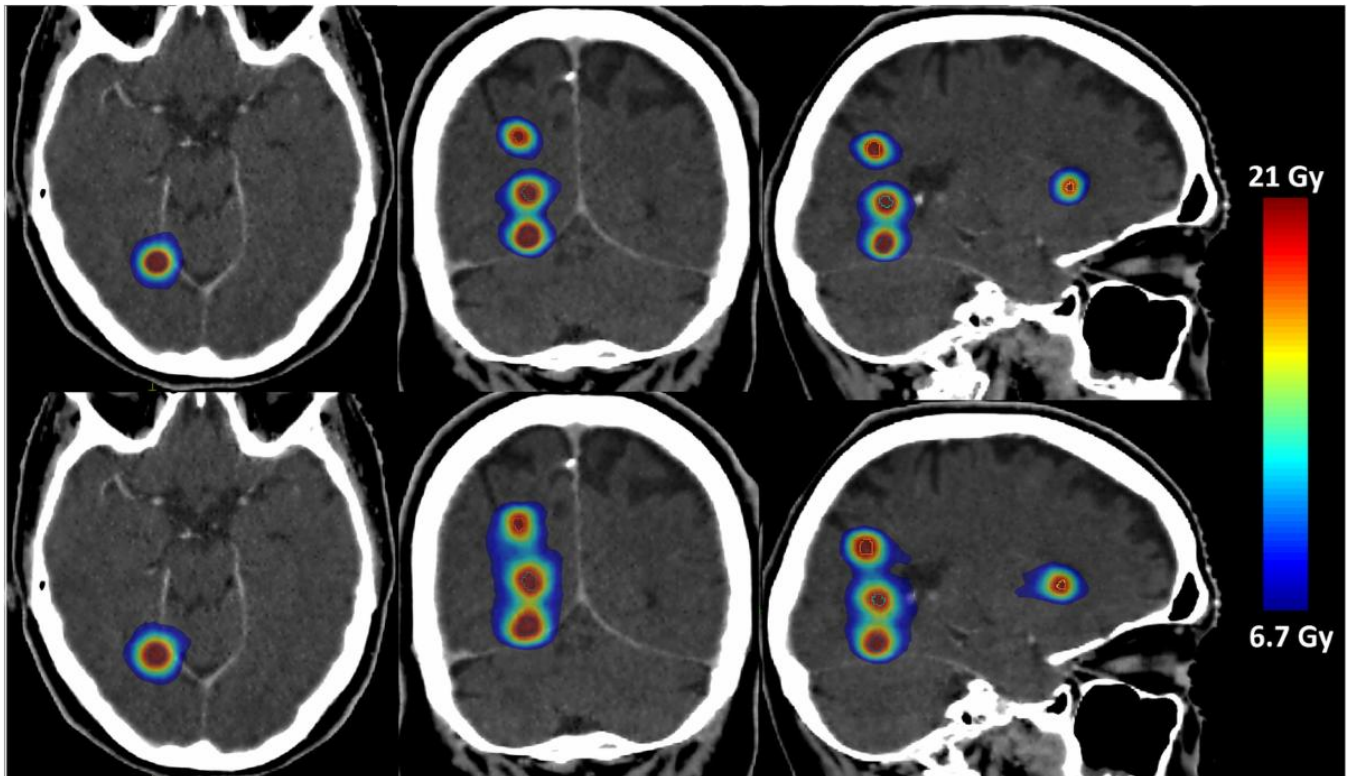


Figura 2.3. Radiocirugía de múltiples lesiones planeado con técnica VMAT y Arcoterapia Conformal Dinámica (DCAT, por sus siglas en inglés) [28].



### 2.3.1 Principios Básicos de la Radiocirugía

- **Focalización Precisa:** Utiliza múltiples haces de radiación a diferentes ángulos para permitir una alta conformación de la dosis al tumor, permitiendo una alta dosis de radiación en el volumen objetivo mientras se minimiza la exposición a tejido sano [29].
- **Uso de Imágenes:** La radiocirugía depende de técnicas avanzadas de imagen, como la imagen por resonancia magnética (MRI, por sus siglas en inglés) y la tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés), para localizar con precisión las áreas a tratar.
- **Inmovilización:** Se requieren accesorios de inmovilización que permitan la reproducibilidad en los casos donde la dosis se entrega en más de una sesión, así como la reducción del movimiento intrafracción para la administración de la dosis en el volumen objetivo (figura 2.4). Comúnmente se utilizan marcos estereotácticos, pero recientemente se ha ido adoptando accesorios menos invasivos con los mismos resultados [30].



Figura 2.4. A) Marco estereotáctico para SRS B) mascara y base para SRS de Orfit [31], [32].

En la radiocirugía, tener cada uno de los puntos mencionados es sumamente importante ya que si no se tiene una buena inmovilización se perdería la focalización precisa y por lo tanto



se podría irradiar tejido sano. Si no se cuenta con un sistema adecuado de obtención de imágenes se podría irradiar en otra región que no es la adecuada.

### 2.3.2. Aplicaciones Clínicas

- **Lesiones Intracraneales:** Originalmente desarrollada para tratar lesiones dentro del cráneo, como tumores cerebrales, malformaciones arteriovenosas, y neuralgia del trigémino [33].
- **Lesiones Espinales y Extracraneales:** Avances en los accesorios de inmovilización y el conocimiento previo en lesiones intracraneales han permitido extender la radiocirugía a lesiones espinales y otros tumores extracraneales [34].

### 2.3.3 Ventajas y Limitaciones

- **Ventajas:** Minimizar la dosis a tejido sano, disminución en la cantidad de sesiones (por lo que se pueden tratar una mayor cantidad de pacientes), reducción del tiempo de recuperación, reducción en el riesgo de complicaciones en comparación con la radioterapia convencional y disminución en el tiempo que los pacientes externos tienen que permanecer en la ciudad donde se van a tratar. La radiocirugía también permite tratar múltiples lesiones intracraneales reduciendo la dosis al tejido sano (figura 2.3).
- **Limitaciones:** No es adecuada para todas las lesiones, especialmente aquellas que son difusas o no están bien delimitadas. Requiere de un equipo multidisciplinario altamente capacitado para la implementación de un programa de radiocirugía adecuado para evitar accidentes. Igualmente se necesita de un departamento con la tecnología adecuada como LINACs con MLC de alta definición y haces sin filtro de aplanado para poder entregar fracciones de alta dosis en menos tiempo.

## 2.4. SBRT

La SBRT, también conocida como Radioterapia Ablativa Estereotáctica (SABR), es una técnica que utiliza dosis altas de radiación en pocas fracciones para tratar tumores extracraneales. Esta técnica se caracteriza por su precisión, alta conformidad de la dosis de radiación y capacidad para administrar dosis ablativas de radiación (figura 2.5) [35].

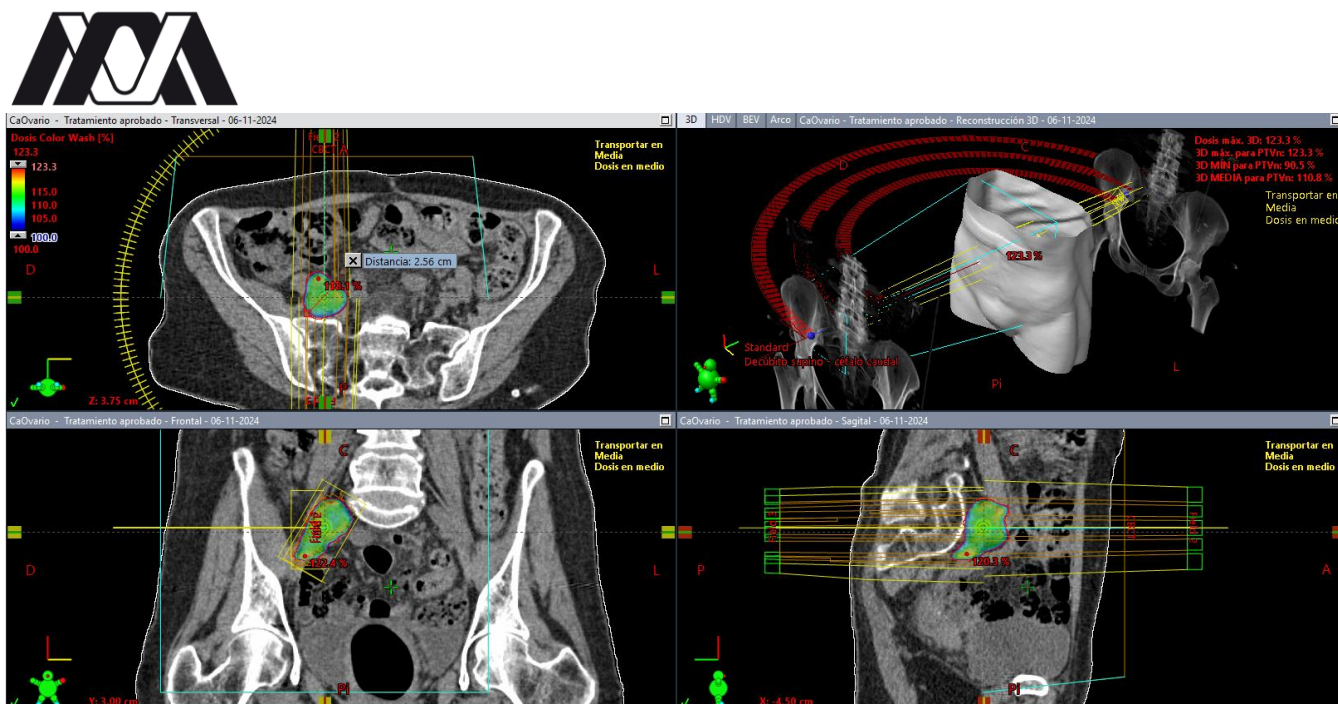


Figura 2.5. Planeación de un tratamiento de SBRT de una lesión ubicada en pelvis con técnica VMAT.

### 2.4.1. Principios Básicos de SBRT

- **Alta Dosis en Pocas Fracciones:** con la SBRT se administra dosis elevadas de radiación desde una a cinco sesiones, lo que permite un efecto ablativo en el tumor y minimiza la dosis al tejido sano.
- **Guiado por Imagen:** SBRT utiliza sistemas avanzados de imagen para la localización precisa del tumor y para gestionar el movimiento de este debido a la respiración u otros factores (figura 2.6).
- **Inmovilización:** Al igual que la radiocirugía, en la SBRT se requieren accesorios de inmovilización que permitan la reproducibilidad interfacción y la reducción del movimiento intrafracción para la administración de la dosis en el sitio a tratar. Comúnmente se utilizan colchones de vacío, mallas termoplásticas, entre otros (figura 2.7).

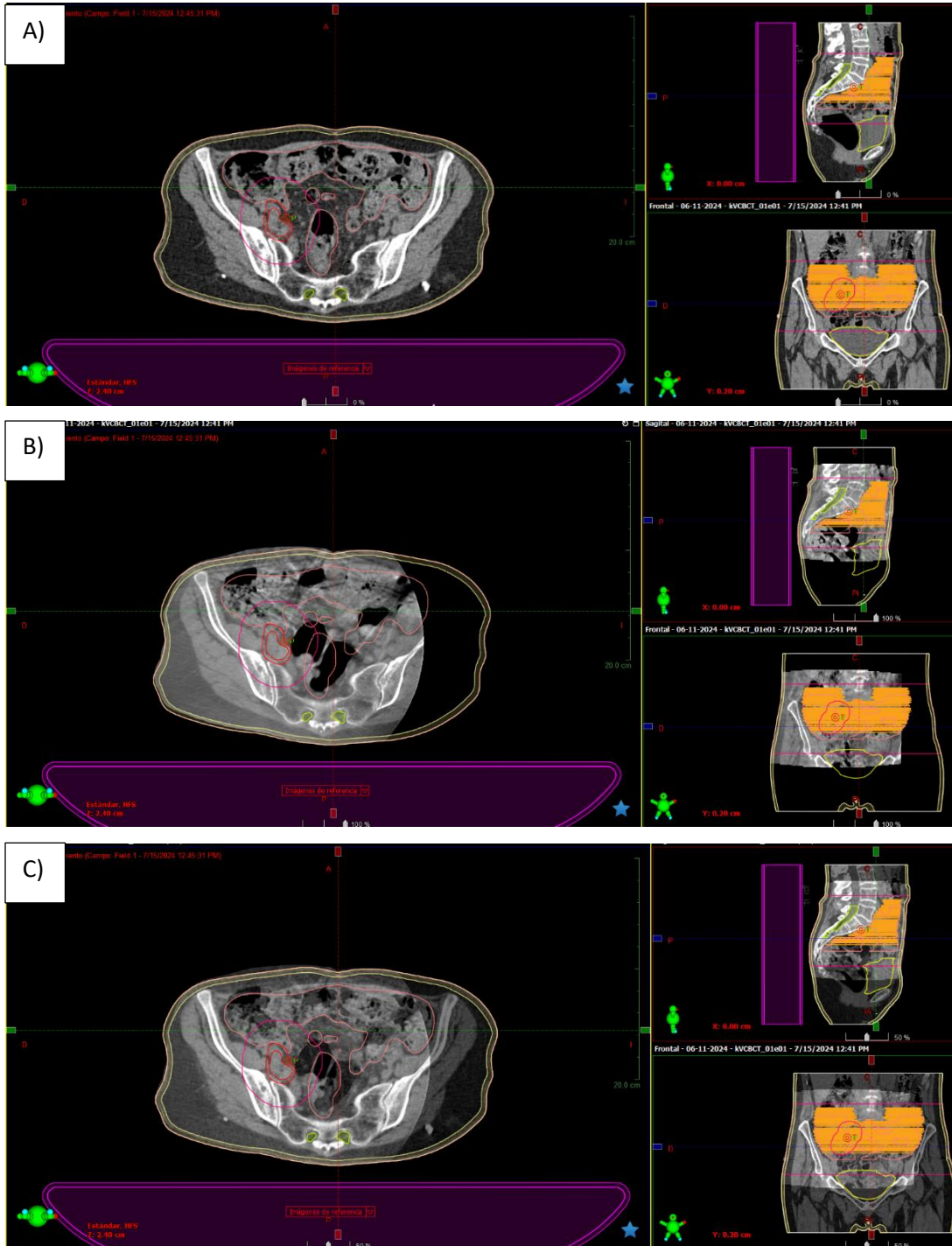


Figura 2.6. A) Imagen CT de la simulación del paciente. B) Imagen de CBCT obtenida el día de tratamiento. C) comparación entre las imágenes de la simulación y el CBCT.



Figura 2.7. Sistema de inmovilización AIO para SBRT de pulmón de Orfit [36].

#### 2.4.2. Aplicaciones Clínicas

- **Cáncer de Pulmón de células no pequeñas en Etapa Temprana:** la SBRT es particularmente efectiva para pacientes con cáncer de pulmón de células no pequeñas (NSCLC, por sus siglas en inglés) en etapa temprana que no son candidatos para cirugía [37].
- **Metástasis:** SBRT se utiliza para tratar metástasis limitadas en varios sitios del cuerpo, proporcionando control local con mínimas toxicidades [38].
- **Ganglios linfáticos:** La SBRT es muy eficiente al tratar ganglios positivos en la zona de la pelvis mejorando la supervivencia libre de enfermedad y la supervivencia general [39].

