

**MEDICIONES DE CONTROL DE CALIDAD PACIENTE  
ESPECÍFICO UTILIZANDO OCTAVIUS-4D, INCLUYENDO EL  
COMPONENTE ADICIONAL “CHAMBER PLATE” Y UNA  
CÁMARA DE IONIZACIÓN SEMIFLEX 3D**

**IDÓNEA COMUNICACIÓN DE  
RESULTADOS**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:  
ESPECIALISTA EN FÍSICA MÉDICA CLÍNICA

**P R E S E N T A:**

FIS. ERIKA MUÑOZ MORAL

**DIRECTOR DE TESIS:**

M. EN C. JOSÉ ALFREDO HERRERA GONZÁLEZ

**JURADO:**

PRESIDENTA: DRA. ELSA YAZMIN LEON MARROQUIN  
SECRETARIA: DRA. OLIVIA AMANDA GARCIA GARDUÑO  
VOCAL: M. EN C. JOSÉ ALFREDO HERRERA GONZÁLEZ

**CIUDAD DE MÉXICO 16 DE MAYO DE 2024**





*A José Alejandro, por todo el apoyo y cariño.*

*A mis hermanos, Lili, Jesús y Joselyn.*

*A mis padres, Senen y Margarita.*

# Índice general

<b>Abreviaturas</b>	<b>v</b>
<b>Resumen</b>	<b>vii</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Justificación . . . . .	1
1.2. Preguntas de investigación . . . . .	6
1.3. Hipótesis . . . . .	6
1.4. Objetivo general . . . . .	7
1.5. Objetivos específicos . . . . .	7
<b>2. Antecedentes</b>	<b>9</b>
2.1. Cámaras de ionización . . . . .	9
2.1.1. Principios físicos y operativos . . . . .	9
2.1.2. Diseño de las cámaras de ionización . . . . .	10
2.2. Dosimetría con cámara de ionización . . . . .	11
2.2.1. Coeficiente de calibración . . . . .	12
2.2.2. Factores de perturbación . . . . .	13
2.3. Dosimetría de referencia para haces de fotones de alta energía . . . . .	15
2.3.1. Determinación de la dosis absorbida en agua usando el TRS-398 . . . . .	15
2.3.2. Especificación de la calidad del haz . . . . .	16
2.3.3. Correcciones por magnitudes de influencia . . . . .	17
2.3.4. Medición en maniqués de plástico sustitutos de agua . . . . .	21
2.4. Sistema de Gestión de Calidad en Radioterapia . . . . .	22
2.5. Control de calidad . . . . .	22
2.5.1. Control de calidad de aceleradores lineales . . . . .	23
2.5.2. Control de calidad paciente-específico (PSQA) . . . . .	23

2.5.3.	Comparación de la distribución de dosis planificada y entregada por el acelerador lineal . . . . .	24
2.5.3.1.	Método de comparación puntual . . . . .	25
2.5.3.2.	Métodos de comparación en 2D . . . . .	27
2.5.3.3.	Métodos de comparación en 3D . . . . .	27
2.5.4.	Pruebas para la evaluación de un PSQA . . . . .	28
<b>3.</b>	<b>Metodología</b>	<b>33</b>
3.1.	Muestra experimental . . . . .	33
3.2.	Medidas puntuales . . . . .	34
3.2.1.	Maniquí y cámara de ionización . . . . .	34
3.2.2.	Simulación virtual del maniquí . . . . .	35
3.2.3.	Creación del maniquí de verificación . . . . .	36
3.2.4.	Cálculo en el TPS del plan de verificación . . . . .	36
3.2.5.	Entrega del plan de tratamiento . . . . .	37
3.3.	Medidas con arreglo de detectores OCT-4D . . . . .	39
3.3.1.	Resolución espacial en el sistema de medida . . . . .	40
3.3.2.	OCT-4D: CT del maniquí y creación del maniquí de verificación . . . . .	42
3.3.3.	OCT-4D: Entrega del tratamiento . . . . .	42
3.3.4.	OCT-4D: Evaluación de distribución de dosis absorbida . . . . .	45
<b>4.</b>	<b>Resultados y discusión</b>	<b>47</b>
4.1.	Pruebas de las cámaras de ionización 31010 y 31021 . . . . .	47
4.1.1.	Estabilidad . . . . .	47
4.1.2.	Linealidad . . . . .	48
4.1.3.	Dependencia con la tasa de dosis . . . . .	49
4.1.4.	Prueba de fuga . . . . .	49
4.1.5.	Resumen de pruebas de cámaras de ionización . . . . .	49
4.1.6.	Medidas puntuales . . . . .	50
4.1.7.	Distribuciones de dosis medidas con Octavius-4D . . . . .	51

<b>5. Conclusiones</b>	<b>55</b>
<b>A. PSQA con medidas puntuales</b>	<b>57</b>
A.1. Creación del plan de verificación para PSQA . . . . .	57
A.2. Entrega del tratamiento en el linac . . . . .	61
A.3. Evaluación del plan de tratamiento . . . . .	63
<b>B. PSQA con Octavius 4D</b>	<b>65</b>
B.1. Creación del plan de verificación para PSQA . . . . .	65
B.2. Entrega del tratamiento en el linac . . . . .	66
B.3. Configuración del software VeriSoft . . . . .	69
<b>Bibliografía</b>	<b>71</b>



# Abreviaturas

<b>AAPM</b>	Sociedad Americana de físicos en Medicina
<b>CT</b>	Tomografía computarizada
<b>EPC</b>	Equilibrio de partícula cargada
<b>IAEA</b>	Organismo Internacional de Energía Atómica
<b>IMRT</b>	Radioterapia de Intensidad Modulada
<b>KV</b>	Kilovoltaje
<b>MLC</b>	Colimador multihojas
<b>MV</b>	Megavoltaje
<b>NTCP</b>	Probabilidad de complicaciones a tejido sano
<b>PSDL</b>	Laboratorio de dosimetría estándar primario
<b>PSQA</b>	Control de calidad paciente-específico
<b>PTV</b>	Volumen blanco de planeación
<b>QA</b>	Aseguramiento de calidad
<b>QC</b>	Control de calidad
<b>RT</b>	Radioterapia
<b>SDD</b>	Distancia fuente-detector
<b>SSD</b>	Distancia fuente-superficie
<b>SSDL</b>	Laboratorio de dosimetría estándar secundario
<b>TCP</b>	Probabilidad de control tumoral
<b>TPS</b>	Sistema de planeación de tratamientos
<b>UM</b>	Unidades monitor
<b>VMAT</b>	Arco Terapia Volumétrica Modulada





# Resumen

## Estructura del escrito

Este trabajo consta de 5 capítulos. En el primer capítulo se presenta una introducción al tema de estudio y se muestra la justificación del trabajo, los objetivos generales y específicos. En el segundo capítulo se da una introducción a los antecedentes del trabajo, se explican conceptos bases del trabajo como dosimetría de referencia, cámaras de ionización, control de calidad paciente-específico, requerimientos y métodos de evaluación. En el tercer capítulo se describe la metodología seguida en el trabajo y la descripción de los materiales utilizados. En el cuarto capítulo se muestran los resultados obtenidos y la discusión sobre los resultados obtenidos. En el quinto capítulo se muestran las conclusiones que surgen de este trabajo. Finalmente, el apéndice A muestra el protocolo de control de calidad paciente-específico mediante medidas puntuales y en el apéndice B el protocolo de control de calidad paciente-específico usando el sistema dosimétrico Octavius 4D.



## 1.1. Justificación

La radioterapia (RT) es una de las opciones de tratamiento más destacadas en el manejo del cáncer, junto con otras modalidades como la cirugía y la quimioterapia. De acuerdo con las mejores prácticas de tratamiento disponibles, se estima que el 52% de los pacientes con cáncer deben recibir RT al menos una vez durante la evolución de su enfermedad, ya sea como tratamiento único o en combinación con otras terapias [1].

El objetivo clínico de la RT es maximizar la probabilidad del control tumoral, minimizando las complicaciones en el tejido sano circundante. En la figura 1.1 se muestran las curvas de dosis-respuesta para dos tumores diferentes con distinta probabilidad de control tumoral (TCP, por sus siglas en inglés)<sup>1</sup>. Lo que podemos observar es que cuando las curvas de dosis-respuesta tienen una pendiente más abrupta, pequeños cambios en la dosis absorbida podrían tener un gran impacto en la TCP y por lo tanto en el resultado del tratamiento [3]. En 2008, Morten N. et al. realizaron un estudio donde muestran el cambio de la curva de dosis-respuesta de la población tratada,  $\gamma_{biol}$ , al considerar los factores técnicos y dosimétricos del tratamiento, obteniendo una curva de dosis-respuesta clínicamente observable,  $\gamma_{clin}$  (figura 1.2). Ellos describen que un aumento en la incertidumbre en la dosis absorbida administrada a los pacientes ampliará la distribución observada de respuesta al tratamiento, reducirá la inclinación de la curva dosis-respuesta y, por lo tanto, disminuirá la posibilidad de detectar una diferencia real en el resultado del tratamiento si se está dentro de un estudio clínico [4].

---

<sup>1</sup>La curva de dosis-respuesta es una relación entre la dosis absorbida de radiación administrada a un tejido o célula y la respuesta biológica resultante. La curva describe cómo la respuesta biológica, que puede ser la inhibición del crecimiento celular, la muerte celular o cualquier otro efecto relevante, cambia en función de la dosis absorbida de radiación recibida [2].

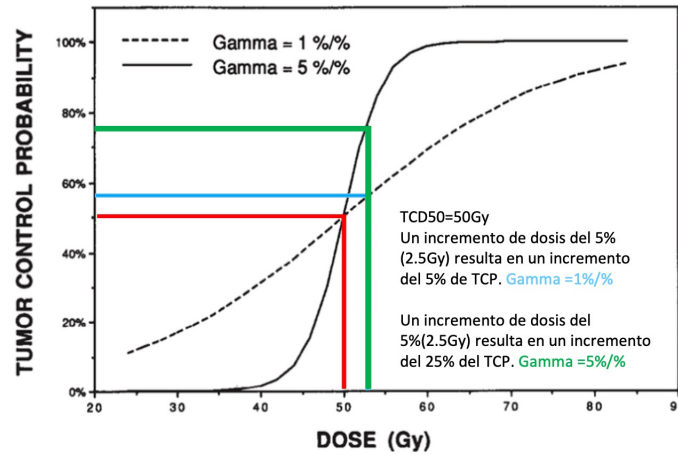


Figura 1.1: Curva de dosis-respuesta idealizada con  $TCD_{50} = 50$  Gy (dosis absorbida con la que se controla la enfermedad en el 50% de los pacientes) y valores de  $\gamma_{50}$  de 1%/ % y 5%/ %. Un incremento del 5% en el valor de  $TCD_{50}$  se traduce en un aumento del 5% en la TCP para Gamma 1%/ %, y en un aumento significativo del 25% para Gamma 5%/ %. Editada de [3].

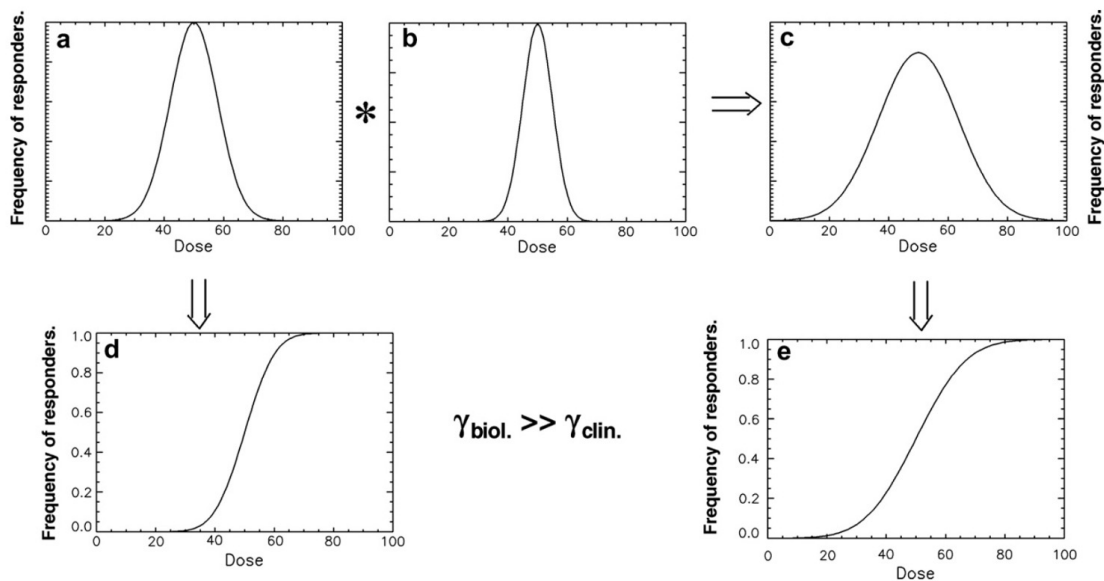


Figura 1.2: La curva dosis-respuesta clínicamente observable (e) es la integral de la distribución de sensibilidad a la radiación (a), convolucionada con la distribución de factores técnicos y dosimétricos (b). Las variaciones significativas en los factores técnicos y dosimétricos amplían la aparente distribución de sensibilidad a la radiación (c), y la pendiente de la curva dosis-respuesta clínica,  $\gamma_{clin}$ , (e) se vuelve menor que la curva dosis-respuesta biológica  $\gamma_{biol}$  (d) [4].

De lo anterior, se evidencia a partir de los datos clínicos y experimentales publicados que las curvas de dosis-respuesta para la TCP y la NTCP son dependientes del tipo de tumor y órganos en riesgo adyacentes y que pequeñas variaciones en la dosis absorbida administrada pueden tener consecuencias significativas en el control de la enfermedad [5]. Por lo tanto, se necesita una alta exactitud en la entrega del tratamiento y es importante cuantificar y minimizar las incertidumbres en la RT.

La exactitud en la entrega de la dosis absorbida prescrita es crucial para evitar incidentes durante las etapas de la RT. Sin embargo, otra faceta igualmente importante reside en las consideraciones de las incertidumbres asociadas en cada una de estas etapas. En su libro *Accuracy and Uncertainty Considerations in Modern Radiation Oncology* [6], Jake Van Dyk, define exactitud, incertidumbre y error como se observa en la figura 1.3, destaca que la necesidad de exactitud se fundamenta en: (1) la pendiente (inclinación) de las curvas dosis-respuesta, (2) el nivel de diferencias de dosis absorbida detectables mediante observaciones clínicas en pacientes, (3) la consideración estadística del nivel de exactitud necesario para ensayos clínicos y (4) el nivel de exactitud de dosis absorbida que es alcanzable en la práctica.

Concepto	Definición
Exactitud	La exactitud es la proximidad entre un resultado (calculado o medido) y el valor real, donde el valor real es generalmente el valor de referencia aceptado.
Incertidumbre	Es un parámetro que caracteriza la dispersión de valores que se pueden obtener para una medida particular cuando se realiza repetidamente.
Error	Es la diferencia entre su valor y el valor esperado obtenido por algún otro método considerado como referencia.

Figura 1.3: Definiciones de incertidumbre, exactitud y error. Extraído de [7].

La RT consta de múltiples etapas, siendo un proceso complejo que implica el uso de tecnología avanzada y la aplicación de diversos conocimientos profesionales; requiere la comprensión de los principios de la física médica, radiobiología, seguridad radiológica, dosimetría, planificación de tratamientos, simulación e interacción de RT con otras modalidades de tratamiento. El equipo profesional de radioterapia está compuesto por radio-oncólogos, físicos médicos, técnicos radiólogos y enfermeras, los cuales colaboran de manera integral para planificar y administrar la RT a los pacientes [1].

En la figura 1.4 se muestran las etapas de la administración de la RT; cada paso requiere de un riguroso control de calidad (QC) <sup>2</sup> y aseguramiento de la calidad (QA) <sup>3</sup> para prevenir incidentes, mantener cuantificadas las incertidumbres de cada etapa del tratamiento, entregar con la mayor exactitud los tratamientos y tener la seguridad de que los pacientes reciben el tratamiento prescrito correctamente [9].



Figura 1.4: Etapas del proceso de la RT, acordadas por el Grupo de Consenso de Expertos en Seguridad de la Radioterapia de la Alianza Mundial para la Seguridad del Paciente de la OMS. [Extraído de [1]]

En el Informe 24 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) (1976) menciona como principal conclusión que “la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores apunta a la necesidad de una exactitud de  $\pm 5\%$  en la entrega de dosis absorbida a un volumen blanco si lo que se busca es la erradicación del tumor primario, cabe mencionar que estas conclusiones están basados en resultados radiobiológicos; si se considera la

<sup>2</sup>El QC es el proceso regulatorio a través del cual se mide el desempeño real de la calidad, en comparación con los estándares existentes, y las acciones necesarias para mantener o recuperar conformidad con las normas. El control de calidad es parte de la gestión del sistema de calidad [8].

<sup>3</sup>El QA en RT son los procedimientos que aseguran la consistencia entre la prescripción médica y el cumplimiento de esa prescripción, en lo que respecta a la dosis absorbida al volumen blanco, la dosis absorbida mínima al tejido normal, la exposición mínima del personal ocupacionalmente expuesto, la atención adecuada del paciente y un seguimiento dirigido a determinar el resultado final del tratamiento [1].

Concepto	Definición
Incidente	Cualquier evento no intencionado, incluidos errores operativos, fallas de equipos, precursores de accidentes, casi accidentes u otros percances, o acto no autorizado, malicioso o no malicioso, cuyas consecuencias o posibles consecuencias no son despreciables desde el punto de vista de la protección o seguridad.
Cuasi-accidente	Evento significativamente potencial que pudo ocurrir como consecuencia de una secuencia de situaciones reales, pero no ocurrió debido a las condiciones que prevalecían en la institución en ese momento.
Evento adverso	Es un incidente que resulta en daño a un paciente.

Figura 1.5: Definiciones de incidente, casi-accidente y evento adverso [1].

incertidumbre debida a factores clínicos pueden detectarse desviaciones del 7 al 10 % en la dosis absorbida [10]. Por lo anterior, es importante que se implementen las medidas de QC adecuadas para reducir la probabilidad de que ocurran incidentes, disminuir la incertidumbre en cada etapa del tratamiento y aumentar la probabilidad de que los incidentes que pudiesen ocurrir se reconozcan, se evalúen y se rectifiquen.