#### 2.4.3. Ventajas y Consideraciones

- **Ventajas:** Alta tasa de control local, menor número de sesiones de tratamiento, y menor toxicidad en comparación con la radioterapia convencional.
- **Consideraciones:** Al igual que la SRS, se requiere de un equipo multidisciplinario altamente capacitado, una planificación meticulosa y tecnología avanzada para asegurar la precisión y minimizar el riesgo de complicaciones.



Tanto la SRS como la SBRT representan avances significativos en el tratamiento de tumores con radiación. La precisión y efectividad de estas técnicas han ampliado las opciones terapéuticas para pacientes con diversas condiciones proporcionando tratamientos menos invasivos y con menos efectos secundarios en comparación con las técnicas tradicionales. En general, la radioterapia está evolucionando a una reducción de las sesiones de tratamiento para poder tratar una mayor cantidad de pacientes y satisfacer la demanda de cada centro oncológico [40]. Otro problema que se resolvería es la dificultad de algunos pacientes que tienen que viajar desde otros estados a una ciudad que cuente con radioterapia, esto muchas veces ocasiona que los pacientes no lleguen a sus sesiones o que dejen de asistir.

## 2.5. Campos pequeños

En radioterapia, los campos pequeños son haces de radiación de tamaño reducido que cumplen ciertas características para ser denominados pequeños. Comúnmente se utilizan en técnicas avanzadas como la IMRT, la SRS y la SBRT. Estos campos tienen dimensiones típicamente inferiores a 3x3 cm y requieren de ciertas consideraciones en la dosimetría y planificación del tratamiento, debido a la falta de equilibrio electrónico y otros efectos dosimétricos. Para su uso e implementación en técnicas como SRS y SBRT se requiere de su caracterización a profundidad para proporcionar la información adecuada al algoritmo de cálculo de dosis para su modelado en el TPS [8].

### 2.5.1. Características de los Campos Pequeños

- **Falta de Equilibrio Electrónico:** En los campos pequeños, el equilibrio electrónico no se establece completamente ya que el alcance de los electrones secundarios es mayor al tamaño de campo, lo que significa que la cantidad de electrones secundarios generados que salen de un volumen es mayor a la cantidad de electrones que entran en ese mismo volumen, afectando así la medición de la dosis [41].
- **Oclusión de la mancha focal:** La reducción de la apertura de las quijadas ocasiona que la proyección de la fuente ocluya la mancha focal de la fuente del haz, reduciendo la fluencia total del haz de radiación y dando lugar al solapamiento de penumbras.



- **Solapamiento de penumbras:** El tamaño de campo llega a ser del orden del tamaño de las penumbras lo que ocasiona que se solapen un lado con el otro y perdiendo la región plana del haz (figura 2.8). Esto ocasiona gradientes de dosis muy pronunciados, lo que dificulta la medición precisa de la dosis en el borde del campo si se utilizan detectores de volumen grande. Esto es crucial para la precisión en la entrega de dosis en tratamientos altamente conformales [42]. También, ocasiona que el tamaño del campo de radiación definido por las quijadas aumente al medir el perfil dosimétrico.
- **Perturbación debido a detectores:** La presencia de detectores de tamaño comparable al del campo puede perturbar significativamente la medición, introduciendo errores debido al efecto parcial de volumen (figura 2.9) [8].

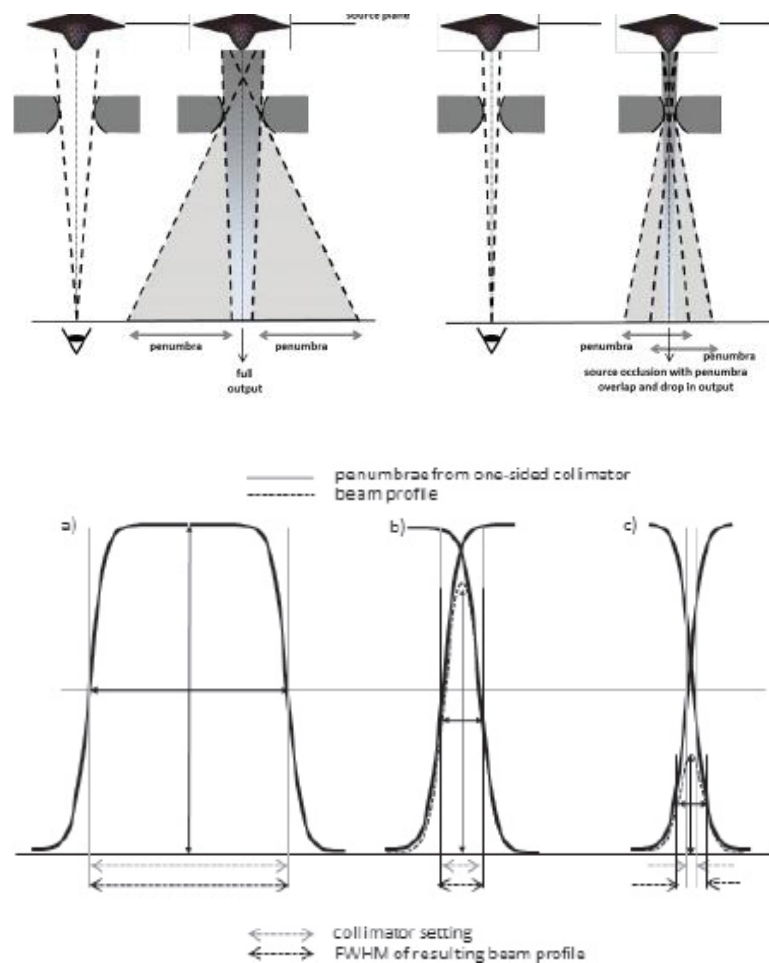


Figura 2.8. Solapamiento de penumbras en campos pequeños [8].

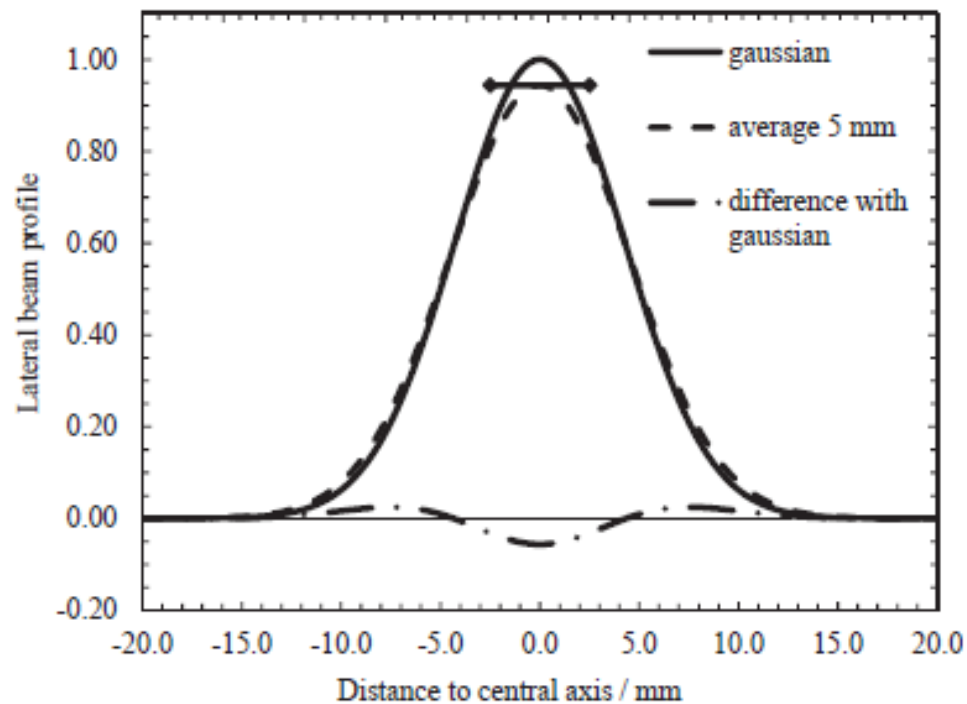


Figura 2.9. Efecto parcial de volumen debido al tamaño de los detectores utilizados en la medición de campos pequeños [8].

### 2.5.2. Consideraciones Físicas para la medición de Campos Pequeños

- **Selección de Detectores Adecuados:** Es importante elegir detectores que minimicen los efectos de volumen parcial y que sean lo suficientemente pequeños para medir con precisión en los campos reducidos. Detectores como la microDiamond de PTW, diodos de silicio y películas radiocrómicas son comúnmente utilizados por su alta resolución espacial y mínima perturbación del campo [43]. Igualmente, el haz se puede ocluir en las mediciones relativas de las curvas de PDD y perfiles de dosis, donde se requiere un detector de referencia que corrija la medición por las fluctuaciones en la tasa de dosis. Para ello se puede utilizar un detector plano que abarque todo el campo de radiación y que sea radio invisible como la T-Ref de PTW.
- **Factores de corrección:** La dosimetría en campos pequeños requiere la aplicación de factores de corrección para los factores de salida con la finalidad de ajustar las mediciones y compensar la falta de equilibrio electrónico y otros efectos dosimétricos [8].



- **Correcta resolución de medición:** Para poder obtener una representación adecuada de los perfiles de dosis reales, las mediciones deben ser realizadas con una resolución suficientemente pequeña para poder medir los altos gradientes de dosis que se tiene a lo largo de todo un perfil de un campo pequeño.
- **Alineación en cada campo medido:** Si se quiere medir justo en el centro del campo de radiación, se debe realizar una alineación del detector con el campo de radiación para cada uno de los tamaños de campo. De lo contrario se podría medir en una región de menor dosis dando lugar a errores en la medición de los factores de salida (figura 2.10) [8].

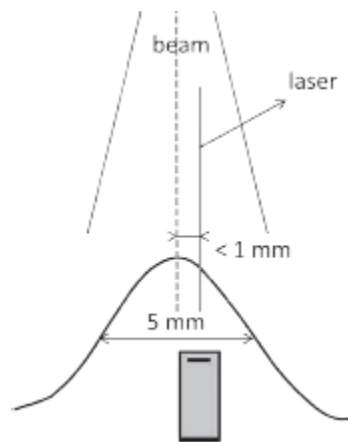


Figura 2.10. Incorrecta posición de medición en el perfil de dosis de un campo pequeño [8].

El uso de campos pequeños en radioterapia permite la aplicación de técnicas modernas como la SRS y la SBRT, lo que lleva a una mayor conformidad de la dosis al volumen objetivo, mejorando los resultados del tratamiento y reduciendo la exposición a tejido sano. Sin embargo, presenta diversas consideraciones adicionales en la dosimetría que requieren el uso de detectores especializados y mediciones precisas para asegurar la exactitud en la entrega de dosis. Una medición errónea en los factores de salida podría llevar a una sobredosificación considerable en el paciente que podría resultar mortal.

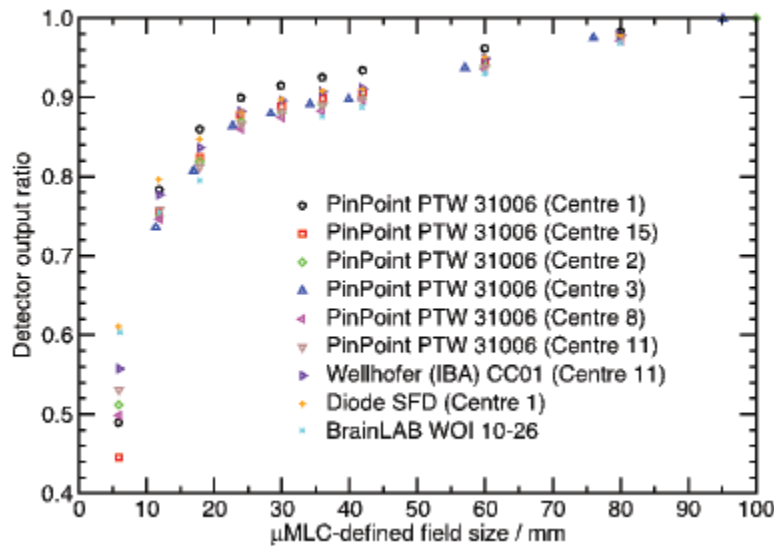


Figura 2.11. Diferencias entre los factores de salida de distintos detectores [44].

### Capítulo 3. Control de calidad paciente específico.

El Control de Calidad Paciente Especifico (PSQA, por sus siglas en inglés) forma parte del aseguramiento de calidad y control de calidad en la entrega de los planes diseñados para el tratamiento de los pacientes. Previamente en los tratamientos 3DCRT se utilizaban una configuración del equipo relativamente sencilla con movimientos del MLC reducidos y en donde el haz de radiación no estaba encendido durante el movimiento de las multi hojas. Con la implementación de tratamientos más complejos, como IMRT y VMAT, surge la necesidad de comprobar que la máquina pueda realizar todos los desplazamientos y configuraciones geométricas simuladas en el TPS. De lo contrario, lo obtenido en el TPS no coincidirá con la dosis entregada al paciente y, por lo tanto, no se cumplirán las metas clínicas en el volumen blanco y los órganos de riesgo (OAR, por sus siglas en inglés) a cubrir [45].

Existen diversos métodos y equipos para realizar un PSQA en radioterapia como película radiocrómica, dosimetría EPID, dosimetría *in vivo*, maniquís con arreglos de cámaras de ionización, etc. En este documento únicamente se hablarán de los arreglos de cámaras de ionización.



### 3.1. Arreglos de cámara de ionización

Los arreglos de cámaras de ionización pueden ir de la configuración más simple, como un solo detector dentro de un maniquí de agua sólida, pasando por arreglos distribuidos en una superficie 2D estática hasta arreglos que pueden seguir el movimiento del gantry obteniendo una distribución 3D de la dosis en el maniquí (figura 3.1).

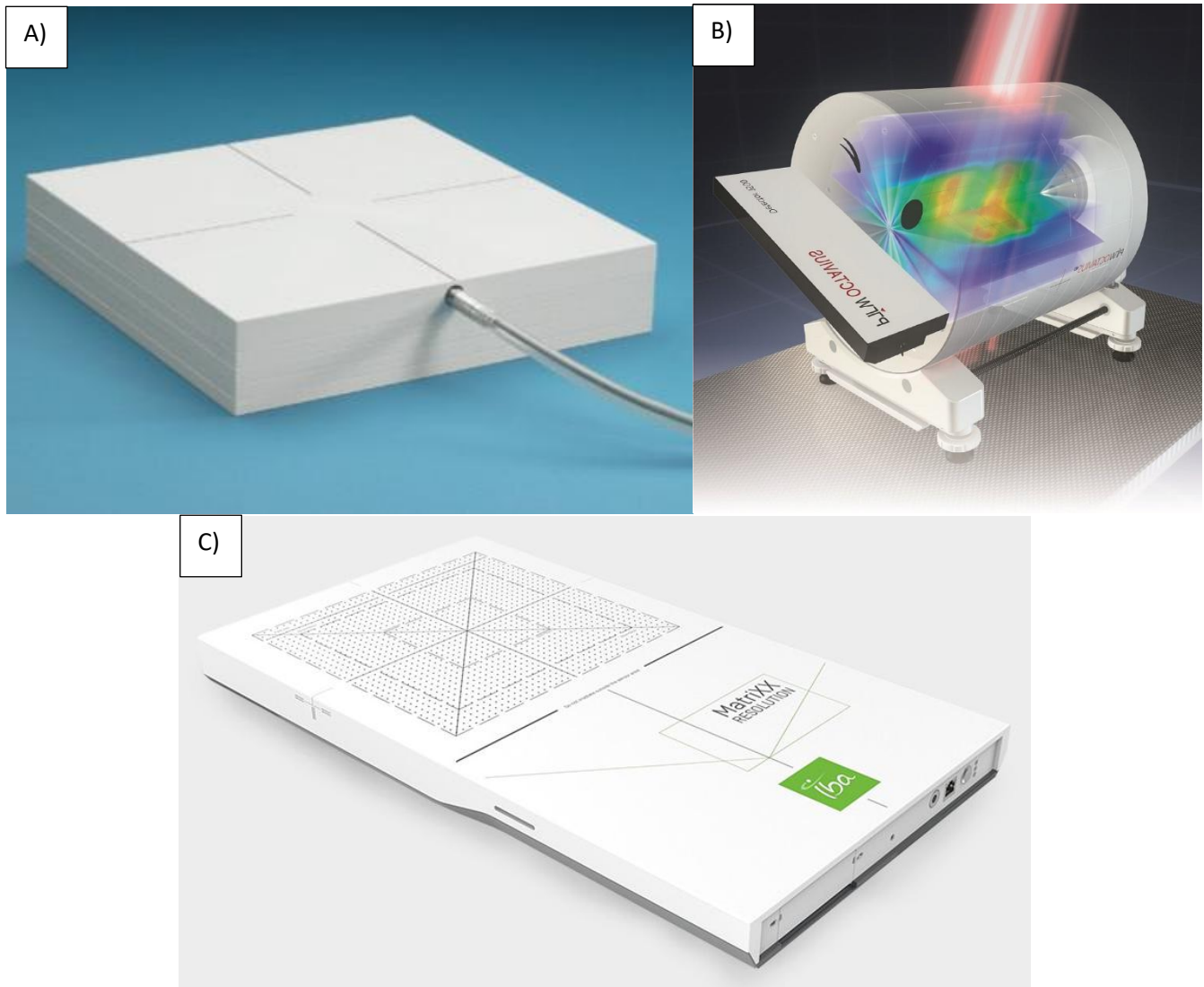


Figura 3.1. A) Arreglo de una cámara de ionización en RW3 B) Arreglo 2D de detectores para medición de gantry estático y C) Arreglo 2D de detectores para la medición de la distribución de la dosis 3D.



Los arreglos de detectores permiten la medición en tiempo real de la dosis impartida por un haz de radiación en el maniquí y posteriormente se compara con lo obtenido en el sistema de planeación. Para ello se requiere calcular la distribución de dosis en el maniquí a utilizar sin cambiar la configuración geométrica del LINAC obtenida para el paciente (figura 3.2). Esto implica reproducir la posición del gantry, MLC, colimador, quijadas y fluencia de fotones en el maniquí.

En su forma más simple de medición, 1D, se puede comparar la dosis medida en un punto (generalmente el isocentro) con la calculada en el TPS, lo cual tiene sus limitaciones ya que el detector dependiendo de sus dimensiones puede sufrir un efecto parcial de volumen o caer en una región de gradiente de dosis lo cual incrementa la incertidumbre de la medición y la diferencia respecto a lo medido.

En los arreglos de varios detectores podemos obtener una distribución 2D o 3D de la dosis, lo que permite utilizar métricas de comparación más complejas como el índice gamma, el cual se verá posteriormente. Dependiendo del maniquí con el que se cuente es posible la medición del haz de radiación a diferentes ángulos de gantry o la medición con el gantry estático.

El maniquí para PSQA Octavius 4D con el que cuenta el INCan permite la medición de los planes de tratamiento como se entregarán durante el tratamiento con el paciente.

### **3.1.1 Octavius 4D**

El Octavius 4D es un maniquí que permite rotar el arreglo de detectores para que siempre esté perpendicular al haz de radiación, volviéndolo una opción muy útil en tratamientos de IMRT y VMAT para entregar el plan en la manera en la que fue planificado. Este cuenta con dos diferentes medidas, una tapa grande de 32 cm de diámetro y una para SRS de 16 cm de diámetro. Igualmente cuenta con diferentes arreglos de detectores que pueden ser insertados en el maniquí para diferentes usos. El Octavius 729 es el que permite la medición de tratamientos convencionales de IMRT y VMAT con la resolución más baja entre los arreglos disponibles. Las versiones 1000 SRS y 1500 permiten la medición de tratamientos de SRS y SBRT, ya que cuentan con una mejor resolución de detectores con la limitante del tamaño de campo. La tabla 3.1 resume las características de los arreglos del Octavius previamente mencionados [46], [47].



| Arreglo  | Tamaño máximo de campo ( $cm^2$ ) | Cantidad de detectores | Tipo de detector                             | Resolución                                                      |
|----------|-----------------------------------|------------------------|----------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|
| 729      | 27 X 27                           | 729                    | Cámara de ionización gaseosa abierta al aire | 1 cm                                                            |
| 1500     | 27 X 27                           | 1405                   | Cámara de ionización gaseosa abierta al aire | 7.1 mm                                                          |
| 1000 SRS | 11 X 11                           | 977                    | Cámara de ionización líquida sellada         | 2.5 mm en la región central de 5.5 X 5.5 cm y 5 mm en el resto. |

Tabla 3.1. Características de los arreglos de detectores del Octavius 4D disponibles en el INCan [46], [47].

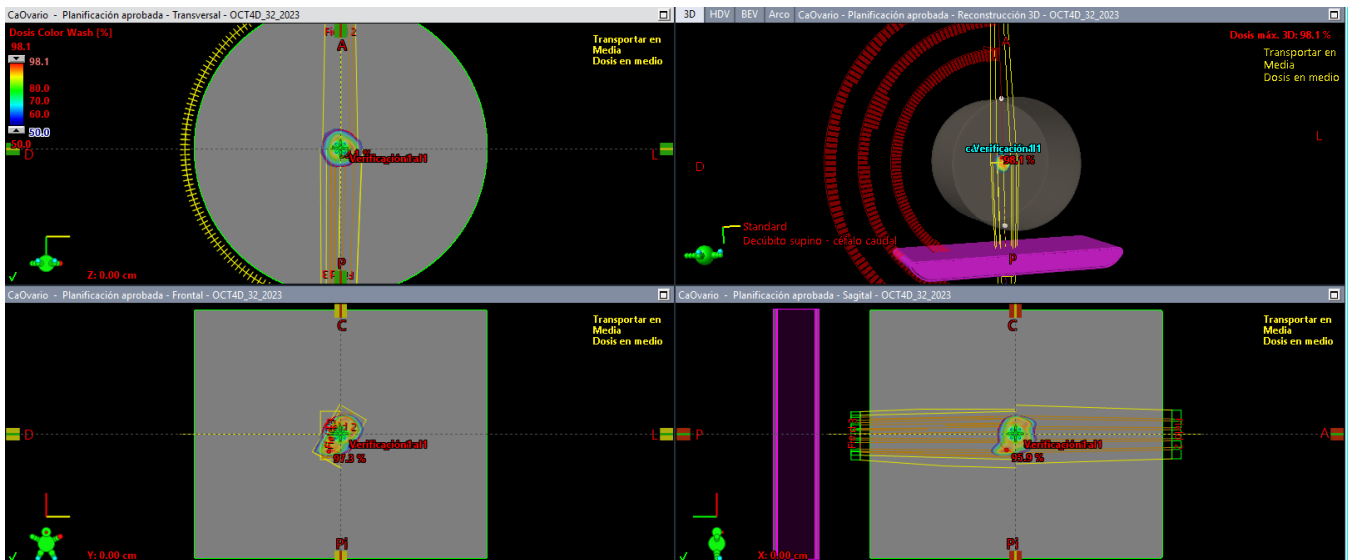


Figura 3.2. Distribución de dosis obtenida en el top estándar del Octavius 4D en un plan de SBRT.

### 3.2. Índice Gamma.

El primero en introducir el concepto de índice gamma fue Low *et al.* (año en que se publicó el artículo) [48]. Utilizó dos criterios de evaluación: la diferencia de dosis porcentual y la distancia al acuerdo. El primer criterio evalúa una diferencia de dosis entre un punto de la distribución medida y la distribución calculada. El segundo criterio traza un vector en el espacio cuya



distancia sea menor al criterio seleccionado para que ambos puntos comparados tengan una diferencia de dosis que cumpla el primer criterio. Inicialmente Low estableció un criterio de aceptación para ambos de 3% y 3 mm.

En la figura 3.3 Low representa geométicamente la evaluación de ambos criterios de un punto en el espacio entre la dosis medida y la calculada. El elipsoide representa los límites que puede tener un vector cuyas coordenadas sean en un eje la diferencia de dosis  $\Delta D_M$  y otra la distancia al acuerdo  $\Delta d_M$ .  $D_m(\vec{r}_m), \vec{r}_m$  es la posición del punto de dosis medida y  $D_c(\vec{r}_c)$  el punto de dosis calculada. El índice gamma  $\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c)$  sería el vector considerando la diferencia de dosis y la diferencia espacial. Para que un punto pase el criterio gamma el valor del índice gamma tiene que ser menor a 1 y viene dado por la siguiente ecuación:

$$\Gamma \leq 1 \leq \sqrt{\left(\frac{r(r_m, r_c)}{\Delta d_M}\right)^2 + \left(\frac{\delta(r_m, r_c)}{\Delta D_M}\right)^2}$$

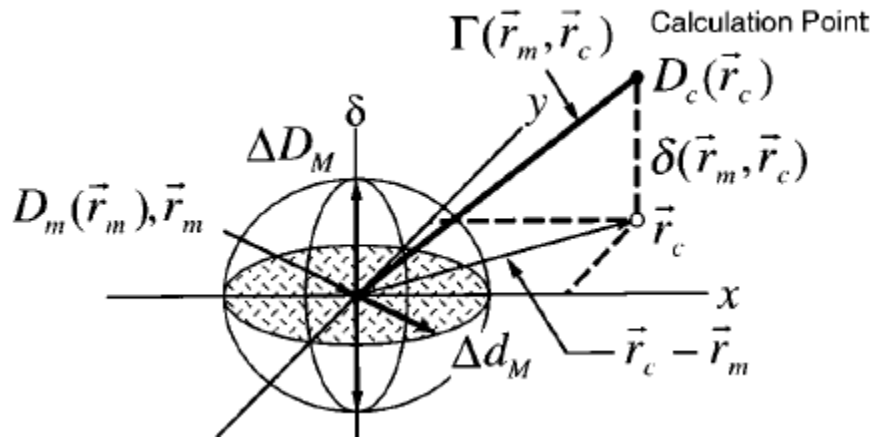


Figura 3.3. Representación geométrica del criterio de evaluación de la distribución de dosis usando las pruebas de diferencia de dosis y distancia al acuerdo [48].

Con el método se evalúan todos los puntos en la distribución 3D de la dosis medida y calculada y dependiendo de la técnica y el centro, se establece un mínimo porcentaje de puntos que pasan el criterio para decidir que un plan de tratamiento pasa la evaluación.



El TG-218 [49] recomienda los siguientes límites en la tasa de aprobación gamma:

- Tolerancia universal: tasa de aprobación  $>95\%$  con un criterio de  $3\%/2\text{ mm}$  y un límite de dosis del  $10\%$ .
- Límite de acción: tasa de aprobación  $>90\%$  con un criterio de  $3\%/2\text{ mm}$  y un límite de dosis de  $10\%$ .

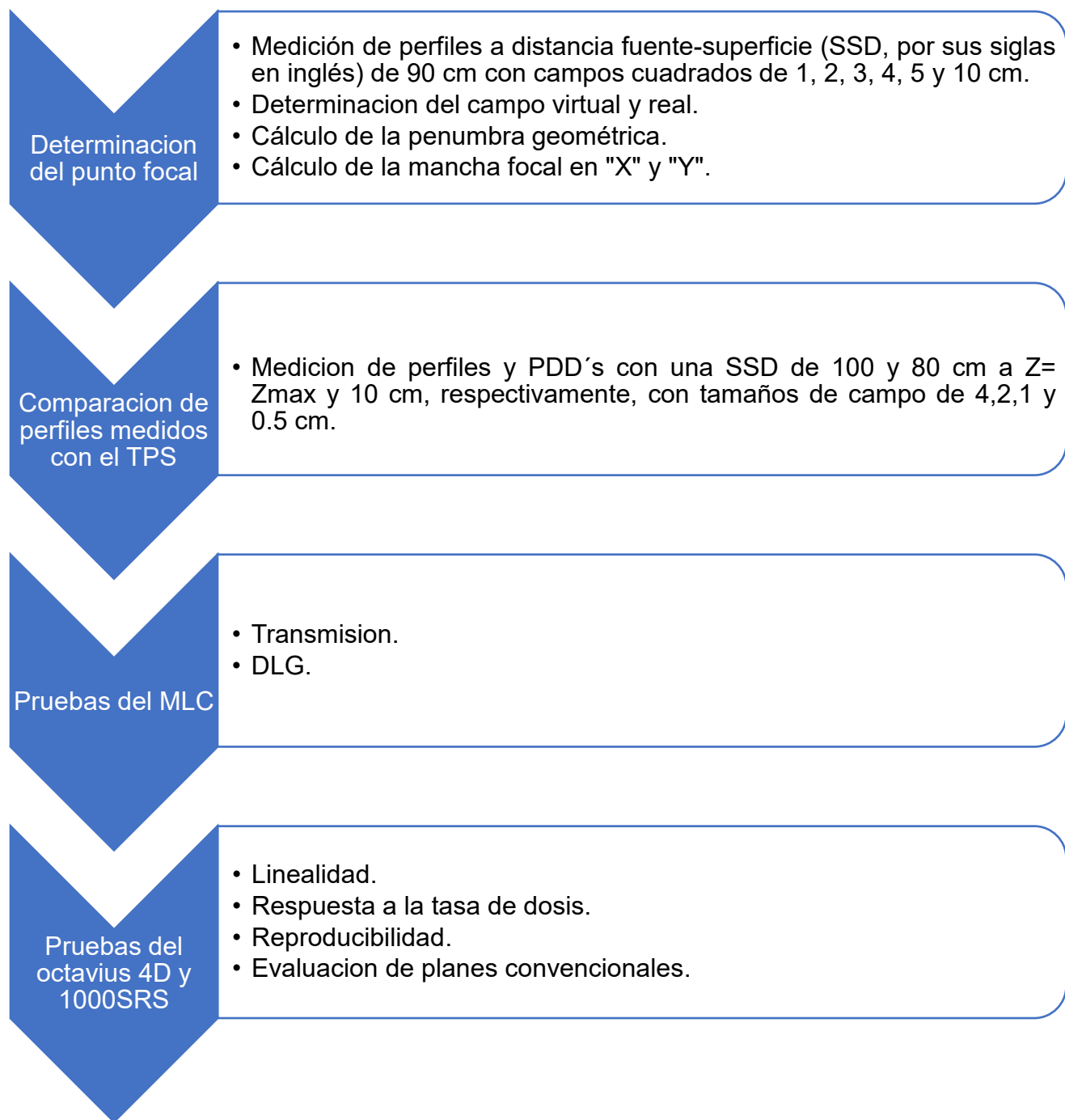
Sin embargo, para tratamientos de SRS y SBRT se requiere una tolerancia mayor, sobre todo en la diferencia espacial por el mayor cuidado que se tiene en la colocación del paciente, los accesorios de inmovilización y el tamaño de las lesiones tratadas. Xia *et al.* (año en que se publicó el artículo) [49] investigaron la aplicación de los límites de acción y tolerancia del TG-218 para tratamientos de SBRT y SRS con diversos dispositivos de PSQA y encontraron que estos pueden ser más restrictivos con un criterio de  $3\%/1\text{ mm}$  en la mayoría de los sistemas de medición y con un límite de acción más alto, con una tasa de aprobación del  $95\%$  y un límite de tolerancia incluso mayor.