La investigación sobre la seguridad en RT se enfoca en analizar eventos adversos y casi-accidentes, definidos en la figura 1.5. Estos eventos pueden revelar problemas latentes y puntos débiles dentro de un sistema que permanecen inactivos durante un tiempo, para luego combinarse con un desencadenante local y dar lugar a un incidente. En la figura 1.6 se presenta el porcentaje de eventos adversos y casi-accidentes para diferentes periodos y países. Se observa que, en los eventos adversos, la etapa con mayor incidencia es la de planificación, mientras que para los casos de casi-accidentes, la etapa más afectada es la de transferencia de información, la cual está relacionada con el error humano [1].

Durante las dos últimas décadas, el rápido desarrollo de nuevas tecnologías ha cambiado significativamente la forma en como se planifica y administra la RT. La planificación basada en tomografía computarizada (CT), la colimación de hojas múltiples (MLC), la inmovilización mejorada y un software de gestión de datos y planificación más sofisticado ahora permiten preparar planes de tratamiento complejos de forma individual para muchos pacientes. La mayor complejidad de la planificación y el tratamiento, y la rápida adopción de nuevas tecnologías en el contexto de un mayor número de pacientes, pueden crear un entorno con mayor potencial para que ocurran incidentes relacionados con el tratamiento. Especialmente en los países de ingresos bajos y medianos, puede haber sistemas antiguos con menos interconecti-



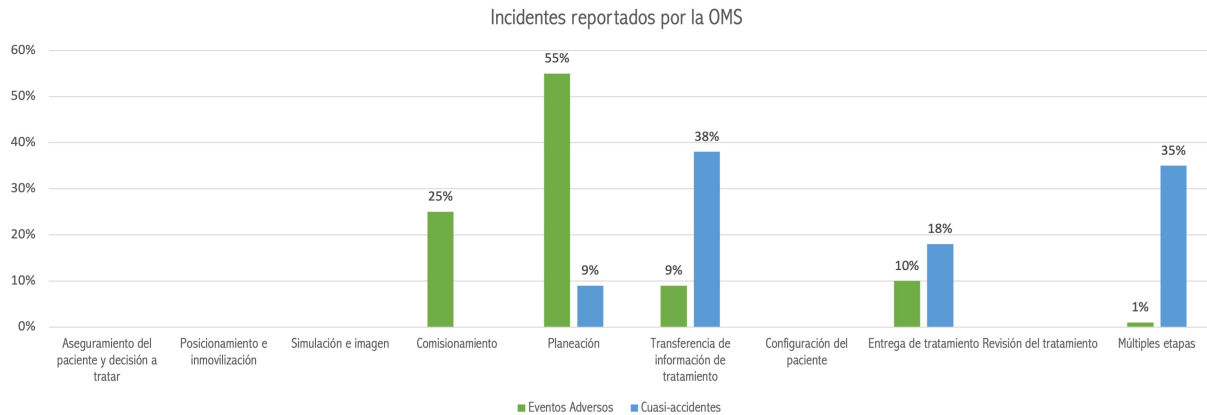


Figura 1.6: Incidentes en RT de 1976 a 2007 por etapas del proceso de tratamiento. Se reportaron 3087 incidentes en países de ingresos medios y altos como Estados Unidos, América Latina, Europa y Asia. De 1992 a 2007, se registraron 4616 cuasi-accidentes en Australia, Reino Unido, países europeos, Canadá y Estados Unidos [1].

vidad y menos personal de control de calidad capacitado. Además, las tecnologías destinadas a reducir el riesgo de inexactitud en el tratamiento podrían, si no se utilizan correctamente, actuar paradójicamente como una nueva fuente de error [1]. Dichas innovaciones tecnológicas requieren “Programas de control de calidad” específicos y más restrictivos sobre los aceleradores, que permitan asegurar una elevada exactitud en la dosis absorbida impartida, garantizando así la aplicación segura y eficaz de dichas técnicas de tratamiento [5].

## 1.2. Preguntas de investigación

- ¿Cuál es la referencia dosimétrica de los planes calculados con el TPS utilizando el sistema Octavius 3D en conjunto con una cámara semiflex 3D?

## 1.3. Hipótesis

La diferencia entre la dosis absorbida calculada por el sistema de planeación y la dosis absorbida medida está dentro de  $\pm 3\%$ , de acuerdo con los requerimientos clínicos de la radioterapia.

## 1.4. Objetivo general

Implementar un protocolo de control de calidad paciente-específico en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan), a través de la caracterización del sistema dosimétrico Octavius 4D y su módulo para medidas puntuales con cámara semiflex 3D en el acelerador Unique 2138.

## 1.5. Objetivos específicos

- ▶ Identificar las patologías y las regiones de tratamiento más frecuentes para obtener la muestra donde se realizará la evaluación dosimétrica.
- ▶ Clasificar la muestra por técnica, algoritmo y equipo de tratamiento.
- ▶ Diseñar un protocolo preliminar al sistema dosimétrico Octavius 4D con una medida puntual, usando una cámara de ionización semiflex 31010.
- ▶ Establecer la configuración adecuada del sistema dosimétrico Octavius 4D.
- ▶ Comparar dos métodos de calibración cruzada de la cámara central del arreglo de detectores 1500 para medidas de PSQA usando el sistema dosimétrico OCT-4D.



# Capítulo 2

# *Antecedentes*

## 2.1. Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización son los detectores más utilizados y estudiados en radioterapia (RT). De acuerdo con el documento *Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy* de la IAEA [7], la dosis a una profundidad de referencia en un maniquí de agua para haces de fotones de MV tiene una exactitud de aproximadamente 1.0 a 1.5 % ( $k = 1$ ) y entre 1.4 y 2.1 % en haces de electrones de alta energía.

### 2.1.1. Principios físicos y operativos

Las cámaras de ionización consisten en una cavidad llena de aire (a presión atmosférica, con una densidad 800 veces menor que la del agua) con dos electrodos, entre los cuales se aplica un voltaje, figura 2.1. Las interacciones de la radiación con las moléculas del aire (gas) en la cavidad dan lugar a electrones (negativos) e iones con carga positiva, es decir, el gas se ioniza; el campo eléctrico (debido al voltaje aplicado a los electrodos) hace que los electrones y los iones positivos se muevan hacia el electrodo positivo y negativo, respectivamente, creando así una corriente eléctrica que puede medirse con un electrómetro. Los volúmenes de recolección nominales de las cámaras (volúmenes del gas) para dosimetría en RT suelen tener volúmenes entre  $0.03 \text{ cm}^3$  a  $1 \text{ cm}^3$ , y excepcionalmente hasta  $0.003 \text{ cm}^3$ . Para tasas de dosis que pueden variar desde  $0.1 \text{ Gy/min}$  hasta  $10 \text{ Gy/min}$ , las corrientes típicas creadas están en el rango de  $6 \text{ pA}$  a  $2 \text{ nA}$  [11].

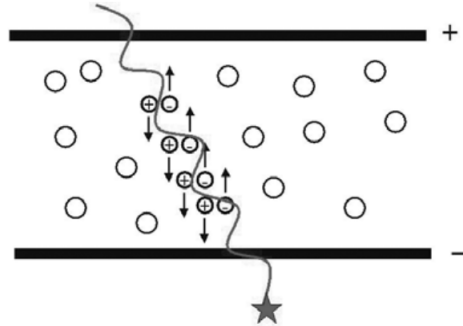


Figura 2.1: Diagrama ilustrativo de los electrodos y la cavidad llena de aire en una cámara de ionización. Se muestra la carga eléctrica producida debido a las ionizaciones en el volumen de aire [12].

### 2.1.2. Diseño de las cámaras de ionización

Dado que las corrientes eléctricas generadas por ionizaciones son extremadamente pequeñas y difíciles de medir, una cámara de ionización utilizada en radioterapia requiere conectores y amplificadores de alta calidad. El diseño de las cámaras de ionización se basa principalmente en los siguientes componentes, ver figura 2.2 [11, 13]:

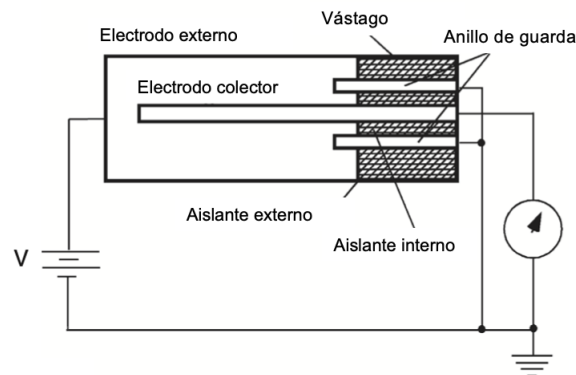


Figura 2.2: Configuración de una cámara de ionización cilíndrica. En algunos diseños de cámaras, el anillo de guarda se extiende hacia la cavidad de aire [11].

- Pared de la cámara (electrodo externo): El material puede ser de grafito o plástico, como PMMA (acrílico), nailon, plástico aire-equivalente o plástico tejido-equivalente. En el caso de utilizar plástico, la superficie interna de la pared se vuelve conductora mediante un delgado revestimiento con grafito. El grosor de la pared en las cámaras

tipo Farmer suele variar entre 0.04 a 0.09 g/cm<sup>2</sup>.

- ▶ Electrodo central (colector): Colecta la carga eléctrica generada por ionización. En cámaras tipo Farmer consta de una fina varilla de aluminio con un diámetro de 1 mm.
- ▶ Vástago: Es el soporte mecánico entre la cavidad y el electrómetro, permite colocar aislante entre los electrodos y mantener unido el sistema eléctrico y la cavidad de aire.
- ▶ Aislante: Es el encargo de mantener la carga eléctrica creada dentro de la cavidad de aire, ya que no debe haber otro camino conductor entre los electrodos aparte del aire. Usualmente se usa PMMA, teflón, película Mylar entre otros.
- ▶ Anillo de guarda: Se encuentra dentro del aislante y segmenta en dos partes al aislante, una parte del anillo separa el electrodo negativo y la otra parte lo separa del electrodo positivo. El anillo de guarda y el colector se mantienen al mismo potencial, de manera que cualquier carga generada en el cable se recoge entre los trenzados exterior e interior y no afecta la medición, por esta razón, es un componente que mitiga la corriente de fuga generada en el aislante por el campo eléctrico entre los electrodos.

## 2.2. Dosimetría con cámara de ionización

Para poder ser utilizada en labores de dosimetría, la magnitud física medida con la cámara de ionización, carga eléctrica  $Q$ , debe ser relacionada con la dosis de radiación entregada al gas en su interior,  $D_g$  (o  $D_{aire}$  en la práctica), esto es:

$$D_{aire} = \frac{(Q/e)W_{aire}}{m_{aire}} \quad (2.1)$$

donde  $Q/e$  es el número de iones creados en la masa de aire en la cavidad,  $m_{aire}$ , siendo  $W_{aire}$  la energía promedio necesaria para producir un par de iones en aire seco y  $e$  la carga del electrón. Luego, es posible utilizar teoría de cavidades <sup>11</sup> para obtener la dosis en el medio

---

<sup>11</sup>Se usa la teoría de Spencer-Attix, la cual corrige la teoría de Bragg-Gray al considerar la producción de  $R\delta$  en las colisiones duras hasta un valor de corte  $\Delta$ , ya que si se utiliza el poder de frenado de colisiones se estaría sobreestimando la dosis, a menos de que haya un equilibrio electrónico de  $R\delta$ .

de interés,  $D_{med}$  (o  $D_{agua}$  en la práctica), esto es:

$$D_{agua} = D_{aire} \cdot s_{agua,aire,\Delta} \quad (2.2)$$

donde  $s_{agua,aire,\Delta}$  es el cociente de los poderes de frenado máxicos agua-aire restringidos. Combinando las ecuaciones 2.1 y 2.2, y reemplazando  $m_{aire}$  por la densidad y el volumen de la masa de aire,  $m_{aire} = \rho_{aire} \cdot V$ , obtenemos:

$$D_{agua} = \frac{Q}{\rho_{aire} \cdot V} (W_{aire}/e) \cdot s_{agua,aire,\Delta} \quad (2.3)$$

La ecuación 2.3 establece los parámetros que deben conocerse con precisión y exactitud para calcular la dosis en agua (en Gy) utilizando una cámara de ionización. De estos parámetros, la determinación del volumen de la cámara representa la principal dificultad práctica. Esta dificultad es la razón fundamental por la cual las cámaras de ionización utilizadas en dosimetría de referencia en RT, donde se requiere una exactitud del orden del 1 % o mejor, incluyen un coeficiente de calibración específico para el instrumento y la calidad de la radiación; este factor ya tiene en cuenta el volumen de la cámara y es comúnmente llamado  $N_{D,w,Q_0}$  [11].

### 2.2.1. Coeficiente de calibración

Todo laboratorio de dosimetría estándar (SDL, por sus siglas en inglés), ya sea primario o secundario, debe tener acceso a un haz de  $R\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$  o un haz de RX de megavoltaje calibrado con respecto a un patrón primario o secundario; en general, la calibración del haz se logrará con un estándar ionométrico (secundario). Este haz se utiliza para establecer un valor exacto y reproducible de la dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia,  $D_{w,Q_0}(z_{ref})$ , en agua para el haz de referencia de calidad  $Q_0$  en ausencia de la cámara. Para el dosímetro del usuario calibrado en un SDL, el coeficiente de calibración (en Gy por lectura) para el haz de calidad  $Q_0$  es:

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0}} \quad (2.4)$$

donde  $M_{Q_0}$  es la lectura corregida del dosímetro en el punto de referencia, en las condiciones de referencia del haz del SDL, en la figura 2.3 se muestra el arreglo experimental.

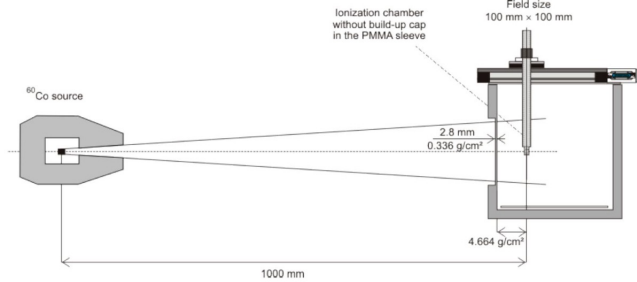


Figura 2.3: Configuración de irradiación con  $^{60}\text{Co}$  para mediciones de dosis absorbida en agua.

Para cámaras cilíndricas, el centro geométrico de la cámara se coloca en la profundidad de referencia.

Los SSDL (laboratorios secundarios) utilizan un instrumento estándar secundario de referencia junto con coeficientes de calibración proporcionados por un PSDL (laboratorios primarios), mientras que los PSDL obtienen  $D_{w,Q_0}$  basándose en principios físicos fundamentales y sin referencia a ningún otro instrumento [14]. Algunos PSDL y SSDL pueden usar linacs y así calibrar la cámara del usuario en todas las calidades de fotones y electrones de alta energía que se usan en una clínica de RT, es decir, se tendría un conjunto de  $N_{D,w,Q_0}$  para una misma cámara de ionización [8, 15, 16].

### 2.2.2. Factores de perturbación

La inserción de un detector en el medio de interés (agua) da como resultado un cambio en el espectro de electrones dentro del volumen sensible a la radiación del detector en relación con el del medio homogéneo, es decir, el EPC falla estrictamente debido a la influencia del tamaño, la forma y los materiales de construcción del detector. Este efecto se conoce como perturbación, el cual se cuantifica como un parámetro multiplicativo  $(p_{ch})_Q$  que corrige los efectos de varios componentes de la construcción de la cámara, esquemáticamente representados en la figura 2.4. Considerando lo anterior, la ecuación 2.2 puede ser escrita como:

$$D_w(z) = (D_{air})_{CI} \cdot s_{w,air,\Delta} \cdot (p_{ch})_Q \quad (2.5)$$

donde  $ch$  y  $Q$  enfatizan que  $(p_{ch})_Q$  depende tanto del diseño de la cámara y de la calidad



del haz. A su vez,  $(p_{ch})_Q$  puede dividirse en factores de corrección individuales como:

$$(p_{ch})_Q = p_{cel} \cdot p_{wall} \cdot p_{sleeve} \cdot p_{stem} \cdot p_{dis} \cdot p_{cav} \quad (2.6)$$

donde:

- ▶  $p_{cel}$  – Corrige las variaciones asociadas al electrodo central en una cámara de ionización tipo dedal.
- ▶  $p_{wall}$  – Ajusta las discrepancias causadas por las diferencias entre el material de la pared de la cámara y el agua circundante. Además, podría incluir a  $p_{sleeve}$ , el cual considera el uso de una funda impermeabilizante.
- ▶  $p_{stem}$  – Considera la existencia del vástago de la cámara, pero normalmente se ignora o se incluye de alguna manera en  $p_{wall}$ .
- ▶  $p_{dis}$  – Considera el hecho de que la cavidad de aire en una cámara cilíndrica provoca menos atenuación que el agua que desplaza, lo que resulta en un desplazamiento del punto central de medición. A este nuevo punto se le llama punto efectivo de medición (EPOM) y se encuentra corrido hacia arriba del centro de la cámara.
- ▶  $p_{cav}$  – Corrige las diferencias en la dispersión entre la cavidad de aire y el agua [8].

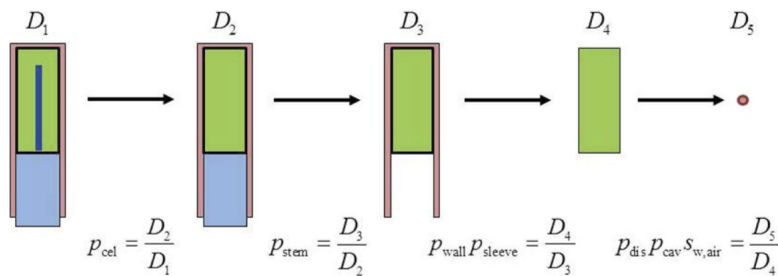


Figura 2.4: Cadena de cocientes de dosis para el cálculo de los factores de perturbación de una cámara de ionización. Los cocientes de dosis en la cavidad de la cámara se definen en pasos que incluyen diferentes componentes de la cámara ( $D_1 - D_4$ ). El paso final incluye la dosis absorbida de un pequeño volumen de agua ( $D_5$ ). Tomado de [17].