Para la evaluación gamma de la distribución de dosis medida con el Octavius 1000 SRS y la calculada por el TPS con el algoritmo Acuros XB 15.6 se utilizó el software de Verisoft con los parámetros mencionados en el capítulo 4.



## Capítulo 4. Materiales y métodos.

Las pruebas que se realizaron para comisionar y evaluar el TPS se muestran en el siguiente esquema:





#### 4.1. Dosimetría de referencia

Para la dosimetría de referencia se siguió la metodología establecida en el código de práctica TRS 398 [7].

Primero se obtuvieron las lecturas del  $TPR_{20,10}$  con una configuración isocéntrica (SAD = 100 cm) colocando el maniquí de agua BeamScan de PTW a una SSD de 90 y 80 cm con la cámara de ionización (CI) Farmer 30013 a 10 y 20 cm de profundidad, respectivamente. El punto efectivo de medición fue colocado en el centro geométrico de la CI. Se realizaron 5 mediciones en cada configuración y con ello se obtuvo el indicador de la calidad de haz para posteriormente obtener el factor de calidad de haz  $K_{Q,Q_0}$ . Los valores de  $K_{Q,Q_0}$  fueron obtenidos de la tabla 13 del TRS 483 [8] para haces sin filtro de aplanado.

Para la dosimetría de referencia se realizaron 3 mediciones con el electrómetro en las polaridades de 400, 100 y –400 V con una configuración SSD = 100 cm, profundidad  $z = 10$  cm. Para cada lectura se anotó la presión y temperatura indicada por el barómetro marca LUFFT. Con las mediciones obtenidas se calcularon los factores de corrección por temperatura y presión, polaridad y recombinación de iones ( $K_{TP}$ ,  $K_{pol}$  y  $K_s$  respectivamente)

Finalmente se cambió el punto efectivo de medición a 0.6 veces el radio de la CI y se obtuvo la curva de PDD, anotando los valores del porcentaje de dosis a 10 y 20 cm de profundidad.

Con lo anterior se obtuvo el rendimiento de salida a una SSD de 100 cm y a una profundidad de  $Z_{max}$  administrando 100 UM con la siguiente ecuación:

$$D_{max} = \frac{M_Q N_{D,W} K_{TP} K_s K_{pol} K_{Q,Q_0}}{PDD_{10}} \quad (4.1)$$

La dosimetría de referencia fue realizada mes con mes durante el periodo de medición (mayo a septiembre del 2023) de las pruebas consiguientes.

#### 4.2. Determinación del tamaño de la mancha focal del haz 6 MV FFF

Para la determinación de la mancha focal se utilizó el método propuesto por Shende R. *et al.* (2021) [50] en el cual se miden perfiles a diferentes tamaños de campo definidos por las quijadas. El método se detalla a continuación.



#### 4.2.1. Obtención de perfiles

Se utilizó el detector microDiamond de PTW como cámara de campo para la obtención de perfiles por su buena resolución espacial y la T-Ref (figura 4.1) como cámara de referencia en los campos menores a  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  y la Semiflex 3D para tamaños de campo mayores. Se midieron perfiles inplane y crossplane de campos cuadrados definidos por las quijadas (MLC's retraídos) de tamaño 0.5, 1, 2, 3, 4 y 10 cm a una SSD = 90 cm y una profundidad de 10 cm. El punto efectivo del detector fue colocado en su centro geométrico al no requerir de un desplazamiento en profundidad debido a sus dimensiones pequeñas.

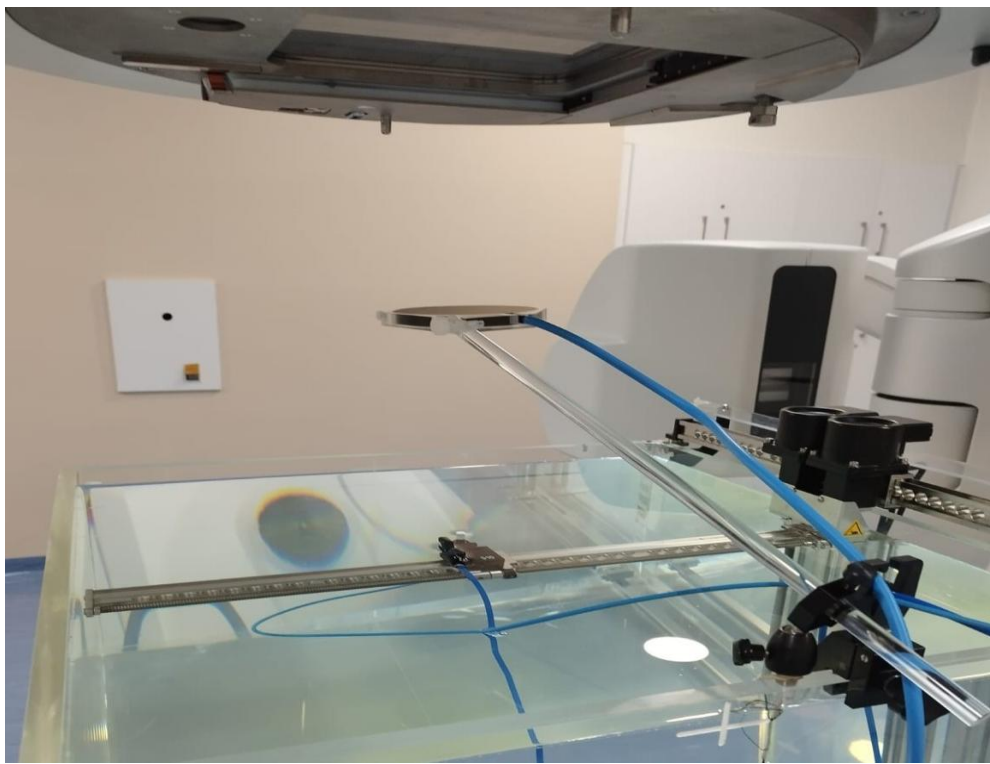


Figura 4.1. Arreglo experimental para la medición de perfiles de campos pequeños.

Ya que algunos de los campos son considerados campos pequeños se siguieron las recomendaciones mencionadas por el TRS 483 que fueron las siguientes:

- Medir del campo más pequeño al más grande.
- Para considerar el efecto de histéresis de las quijadas, abrir estas al máximo y regresar al tamaño de campo a medir.



- Realizar la alineación del detector para cada tamaño de campo a medir en la profundidad a medir.
- Medir con un tamaño de paso de 0.1 mm con el tiempo suficiente de recolección de carga para aumentar la relación señal-ruido.

#### 4.2.2. Determinación del tamaño de campo real, virtual y la penumbra geométrica

Con los perfiles obtenidos previamente se determinó el tamaño de campo real y virtual, los cuales vienen definidos de la siguiente manera:

- Tamaño de campo real: Definido por las intersecciones en x de una línea trazada que pase por los puntos del 20 y 80 % de los perfiles inplane y crossplane.
- Tamaño de campo virtual: Definido por las intersecciones en x de una línea trazada que pase por los puntos del 20 y 100% de los perfiles inplane y crossplane.

La figura 4.2 muestra visualmente las definiciones anteriores.

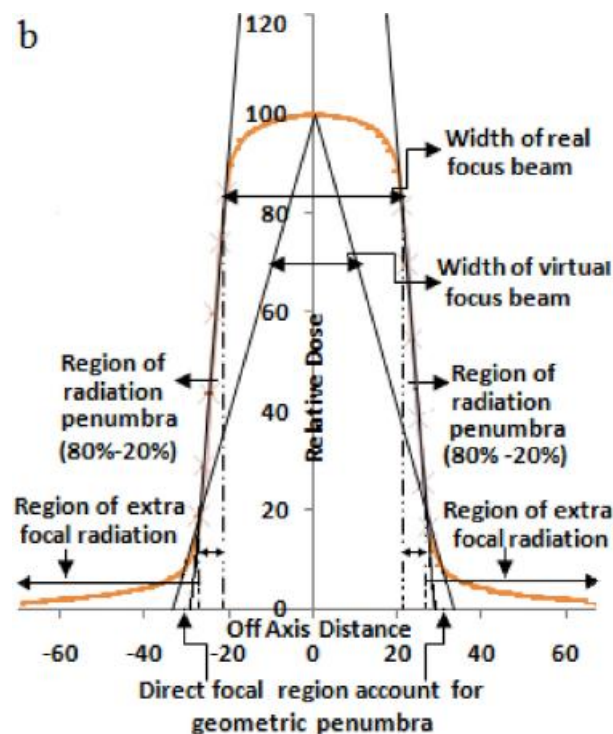


Figura 4.2. Perfil donde se observa las rectas que definen el tamaño de campo real y virtual

[50].



La diferencia entre el tamaño virtual y real da la región focal directa (LDFR, por sus siglas en inglés) que toma en cuenta la penumbra geométrica.

#### 4.2.3. Obtención del tamaño de la mancha focal

Graficando los tamaños de campo reales contra virtuales para cada tamaño de campo medido se ajusta una recta del tipo  $y = mx + b$  donde la pendiente M del ajuste da un factor de corrección por tamaño de campo.

Se graficó el tamaño de campo contra la LDFR y se ajustó un polinomio del tipo  $ax^2 + bx + c$ . Donde la ordenada al origen C da el tamaño de la mancha focal sin corregir.

También se tomó en cuenta un factor de corrección I (4.2) por la distancia fuente-colimador y fuente-detector para cada una de las quijadas en X y Y.

$$I = \frac{SDD - SCD}{SCD} \quad (4.2)$$

Donde SDD es la distancia fuente-detector y SCD es la distancia fuente-colimador, esta última varía dependiendo si son quijadas en X o Y.

Finalmente, para obtener el tamaño de mancha focal corregida se multiplican todos los factores obtenidos en la siguiente ecuación:

$$f = CMI [mm] \quad (4.3)$$

#### 4.3. Comparación de perfiles y PDD medidos con los obtenidos en el TPS

Los perfiles se midieron utilizando el detector MicroDiamond de PTW como cámara de campo y la T-Ref para la cámara de referencia. Los perfiles medidos fueron de tamaño de campo definidos por las quijadas de  $0.5 \times 0.5$ ,  $1 \times 1$ ,  $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$  y  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  a las profundidades de  $d_{max}$  y 10 cm a las SSD de 90 y 100 cm, respectivamente. El tamaño de paso utilizado fue de 0.1 mm en el maniquí BeamScan y se realizó una auto alineación para cada tamaño de campo en la profundidad de medición.



Los perfiles del TPS fueron obtenidos con la herramienta de perfil de dosis y se realizó una evaluación Gamma 1D entre los perfiles medidos y los calculados mediante la librería de Python Pymedphys.

#### 4.4. Pruebas de transmisión y DLG del MLC

Para estas pruebas se siguió la metodología que indica la guía de referencia de Varian para los algoritmos de cálculo AAA y Acuros XB que fue previamente definida por LoSasso *et al.* (1998) [4], [51].

##### 4.4.1. Transmisión del MLC

Para obtener el factor de transmisión se colocó un campo abierto de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a una SSD = 90 cm, 10 cm de agua sólida por encima de la placa de la CI y 5 cm por debajo como se muestra en la figura 4.3.

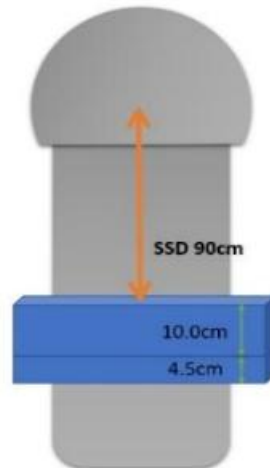


Figura 4.3. Configuración para la medición del factor de transmisión.

Se irradió la CI Farmer 30013 con 100 UM con ambos bancos del MLC retraídos ( $Tr_0$ ), con el banco A del MLC cerrado ( $Tr_A$ ) y con el banco B cerrado ( $Tr_B$ ) anotando las lecturas de carga. Para el factor de transmisión se utilizó la siguiente ecuación:

$$Tr = \frac{2Tr_0}{Tr_A + Tr_B} \quad (4.4)$$



#### 4.4.2. DLG

La configuración fue a una distancia eje-fuente (SAD, por sus siglas en inglés) al igual que el factor de transmisión, con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  por las quijadas y diferentes gaps definidos por las MLC (2, 4, 6, 10, 14, 16 y 20 mm). Se impartieron 100 UM con la cámara Farmer perpendicular a la dirección del barrido del gap. El gap fue desplazado de la posición -6 a 6 cm en la dirección X del colimador como se muestra en la figura 4.4. Este barrido es conocido como *sweeping gap*.

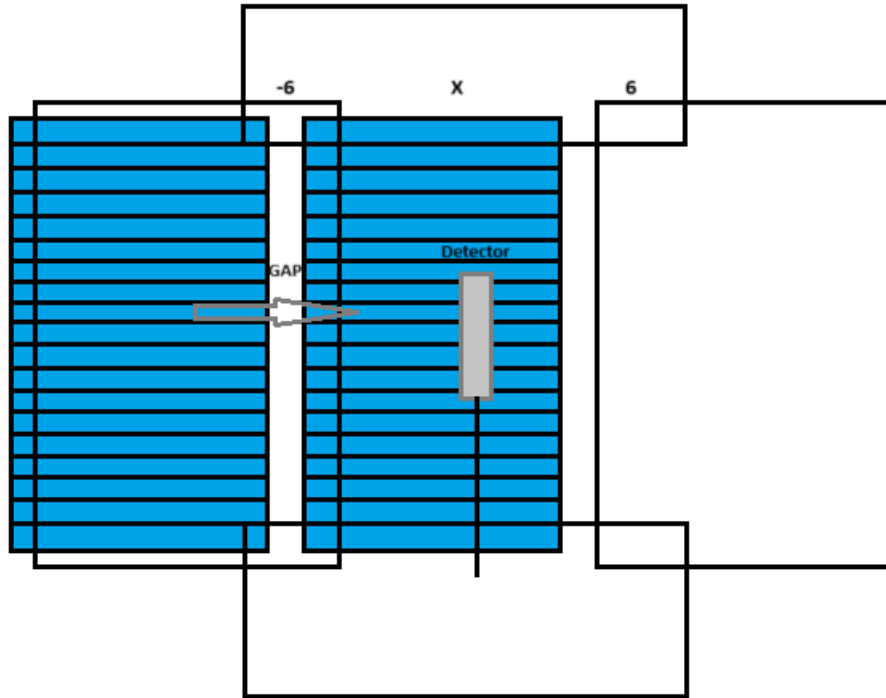


Figura 4.4. Esquema del desplazamiento de las MLC para la prueba de *sweeping gap*.

Las lecturas se corrigieron por la contribución por transmisión del MLC usando la siguiente ecuación:

$$R_{gT} = R_T \left[ 1 - \frac{g(mm)}{120(mm)} \right] \quad (4.5)$$

Donde  $g(mm)$  es el gap del MLC de cada medición.

Con ello se obtuvo la lectura neta corregida por la contribución de la transmisión usando:

$$R_{gT}' = R_g - R_{gT} \quad (4.6)$$



Para obtener el valor del DLG se graficó el gap en función de la lectura neta  $g(R_{gT})$  y se ajustó la ecuación de una recta del tipo  $y = mx + b$  donde la ordenada al origen da el valor del DLG.

#### 4.5. Pruebas del Octavius 4D y arreglo 1000 SRS

Se utilizó el Octavius 4D con el arreglo de detectores 1000 SRS y el SRS top en una configuración isocéntrica como se muestra en la figura 4.5



Figura 4.5. Arreglo para las pruebas del Octavius 4D.

##### 4.5.1. Linealidad y respuesta a la tasa de dosis

Utilizando un tamaño de campo de  $11 \times 11 \text{ cm}^2$  se evaluó ajustando los valores de lectura medida por el detector central del arreglo de detectores y las UM administradas. Las UM administradas fueron de 5 a 1500 UM en pasos de 100 UM. Se realizaron 3 lecturas por cada punto para obtener estadística y su desviación estándar, con lo cual también se puede evaluar reproducibilidad [52], [53].



Para el caso de la respuesta a la tasa de dosis las mediciones fueron similares, pero se mantuvieron constantes 500 UM y se varió la tasa de dosis en todas las opciones permitidas por el acelerador lineal, las cuales fueron: 400, 600, 800, 1000, 1200 y 1400 UM/min.

#### **4.5.2. Reproducibilidad**

Se utilizó un tamaño de campo de  $11 \times 11 \text{ cm}^2$ , se realizaron varias irradiaciones y se calculó la máxima diferencia entre 5 lecturas respecto a la media con unidades monitor constantes. Esto se realizó para varias UM (datos obtenidos en la prueba de linealidad).

También se realizó esta prueba con planes de tratamiento con campos convencionales y se evaluó la máxima diferencia entre 5 mediciones del índice gamma respecto a la media. Esto se realizó con tratamientos de IMRT y VMAT [52], [53].

#### **4.5.3. Evaluación de planes**

Se entregaron diversos planes de tratamiento en el acelerador TrueBeam STx de campos convencionales para evaluar el índice gamma comparando la distribución de dosis medida con la calculada por el TPS. Se evaluó mediante índice gamma tanto el modelo previo del algoritmo Acuros 15.6 y el actualizado para campos pequeños y se realizó una comparación entre ambos resultados. El criterio gamma utilizado fue de 2%/1mm, considerando la diferencia del 2% respecto al máximo global de la distribución de dosis y se suprimió las regiones de dosis por debajo del 10% ya que corresponden al umbral del haz de radiación [49].

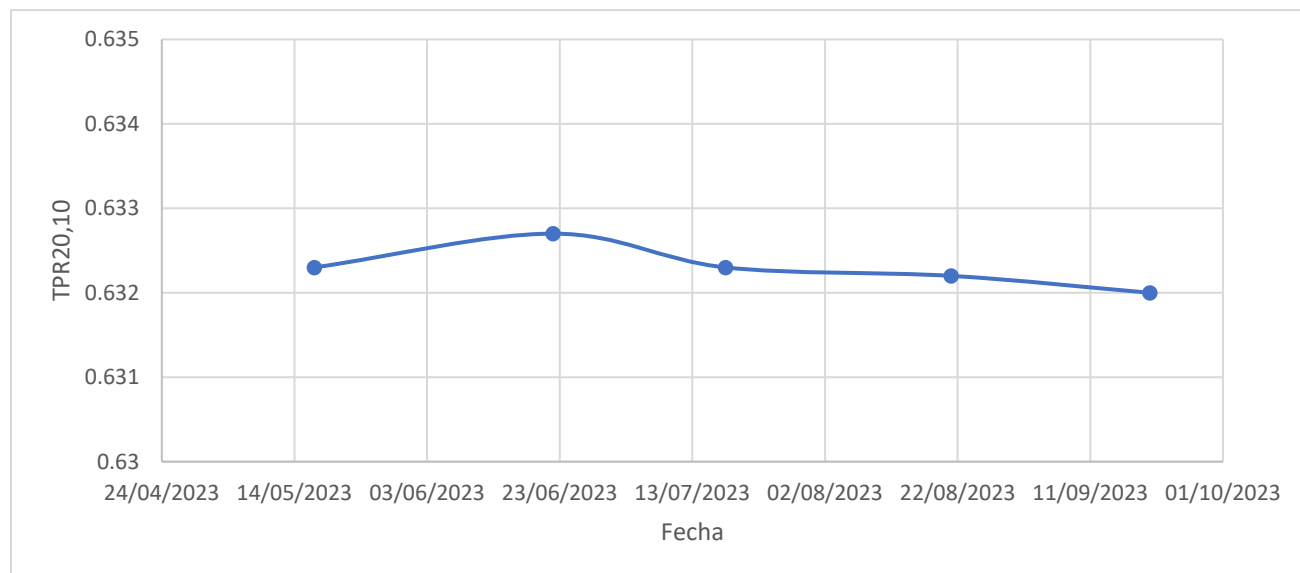
Se entregó un plan de SBRT para su comparación del índice gamma obtenido entre el modelo previo y el configurado para campos pequeños.



## Capítulo 5. Resultados

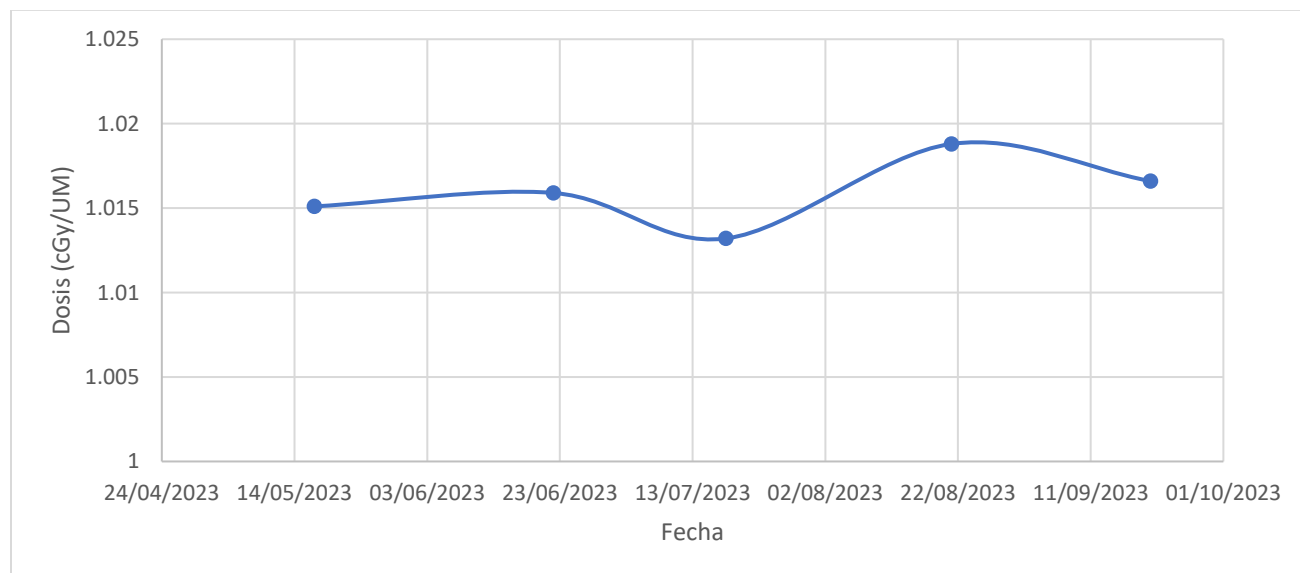
### 5.1. Dosimetría de referencia

La gráfica 5.1 muestra los valores de calidad de haz obtenidos durante el periodo de las mediciones.



Gráfica 5.1. Resultados del índice de calidad de haz durante la dosimetría de referencia durante el periodo de mediciones para el haz de 6 MV FFF.

La gráfica 5.2 muestra el resultado de la dosimetría de referencia para el haz de 6 MV FFF.



Gráfica 5.2. Resultados de la dosimetría de referencia durante el periodo de mediciones para el haz de 6 MV FFF.



Los valores obtenidos para el índice de calidad y el rendimiento mensual en la dosimetría de referencia se mantuvieron estables durante el periodo de mediciones. Por lo que se puede tener la confianza que en las pruebas subsecuentes no se tiene una variación en los resultados debido a algún cambio en el rendimiento de salida del haz. Cabe mencionar que el equipo no fue calibrado en el rendimiento de salida durante este periodo de tiempo.

Si se hubiera observado algún cambio considerable en el rendimiento de salida se podría tener una incertidumbre adicional en las mediciones para evaluar los planes ya que la dosis medida varía dependiendo si el rendimiento está por encima o por debajo del valor ideal de  $1 \text{ cGy/UM}$  que el TPS considera.

## 5.2. Determinación de la mancha focal del haz 6 MV FFF

Para la determinación de la pendiente para obtener el factor de corrección por tamaño de campo se obtuvieron los ajustes lineales mostrados en la figura 5.1.

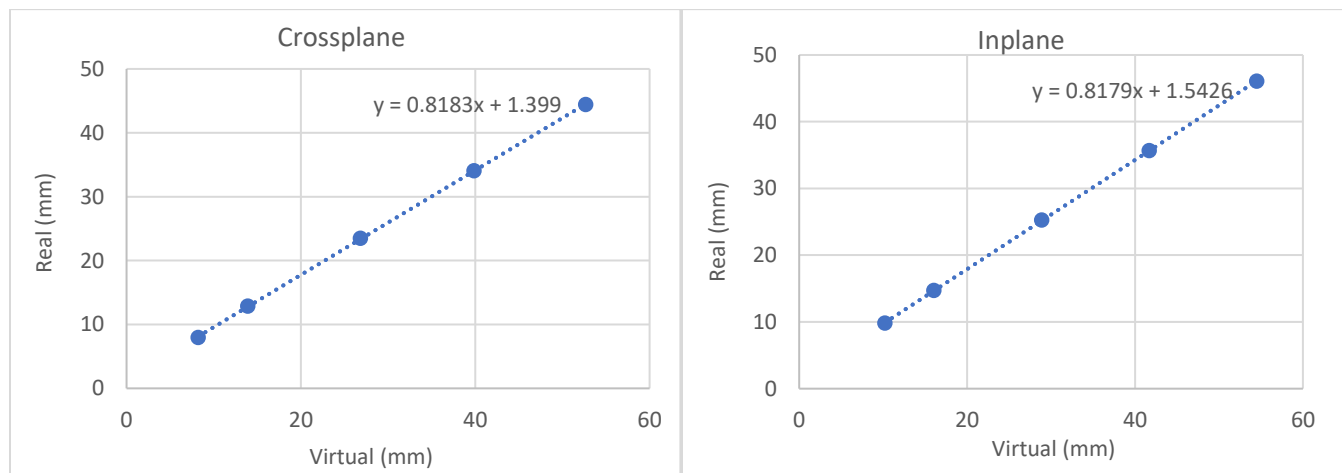


Figura 5.1. Ajustes lineales en crossplane e inplane para la obtención del factor de corrección por tamaño de campo.

En la figura 5.2 se muestran los ajustes polinómicos para la obtención de la mancha focal sin corrección.

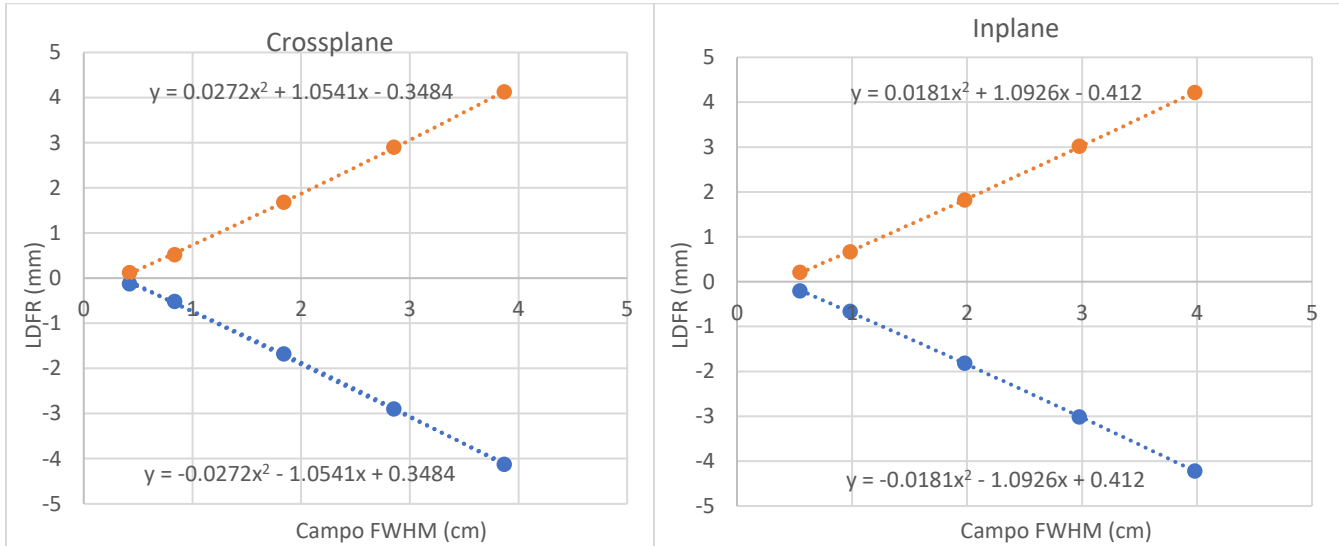


Figura 5.2. Ajustes polinómicos para la determinación de la mancha focal sin corrección.

Como se mencionó previamente el factor de corrección por tamaño de campo viene dado por la pendiente de la recta ajustada obtenida de la figura 5.2. Los factores de corrección de tamaño de campo obtenidos para crossplane e inplane fueron de 0.8183 y 0.8179 respectivamente.

La mancha focal sin corregir se obtuvo del valor absoluto de la ordenada al origen del polinomio ajustado a los datos de LDFR en función de anchura a media altura (FWHM, por sus siglas en inglés) de cada tamaño de campo. Los valores obtenidos para crossplane e inplane fueron de 0.348 y 0.412, respectivamente.