## 2.3. Dosimetría de referencia para haces de fotones de alta energía

Se conoce como dosimetría de referencia a la calibración de la salida (rendimiento) de un haz de radiación clínico. Para realizar esta tarea, existen diferentes códigos de práctica los cuales proporcionan uniformidad y armonización al establecer los procedimientos a seguir para la determinación de dosis absorbida en agua o en aire para una cierta calidad del haz, bajo condiciones de referencia, así como un formalismo y datos numéricos para su implementación [18]. En términos de la dosis absorbida en agua, para la dosimetría de referencia de haces de RT existe el documento TG-51 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés) y el código de práctica TRS 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés).

### 2.3.1. Determinación de la dosis absorbida en agua usando el TRS-398

La dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia,  $z_{ref}$ , en un haz clínico de fotones calidad  $Q$ , y en ausencia de la cámara, viene dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2.7)$$

donde  $M_Q$  representa la lectura de la cámara con su punto de referencia colocado en  $z_{ref}$  corregido por las magnitudes de influencia y  $N_{D,w,Q_0}$  es el coeficiente de calibración de la cámara en términos de dosis absorbida en agua, para la calidad de referencia  $Q_0$ , y  $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección de calidad que corrige el cambio de la respuesta del detector al utilizar una calidad de haz  $Q$  clínico diferente a la calidad  $Q_0$  de referencia con la cual fue calibrado [16].

El factor  $k_{Q,Q_0}$  se define como el cociente de los coeficientes de calibración  $N_{D,w,Q}$  y  $N_{D,w,Q_0}$ , en las calidades  $Q$  y  $Q_0$ , esto es:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (2.8)$$

En SDL que utilizan haces de fotones y electrones de alta energía con fines de calibración, la calidad del haz de referencia  $Q_0$  debe especificarse. Cuando  $Q_0$  se refiere a la  $R\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ ,

es común utilizar el símbolo simplificado  $k_Q$ ; para otras calidades de haz, también se pueden proporcionar coeficientes de calibración individuales,  $N_{D,w,Q}$ . Cuando no se dispone de datos experimentales o resulta complicado realizar mediciones directas en haces clínicos, es posible calcular  $k_{Q,Q_0}$  siguiendo el mismo método utilizado en los valores presentados en la edición del TRS 398 [8, 15, 16]. En este contexto, para las condiciones en las que se aplica la teoría de cavidades de Bragg-Gray, los valores de  $k_{Q,Q_0}$  se calculan utilizando:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{w,air})_Q (p_{ch})_Q}{(S_{w,air})_{Q_0} (p_{ch})_{Q_0}} \quad (2.9)$$

### 2.3.2. Especificación de la calidad del haz

La calidad de un haz de RX se describe explícitamente mediante la distribución espectral. Sin embargo, las distribuciones espectrales son difíciles de medir o calcular y rara vez se utilizan para describir la calidad de la radiación [19]. Los haces de fotones generados por los linacs resultan de la interacción de electrones que impactan contra un blanco. El espectro de bremsstrahlung resultante varía según la energía de los electrones, la composición y el grosor del blanco. Debido a la complejidad inherente, caracterizar el haz de fotones se convierte en una tarea desafiante que no puede ser simplificada a través de un solo parámetro. Históricamente, el primer parámetro empleado para caracterizar la energía de un haz fue el potencial de aceleración nominal sin embargo este puede estar o no relacionado con la energía real del electrón incidente y por ende se dejó de usar. En la dosimetría de referencia actual se utiliza el concepto  $TPR_{20,10}$  para especificar la calidad del haz, definido como el cociente de las dosis absorbida en agua, en el eje del haz, en las profundidades de 20 y 10 cm en un maniquí de agua, obtenidas con una distancia fuente-detector (SDD) constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm  $\times$  10 cm en la posición del detector (figura 2.5) [20].

El  $TPR_{20,10}$  es una medida del coeficiente de atenuación efectivo, que describe el decrecimiento aproximadamente exponencial de una curva de dosis en profundidad de fotones más allá de la profundidad del máximo de dosis, y es independiente de la contaminación electrónica del haz incidente.

David S. Followill *et al.* en 1998 [21] publicaron un artículo donde presentan una ecuación

empírica para calcular el  $TPR_{20,10}$  a partir de mediciones en 10 y 20 cm de profundidad con una configuración SSD fija de 100 cm, utilizando una muestra de 685 linacs. Así, el  $TPR_{20,10}$  también puede obtenerse mediante la ecuación lineal:

$$TPR_{20}/TPR_{10} = 1.2661 \cdot D_{20}/D_{10} - 0.0595 \quad (2.10)$$

donde  $D_{20}/D_{10}$  es el cociente de los porcentajes de dosis en profundidad en las profundidades de 20 y 10 cm para un tamaño de campo de 10 cm  $\times$  10 cm, definido en la superficie del maniquí a una SSD de 100 cm el arreglo experimental se muestra en la figura 2.5.

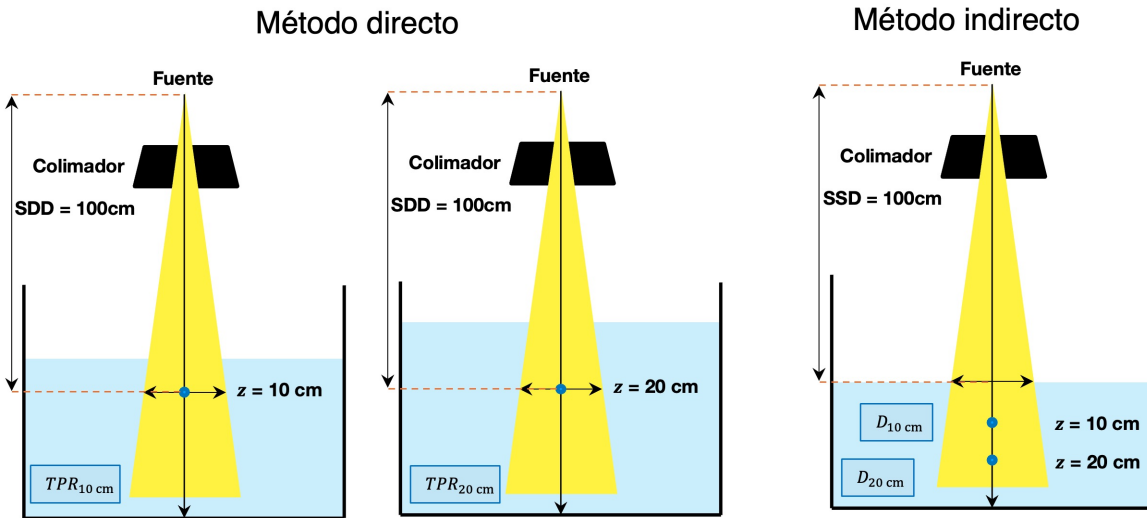


Figura 2.5: Método directo: Configuración experimental para la determinación del  $TPR_{20,10}$ , manteniendo la distancia fuente–detector constante de 100 cm. Las medidas se hacen con 10  $g/cm^2$  y 20  $g/cm^2$  de agua sobre la cámara. El tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara es de 10 cm  $\times$  10 cm. Se puede usar una cámara cilíndrica o una plano-paralela. Método indirecto: Configuración experimental para la determinación del  $TPR_{20,10}$ , manteniendo la distancia fuente–superficie constante de 100 cm. Las medidas se hacen a 10  $g/cm^2$  y 20  $g/cm^2$  de profundidad.

### 2.3.3. Correcciones por magnitudes de influencia

Las magnitudes de influencia se definen como aquellas que no son el objeto de la medida pero influyen en la magnitud a medir [16]. Las cámaras de ionización se utilizan en el rango de voltaje en el cual la carga colectada se aproxima asintóticamente a un valor de saturación. La carga recolectada puede ser diferente de la carga producida en el gas de la cámara debido a

la física del transporte de iones y al diseño eléctrico de la cámara. Los fenómenos que afectan a la carga recogida son la recombinación de iones ( $k_s$ ), el efecto polaridad ( $k_p$ ), entre otros. Surge un problema adicional importante en el momento de determinar la carga por unidad de masa de aire en la cavidad de la cámara: el número de moléculas de aire no es el mismo que en la calibración, por lo que se debe hacer una corrección que considere tal diferencia [8].

### Presión, temperatura y humedad

Todas las cámaras recomendadas en el TRS-398 son abiertas al aire, por lo que la masa del aire dentro del volumen sensible de la cámara varía con respecto a la densidad del aire ( $\rho_{air}$ ) y el volumen de la cámara ( $V$ ), es decir,  $m_{air} = V \cdot \rho_{air}$ . El número de interacciones y, en consecuencia, la carga producida son proporcionales a la masa de aire, que a su vez es proporcional a su densidad. La densidad del aire, a su vez, es influenciada por la presión, la temperatura y la humedad atmosférica. A medida que la presión disminuye, la densidad del aire también disminuye (es decir, hay menos moléculas de aire por unidad de volumen), lo que conlleva a un menor número de interacciones. Esto resulta en una menor recolección de carga y, como consecuencia, la dosis absorbida medida en este caso está subestimada en comparación con la medida en condiciones estándar. En caso de que la temperatura aumente, la densidad del aire disminuye. Para compensar esto, se introdujo el factor de corrección por presión y temperatura  $k_{T,P}$ :

$$k_{T,P} = \left( \frac{273.15 + T}{273.15 + T_0} \right) \cdot \frac{P_0}{P} \quad (2.11)$$

La ecuación del  $k_{T,P}$  puede ser obtenida a partir de la ecuación del gas ideal, considerando dos condiciones distintas: la estándar y la obtenida el día de la medición.

Los SDL toman el valor de la densidad del aire de referencia como  $1.2930 \text{ kg/m}^3$ , que es el valor del aire seco a  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  y  $101.325 \text{ kPa}$ . Luego, miden la carga en los haces de referencia a  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $101.325 \text{ kPa}$  y  $50 \%$  de humedad relativa (condiciones de referencia comunes).

La humedad relativa durante la calibración se controla dentro del rango de  $45$  a  $55 \%$ , por lo que el factor de calibración se aplica a una humedad relativa de alrededor del  $50 \%$  (de hecho, en el rango de  $20$  a  $70 \%$ . [8, 22].

### Recombinación de iones

La recombinación de iones positivos y negativos (es decir, electrones) dentro de la cavidad de aire, reduce la cantidad de carga recolectada [8]. En un haz pulsado como el de los linacs, el grado de saturación de una cámara de ionización depende de tres efectos diferentes:

- ▶ **Recombinación inicial:** ocurre cuando los iones positivos o negativos formados en la misma trayectoria de una única partícula ionizante se encuentran y recombinan; solo depende de la densidad de ionización por traza.
- ▶ **Recombinación general:** ocurre cuando los iones de diversas trazas se encuentran en su camino hacia los electrodos. Depende de la cantidad de iones generados por unidad de volumen y unidad de tiempo. En consecuencia, la recombinación general depende de la tasa de dosis, ya que una mayor densidad de iones de ambos signos que se cruzan entre sí incrementa la probabilidad de que ocurra la recombinación.
- ▶ De menor importancia es la difusión de iones al electrodo de la misma polaridad. Son indistinguibles de la recombinación inicial.

Para mediciones de dosis exactas con cámaras de ionización en haces pulsados de linacs, el efecto de la recolección incompleta de la carga creada en la cámara de ionización debido a la recombinación de iones debe tenerse en cuenta mediante un factor de corrección. El proceso predominante es la recombinación general, que depende de la dosis por pulso, la geometría de la cámara de ionización y el voltaje de colección aplicado. [18, 23–25]

Para haces pulsados, el TRS 398, recomienda que el factor de corrección,  $k_s$ , deducido utilizando el método de los dos voltajes:

$$k_s = a_o + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.12)$$

Este método supone una dependencia lineal de  $1/M$  con  $1/V$  y utiliza los valores medidos de las cargas colectadas  $M_1$  y  $M_2$ , con los voltajes  $V_1$  y  $V_2$  respectivamente, medidos en las mismas condiciones de irradiación.  $V_1$  es el voltaje de colección normal y  $V_2$  es un voltaje reducido; el cociente  $V_1/V_2$  debería ser igual o mayor que 3 [16].

### Efecto de la polaridad

En las cámaras de ionización, la eficiencia en la recolección de iones puede variar ligeramente dependiendo de si la pared de la cámara es negativa y el electrodo central es positivo, o viceversa. Este efecto se observa con mayor frecuencia al medir haces de electrones o fotones de alta energía, y generalmente se debe a pequeñas diferencias en la eficiencia de recolección de iones que se originan fuera del volumen de aire.

El efecto de polaridad resulta de varios procesos, como la corriente Compton<sup>12</sup>, la cual puede aumentar o disminuir la corriente en el colector. Algunos de estos electrones pueden detenerse en el colector pero no ser completamente equilibrados por la eyección de electrones de retroceso del colector. Este efecto se minimiza al hacer que el electrodo colector sea muy delgado. Otro efecto es la ionización recolectada fuera del volumen de recolección (corriente extra-cámara), donde esta corriente puede ser recolectada en puntos del circuito colector inadecuadamente apantallados. Además, la irradiación del cable que conecta la cámara con el electrómetro también puede causar la corriente extracámara así como la corriente Compton mencionada anteriormente [13, 26].

El efecto de polaridad es más significativo para haces de electrones que para haces de fotones, siendo prácticamente insignificante en haces de fotones de alta energía. De hecho, la presencia de un efecto de polaridad grande y/o variable en haces de fotones de alta energía podría indicar un comportamiento anormal de la cámara de ionización. La magnitud de este efecto depende de la energía y la distribución angular de la radiación incidente, la profundidad de medición en un maniquí, así como el tamaño del campo. Van Dyk y MacDonald demostraron que el efecto de polaridad se debe, en parte, a un desequilibrio en el número de electrones que entran y salen del volumen colector. En situaciones donde se observa un efecto de polaridad medible, la lectura real de la cámara se calcula como el promedio de los valores absolutos de las lecturas tomadas en cada polaridad. En el uso rutinario de una cámara de ionización dada, normalmente se emplea un solo voltaje y una sola polaridad [27, 28].

De acuerdo con el TRS 398, el uso del factor de corrección  $k_{pol}$  permite considerar el efecto

---

<sup>12</sup>Los electrones Compton eyectados del electrodo central por fotones de alta energía constituyen una corriente independiente de la ionización en el gas.

de emplear voltajes de recolección con polaridades opuestas en la lectura de la cámara para cada calidad  $Q$  del haz del usuario, el cual es:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.13)$$

donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas del electrómetro obtenidas con las polaridades positiva y negativa, respectivamente, y  $M$  es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa) [16].

### 2.3.4. Medición en maniqués de plástico sustitutos de agua

El agua se ha establecido como el medio de referencia para la determinación de la dosis absorbida en los códigos de práctica para la dosimetría de referencia de haces de fotones, electrones y partículas cargadas pesadas. Esto se debe a que el agua constituye el componente principal de los tejidos humanos y se considera un sustituto adecuado de los tejidos blandos [8]. Sin embargo, hay situaciones en las que las mediciones de dosis en agua no son prácticas, un ejemplo de esto es la verificación periódica de la salida del haz (output del linac); en estos casos los maniqués sólidos se colocan de manera más rápida y reproducible [29].

La dosis absorbida en agua se puede obtener a partir de mediciones en un maniqué de plástico mediante la incorporación de un factor de conversión de dosis en un maniqué de plástico a uno de agua,  $k_Q^{w,plastic}$ , usando la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q} = M_{plastic,Q}(z_{eq,plastic}) \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_Q^{w,plastic} \quad (2.14)$$

donde  $M_{plastic,Q}(z_{eq,plastic})$  es la lectura de la cámara de ionización en el maniqué de plástico corregida por las cantidades de influencia, en la profundidad  $z_{eq,plastic}$  equivalente a la profundidad de referencia en agua pero en plástico. El factor  $k_Q^{w,plastic}$  se puede determinar experimentalmente como un cociente de lecturas de carga en las profundidades  $z_{ref}$  en agua y  $z_{eq,plastic}$  en plástico, corregidas por cantidades de influencia, siguiendo la ecuación:

$$k_Q^{w,plastic} = \frac{M_{w,Q}(z_{ref})}{M_{plastic,Q}(z_{eq,plastic})} \quad (2.15)$$



La determinación experimental de  $k_Q^{w,plastic}$  ofrece ventajas al tener en cuenta la pérdida de homogeneidad o la formación de bolsas de aire durante la fabricación del material del maniquí. Se destaca que este procedimiento experimental debe llevarse a cabo solo una vez para cada maniquí. Se recomienda verificar periódicamente este procedimiento como parte de los controles de calidad periódicos [30].

## 2.4. Sistema de Gestión de Calidad en Radioterapia

El objetivo de la introducción y desarrollo de un Sistema de Gestión de Calidad (QM, por sus siglas en inglés) en relación con la RT es producir y mantener una calidad consistente y continua en el tratamiento. En este contexto, la calidad se entiende como el logro del tratamiento óptimo, maximizando la probabilidad de control tumoral (TCP), al mismo tiempo que se mantiene la probabilidad de complicaciones en tejidos normales (NTCP) dentro de niveles clínicamente aceptables y maximizando la comodidad del paciente. Por lo tanto, debemos administrar, de la manera más exacta, la dosis prescrita en la ubicación indicada. El aseguramiento de calidad (QA, por sus siglas en inglés) se ocupa de todos aquellos procedimientos que garantizan la consistencia de la prescripción médica y el cumplimiento seguro de esa prescripción en cuanto a la dosis al volumen objetivo, junto con la dosis mínima al tejido normal, la exposición mínima del personal y el monitoreo adecuado del paciente con el objetivo de determinar el resultado final del tratamiento, por otro lado el control de calidad (QC, por sus siglas en inglés) se entiende como las técnicas y actividades operativas empleadas para cumplir con los requisitos de calidad, según lo establecido por la norma ISO 9001:2015 [8].