En la tabla 5.1 se muestran los factores de corrección y la mancha focal corregida.

| Punto focal       |      |      |
|-------------------|------|------|
|                   | X    | Y    |
| I                 | 1.24 | 1.72 |
| C                 | 0.34 | 0.42 |
| M                 | 0.82 | 0.82 |
| Dimensión<br>(mm) | 0.35 | 0.58 |

Tabla 5.1. Factores de corrección y la dimensión de la mancha focal en los ejes X y Y.



Los ajustes realizados para la obtención del factor de corrección por tamaño de campo y para la mancha focal sin corrección obtuvieron un valor de  $R^2 > 0.999$  por lo que las líneas de tendencia reprodujeron correctamente el comportamiento de los datos.

La forma elíptica de la mancha focal coincide con otras publicaciones [54]. En cuanto los valores en X y Y, estos difieren entre los valores reportados, pero en si no se tiene una tendencia a cuál es mayor y en que magnitud. Los valores obtenidos son menores a 1 mm, valor predeterminado que recomienda el fabricante en caso de no realizar mediciones para obtener las dimensiones de la mancha focal.

### 5.3. Comparación de perfiles y PDD medidos con los obtenidos en el TPS

Los perfiles medidos y calculados a una SSD = 90 cm se muestran en las figuras 5.3 y 5.4.

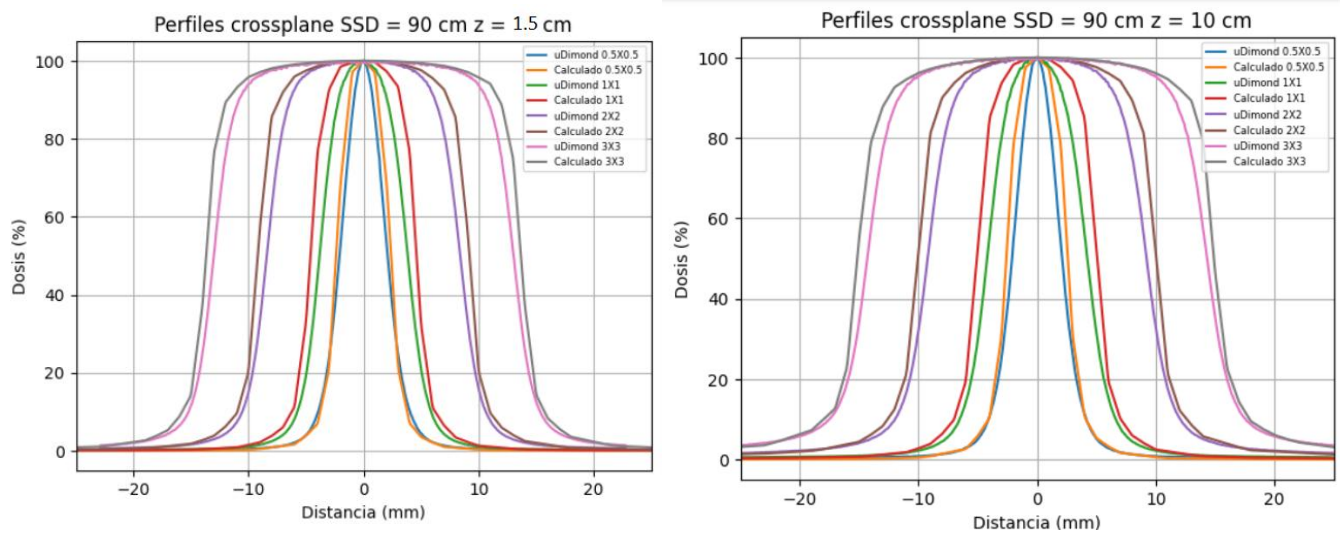


Figura 5.3. Perfiles en crossplane obtenidos a una SSD= 90 cm y a una profundidad de 1.5 y 10 cm.

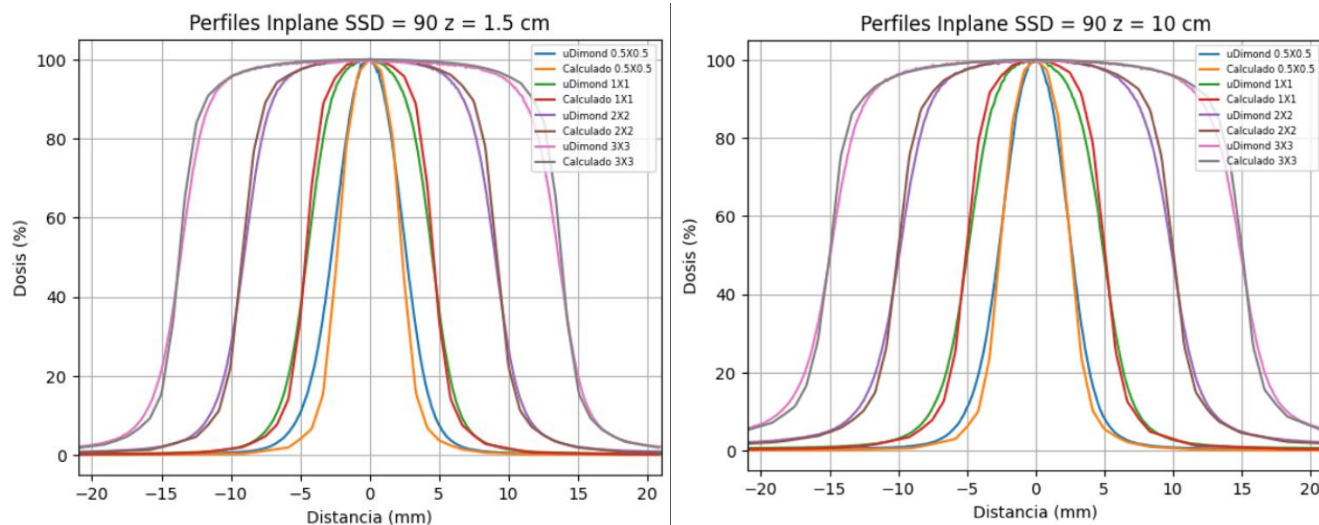


Figura 5.4. Perfiles en inplane obtenidos a una SSD= 90 cm y a una profundidad de 1.5 y 10 cm.

Para la evaluación de los perfiles se realizó un análisis por índice gamma con unos criterios del 2%/2 mm con la librería de Pymedphys en Python. Los resultados entre los perfiles medidos y calculados se muestran en la tabla 5.2.

| Campo (cm) | SSD = 90 cm |            |           |            | SSD = 100 cm |            |           |            |
|------------|-------------|------------|-----------|------------|--------------|------------|-----------|------------|
|            | z = 1.5 cm  |            | z = 10 cm |            | z = 1.5 cm   |            | z = 10 cm |            |
|            | Inplane     | Crossplane | Inplane   | Crossplane | Inplane      | Crossplane | Inplane   | Crossplane |
| 0.5 X 0.5  | 98.1        | 93.2       | 100       | 91.5       | 100          | 92.4       | 100       | 97.6       |
| 1 X 1      | 100         | 96.1       | 100       | 100        | 100          | 99.2       | 100       | 97         |
| 2 X 2      | 100         | 100        | 100       | 100        | 100          | 100        | 100       | 100        |
| 3 X 3      | 100         | 99.4       | 100       | 100        | 100          | 100        | 82        | 99.7       |

Tabla 5.2. Evaluación Gamma de los perfiles medidos y calculados por el TPS.

El índice de aceptación gamma promedio para los perfiles inplane y crossplane fue de 98.7% y 97.9% respectivamente para una SSD=90 cm.

## 5.4. Pruebas de transmisión y DLG del MLC

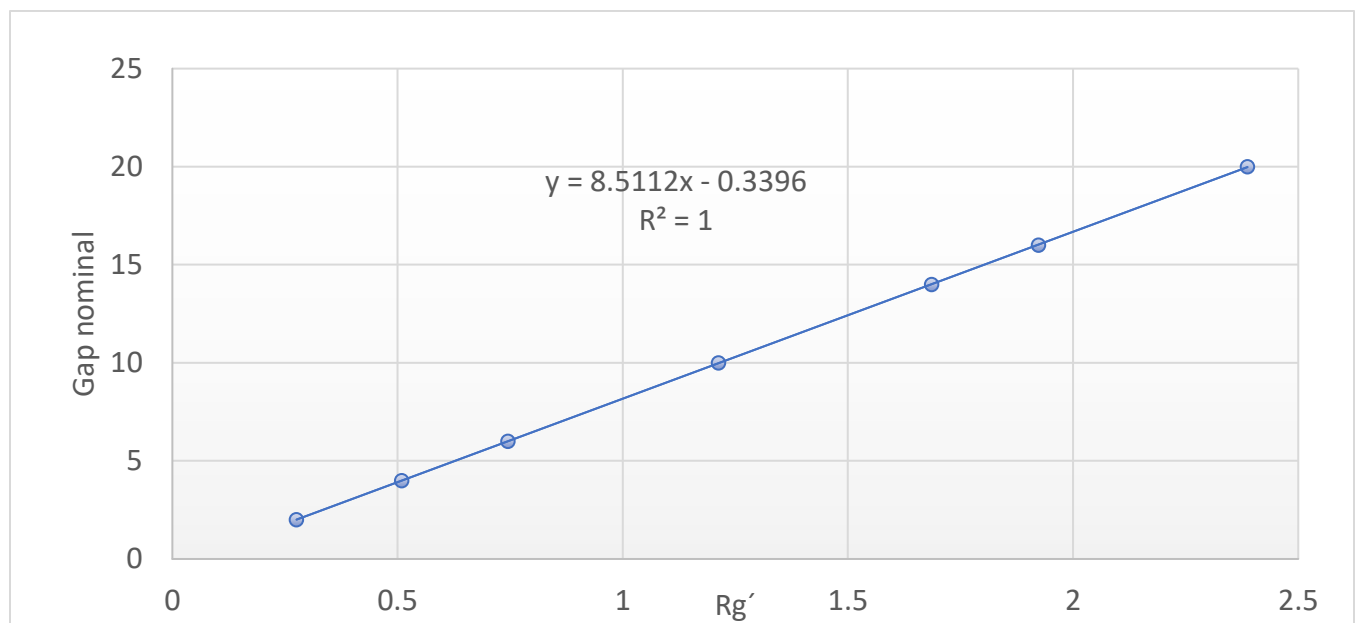
En la tabla 5.3 se tabulan los valores de carga, transmisión por el gap (TR) y la lectura corregida obtenidos para los diferentes gaps utilizados.



| DLG |                     |       |      |      |
|-----|---------------------|-------|------|------|
|     | Gap nominal<br>(mm) | Q(nC) | RgT  | Rg'  |
| G2  | 2                   | 0.41  | 0.13 | 0.28 |
| G4  | 4                   | 0.64  | 0.13 | 0.51 |
| G6  | 6                   | 0.87  | 0.12 | 0.74 |
| G10 | 10                  | 1.33  | 0.12 | 1.21 |
| G14 | 14                  | 1.80  | 0.11 | 1.69 |
| G16 | 16                  | 2.04  | 0.11 | 1.92 |
| G20 | 20                  | 2.50  | 0.11 | 2.39 |
| TR  | 0.0095              |       |      |      |

Tabla 5.3. Datos medidos para la obtención del DLG.

La gráfica 5.3 muestra los resultados del gap nominal en función de la carga corregida junto con el ajuste lineal obtenido.



Gráfica 5.3. Gap nominal en función de la carga corregida.

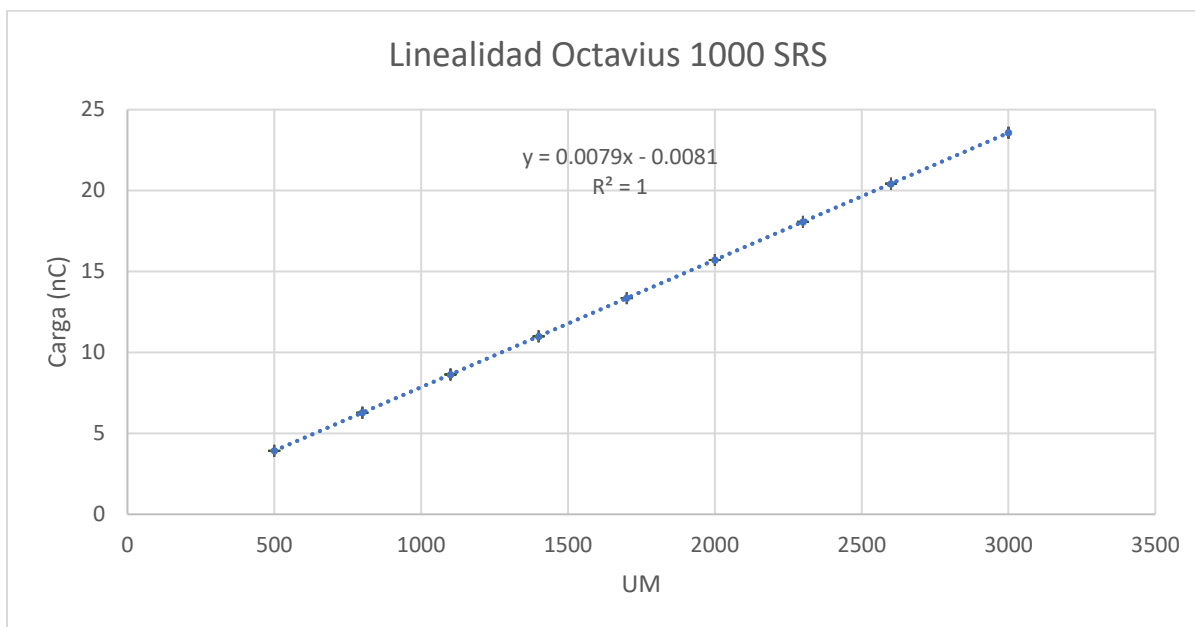
El valor de transmisión obtenido fue del 0.95% y el valor del DLG obtenido del ajuste lineal fue de 0.34 mm. Estos valores obtenidos fueron introducidos en el sistema de planeación para el algoritmo de Acuros XB v15 para el equipo TrueBeam sTx.