## 2.5. Control de calidad

El objetivo del proceso de control de calidad (QC) es asegurar que los pacientes reciban un tratamiento exacto. Por ejemplo, si una máquina se utiliza regularmente para tratamientos estereotácticos, de alta dosis con fracción única, los QC relacionados con el alineamiento mecánico y la estabilidad de rotación de arco deberán realizarse con mayor frecuencia, quizás

incluso antes de cada tratamiento. Por otro lado, para tratamientos que se administran a lo largo de un período de 6 semanas, una inexactitud de dosis del 3 % para dos o tres fracciones puede ser fácilmente compensada, y controles menos frecuentes pueden ser apropiados. En algunas situaciones, como en tratamientos de IMRT o tratamientos con electrones, puede ser apropiado llevar a cabo mediciones de QC individuales para cada paciente.

### 2.5.1. Control de calidad de aceleradores lineales

El objetivo de un programa de control de calidad para aceleradores lineales, también conocido como controles de calidad máquina-específicos, es garantizar que las características de la máquina no se desvíen significativamente de sus valores de referencia establecidos al momento de la aceptación y puesta en servicio. Estos valores de referencia se utilizan en el sistema de planificación de tratamientos para caracterizar y modelar la máquina de tratamiento, lo cual puede tener un impacto directo en el cálculo de los planes de tratamiento. Los parámetros que describen al acelerador lineal pueden desviarse de sus valores de referencia debido a diversas razones, lo que resulta en un tratamiento subóptimo para los pacientes. Estas desviaciones pueden ser causadas por fallas mecánicas inesperadas, accidentes físicos, fallas en los componentes o el envejecimiento de la máquina. Por lo tanto, es importante tener en cuenta estos patrones de falla al establecer un programa periódico de control de calidad [31]. El fundamento para el control de calidad de los aceleradores lineales se encuentra en el documento TG-40 de la AAPM [32]. A medida que ha pasado el tiempo, los aceleradores lineales han experimentado cambios no solo en su construcción física, sino también en su papel como dispositivos de tratamiento; esto ha dado lugar a la creación de nuevos documentos, como el TG-142 y TG-198 de la AAPM [31, 33].

### 2.5.2. Control de calidad paciente-específico (PSQA)

En radioterapia, cada plan de tratamiento de IMRT debe someterse a un proceso de control de calidad paciente-específico (PSQA, por sus siglas en inglés). Dado el carácter crucial de esta tarea, la AAPM formó el Grupo de Trabajo 218 (TG-218) con el propósito de evaluar los problemas relacionados con el PSQA y proporcionar orientación sobre los niveles de precisión

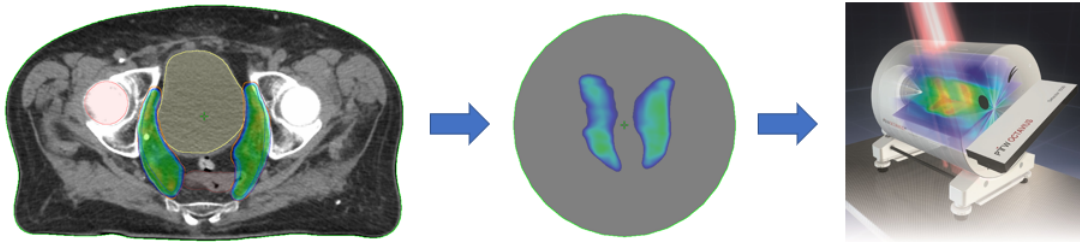


Figura 2.6: Distribución de dosis de un plan de tratamiento de ganglios pélvicos, recalculada en la tomografía virtual del equipo PTW Octavius 4D y entregada con el acelerador lineal.

y exactitud que se deben lograr en la técnica de IMRT [34].

La forma en que se realiza el control de calidad en IMRT puede considerarse un proceso “universalmente” adoptado (figura 2.6). Una vez que un médico evalúa y aprueba el plan de tratamiento, la distribución de dosis se transfiere a un maniquí junto con todos los parámetros del plan (ángulo de gantry, MU, etc.), creando un nuevo plan en el sistema de planificación (plan de verificación). Después, el plan de verificación es recalculado en la geometría del maniquí y luego, tal y como ocurriría con un paciente, es enviado y entregado en el maniquí. Finalmente, la dosis calculada en el plan de verificación en un punto, plano o volumen conocido es exportada y comparada con la dosis medida en el maniquí (campo por campo o como un plan integrado), considerando el resultado de tal comparación un reflejo indirecto de la dosimetría en el paciente [34, 35].

Para realizar el PSQA es necesario que el maniquí cuente con un nicho para colocar algún tipo de dosímetro. Dependiendo de la necesidad que requiera cubrirse, existen diferentes tipos de dosímetros; para lograr una exactitud dosimétrica alta pueden realizarse mediciones puntuales con cámaras de ionización o utilizar arreglos de detectores 2D/3D, mientras que para lograr una alta resolución puede utilizarse película radiocrómica, dosimetría portal, dosimetría en gel o los archivos de registro del plan de tratamiento [34, 35].

### 2.5.3. Comparación de la distribución de dosis planificada y entregada por el acelerador lineal

Las distribuciones de dosis se representan mediante conjuntos de puntos, donde cada punto tiene una ubicación espacial y un valor de dosis asociado. El espacio entre los puntos

se conoce como resolución espacial y no necesita ser uniforme en todas las dimensiones o ubicaciones espaciales. La resolución espacial es crucial para la visualización y evaluación de la distribución de dosis, ya que determina la capacidad para capturar detalles y variaciones finas en la dosis. Si la distribución de dosis es gruesa, es decir, tiene pocos puntos definidos, puede requerir técnicas de interpolación para presentarla de forma más comprensible (líneas de isodosis o mapas de color) [34].

Las técnicas de comparación asumen que hay dos tipos distribuciones de dosis: la de “referencia” y la “evaluada”. La distribución de referencia suele ser aquella con la que se compara la distribución evaluada; aunque las matemáticas específicas y las limitaciones de las técnicas de comparación pueden requerir que se inviertan estos roles o ser invariantes ante ellos. Las distribuciones se superponen, se comparan usando algún criterio o prueba y se evalúa si concuerdan dentro de límites clínicamente relevantes. La relevancia clínica involucra más que la dosis en sí misma; también debe considerar los gradientes de dosis y las incertidumbres, tanto en la determinación de la dosis como en la espacial [34].

### 2.5.3.1. Método de comparación puntual

La medida más sencilla que se puede realizar en un PSQA es una medida de dosis puntual<sup>13</sup>. Esta medida se utiliza para verificar que una configuración específica de UM (unidades monitor) produce la dosis absorbida correcta. Por lo general, en estas mediciones se emplean cámaras de ionización cilíndricas y maniqués de QA que simulen alguna región anatómica. Se deben medir dosis clínicamente significativas, como la correspondiente al PTV o un OAR, dependiendo de la ubicación de la cámara en el maniquí [34].

Se utilizan cámaras de ionización cilíndricas debido a su excelente estabilidad, respuesta lineal a la dosis absorbida, dependencia direccional baja, y trazabilidad a un estándar de calibración primario. Su simetría minimiza la variación de la sensibilidad en función del ángulo de entrada del haz (si el eje central del haz es perpendicular al eje de simetría de la cámara); si las mediciones incluyen haces no coplanares, el físico debe determinar la sensibilidad de la cámara de ionización en tales geometrías [36]. La cámara debe colocarse

---

<sup>13</sup>Por “puntual” se hace referencia a que el volumen efectivo del detector es pequeño.

en una región de dosis uniforme y debe tener una resolución espacial adecuada. [34,36].

### **Medidas puntuales IMRT**

Las cámaras de ionización realizan un promedio de la dosis sobre el volumen, lo que conduce a desviaciones entre la dosis calculada por el TPS y la dosis medida con cámaras de ionización de gran volumen, especialmente para campos pequeños. Bucht et al. llevaron a cabo un estudio en el tratamiento de cabeza y cuello, así como próstata, utilizando IMRT y encontraron una mayor concordancia con una cámara de 0.125 cc en comparación con una de 0.65 cc; mencionando que se debe al efecto parcial de volumen <sup>14</sup>, lo que significa que la dosis se promedia sobre el volumen activo de la CI [37]. Lo cual es crucial especialmente para la comparación de dosis puntuales de campos IMRT que no son homogéneos. Mientras que Daniel A. Low et al. mencionan que el uso de cámaras de ionización cilíndricas para la validación de la distribución de dosis de IMRT coplanar proporciona resultados exactos si la región de dosis homogénea es lo suficientemente grande [38].

### **VMAT medidas puntuales**

RapidArc ha evolucionado hacia el uso de muchos campos de radiación pequeños, que serán definidos por el número de puntos de control para aumentar la resolución del mapa de intensidad. La caracterización del detector es crucial antes de realizar mediciones en RapidArc, debido a las condiciones de dosimetría radicalmente diferentes de la calibración en campo abierto. Factores como la dependencia de la energía, el tamaño del volumen colector, la fuga de carga y los materiales del vástago son importantes consideraciones previas a las mediciones. Aunque el efecto en la dosis medida por la cámara de ionización puede no persistir para un plan completo de RapidArc, ya que las contribuciones de diferentes segmentos se compensan mutuamente, la sensibilidad de la cámara puede disminuir con la reducción del volumen de recolección. Además, la fuga de la cámara juega un papel significativo en la sensibilidad,

---

<sup>14</sup>El efecto volumétrico se puede explicar claramente con respecto a su posición en los campos de radiación. Dentro de la región de penumbra, la cámara puede comportarse de manera diferente dentro o fuera del campo. En estas posiciones, la falta de equilibrio de partículas cargadas actúa en sentidos opuestos, con más electrones ingresando a la cámara de los que salen, o viceversa.

siendo menor en eficiencia. Aunque la dosis se administra rápidamente en RapidArc, la fuga del sistema dosimétrico no debería afectar considerablemente la eficiencia de recolección de carga. Estos factores destacan la importancia de la caracterización detallada del detector para garantizar mediciones exactas y precisas en entornos de radioterapia específicos como RapidArc. [39].

### 2.5.3.2. Métodos de comparación en 2D

Una imagen más representativa de la distribución de dosis absorbida se puede obtener a partir de mediciones bidimensionales, utilizando dosímetros comerciales como arreglos de cámaras de ionización, arreglos de diodos, el EPID y la película radiocrómica. Las distribuciones de dosis absorbida planar se pueden exportar desde el TPS en el plano de medición deseado y se puede realizar una comparación (en dosis absoluta o relativa) con lo obtenido utilizando el dosímetro. Si bien los arreglos 2D se usan típicamente para mediciones de campo único, es posible colocarlos en dispositivos rotacionales para realizar controles de calidad de terapias rotacionales como VMAT [34]. Aunque es más difícil de usar, la película radiocrómica puede medir la distribución de dosis absorbida con una resolución espacial más alta que los arreglos de detectores, por lo que tiene la capacidad de revelar diferencias clínicamente relevantes. Sin embargo, los conjuntos de detectores tienen la ventaja de medir dosis absorbida en las ubicaciones individuales de los detectores con mayor exactitud que la película debido a las incertidumbres asociadas con el procesamiento de las película [34].

### 2.5.3.3. Métodos de comparación en 3D

La dosimetría en gel se está volviendo cada vez más estandarizada y ha sido utilizada por varios grupos de investigación en un entorno clínico. Sin embargo, aún no está ampliamente disponible para mediciones de PSQA. Aunque los estudios publicados muestran la versatilidad y el valor añadido de los polímeros en gel como verdaderos dosímetros 3D, esta técnica sigue teniendo limitaciones, incluida la estabilidad y fabricación del gel, la calibración del sistema, la lectura del gel después de haber sido irradiado y el hecho de que el gel sólo se puede utilizar una vez [34].

Actualmente se comercializan una variedad de dispositivos para llevar a cabo el PSQA a partir de la comparación de las distribuciones de dosis en 3D, como Delta4 (Scandidos, Uppsala, Suecia), ArcCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL, EE.UU.), o MatriXX (IBA, Schwarzenbruck, Alemania). Además de estas tecnologías, el sistema OCTAVIUS 4D (PTW, Freiburg, Alemania) proporciona un enfoque diferente para la medida de la distribución de dosis absorbida 3D. Consiste en un maniquí cilíndrico conectado a un inclinómetro fijado al gantry y que le proporciona la información sobre el ángulo de giro de éste. En el maniquí se pueden insertar diversos modelos de matrices bidimensionales (2D) de cámaras de ionización. Así, el sistema maniquí-matriz es capaz de girar siguiendo la orientación del gantry de tal manera que el plano de la matriz sea siempre perpendicular al eje del haz de radiación. La distribución de dosis absorbida 2D y el ángulo de brazo se registran en función del tiempo (con una resolución establecida por el usuario). Usando un conjunto de curvas de rendimientos en profundidad previamente medidos e introducidos en el software, el sistema calcula la distribución de dosis absorbida 3D para cada instante de tiempo y reconstruye la matriz de dosis absorbida 3D total resultante [40].

### 2.5.4. Pruebas para la evaluación de un PSQA

#### Prueba de diferencia de dosis absorbida

La prueba de diferencia de dosis absorbida es la más directa de comprender e interpretar. La diferencia de dosis absorbida entre la dosis absorbida evaluada  $D_r(\vec{r})$  y la de referencia  $D_e(\vec{r})$  en un punto localizado en  $\vec{r}$  es la diferencia numérica  $\delta$ , la cual se puede escribir como:

$$\delta(\vec{r}) = D_e(\vec{r}) - D_r(\vec{r}) \quad (2.16)$$

Esta prueba es excelente para proporcionar al usuario información sobre la concordancia entre dos distribuciones de dosis absorbida en regiones con gradientes de dosis bajos (la dosis absorbida cambia lentamente como función de la ubicación), pues es indicativa del desacuerdo entre las dos distribuciones independientemente de las incertidumbres espaciales. Por lo tanto, la tolerancia debida al error espacial, o criterio DTA, puede ignorarse. Sin embargo, en regiones con gradientes de dosis altos, pequeños cambios espaciales pueden dar

lugar a grandes diferencias de dosis absorbida, lo que pueda hacer que la prueba falle a pesar de que la planificación sea clínicamente aceptable (ya que el cambio espacial es pequeño). Con base en esto y dado que la realidad clínica es que la relación espacial entre la dosis absorbida planificada y la administrada es igualmente importante, la prueba de diferencia de dosis absorbida por sí sola no es suficiente para determinar si las distribuciones de dosis absorbida concuerdan dentro de las tolerancias clínicas [34].

### Prueba DTA

En 1993, Van Dyk propuso el concepto de “*distancia hasta el acuerdo*” (DTA, por sus siglas en inglés) en PSQA como el criterio de aceptación para comparar dos distribuciones de dosis absorbida en regiones con gradientes de dosis elevados [34, 41]. Para un punto en la distribución de dosis absorbida de referencia  $D_r$ , se definió el DTA como la distancia más cercana a otro punto (o línea de isodosis) con la misma dosis absorbida en la distribución de dosis evaluada  $D_e$ . A diferencia de la prueba anterior, la prueba DTA requiere un algoritmo de búsqueda que evalúe todos los puntos en  $D_e$  y encontrar la distancia mínima o DTA, por lo cual la prueba es dependiente de cual distribución de dosis absorbida es utilizada como la de referencia.

La prueba de DTA es hipersensible en regiones con gradiente de dosis absorbida bajos, donde una pequeña diferencia de dosis absorbida puede causar que la línea de isodosis relevante se aleje considerablemente del punto en evaluación. Ante este problema, Harms y col. en 1998 propusieron combinar la prueba de diferencia de dosis absorbida con la prueba DTA; a esta forma de evaluación la denominaron prueba compuesta. En esta prueba, se decía que un punto cumplía el criterio de aprobación si pasaba la prueba de diferencia de dosis absorbida o la prueba DTA; solo si fallaba en ambas pruebas se determinaba que había fallado en la comparación. Si bien la prueba combinada cumplía con evaluar tanto las regiones con gradiente de dosis absorbida bajo y alto, se limitó a ser únicamente un criterio de aprobación o falla sin indicar “por cuánto” fallaba [34, 42].



### Evaluación gamma

En 1998, Low y col. generalizaron la prueba compuesta a través de una comparación geométrica [43]. Se puede pensar que una distribución de dosis absorbida tiene  $n + 1$  grados de libertad, donde  $n$  son las dimensiones espaciales de la comparación (por ejemplo, una película contiene dos dimensiones espaciales y una asociada a la dosis absorbida); entonces, la distribución de dosis absorbida podría pensarse como una cantidad medida en un espacio de  $n + 1$  dimensiones. Sin embargo, no tiene sentido medir un desplazamiento en ese espacio debido a que se tienen cantidades con diferentes unidades físicas [34].

Para resolver esto, se propuso que “renormalizar” los ejes de este espacio para que no tuvieran unidades físicas, dividiéndolos por los criterios de diferencia de dosis absorbida ( $\Delta D$ ) y DTA ( $\Delta d$ )<sup>15</sup>. El desplazamiento entre dos puntos,  $\vec{r}_m$  y  $\vec{r}_c$  en las distribuciones de medido y calculado, respectivamente, en el espacio renormalizado se denominó  $\Gamma$ ,

$$\Gamma(\vec{r}_c, \vec{r}_m) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_c, \vec{r}_m)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_c, \vec{r}_m)}{\Delta D^2}} \quad (2.17)$$

donde  $r(\vec{r}_c, \vec{r}_m)$  es la distancia entre el punto calculado y el medido, y  $\delta(\vec{r}_c, \vec{r}_m)$  es la diferencia de dosis absorbida. El valor del mínimo desplazamiento (valor mínimo de  $\Gamma$ ) se definió como el índice- $\gamma$ :

$$\gamma(\vec{r}_m) = \text{mín} \{ \Gamma(\vec{r}_c, \vec{r}_m) \} \forall \{ \vec{r}_c \} \quad (2.18)$$

Si el valor  $\gamma$  para un punto en evaluación dentro de una distribución de dosis absorbida está entre 0 y 1 indica que “pasa” la comparación (con respecto al criterio de dosis absorbida y distancia utilizado); si el valor es más grande que 1 indica que “falla”. Por lo tanto, el criterio de aprobación/rechazo de un punto se puede entender como un círculo (esfera o hiperesfera, dependiendo del número de dimensiones) de radio 1, centrado en el punto de evaluación, donde basta con que uno de los puntos de la distribución de referencia esté dentro para que el punto de evaluación apruebe [34, 35].