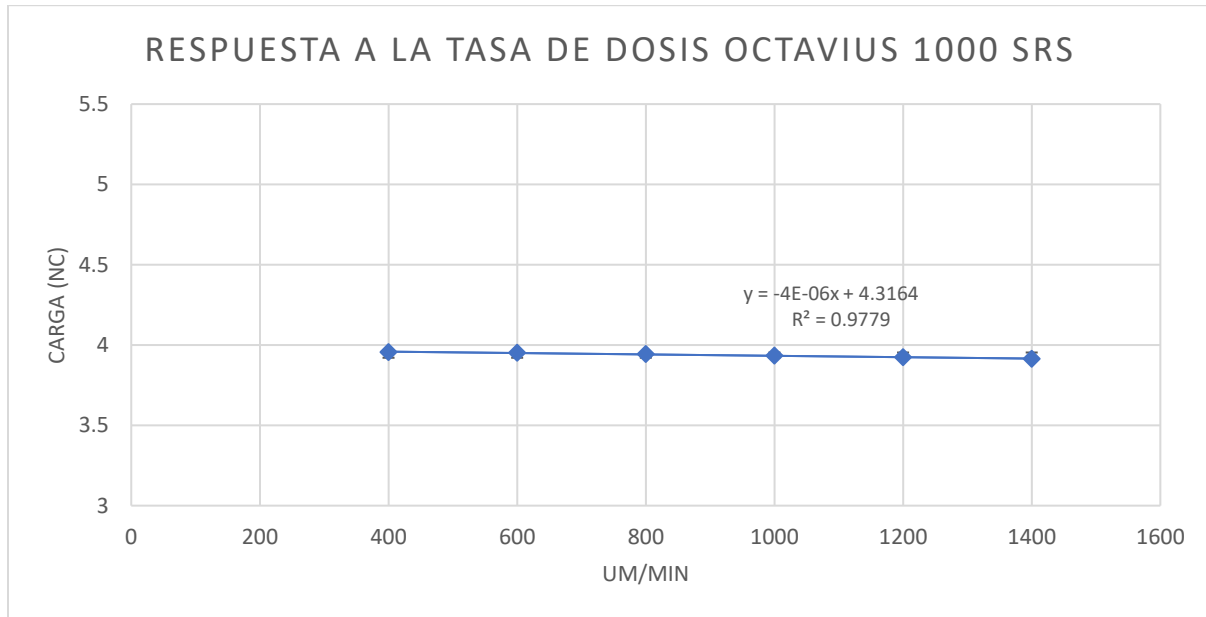
## 5.5. Pruebas del Octavius 4D y arreglo 1000 SRS

### 5.5.1. Linealidad y respuesta a la tasa de dosis

Las gráficas 5.4 y 5.5 contienen los resultados de las pruebas de linealidad y respuesta a la tasa de dosis del arreglo de detectores Octavius 1000 SRS.



Gráfica 5.4. Carga colectada en función de las unidades monitor entregadas de la cámara central del arreglo de detectores Octavius 1000 SRS.



Gráfica 5.5. Carga colectada en función de la tasa de dosis al entregar 500 UM de la cámara central del arreglo de detectores Octavius 1000 SRS.

El ajuste lineal realizado en la prueba de linealidad en función de las UM irradiadas en el Octavius 1000 SRS obtuvo una  $R^2$  de 1 por lo que el comportamiento sigue una clara tendencia lineal.

Para la prueba de respuesta a la tasa de dosis se obtuvo una diferencia máxima del 0.8% entre la carga colectada a 400 UM/min y 1400 UM/min por lo que se puede asegurar que el detector no presenta un cambio en la lectura debido a la tasa de dosis.

La desviación estándar porcentual de las 3 lecturas realizadas en cada una de las mediciones de linealidad y respuesta a la tasa de dosis fue menor al 0.01% por lo que se puede asegurar la reproducibilidad entre lecturas.

### 5.5.2. Reproducibilidad

La tabla 5.4 resume los valores de aprobación gamma obtenidos en 3 planes de próstata entregados en el Octavius 1000 SRS. La desviación estándar porcentual (DE%) total fue menor al 0.1%.



| Reproducibilidad en planeas D= 1200 UM/min Gamma (2%/1 mm) |        |        |        |
|------------------------------------------------------------|--------|--------|--------|
| Medición                                                   | Plan 1 | Plan 2 | Plan 3 |
| 1                                                          | 96.9   | 96.3   | 95.7   |
| 2                                                          | 96.9   | 96.2   | 95.9   |
| 3                                                          | 96.9   | 96.3   | 95.9   |
| Promedio                                                   | 96.9   | 96.26  | 95.83  |
| DE                                                         | 0      | 0.057  | 0.11   |
| DE%                                                        | 0      | 0.059  | 0.12   |
| DE total                                                   |        | 0.057  |        |

Tabla 5.4. Valores de reproducibilidad en 3 planes entregados 3 veces.

### 5.5.3. Evaluación de planes

Se entregaron diversos planes de tratamiento de campos convencionales para evaluar el índice gamma comparando la distribución de dosis medida con la calculada por el TPS.

En la figura 5.5 se ve la distribución 2D de un corte coronal de la distribución de dosis y los puntos de la distribución que no pasaron para el modelo previo y el modificado para campos pequeños.

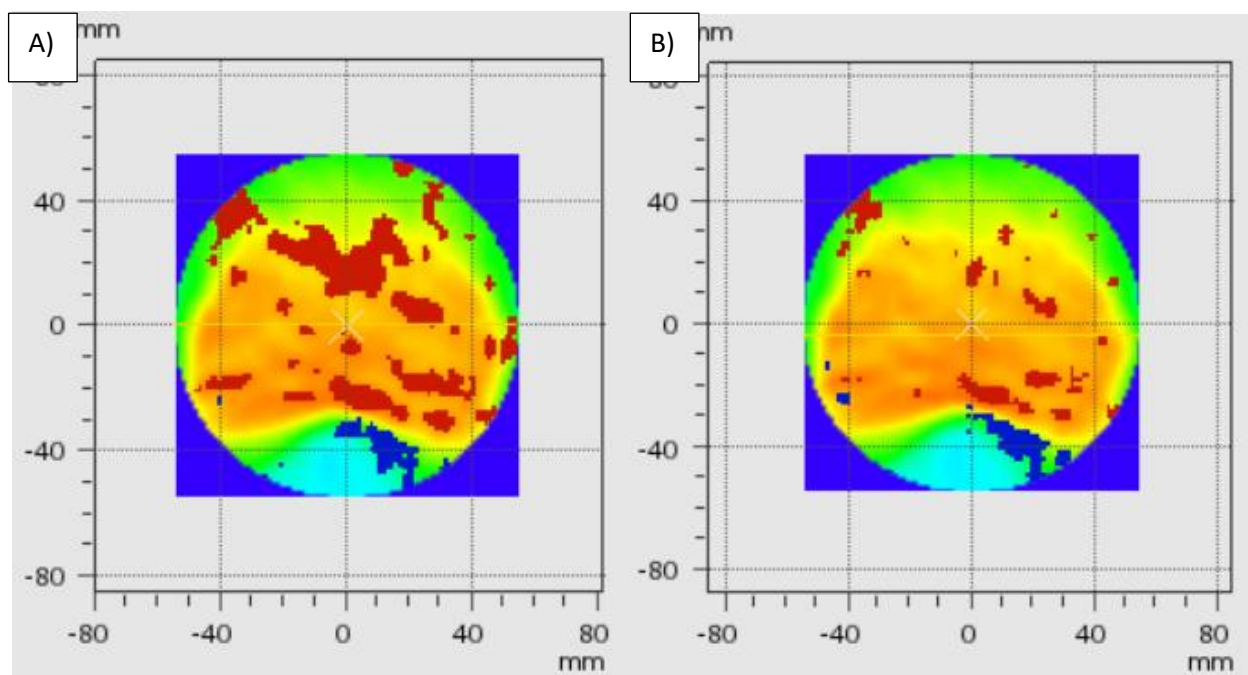


Figura 5.5 Distribución de índice gamma entre la distribución medida y la calculada con a) Modelo original y b) Modelo modificado de un paciente.



En la tabla 5.5 se resume el índice gamma promedio de los planes medidos y evaluados con el modelo anterior y el modificado.

| Modelo                    | Gamma promedio<br>(2%/1 mm) |
|---------------------------|-----------------------------|
| Original                  | 93.46                       |
| OF + Punto Focal +<br>DLG | 94.89                       |

Tabla 5.5. Comparación de índices de aprobación gamma de planes convencionales entre el modelo previo y el modificado.

De la figura 5.5 se puede observar que hay una mayor cantidad de puntos que cumplen con la evaluación gamma del 2%/1 mm la cual es sumamente restrictiva y que el gamma promedio aumentó en aproximadamente 1.5% respecto al modelo original. Sin embargo al realizar una evaluación mediante T de student con los resultados de la evaluación gamma de la tabla 5.5 no se obtuvo una diferencia estadísticamente relevante. Esto puede ser debido a la reducida cantidad de planes medidos, lo que requeriría aumentar la n de planes para llegar a una conclusión final y poder afirmar que el modelo modificado es mejor que el previo. Igualmente se podría realizar una evaluación gamma con parámetros más utilizados comúnmente como 3%/2 mm que recomienda el TG-218 [45] para comparar los planes medidos ya que estos son de tratamientos convencionales.

Finalmente se midió un paciente de SBRT y se evaluó la distribución de dosis del TPS con la obtenida en el Octavius 1000 SRS obteniendo una tasa de aprobación del índice gamma para el modelo original del 94.1% y para el modelo para campos pequeños de 97.3% con un criterio del 2%/1 mm. En la figura 5.6 se muestra un corte sagital de ambas distribuciones de dosis obtenidas y los puntos que no pasaron el criterio gamma. De la figura se puede observar que en la región de gradientes de dosis hay una mayor cantidad de puntos que pasan el criterio gamma, lo que va de la mano con los parámetros que se midieron y modificaron del nuevo modelo como lo es el DLG y la mancha focal.

Al solo ser un paciente medido, evaluado y comparado no se podría llegar a afirmar que para planes de SBRT y SRS el modelo es superior al previo. Se requiere la medición de una mayor



cantidad de pacientes en un futuro para poner a prueba el modelo modificado y tener la confianza de que este reproduce mejor las distribuciones de dosis para campos pequeños.

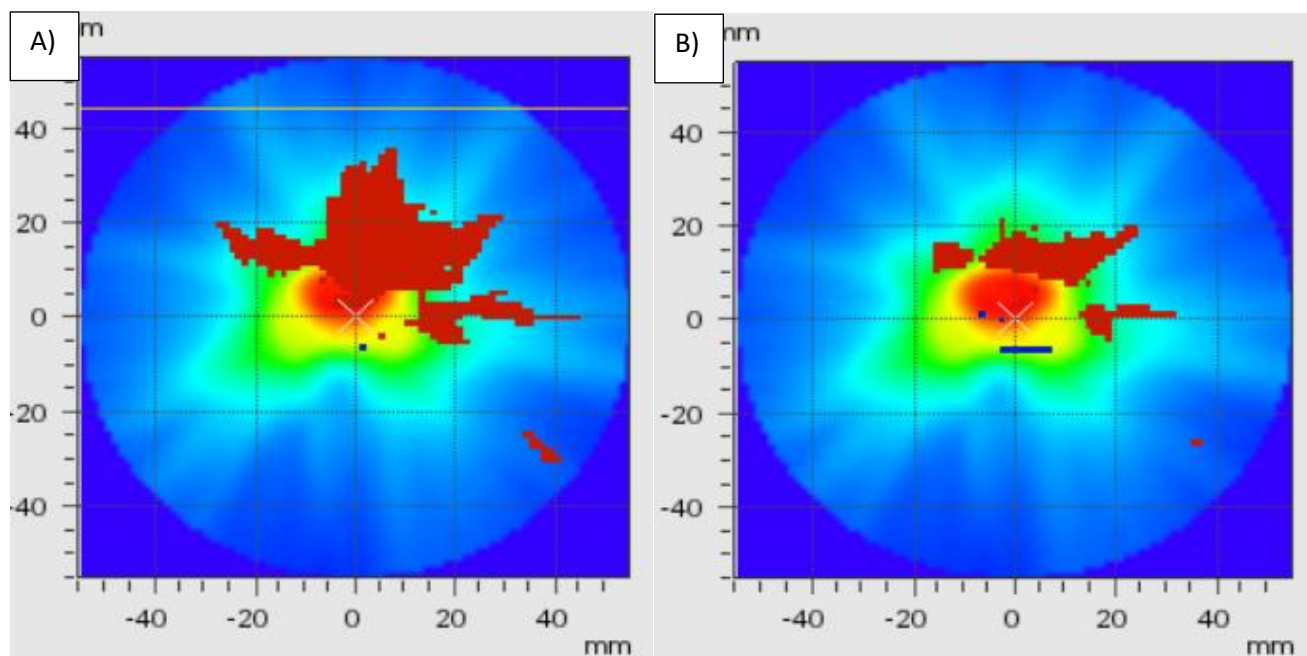


Figura 5.6. Distribución de índice gamma entre la distribución medida y la calculada con a) Modelo original y b) Modelo modificado de un paciente de SBRT de cabeza y cuello.



## Conclusiones

Los resultados obtenidos en la dosimetría de referencia mensual muestran una estabilidad en el rendimiento del haz de 6 MV FFF durante todo el periodo de mediciones. Esto es un indicador de que no se produjeron cambios significativos en la salida del haz, lo que da confianza en la precisión de las mediciones subsecuentes, evitando incertidumbres adicionales relacionadas con fluctuaciones en el rendimiento del equipo.

La determinación de los factores de corrección mediante ajustes polinómicos y lineales obtuvo una alta correlación ( $R^2 > 0.999$ ), confirmando la fiabilidad de los valores calculados. La forma elíptica observada y los valores de la mancha focal corregidos (0.35 mm en X y 0.58 mm en Y) coinciden en magnitud con los reportados en la literatura, aunque difieren en que dirección es mayor. Esto resalta la importancia de realizar mediciones específicas para cada equipo y energía. Igualmente, el método utilizado obtuvo resultados congruentes con los obtenidos con la metodología convencional de prueba y error.

La comparación entre los perfiles medidos y los obtenidos mediante el TPS, utilizando un análisis gamma con criterios del 2%/2 mm, mostró un alto grado de concordancia, con índices gamma promedio de 98.7% para inplane y 97.9% para crossplane. Estos resultados demuestran que el sistema de planificación puede replicar de manera precisa la distribución de la dosis en diferentes profundidades y distancias fuente-superficie (SSD) para campos pequeños, garantizando un cálculo de la dosis en un plan de tratamiento efectiva.

El valor de transmisión obtenido para el MLC fue del 0.95%, y el ajuste lineal utilizado para la determinación del DLG resultó en un valor de 0.34 mm. Con estos valores medidos el sistema de planeación puede reproducir de mejor manera la región de penumbra de los campos de tratamiento. Esto es de suma importancia en campos pequeños y en los tratamientos de SRS y SBRT ya que se usan valores de normalización que pueden caer en la región de penumbra.

Las pruebas con el sistema OCTAVIUS 4D y el arreglo de detectores 1000 SRS mostraron una excelente reproducibilidad (96.9% de promedio y una desviación estándar porcentual de 0.06% en los planes evaluados) y linealidad en la respuesta a diferentes tasas de dosis. Además, la evaluación de planes de tratamiento con campos convencionales y SBRT mostró mejoras en la tasa de aprobación del índice gamma con el modelo modificado para campos pequeños (94.1



% vs 97.3 %) en comparación con el modelo original (94.1%), destacando la importancia de adaptar los modelos de cálculo para planes más complejos como los de SRS y SBRT.

Los resultados obtenidos en este estudio confirman la precisión y estabilidad del sistema de dosimetría utilizado, validando la exactitud del sistema de planificación con el modelo adaptado para campos pequeños en los casos más sencillos como los perfiles de dosis a distintas profundidades y las herramientas de verificación empleadas, como el Octavius 4D.