---

<sup>15</sup>La normalización en la evaluación gamma se refiere al proceso de ajustar las distribuciones de dosis absorbida a comparar para que tengan el mismo valor máximo (o a un valor  $\geq 90\%$  de la dosis absorbida máxima en una región de bajo gradiente), en sus respectivas áreas de interés [34]. En ese sentido, es un paso previo a la renormalización, siendo un proceso distinto.

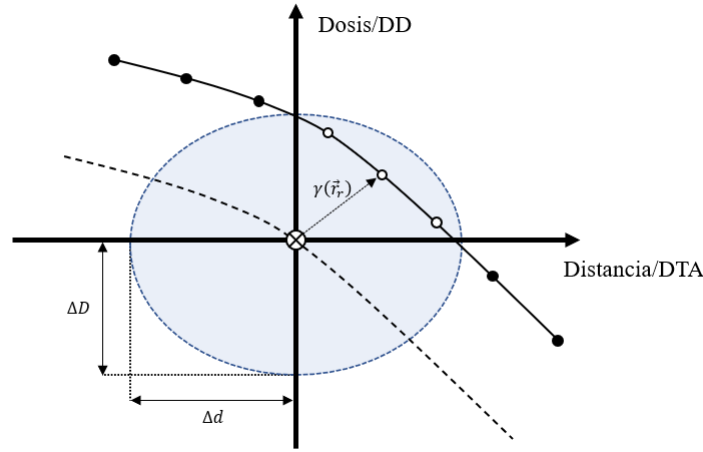


Figura 2.7: Representación geométrica del criterio  $\gamma$  para distribuciones de dosis absorbida discretas, en el caso unidimensional. El origen del sistema axial se ubica en el punto de referencia (símbolo grande), los símbolos vacíos más pequeños representan puntos de la distribución comparada que cumplen con los criterios de aceptación especificados ( $\gamma < 1$ ) y los símbolos llenos son los que no cumplen ( $\gamma > 1$ ). Modificada de [44]

El método más efectivo para obtener una comprensión intuitiva del desempeño de la evaluación gamma es examinar cómo se comporta en dos condiciones extremas:

- Si el gradiente de dosis absorbida es cercano a cero ( $r \approx 0$ ),  $\Gamma$  se reduce a la prueba de diferencia de dosis absorbida:

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \approx \sqrt{\frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \implies \frac{\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D} \leq 1 \implies \delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \leq 3\%$$

- Si el gradiente de dosis absorbida es pronunciado ( $\delta \approx 0$ ),  $\Gamma$  se reduce a la prueba DTA:

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \approx \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2}} \implies \frac{r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d} \leq 1 \implies r(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \leq 2mm$$

Los valores de tolerancia y límites de acción utilizados en la práctica clínica de cada centro de radioterapia deben ser establecidos de forma independiente. Si el plan no cumple con el límite de acción establecido, se debe evaluar si los puntos que fallan se encuentran en regiones donde las diferencias de dosis absorbida no son clínicamente relevantes, en cuyo caso el plan puede ser clínicamente aceptable. Si los puntos que fallan se distribuyen en el PTV (o OARs) y si las diferencias de dosis absorbida son clínicamente relevantes, el plan de tratamiento no debe ser usado y el físico médico debe investigar las posibles razones de la falla: la configuración del maniquí y el haz, el manejo de los datos introducidos en el

software de comparación, revisar las pruebas periódicas del MLC, evaluar la modulación y complejidad del plan de tratamiento, entre otros). Si la verificación falla y se encuentra que el plan tiene una modulación más compleja que lo normalmente utilizado en la práctica clínica, la recomendación es replanificar el plan de IMRT [34].

### Límite de confianza y nivel de acción

En el documento Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy [7], se define *nivel de acción* como el nivel por encima del cual debe llevarse a cabo una intervención, mientras que *límite de confianza* se define como la suma de el promedio más una desviación estándar. En la tabla 2.1 se muestran valores de límite de confianza y nivel de acción en tratamientos de IMRT.

Región	Límite de confianza	Nivel de acción
Dosis alta, gradiente de dosis bajo	$\pm 3 \%$	$\pm 5 \%$
Dosis alta, gradiente de dosis alto	10 % o 2mm de DTA	15 % o 3mm de DTA
Dosis baja, bajo gradiente de dosis	4 %	7 %
Fall-off	2mm de DTA	3mm de DTA

Tabla 2.1: Niveles de acción y límite confiable para tratamientos de IMRT. Extraído de [7].

## 3.1. Muestra experimental

Para este estudio, se creó una base de datos que incluye información de los pacientes atendidos en el consultorio de hematología del área de Radioterapia en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan). Se revisaron retrospectivamente un total de 296 planes de tratamiento de pacientes previamente filtrados por diagnóstico y médico radioncólogo. Posteriormente se procedió a describir los planes de la muestra en términos de la región anatómica, la calidad de las estructuras que forman el modelo del paciente, la geometría de irradiación, ángulo de rotación de la mesa, tamaño de campo y algoritmo de cálculo.

Características	Porcentaje	Características	Tamaño de campo
Técnica 3DCRT	11 %	TCX prom	12 cm
Técnica IMRT	3 %	TCX min	8 cm
Técnica VMAT	86 %	TCX max	17 cm
VMAT: 2MARC	53 %	TCY prom	12 cm
VMAT: 2ARC	34 %	TCY min	7 cm
VMAT: 1ARC	13 %	TCY max	18 cm

Tabla 3.1: Características de los planes medidos, 2MARC: 2 medios arcos, 2ARC: 2 arcos completos, 1ARC: un arco completo para VMAT. TCX: Tamaño de campo en el eje X, TCY: Tamaño de campo en el eje Y. Los planes se dividieron en dos grupos, uno con estructura de mesa YCS y el otro con no estructura de mesa (NCS).

El tamaño de campo fue el parámetro para categorizar los planes a medir, en la primer etapa se eligieron planes con un tamaño menor que 20 cm y de este grupo se midieron 41 planes para un protocolo de medida puntual en el maniquí T40015 (PTW) que es un maniquí para IMRT de 20 cm de diámetro y 18 cm de largo. Como segunda etapa del trabajo se midieron 24 planes usando un maniquí distinto: Octavius 4D, que tiene 32 cm de diámetro y 26 cm de largo. En la tabla 3.1 se muestran las características principales de los 41 planes medidos en

el presente trabajo. Todos los planes fueron calculados para el linac Varian Unique n/s 2138 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), usando el sistema de planificación de tratamientos Eclipse versión 15 y el algoritmo de cálculo AAA (“Algoritmo Analítico Anisotrópico”); los planes de la muestra se eligieron de tal manera que no contarán con rotación de mesa y teniendo un solo isocentro.

## 3.2. Medidas puntuales

### 3.2.1. Maniquí y cámara de ionización

Para realizar las mediciones puntuales, se empleó un maniquí cilíndrico que simula la región de cabeza y cuello en tratamientos de IMRT (ver Figura 3.1), específicamente el modelo T40015 de la marca PTW. Este maniquí se utiliza para verificar la distribución de dosis y los valores de dosis absoluta generados por haces de radioterapia, al comparar los valores medidos con el maniquí y los calculados por el sistema de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés).



Figura 3.1: Maniquí IMRT de cabeza y cuello, placa base con dos pernos de ajuste y placas de RW3.

El maniquí consta de 20 placas cilíndricas fabricadas con material RW3, las cuales se mantienen unidas y fijadas a una placa base mediante dos pernos roscados, dos tuercas y una cubierta. En conjunto, estas componentes forman un cilindro de 20 cm de altura y 20 cm de diámetro. Además de simular una región anatómica, la geometría cilíndrica ofrece varias ventajas como la simetría y mantener la misma distancia entre la entrada del haz y el detector durante todo el trayecto de cualquier arco de VMAT. El diseño del maniquí permite

la inserción de películas entre las placas, y cada placa cuenta con un orificio en el eje central (con un tapón ciego) para colocar una cámara de ionización, así como cinco orificios para marcar las películas con una aguja. El maniquí es compatible con una cámara de ionización semiflex (volumen de  $0.125 \text{ mm}^3$ ). Las especificaciones técnicas de la cámara de ionización utilizada en este trabajo, modelo TM 31010 n/s 2024 de la marca PTW, se muestran en la tabla 3.2.

Cámara de ionización:	PTW T31010 Semiflex	PTW T31021 Semiflex 3D
Volumen sensible:	$0.125 \text{ cm}^3$	$0.07 \text{ cm}^3$
Voltaje nominal:	400 V	400 V
Dosis de pre-irradiación:		
Radio de cavidad de aire:	2.75 mm	2.4 mm
Longitud de cavidad de aire:	6.5 mm	4.8 mm
Efecto de polaridad:	$<2\%$ ( $^{60}\text{Co}$ )	$\leq 0.8\%$ (fotones)
Tiempo de colección de iones	$121 \mu\text{s}$	$118 \mu\text{s}$
Fuga en el cable	$\leq 1\text{pC}/(\text{Gy} \cdot \text{cm})$	$\leq 100\text{fC}/(\text{Gy} \cdot \text{cm})$
Maximo tamaño de campo	40 cm x 40 cm	40 cm x 40 cm

Tabla 3.2: Propiedades de las cámaras semiflex y semiflex 3D, usadas en las mediciones, la información fue extraída del manual Detectores de PTW, Alemania.

Como el maniquí del INCan no incluye un soporte para su colocación en la mesa del linac, se diseñó una base utilizando styrofoam con unidades Hounsfield similares a las del aire (-960 HU), lo que asegura una fijación adecuada para las mediciones.

### 3.2.2. Simulación virtual del maniquí

Para la adquisición de las imágenes tomográficas, se utilizó un tomógrafo de la marca Siemens, modelo Somatom Sensation Open, perteneciente al área de radioterapia del INCan. El maniquí se posicionó sobre la mesa del tomógrafo en posición decúbito supino, colocándolo sobre su base de styrofoam, se alinearon las líneas negras del maniquí con los láseres internos del tomógrafo. También se insertó la cámara semiflex en el maniquí y se colocaron referencias radiopacas (balines) en los lados izquierdo, derecho y superior, específicamente en el corte central; este último procedimiento permitió establecer un sistema coordinado espacial orto-

gonal que permite establecer el punto de referencia del maniquí. Las imágenes tomográficas se adquirieron usando el protocolo estándar de cabeza y cuello, con un tamaño de corte de 0.3 cm, tal como se utiliza en las tomografías clínicas para tratamiento.

### 3.2.3. Creación del maniquí de verificación

Se creó un maniquí virtual con HU igual a 0 y con las mismas dimensiones que el maniquí T40015, se fusionó la CT del maniquí T40015 con la CT virtual, ver figura 3.2, con el objetivo de crear un volumen de interés igual al volumen sensible de la cámara, para medir la dosis en ese volumen. Se utilizó la tomografía virtual para llevar a cabo el mapeo de la distribución del paciente. El conjunto de estructuras del maniquí estuvo conformado por la estructura body, la mesa de tratamiento y el volumen de la cámara como el PTV.

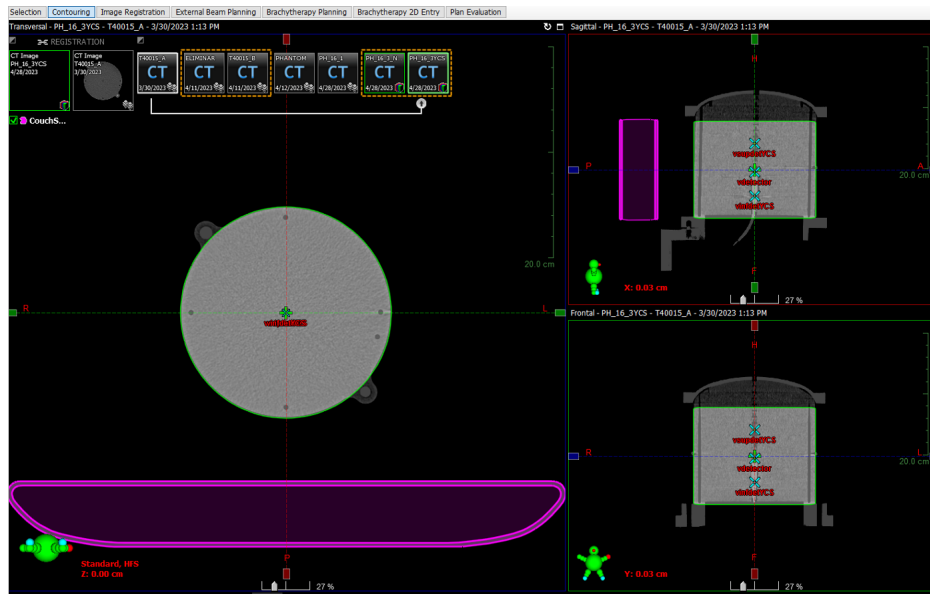


Figura 3.2: Fusión de la CT del maniquí T40015 con la CT virtual creada en el TPS.

### 3.2.4. Cálculo en el TPS del plan de verificación

El plan de verificación es un componente del proceso de medida paciente-específico. Nos permite obtener una distribución de dosis donde se puede identificar y analizar las discrepancias entre dosis calculada por el sistema de planeación y la dosis entregada por el acelerador. En esta etapa, se creó un plan de verificación utilizando el maniquí T40015 para cada uno de los

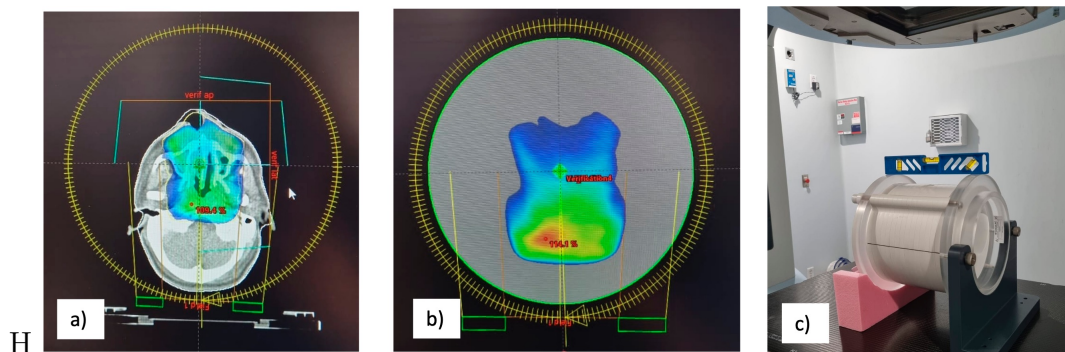


Figura 3.3: Proceso de creación del plan de tratamiento para medidas puntuales, en el maniquí T40015.

planes de tratamiento de la muestra, los cuales fueron calculados en Eclipse TPS versión 15 para el linac Varian Unique n/s 2138 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) utilizando como modelo de cálculo el Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA), versión 15. Para ello se exportaron los parámetros de cada plan VMAT (figura 3.3.a), de acuerdo con la información guardada en los puntos de control del plan de tratamiento (número de UM entregadas y posiciones del gantry, quijadas del colimador secundario y hojas del MLC, como función del tiempo), y luego se asignaron a la tomografía del maniquí T40015. Enseguida, el plan se recalculó (sin optimizar) para obtener una distribución de dosis en el maniquí cilíndrico (figura 3.3.b), que es representativa de la entrega del tratamiento en el paciente. Finalmente, se registró la dosis promedio reportada por el TPS para la estructura correspondiente al volumen sensible de la cámara de ionización y la dosis puntual en el punto de referencia del maniquí. En el Apéndice A.1 se muestra a detalle el protocolo que se siguió para medir dosis puntuales con un maniquí cilíndrico en el INCan.

### 3.2.5. Entrega del plan de tratamiento

El proceso de medición se realizó en 4 pasos: 1.- Recalcular el plan del paciente en el modelo descrito anteriormente del maniquí T40015. 2.- Obtener la información dosimétrica de la distribución calculada en el modelo del maniquí: A) dosis puntual en el punto de referencia del maniquí, B) Dosis promedio en el volumen de la estructura que representa el detector. 3.- Obtener un factor de calibración cruzada. 4.- Entregar el plan recalculado en el maniquí. 5.- Comparar la dosis absorbida puntual medida con la dosis puntual calculada por el sistema



de planeación en el centro del maniquí.

Los planes de verificación se entregaron en el acelerador lineal Varian Unique n/s 2138, equipado con un MLC modelo Millenium 120, que consta de 40 pares de hojas centrales con una proyección de 0.5 cm en el isocentro y 20 pares con una proyección de 1.0 cm en el isocentro, es decir, un total de 120 hojas. El maniquí T40015 se posicionó con los láseres del equipo, en una geometría SDD (SSD 90 cm con el gantry en  $0^\circ$ ), ver figura 3.3.c. El cálculo de la dosis absorbida medida, se realizó por dos métodos, multiplicando la carga medida de cada plan por el factor  $k_{user}$  o  $k_{cross}$ , ver figura 3.4:

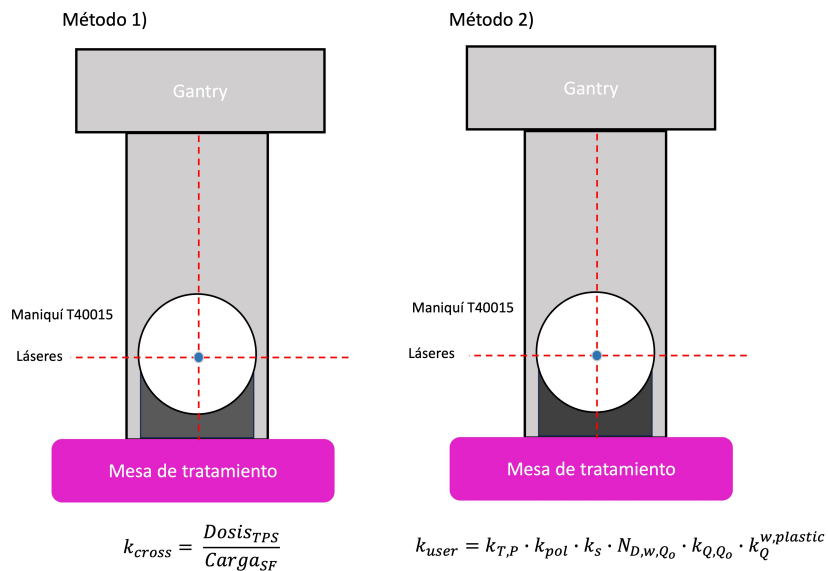


Figura 3.4: Métodos de medidas puntuales, geometría de colocación de maniquí SSD= 90 cm y la cámara de ionización a una profundidad de  $z_{ref} = 10cm$ .

- Método 1: Consistió en calcular la dosis absorbida en el TPS utilizando el modelo del maniquí. La dosis absorbida en el punto de referencia del maniquí a una geometría, SSD 90 cm, campo 10 cm x 10 cm,  $z_{ref}$  10 cm, entregando 200 UM. La carga medida en las mismas condiciones de cálculo proveen del factor que relaciona dosis y carga en el punto de referencia del maniquí, éste factor le llamamos  $k_{cross}$ .
- Método 2: Entregando cada plan de tratamiento y aplicar los factores corrección de calidad de haz, coeficiente de calibración, magnitudes de influencia, siguiendo el protocolo TRS 398 y agregando la corrección por medir en un material de plástico y no

en agua líquida, llamando en conjunto a todos estos factores multiplicativos, método  $k_{user}$ .

### 3.3. Medidas con arreglo de detectores OCT-4D

Se seleccionaron doce de los planes medidos con el maniquí T40015 para realizar una nueva medida pero ahora con el sistema Octavius-4D (OCT-4D) y el arreglo de detectores 1500, cuyas especificaciones principales se resumen en la tabla 3.3.

El sistema OCT-4D y su software asociado VeriSoft están diseñados para medir y reconstruir una cuadrícula de dosis 3D sin utilizar la información de la distribución de dosis del sistema de planificación de tratamientos, por lo que los resultados de medición de PSQA son completamente independientes del TPS. El arreglo de detectores se inserta en un maniquí cilíndrico motorizado de poliestireno (diámetro y longitud de 32 cm y 34.3 cm, respectivamente), por lo cual el haz siempre incide en el arreglo de detectores de forma perpendicular por medio del uso de un inclinómetro (técnica compuesta perpendicular, de acuerdo con el documento AAPM TG-218 [34]), véase figura 3.5.

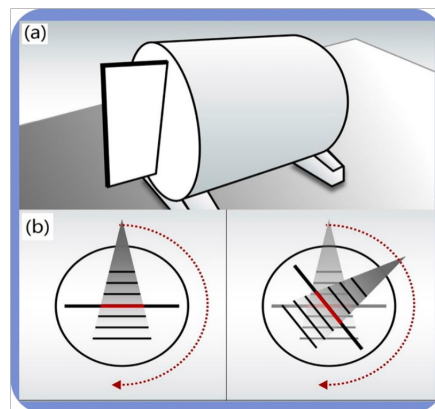


Figura 3.5: Diagrama esquemático del dispositivo Octavius. (a) Se insertó el arreglo de detectores de cámaras de ionización en el centro del maniquí Octavius, colocado en la mesa de tratamiento; (b) El arreglo de detectores siempre perpendicular al eje del haz, por lo que se mide la dosis planar en cada punto de control.

Su capacidad de girar de forma sincronizada con el gantry, en términos de ángulo y velocidad de rotación como en el tratamiento real planificado, es posible gracias a un inclinómetro que se coloca en el gantry y que está conectado a una unidad de control que transfiere la

información del movimiento al maniquí y adquiere datos dosimétricos cada 200 ms. Durante una medición VMAT típica de dos minutos, OCT-4D mide directamente más de 400,000 puntos de dosis, distribuidos en el volumen cilíndrico del maniquí [45].

Características	Octavius 1500
Tipo de detector	Cámaras de ionización ventiladas plano paralelas
Número de detectores	1405
Diámetro del detector	4.4 mm
Forma del detector	Rectángulo
Altura del detector	3 mm
Volumen del detector	0.06 $cm^3$
Espaciado centro a centro (en x,y)	10 mm
Máxima tasa de dosis	12 Gy/min
Voltaje de operación	400 V
Área de medición máxima	27 cm x 27 cm
Material absorbente encima de la matriz	5 mm de poliestireno

Tabla 3.3: Especificaciones de los conjuntos de detectores de cámaras de ionización Octavius 1500.

### 3.3.1. Resolución espacial en el sistema de medida

Es importante revisar la resolución espacial del sistema OCT-4D, ya que es su principal limitante. Para llevar a cabo la medición de PSQA, se creó un maniquí virtual con las mismas dimensiones del maniquí Octavius. Este maniquí virtual posee un diámetro de 32 cm, una altura de 27 cm y un grosor de corte de 0.15 cm. En la tabla 3.4 se muestran los valores de la resolución espacial usados en el maniquí digital, el grid size del algoritmo de cálculo AAA y la separación física entre cámara y cámara en el arreglo de detectores 1500.

	Maniquí digital	Algoritmo de cálculo	Arreglo de detectores
Resolución x	0.0938 cm	0.25 cm	0.5 cm
Resolución y	0.0938 cm	0.25 cm	0.5 cm
Grosor de corte	0.15 cm	0.30 cm	NA

Tabla 3.4: Valores de resolución espacial para el maniquí digital, el algoritmo de cálculo AAA, resolución física entre cada cámara en el arreglo de detectores y la resolución espacial en el arreglo a partir de una interpolación lineal, que se usaron en este trabajo para medir distribuciones de dosis absorbida.

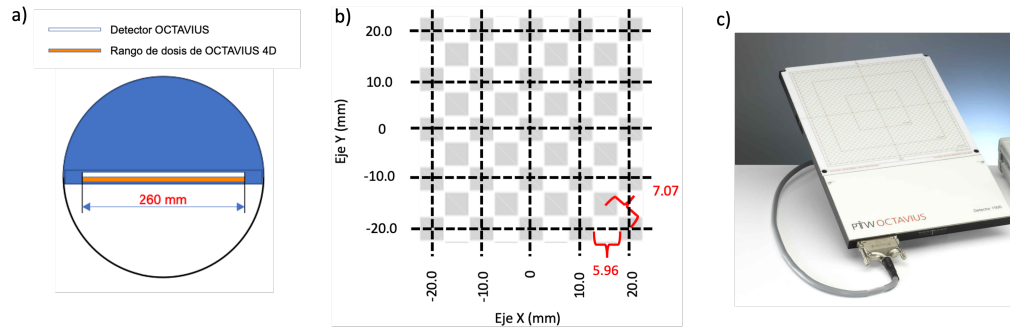


Figura 3.6: a) Se muestra el diagrama del arreglo de detectores insertado en el maniquí OCT4D, en b) se observa la distribución de las cámaras de ionización en el arreglo de detectores y la separación entre cámara a cámara, en c) se observa el arreglo de detectores 1500 usado en el presente trabajo.

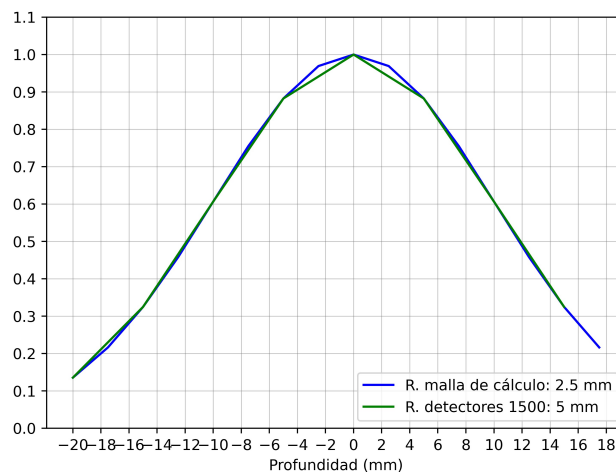


Figura 3.7: Línea azul: resolución de la malla de cálculo del algoritmo de planeación AAA. Línea verde: resolución del arreglo de detectores física.

La resolución del maniquí digital está relacionada por la cantidad de píxeles y el diámetro con el que se diseñó el maniquí digital. La resolución de la malla de cálculo del algoritmo AAA es una resolución predeterminada para los planes de cabeza y cuello, por lo que es una resolución que no se puede modificar en nuestro trabajo ya que es un estudio retrospectivo de planes que ya han sido entregados a pacientes, por otro lado, la resolución del arreglo de detectores 1500 es la distancia entre cámara a cámara por lo que es un concepto físico que tampoco se puede modificar. Aunque la matriz de referencia y la matriz evaluada tienen su propia resolución, en el software de comparación la resolución es reconstruida por Verisoft por interpolación lineal para utilizar un mismo sistema coordenado espacial basado en la matriz

de referencia, y es posible ajustarlo por el usuario. En la figura 3.7 se observa un ejemplo de dos perfiles con diferente resolución uno de 2.5 mm (perfil azul) y otro con resolución de 5mm (perfil verde), lo que se observa es que el arreglo de detectores no logra reproducir la dosis absorbida en región de alto gradiente considerando solo la limitante de la resolución espacial, por lo que es importante tenerlo en cuenta.

### **3.3.2. OCT-4D: CT del maniquí y creación del maniquí de verificación**

La tomografía que se uso para la creación del plan de verificación, fue considerando un maniquí virtual con las mismas dimensiones que el maniquí OCT-4D y agregando la mesa del tratamiento a una distancia de 7.0 cm; se le asignaron 0 HU al maniquí virtual. El plan de verificación se creo de la misma manera que en el caso de medidas puntuales.

### **3.3.3. OCT-4D: Entrega del tratamiento**

El software de Verisoft pide realizar una calibración cruzada antes de comenzar a medir los pacientes en el maniquí OCT-4D. Se tienen dos opciones, una calibración cruzada midiendo la dosis absorbida en el maniquí usando una placa de cámara (método  $k_{user}$ ) o calcular la dosis absorbida esperada mediante su TPS (método  $k_{cross}$ ).

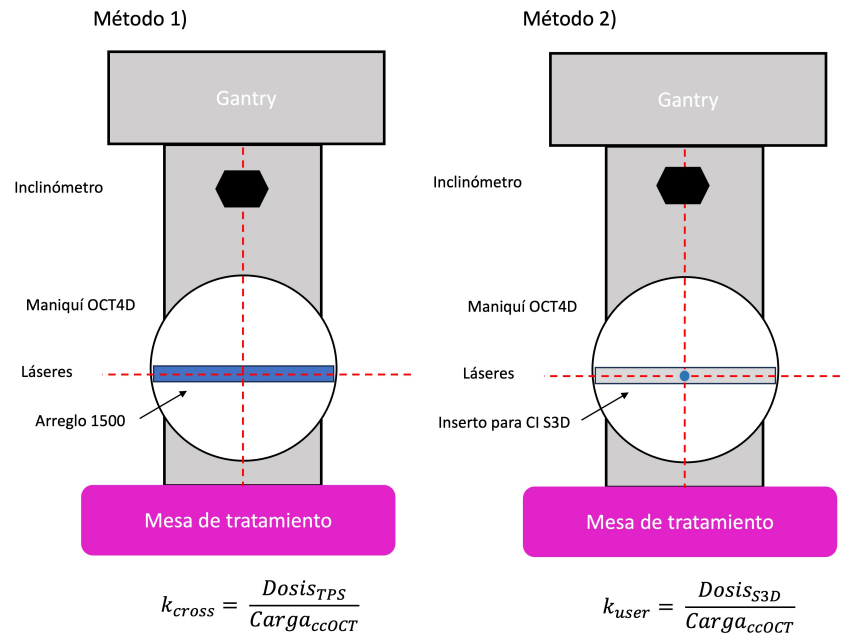


Figura 3.8: Calibración cruzada que se puede realizar en el maniquí OCT-4D.

1. Método  $k_{user}$ : Consiste en realizar una inter-calibración entre la dosis absorbida medida con la cámara central del arreglo de detectores y la dosis absorbida medida en el maniquí OCT-4D usando el aditamento para la cámara Semiflex 3D en el centro del maniquí, siguiendo el enfoque del TRS-398 y definiendo un factor de corrección ( $k_{user}$ ), ver figura 3.8.
2. Método  $k_{cross}$ : Calibración cruzada con el TPS, utilizando como valor de referencia la dosis absorbida obtenida con el TPS en cierta geometría definida (correspondiente a: campo 10 cm x 10 cm, 200 UM, tasa de dosis 300 UM/min , gantry 0°) y utilizando el llamado  $k_{cross}$ , que es la relación entre el valor de TPS y la medida de la cámara central del arreglo. Esto permite tener en cuenta las variaciones de salida del linac.

La geometría de irradiación en ambas calibraciones cruzadas, fue un campo de 10 cm x 10 cm a una SSD 85 cm, gantry 0°, entregando 200 UM; en la figura 3.9 se visualiza el plan creado para obtener la dosis absorbida en el centro del maniquí que será usado para obtener  $k_{cross}$ , mientras que  $k_{user}$  es un factor que en este trabajo se utiliza para realizar la calibración cruzada entre la cámara central del arreglo con una cámara de ionización semiflex

3D utilizando el accesorio de Octavius T40056.1.007 que es una placa diseñada para colocar una cámara 31021 en el punto de referencia del maniquí.

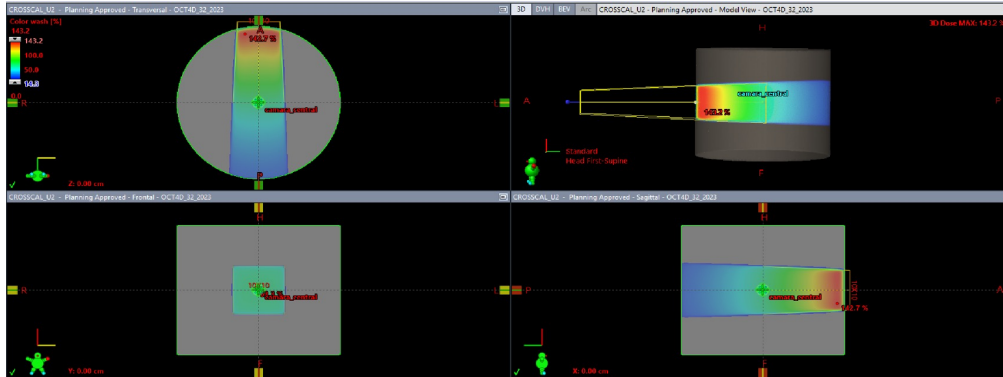


Figura 3.9: Plan creado, usando la tomografía virtual del maniquí OCT, a una SSD 85 cm, campo 10cm x 10 cm.

En la figura 3.10 se muestra la colocación del maniquí OCT-4D en el linac Unique 2138 del INCan. La calibración cruzada, independientemente del método utilizado, se realizó antes de la sesión de medidas del día. La respuesta de cada uno de los detectores del arreglo 1500 es multiplicada por el factor de calibración  $k_{user}$  o  $k_{cross}$  dependiendo del método de calibración utilizado.

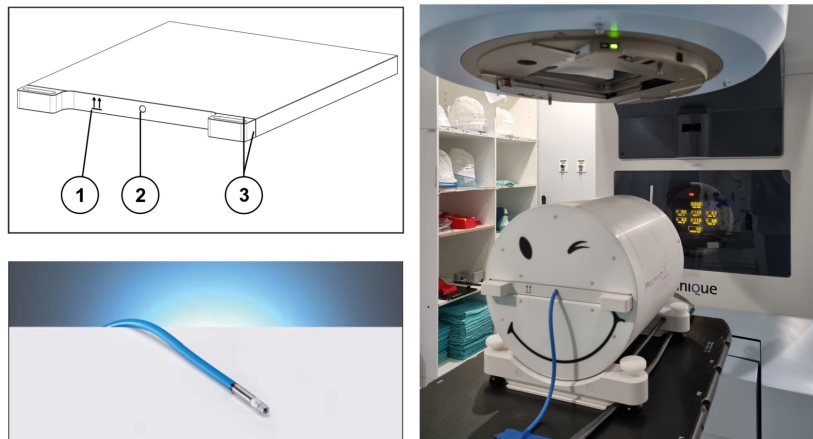


Figura 3.10: Geometría en la que se mide el factor de corrección  $k_{user}$  en el linac Unique 2138, usando la placa portacámara T40056.1.007 la cual esta diseñada para el uso con una cámara Semiflex 3D tipo 31021.

El arreglo de detectores es bidimensional, pero el sistema construye una matriz de dosis tridimensional a partir de un algoritmo, el cual se basa en el uso de una serie de PDDs medidos en el comisionamiento del sistema OCT-4D.

En resumen, comparar distribuciones de dosis absorbida, a diferencia de una medida puntual, requiere tener varias consideraciones pues se trata de una comparación de dos matrices. El proceso de medida paciente específico necesita de una serie de pasos: 1. Requiere una calibración cruzada con el TPS (no considera la fluctuación del linac diario) o con un patrón dosimétrico conocido como una cámara de ionización, 2. Distribución de dosis absorbida en un archivo RD del plan de tratamiento del paciente exportado del TPS, 3. Distribución de dosis absorbida medida en el maniquí OCT-4D (archivo xcc) usando un factor de calibración  $k_{user}$  o  $k_{cross}$ , 4. Archivo de PDD's medidos en la puesta en marcha del comisionamiento del sistema dosimétrico OCT-4D.

#### 3.3.4. OCT-4D: Evaluación de distribución de dosis absorbida

Para la evaluación de los planes de verificación el equipo dosimétrico OCT-4D cuenta con el programa Verisoft TM (versión de software 8.1). En la ventana del lado superior-izquierdo (ventana A) se abre la matriz evaluada que tiene formato dcm que es DICOM RT Dose (\*.dcm) la cual contiene la distribución de dosis absorbida que genero el TPS en el maniquí OCT-4D. En la ventana inferior-izquierda (ventana B) se agrega el archivo tipo .xcc que contiene la matriz de referencia, la cual es el resultado de medir con el OCT-4D en el linac. El análisis gamma en este trabajo utilizo la dosis absorbida máxima como método de normalización del parámetro DD, sin restricción del dominio de los puntos evaluados, tanto restricciones espaciales como el uso de un ROI, ni utilizando restricciones dosimétricas (Supress Dose Below) y usando como criterio gamma 3%/1mm, 3%/2mm y 3%/ 3mm. La ventana y los parámetros usados en las evaluaciones se muestran en la siguiente figura 3.11. De cada paciente, se exporto los perfiles de dosis absorbida en el corte axial que pasan por la coordenada (0,0,0), perfil Left-Right (LR) y perfil Anterior-posterior (AP) y además el resultado del índice gamma del perfil (1D), del corte axial (2D) y del volumen (3D).