Aún se requiere evaluar una mayor cantidad de planes de SBRT con el Octavius 1000 SRS para llegar a un resultado concluyente del modelo de cálculo modificado para campos pequeños ya que en el periodo de medición en la clínica solo se tuvo acceso a un paciente de SBRT.

Los resultados obtenidos subrayan la necesidad de realizar controles de calidad específicos y la mejora de los modelos de cálculo de dosis para garantizar la seguridad y efectividad de los tratamientos de radioterapia, especialmente en técnicas avanzadas como la SBRT y el uso de campos pequeños.

## **Retribución social**

El aumento de los pacientes oncológicos en México se ha convertido en un problema de salud pública. Esto, junto con la falta de centros oncológicos con equipos especializados ha provocado que los pacientes tengan que esperar por un tratamiento de radioterapia. El presente trabajo ayudará a implementar técnicas avanzadas, como la SRS y la SBRT en el Instituto Nacional de Cancerología. Esta implementación permitirá aprovechar las bondades de las nuevas tecnologías en beneficio de los pacientes. Lo cual se traducirá en que los pacientes puedan tener su tratamiento en el momento que lo requieran y con la calidad que lo requiera cada uno de ellos, ofreciendo, de esta manera, el cumplimiento del objetivo de un tratamiento de radioterapia. Por lo tanto, los resultados de este trabajo ayudarán a resolver un problema de salud pública en el país.



## Bibliografía

- [1] Global Cancer Observatory, "All cancers global statistics," 2022. Accessed: Oct. 03, 2024. [Online]. Available: <https://gco.iarc.who.int/media/globocan/factsheets/populations/900-world-fact-sheet.pdf>
- [2] Mayo Clinic Staff, "Stereotactic radiosurgery," <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/stereotactic-radiosurgery/about/pac-20384526?p=1>.
- [3] C. Glide-Hurst *et al.*, "Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study," *Med Phys*, vol. 40, no. 3, 2013, doi: 10.1118/1.4790563.
- [4] Varian, "Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide," 2017. [Online]. Available: <http://www.varian.com/us/corporate/legal/reach.html>
- [5] Dade Lunsford *et al.*, "Stereotactic Radiosurgery of the Brain using the first united states 201 Co-60 source gamma knife".
- [6] IAEA, "TRS 277: Absorbed dose determination in photon and electron beams," 1987.
- [7] IAEA, "TRS 398: Determination of absorbed dose in external radiotherapy beams.," 2005.
- [8] IAEA, "TRS 483: Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy," 2017. [Online]. Available: <http://www-ns.iaea.org/standards/>
- [9] R. Alfonso *et al.*, "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields," *Med Phys*, vol. 35, no. 11, pp. 5179–5186, 2008, doi: 10.1118/1.3005481.
- [10] Varian, "Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide," 2017. [Online]. Available: <http://www.varian.com/us/corporate/legal/reach.html>
- [11] T. E. Goffman and E. Glatstein, "Intensity-modulated radiation therapy," 2002, *Radiation Research Society*. doi: 10.1667/0033-7587(2002)158[0115:IMRT]2.0.CO;2.
- [12] K. Odraszka *et al.*, "Clinical results of intensity-modulated radiation therapy (IMRT) for tumors of the head and neck region \* Minireview."
- [13] L. Portelance, K. S. C. Chao, P. W. Grigsby, H. Bennet, and D. Low, "INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT) REDUCES SMALL BOWEL, RECTUM, AND BLADDER DOSES IN PATIENTS WITH CERVICAL CANCER RECEIVING PELVIC AND PARA-AORTIC IRRADIATION," 2001.
- [14] S. Sura, V. Gupta, E. Yorke, A. Jackson, H. Amols, and K. E. Rosenzweig, "Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) for inoperable non-small cell lung cancer: The Memorial Sloan-Kettering Cancer Center (MSKCC) experience," *Radiotherapy and Oncology*, vol. 87, no. 1, pp. 17–23, Apr. 2008, doi: 10.1016/j.radonc.2008.02.005.
- [15] B. S. Teh *et al.*, "Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) Decreases Treatment-Related Morbidity and Potentially Enhances Tumor Control," 2002. [Online]. Available: [www.dekker.com](http://www.dekker.com)
- [16] S. L. Wolden, W. C. Chen, D. G. Pfister, D. H. Kraus, S. L. Berry, and M. J. Zelefsky, "Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) for nasopharynx cancer: Update of the Memorial Sloan-Kettering experience,"



in *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, Jan. 2006, pp. 57–62. doi: 10.1016/j.ijrobp.2005.03.057.

- [17] S. G. Chun *et al.*, “Impact of intensity-modulated radiation therapy technique for locally advanced non-small-cell lung cancer: A secondary analysis of the NRG oncology RTOG 0617 randomized clinical trial,” *Journal of Clinical Oncology*, vol. 35, no. 1, pp. 56–62, Jan. 2017, doi: 10.1200/JCO.2016.69.1378.
- [18] A. Rashid, Z. Ahmad, M. A. Memon, and A. S. M. Hashim, “Volumetric modulated arc therapy (VMAT): A modern radiotherapy technique-A single institutional experience,” *Pak J Med Sci*, vol. 37, no. 2, pp. 1–7, Mar. 2021, doi: 10.12669/pjms.37.2.2647.
- [19] J. Unkelbach *et al.*, “Optimization approaches to volumetric modulated arc therapy planning,” *Med Phys*, vol. 42, no. 3, Mar. 2015, doi: 10.1118/1.4908224.
- [20] S. D. McGrath, M. M. Matuszak, D. Yan, L. L. Kestin, A. A. Martinez, and I. S. Grills, “Volumetric modulated arc therapy for delivery of hypofractionated stereotactic lung radiotherapy: A dosimetric and treatment efficiency analysis,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 95, no. 2, pp. 153–157, 2010, doi: 10.1016/j.radonc.2009.12.039.
- [21] S. H. Lu *et al.*, “Volumetric modulated arc therapy for nasopharyngeal carcinoma: A dosimetric comparison with TomoTherapy and step-and-shoot IMRT,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 104, no. 3, pp. 324–330, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.radonc.2011.11.017.
- [22] M. Teoh, C. H. Clark, K. Wood, S. Whitaker, and A. Nisbet, “Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice,” Nov. 2011. doi: 10.1259/bjr/22373346.
- [23] M. T. M. Davidson, S. J. Blake, D. L. Batchelar, P. Cheung, and K. Mah, “Assessing the role of volumetric modulated arc therapy (VMAT) relative to IMRT and helical tomotherapy in the management of localized, locally advanced, and post-operative prostate cancer,” *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, vol. 80, no. 5, pp. 1550–1558, Aug. 2011, doi: 10.1016/j.ijrobp.2010.10.024.
- [24] D. Palma *et al.*, “Volumetric Modulated Arc Therapy for Delivery of Prostate Radiotherapy: Comparison With Intensity-Modulated Radiotherapy and Three-Dimensional Conformal Radiotherapy,” *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, vol. 72, no. 4, pp. 996–1001, Nov. 2008, doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.02.047.
- [25] P. Kiafi *et al.*, “Unravelling Quality of Life for Head and Neck Cancer Patients after VMAT Radiation Therapy: Insights from Toxicity, Dosimetry and Symptoms Correlation,” *Clin Pract*, vol. 14, no. 3, pp. 1085–1099, Jun. 2024, doi: 10.3390/clinpract14030086.
- [26] M. M. Matuszak, D. Yan, I. Grills, and A. Martinez, “Clinical Applications of Volumetric Modulated Arc Therapy,” *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, vol. 77, no. 2, pp. 608–616, Jun. 2010, doi: 10.1016/j.ijrobp.2009.08.032.
- [27] C.-M. Charlie Ma, “Physics and Dosimetric Principles of SRS and SBRT,” *Mathews Journal of Cancer Science*, vol. 4, no. 2, Dec. 2019, doi: 10.30654/mjcs.10022.
- [28] J. Hofmaier *et al.*, “Single isocenter stereotactic radiosurgery for patients with multiple brain metastases: Dosimetric comparison of VMAT and a dedicated DCAT planning tool,” *Radiation Oncology*, vol. 14, no. 1, Jun. 2019, doi: 10.1186/s13014-019-1315-z.



- [29] G. T. Szeifert, D. Kondziolka, M. Levivier, and L. D. Lunsford, "5. Radiosurgery Techniques and Current Devices," 2007.
- [30] N. R. Bennion *et al.*, "A comparison of clinical and radiologic outcomes between frame-based and frameless stereotactic radiosurgery for brain metastases," *Pract Radiat Oncol*, vol. 6, no. 6, pp. e283–e290, Nov. 2016, doi: 10.1016/j.prro.2016.05.001.
- [31] Orfit, "Going Frameless: a more comfortable and non-invasive approach for stereotactic radiosurgery," <https://www.orfit.com/radiation-oncology/blog/going-frameless-a-more-comfortable-and-non-invasive-approach-for-stereotactic-radiosurgery>.
- [32] Radiology Key, "Treatment Planning for Stereotactic Radiosurgery," <https://radiologykey.com/treatment-planning-for-stereotactic-radiosurgery/>.
- [33] M. W. McDermott and P. K. Sneed, "Radiosurgery in metastatic brain cancer.," 2005. doi: 10.1227/01.NEU.0000182741.82422.14.
- [34] B. Wowra, S. Zausinger, A. Muacevic, and J. C. Tonn, "Radiosurgery for spinal malignant tumours," Feb. 13, 2009. doi: 10.3238/arztebl.2009.0106.
- [35] MD Anderson, "Stereotactic Body Radiation Therapy," <https://www.mdanderson.org/treatment-options/stereotactic-body-radiation-therapy.html>.
- [36] ORFIT, "SBRT Solution," <https://www.orfit.com/radiation-oncology/products/stereotactic-body-radiation-therapy>.
- [37] E. K. Donovan and A. Swaminath, "Stereotactic body radiation therapy (SBRT) in the management of non-small-cell lung cancer: Clinical impact and patient perspectives," Mar. 16, 2018, *Dove Medical Press Ltd*. doi: 10.2147/LCTT.S129833.
- [38] R. D. Timmerman, J. Herman, and L. C. Cho, "Emergence of stereotactic body radiation therapy and its impact on current and future clinical practice," Sep. 10, 2014, *American Society of Clinical Oncology*. doi: 10.1200/JCO.2014.55.4675.
- [39] P. Burkon *et al.*, "Stereotactic Body Radiotherapy for Lymph Node Oligometastases: Real-World Evidence From 90 Consecutive Patients," *Front Oncol*, vol. 10, Feb. 2021, doi: 10.3389/fonc.2020.616494.
- [40] A. Landsteiner *et al.*, "Evidence Synthesis Program Hypofractionation Radiation Therapy for Definitive Treatment of Selected Cancers," 2023.
- [41] I. J. Das, G. X. Ding, and A. Ahnesjö, "Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry," 2008, *John Wiley and Sons Ltd*. doi: 10.1118/1.2815356.
- [42] A. Gonzalez-Lopez, J. A. Vera-Sanchez, and J. D. Lago-Martin, "Small fields measurements with radiochromic films," *J Med Phys*, vol. 40, no. 2, pp. 61–67, Apr. 2015, doi: 10.4103/0971-6203.158667.
- [43] S. E. Lam, D. A. Bradley, and M. U. Khandaker, "Small-field radiotherapy photon beam output evaluation: Detectors reviewed," Jan. 01, 2021, *Elsevier Ltd*. doi: 10.1016/j.radphyschem.2020.108950.
- [44] S. , B. G. , B. G. , B. I. , & S. T. Derreumaux, "Concerns in France over the Dose Delivered to the Patients in Stereotactic Radiation Therapy," *IAEA*, 2011.



- [45] M. Miften *et al.*, "Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218," *Med Phys*, vol. 45, no. 4, pp. e53–e83, Apr. 2018, doi: 10.1002/mp.12810.
- [46] PTW, "Octavius 4D," <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d-qa-phantom>.
- [47] PTW, "OCTAVIUS Detector 1500," <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-detector-1500>.
- [48] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, "A technique for the quantitative evaluation of dose distributions," 1998.
- [49] Y. Xia, J. Adamson, Y. Zlateva, and W. Giles, "Physics investigation Application of TG-218 action limits to SRS and SBRT pre-treatment patient specific QA," 2020.
- [50] R. Shende, G. Gupta, S. J. Dhoble, G. Patel, and A. Dassharma, "Proposing a novel graphical method to determine effective bremsstrahlung focal spot size and shape of the therapeutic beam from a linear accelerator in radiation therapy," *Nucl Instrum Methods Phys Res A*, vol. 1012, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.nima.2021.165625.
- [51] T. LoSasso, C. S. Chui, and C. C. Ling, "Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy," *Med Phys*, vol. 25, no. 10, pp. 1919–1927, 1998, doi: 10.1118/1.598381.
- [52] C. K. McGarry, B. F. O'Connell, M. W. D. Grattan, C. E. Agnew, D. M. Irvine, and A. R. Hounsell, "Octavius 4D characterization for flattened and flattening filter free rotational deliveries," *Med Phys*, vol. 40, no. 9, 2013, doi: 10.1118/1.4817482.
- [53] S. Stathakis, P. Myers, C. Esquivel, P. Mavroidis, and N. Papanikolaou, "Characterization of a novel 2D array dosimeter for patient-specific quality assurance with volumetric arc therapy," *Med Phys*, vol. 40, no. 7, 2013, doi: 10.1118/1.4812415.
- [54] V. Passal, M. Barreau, T. Tiplica, and S. Dufreneix, "Optimizing the effective spot size and the dosimetric leaf gap of the AcurosXB algorithm for VMAT treatment planning," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 22, no. 6, pp. 154–161, Jun. 2021, doi: 10.1002/acm2.13256.



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

## ACTA DE IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS

No. 00013

Matrícula: 2221801012

COMISIONAMIENTO Y GARANTÍA  
DE CALIDAD DEL ALGORITMO  
ACUROS PARA LA PLANEACIÓN DE  
TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA  
Y SBRT UTILIZANDO EL  
PROTOCOLO TRS-483 PARA  
DOSIMETRÍA DE CAMPOS  
PEQUEÑOS.

En la Ciudad de México, se presentaron a las 12:00 horas  
del día 10 del mes de julio del año 2025 en la Unidad  
Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los  
suscritos miembros del jurado:

M. EN C. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE  
DR. JUAN AZORIN NIETO  
DRA. SILVIA SANDRA HIDALGO TOBON

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

ESPECIALIZACIÓN EN FÍSICA MÉDICA CLÍNICA

DE: ARMANDO SEBASTIAN ORDOÑEZ CANUL

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

*Aprobar*

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



*Armando*

ARMANDO SEBASTIAN ORDOÑEZ CANUL

ALUMNO

REVISÓ

MTRA. ROSALÍA SERRANO DE LA PAZ  
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

*Román Linares Romero*  
DR. ROMAN LINARES ROMERO

PRESIDENTE

*Miguel Rodríguez Ponce*  
M. EN C. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE

VOCAL

*Juan Azorín Nieto*  
DR. JUAN AZORIN NIETO

SECRETARIA

*Silvia Sandra Hidalgo Tobón*  
DRA. SILVIA SANDRA HIDALGO TOBON