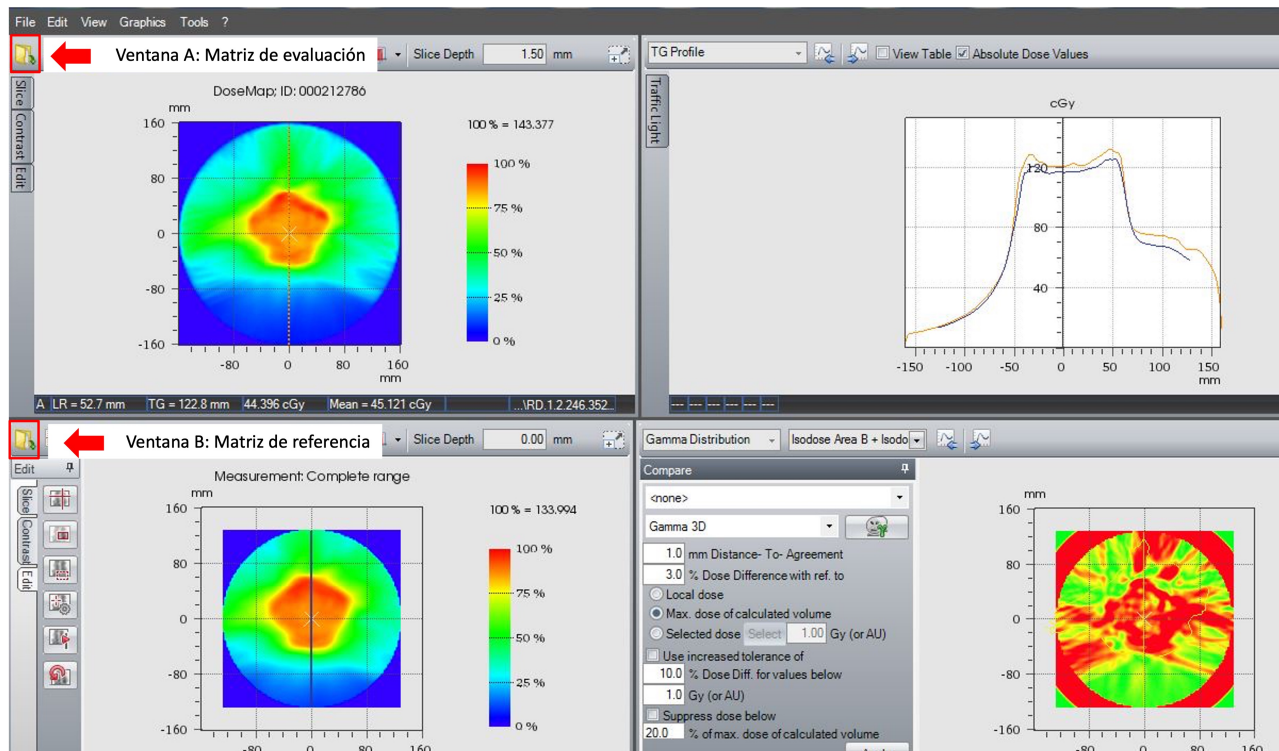


Figura 3.11: Parámetros usados en la configuración de verisoft para la evaluación de las distribuciones de dosis absorbida de cada uno de los pacientes.

## 4.1. Pruebas de las cámaras de ionización 31010 y 31021

La dosimetría de referencia y en general la determinación de la dosis absorbida con cámara de ionización requiere de un equipamiento que cumpla con propiedades establecidos en los protocolos como el código de práctica TRS 483 [30]. Un detector ideal debería tener buena reproducibilidad, linealidad, alta sensibilidad y eficiencia de detección sin dependencia angular [46].

### 4.1.1. Estabilidad

Algunos detectores requieren de pre-irradiación con el fin de estabilizar la respuesta del detector y lograr que la señal sea proporcional a la dosis absorbida. McCaffrey et al. [47] demostraron que el comportamiento de estabilización de una cámara determinada está relacionado con la extensión de la protección del volumen activo de la cavidad de aire. En la figura 4.1 se muestra las medidas que se realizaron en un periodo de 20 minutos, a una tasa de dosis 400 UM/min y entregando 100 UM en cada medida, para la cámara semiflex 31010, se realizaron 40 mediciones consecutivas, el promedio de carga fue de 1.874 nC con una desviación estándar relativa de 0.027 %. Mientras que para la cámara semiflex 3D 31021, se realizaron 55 mediciones y el promedio de carga fue de 0.943 nC con una desviación estándar relativa de 0.037 %. El documento TRS 483, en la Tabla 6, muestra las características que debe tener una cámara para dosimetría relativa para campos pequeños y muestra que la estabilidad debe ser mejor que a un 0.1 %.

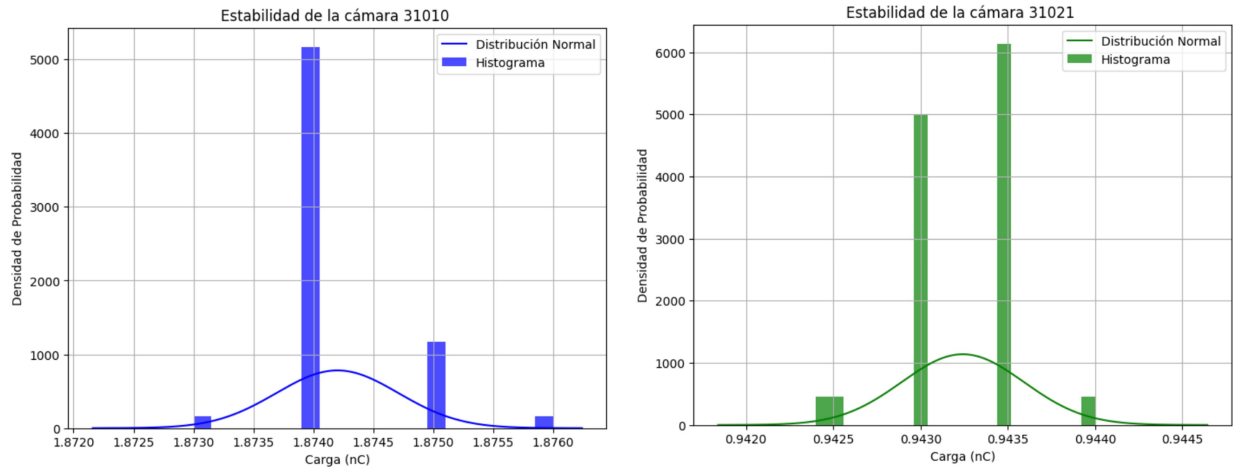


Figura 4.1: Prueba de estabilidad de las cámaras de ionización 31010 y 31021, en un periodo de 20 minutos.

### 4.1.2. Linealidad

Se espera que la cámara de ionización tenga una respuesta lineal a la cantidad dosimétrica de interés, por ello se espera que la cámara tenga una sensibilidad constante en todo el rango de dosis absorbida medida, es decir, la relación entre la lectura y el valor de dosis debe ser el mismo. En la figura, se muestra el valor de la carga colectada al variar las unidades monitor (UM) con tasa de dosis fija (400 UM/min). La desviación estándar de las diferencias porcentuales en la linealidad de la dosis absorbida medida entre los valores esperados y medidos es del 0.1 % para la semiflex y del 0.2 % para la semiflex 3D.

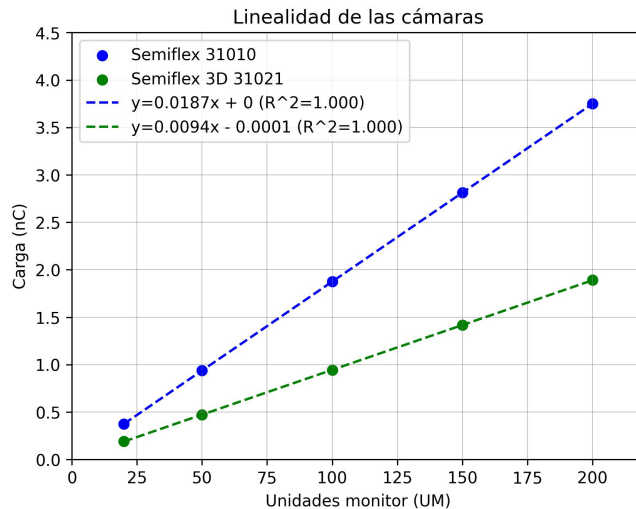


Figura 4.2: Prueba de linealidad de las cámaras de ionización 31010 y 31021.

### 4.1.3. Dependencia con la tasa de dosis

La dosis absorbida es una cantidad dosimétrica acumulada, por lo que para su estimación se requiere de medidas integradas en el tiempo. Se desea que la respuesta del detector no dependa de la tasa de dosis, es decir que, para dos tasas de dosis diferentes, las lecturas deberían ser iguales para una misma dosis absorbida. La desviación estándar de la diferencias de carga del valor referencia y el medido fue de 0.1 % para la semiflex mientras que para la semiflex 3D fue de 0.09 %.

### 4.1.4. Prueba de fuga

Todas las partes del circuito eléctrico conectadas a la entrada del electrómetro deben estar bien aisladas y protegidas electrostáticamente, típicamente mediante el uso de cables coaxiales o triaxiales. Un aislamiento eléctrico insuficiente resulta en la fuga de carga hacia dentro o fuera del sistema, observable como una corriente de fondo positiva o negativa cuando no hay radiación. En esta prueba se tuvo una diferencia porcentual de 0.05 % para la cámara semiflex 31010 dejando pasar 90 segundos después de la lectura registrada.

### 4.1.5. Resumen de pruebas de cámaras de ionización

En la tabla 4.1 se comparan los valores guía del documento Technical Reports Series No. 483 “Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy” con los obtenidos en nuestras mediciones, que tienen que cumplir la cámara semiflex 31010 y semiflex 3D 31021, para ser un detector útil en dosimetría de referencia.

Propiedades de los detectores	Guidance	Valor semiflex	Valor semiflex 3D
Estabilidad	0.1 %	0.027 %	0.037 %
Linealidad de la dosis	0.1 %	0.1 %	0.2 %
Dependencia en la tasa de dosis	0.1 %	0.1 %	0.09 %
Prueba de fuga	0.1 %	0.1 %	

Tabla 4.1: Características de los detectores para dosimetría relativa, extraído de TRS 483.

#### 4.1.6. Medidas puntuales

Los resultados de mediciones con cámara de ionización semiflex 31010 en el maniquí para medidas puntuales, usando los dos métodos de calibración  $k_{cross}$  y  $k_{user}$  mostraron una tendencia central, En la figura 4.3 se muestra el histograma de los datos, en el eje x, se muestra la diferencia de dosis relativa porcentual, el promedio fue de 3.4 % y 1.8 % con una desviación estándar de 1.6 % y 1.3 %, respectivamente para  $k_{user}$  y  $k_{cross}$  el valor mínimo estuvo en 0.2 % y -0.7 %, el valor máximo en 8.8 % y 5.8 %, el 75 % de los datos estuvo en un 4.2 % y 2.6 %, respectivamente para  $k_{user}$  y  $k_{cross}$ . Los valores de diferencias de dosis absorbida por el método  $k_{user}$  son consistentes con la literatura [48], por otra parte, al comparar los resultados por ambos métodos, se observa una discrepancia entre las distribuciones de diferencia de dosis absorbida con un corrimiento de hasta un 2 % para el método  $k_{user}$  lo que nos invita a revisar con más detenimiento el output del linac y ser rigurosos en la dosimetría periódica de los equipos.

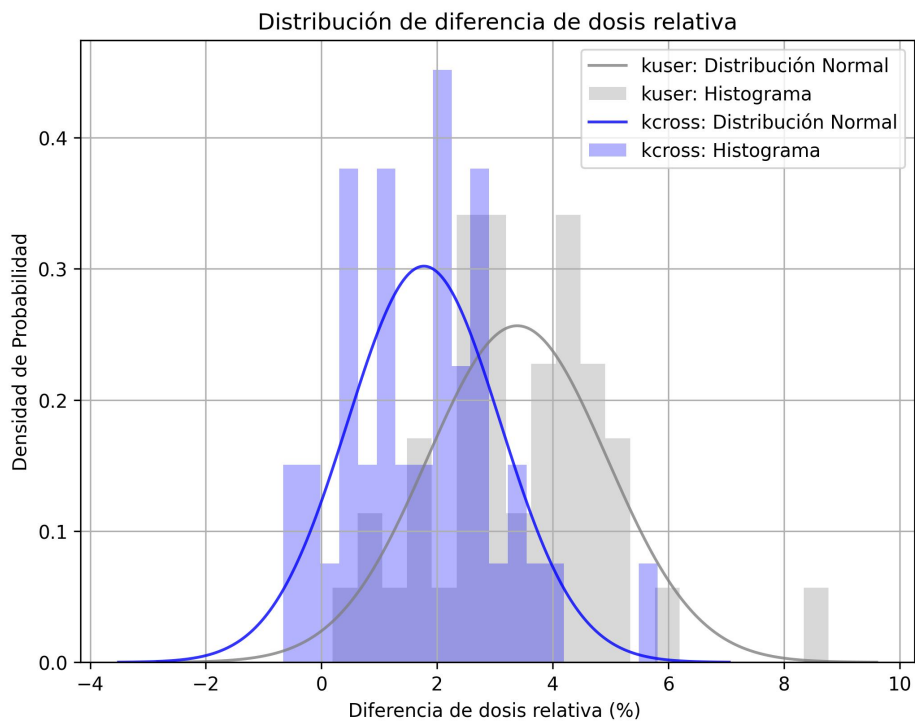


Figura 4.3: Distribución

Aunque el acuerdo general de diferencia de dosis porcentual en medidas puntuales fue de 2 %

para  $k_{cross}$ , hubo diferencias de hasta el 8.8% en algunos planes de pacientes. Esto indica la necesidad de procedimientos de control de calidad específicos para cada paciente, como lo mencionan en [49]. Mediciones con la cámara de ionización en áreas de bajo gradiente de haces individuales, debe coincidir con los planes con la misma exactitud que se logra con los tratamientos convencionales, es decir, del orden del 2% al 3%. Para irradiaciones complejas típicas de tratamientos de pacientes en IMRT, existe un consenso cada vez mayor de que las mediciones de la cámara de ionización en regiones de gradiente bajo y dosis altas deben concordar con el plan entre un 3% y un 4% [50].

#### 4.1.7. Distribuciones de dosis medidas con Octavius-4D

En la figura 4.4 se presentan algunos PTV como muestra representativa y su localización anatómica axial en los pacientes, medidos con el sistema dosimétrico OCT-4D. La forma de los PTV es central, algunos muy cercanos a la parte anterior del paciente, pegados a la región de la nariz. Los órganos en riesgo en esta región anatómica suelen ser parótidas, médula ósea, cavidad oral, laringe, mandíbula, glándulas submandibulares, entre otros. La dosis y el fraccionamiento de la mayoría de los tratamientos fue de 30Gy/15Fx y 36Gy/18Fx.

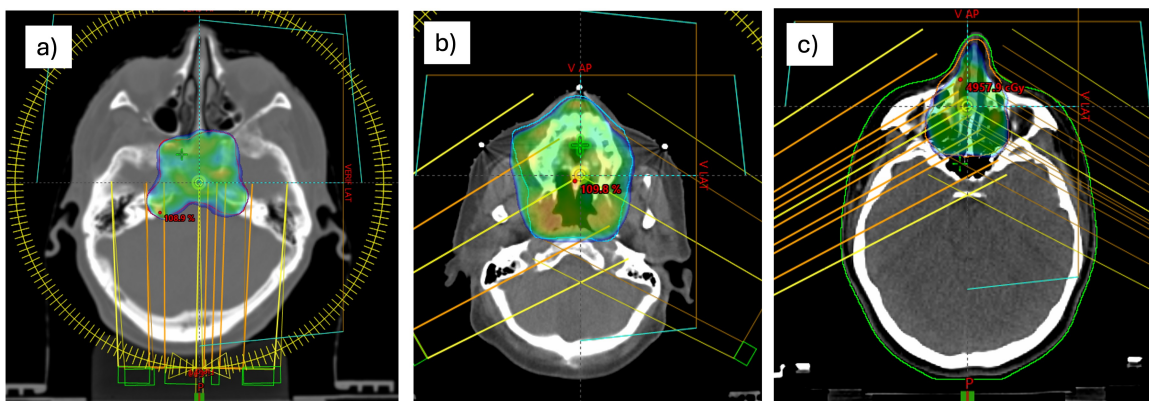


Figura 4.4: Muestra representativa de la forma de PTV's en el corte axial de los pacientes.

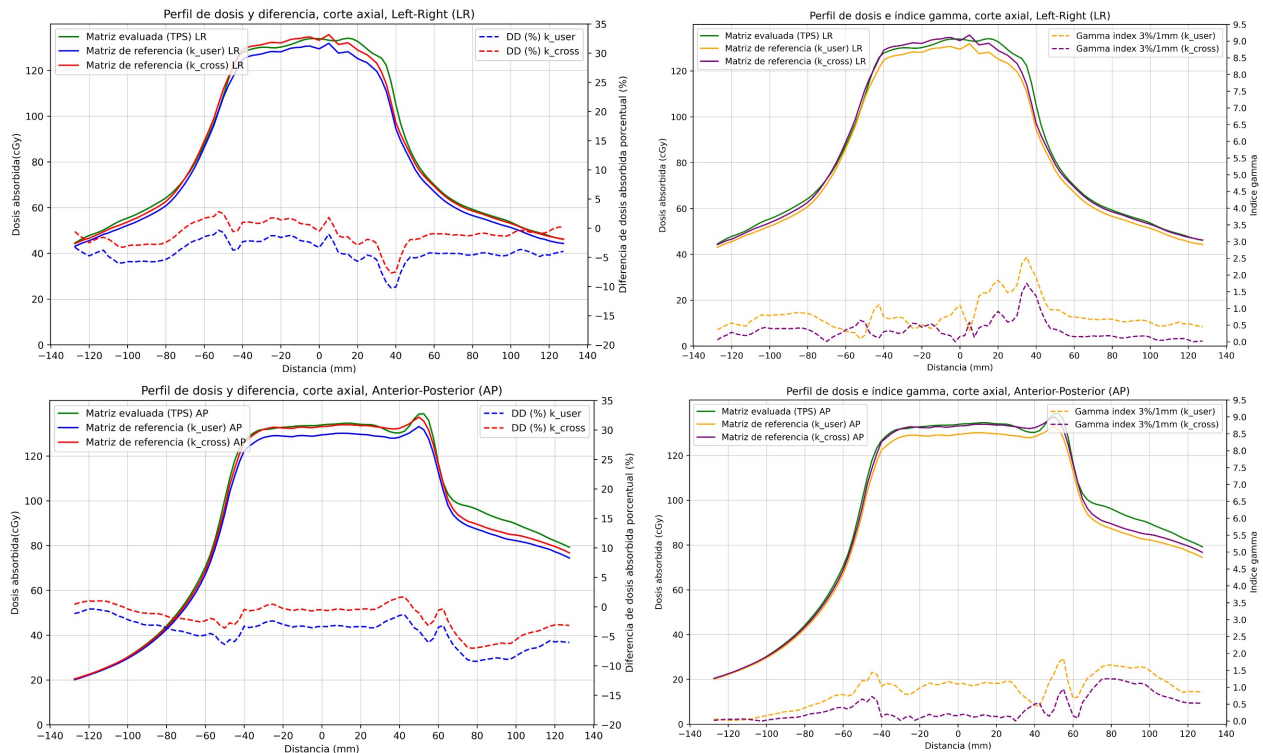


Figura 4.5: Perfil de dosis left-right (LR) y anterior-posterior (AP) en la región central del maniquí en un corte axial.

En la figura 4.5 se grafican los perfiles Left-Rigth (LR) y Anterior-Posterior (AP) del corte axial en el plano del isocentro del maniquí, de las distribuciones de dosis evaluada y de referencia en el software Verisoft para un paciente. En la figura 4.4 b) se observa la forma del PTV en el corte axial central. A partir de las gráficas, podemos analizar que:

- Los perfiles LR y AP son diferentes y están relacionados con la forma del PTV del paciente, en este caso, el PTV esta cerca de la nariz, más hacía la parte anterior, el pico del lado derecho en el perfil AP se debe justamente a la región de la nariz del paciente y el cambio de medio de tejido a aire.
- El sistema de planeación y el sistema dosimétrico OCT-4D coinciden en la forma de la distribución de dosis (perfil), considerando que el arreglo de detectores tiene como limitante su resolución espacial, aún así, los perfiles muestran tener la misma forma, por lo que se considera que el equipo reproduce adecuadamente lo que calcula el TPS.

- ▶ En las regiones de alto gradiente o regiones donde el perfil (TPS) tiene cambios abruptos, se observa la mayor discrepancia de dosis absorbida, considerando la limitación de la resolución espacial del arreglo de detectores 1500 (para un campo de 10 cm x 10 cm abierto, en la región de penumbra, se pueden tener diferencias como se ejemplifica en la figura 3.7).
- ▶ La mayor diferencia de dosis absorbida (DD %) se tiene en la región de alto gradiente de los perfiles.
- ▶ Se tienen mayores diferencias de dosis absorbida cuando se considera el rendimiento del equipo (es decir la dosimetría de referencia), el perfil de la matriz de referencia  $k_{user}$  está más separado del perfil de la matriz evaluada (TPS).
- ▶ Utilizando el factor de calibración  $k_{user}$  la tasa de aprobación de IG en ambos perfiles LR y GT son más bajos.

En la figura 4.6 se muestran los histogramas y la distribución de tasa de paso para diferentes criterios de aprobación 3%/1mm, 3%/2mm y 3%/3mm, para el método de calibración cruzada con el TPS ( $k_{cross}$ ). Como se muestra para distintos criterios de aprobación, la tasa de aprobación de los perfiles (1D) LR y GT muestran la mayor dispersión de tasa de aprobación (distribuciones azul y verde), mientras que la tasa de aprobación para el algoritmo tridimensional (distribuciones color amarillo) son las que tienen menor desviación estándar.

En la tabla 4.2 se muestra el promedio de tasa de aprobación y desviación estándar por los dos métodos  $k_{cross}$  y  $k_{user}$  para los tres algoritmos usados y para los perfiles 1D-LR, 1D-TG y 2D en el corte axial central y tasa de aprobación volumétrico 3D. En esta tabla se observa que la tasa de aprobación aumenta al relajar el criterio DTA; además para  $k_{user}$  se tuvo un valor menor de tasa de aprobación con respecto a  $k_{cross}$ .



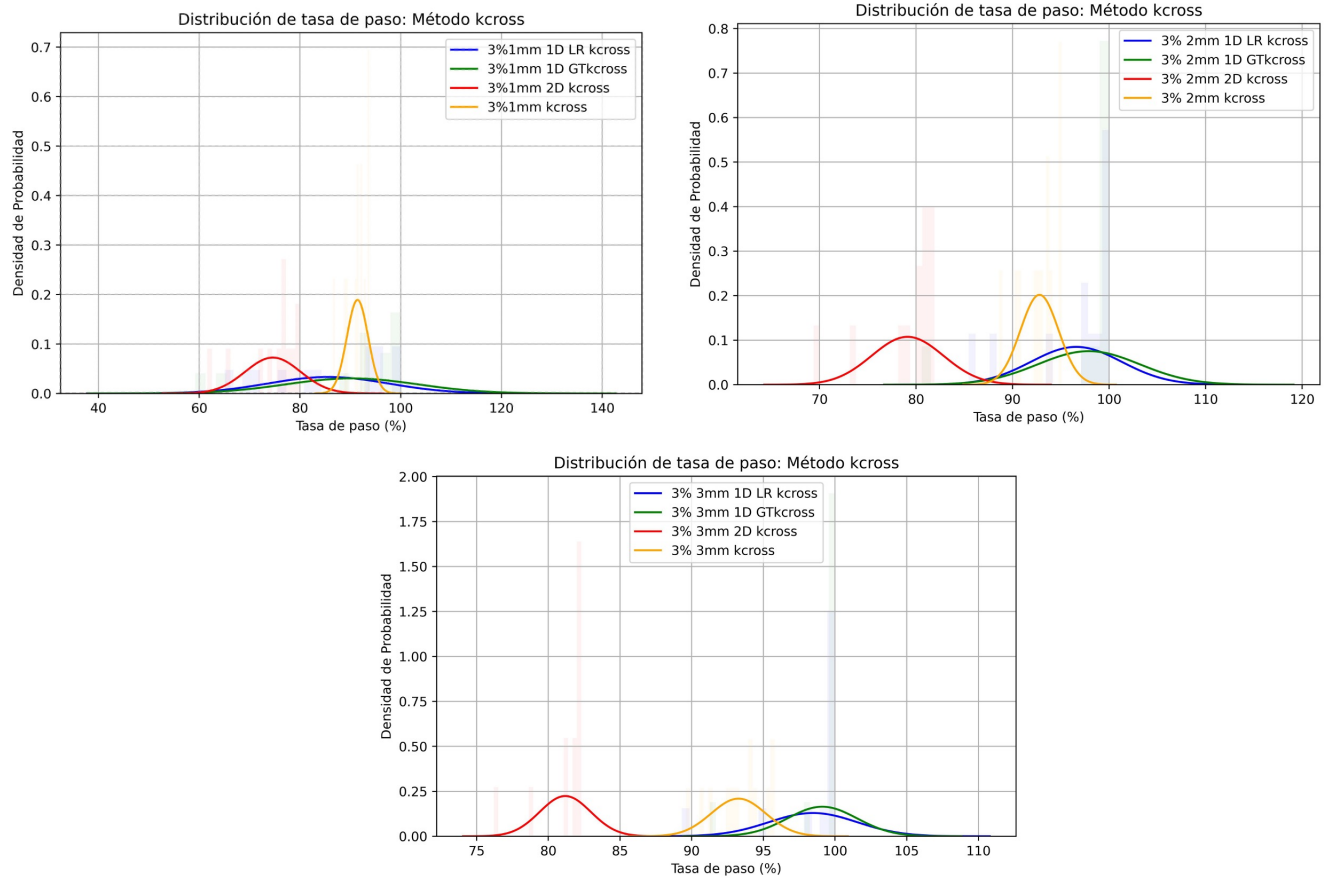


Figura 4.6: Distribuciones de dosis absorbida para diferentes algoritmos 3% 1mm, 3% 2mm y 3% 3mm, usando el método  $k_{cross}$ .

Algoritmo	3% 1mm				3% 2mm				3% 3mm			
	$\bar{k}_{cross}$	$\sigma_{k_{cross}}$	$\bar{k}_{user}$	$\sigma_{k_{user}}$	$\bar{k}_{cross}$	$\sigma_{k_{cross}}$	$\bar{k}_{user}$	$\sigma_{k_{user}}$	$\bar{k}_{cross}$	$\sigma_{k_{cross}}$	$\bar{k}_{user}$	$\sigma_{k_{user}}$
1D LR	85.6	16.1	64.6	15.4	96.6	4.9	92.7	8.7	98.5	3.2	97.7	4.4
1D GT	90.3	13.7	68.9	17.7	97.9	5.5	94	8.4	99.1	2.5	97.5	4.0
2D	74.6	5.7	63.7	7.9	79.1	3.9	77.0	5.0	81.2	1.9	80.1	2.6
3D	91.4	2.2	87.9	3.5	92.8	2.1	92.2	2.2	93.3	2.0	93.0	2.0

Tabla 4.2: Se muestra el promedio del índice gamma para los perfiles LR, GT, corte axial 2D y la distribución tridimensional exportada de verisoft, para tres algoritmos 3%/1mm, 3%/2mm y 3%/3mm.

De la tabla 4.2 se observa que la tasa de aprobación por el método  $k_{user}$  es menor comparada con el método del  $k_{cross}$  para perfiles LR, GT, corte axial y tridimensional. Mientras el criterio es más restrictivo 3%/1mm, la diferencia de tasa de aprobación entre el  $k_{cross}$  y  $k_{user}$  es más notable, pero para los criterios 3%/2mm y 3%/3mm esta diferencia no lo es.

1. Un protocolo de control de calidad paciente-específico para tratamientos de cuello y planeados con el sistema de planeación Eclipse y algoritmo de cálculo AAA, es posible realizarlo con resultados satisfactorios con el sistema Octavius 4D utilizando el accesorio de cámara de ionización para realizar la calibración cruzada de la cámara central del arreglo de detectores 1500 (PTW) en vez de utilizar el flujo de trabajo convencional utilizado en INCan con una calibración cruzada con el valor calculado por el TPS en la cámara central.
2. Aunque en este trabajo se desarrolló el flujo completo de una comparación de dosis medida/calculada utilizando el sistema dosimétrico Octavius 4D, su viabilidad e implementación clínica tiene varias limitaciones: el tiempo máquina requerido para cada plan de verificación es de aproximadamente 20 minutos (en promedio); considerando que el número de inicios de planes modulados en el INCan semanalmente es de alrededor de 40, este tipo de procedimientos de QA requiere modificaciones importantes en el flujo de trabajo actual con el fin de optimizarlo y así destinar mayor tiempo al tratamiento de los pacientes.
3. El sistema dosimétrico de medidas puntuales conformado por el maniquí T40015 y la cámara semiflex 31010 mostró en tratamientos de CYC una diferencia de dosis promedio del 1.8 % y una desviación estándar del 1.3 %, entre la dosis calculada en el punto de referencia del maniquí y la dosis medida al emplear una calibración cruzada con un campo de referencia de 10 cm x 10 cm calculado en el TPS. Si se usa el mismo sistema dosimétrico pero una calibración cruzada empleando el formalismo del 398 (método  $k_{cross}$ ) entonces la diferencia de la medida puntual cambia: promedio 3.8 % y 1.6 %. La diferencia entre ambos métodos obedece a la incorporación del rendimiento del equipo del linac del día de la medición.

4. Para el sistema dosimétrico OCT-4D observamos que la diferencia de dosis absorbida es mayor al usar el método de calibración cruzada  $k_{user}$ , siendo consistente con el sistema de medidas puntuales.
5. La tasa de aprobación del índice gamma fue menor para el método  $k_{user}$ , debido a que se tiene una mayor diferencia de dosis absorbida.
6. Considerando el valor de referencia de 3%/3mm de la literatura [7] en tratamientos de IMRT, observamos que se tiene una tasa de aprobación promedio del 93% en los pacientes medidos en el presente trabajo considerando el algoritmo tridimensional.
7. El control de calidad paciente-específico permitirá detectar incidentes y cuasi-accidentes en la etapa de planeación y entrega del tratamiento.
8. Como trabajo a futuro se espera poder implementar el documento TG-218 para pacientes de cabeza y cuello, partiendo de los resultados del presente trabajo y obtener valores de referencia y límites de acción.

# Apéndice A

## PSQA con medidas puntuales

### A.1. Creación del plan de verificación para PSQA

1. En Eclipse, diríjase a *Quicklinks* y seleccione *Treatment Planning* → *External Beam Planning*. En el espacio de búsqueda, ingrese el ID del paciente, elija el plan a evaluar y corrobore que el plan sea el correcto.
2. Vaya a *Planning* → *Create Verification Plan...* (figura A.1).

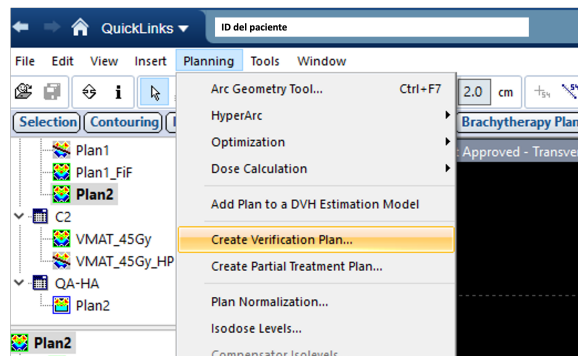


Figura A.1: Creación del plan de verificación.

3. Elija o cree el curso dónde se guardará el plan de verificación, preferentemente, exclusivo para PSQA. En nuestro caso, lo llamamos QA-HA (figura A.2). Luego, de clic en *Next*.

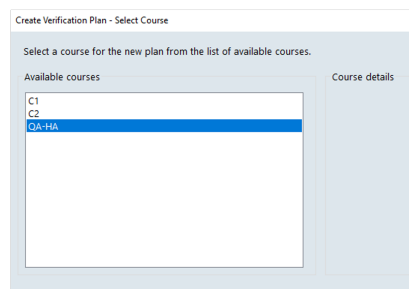


Figura A.2: Curso donde se guardará el plan de verificación.

4. Elija *Phantom or Structure Set* como método de verificación. Luego, elija o busque el ID del maniquí (en *Other*) que usará en el protocolo. En nuestro caso seleccionaremos el maniquí T40015 (figura A.3). Luego, de clic en *Next*.

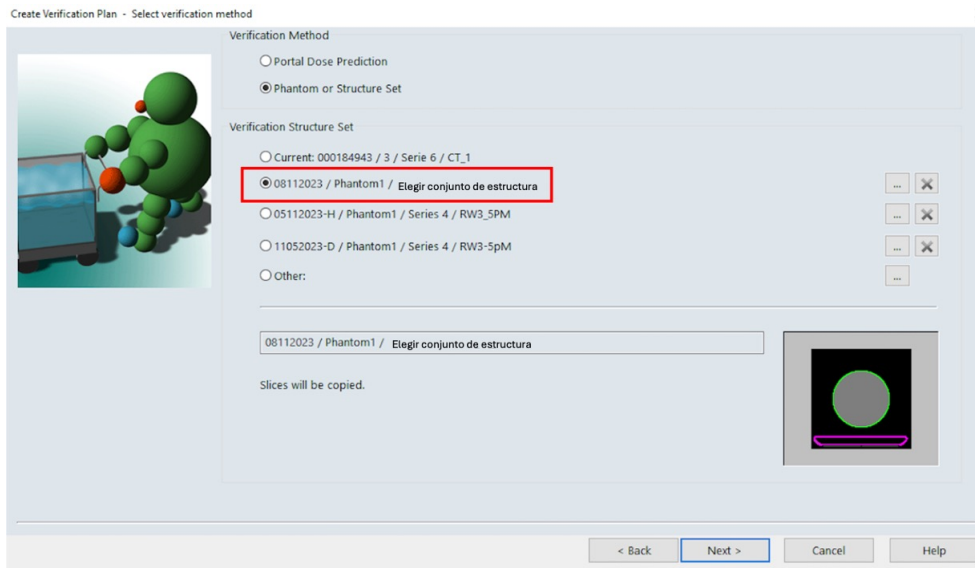


Figura A.3: Selección del método de verificación y el maniquí

5. Asegúrese de que únicamente aparezcan seleccionados la tabla de tolerancia *T1* y *Automatically calculate dose after plan creation*, para que se calcule la dosis absorbida después de la creación del plan (figura A.4)<sup>1</sup>. Luego, de clic en *Next*.

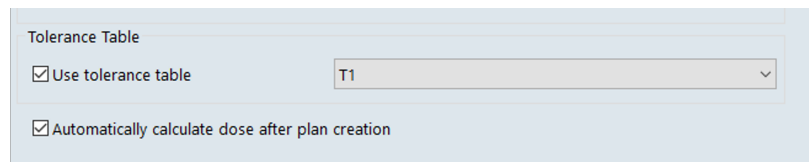


Figura A.4: Selección de parámetros geométricos.

6. Seleccione *Place all fields into the same verification plan*. El número de fracciones a crear será 1 (figura A.5). Luego, de clic en *Next*.

<sup>1</sup>En este trabajo no fue necesario fijar ninguno de los parámetros geométricos del plan, pero si el plan a verificar incluyera rotaciones de mesa sería necesario seleccionar *Reset couch to* y elegir 0.0 grados.

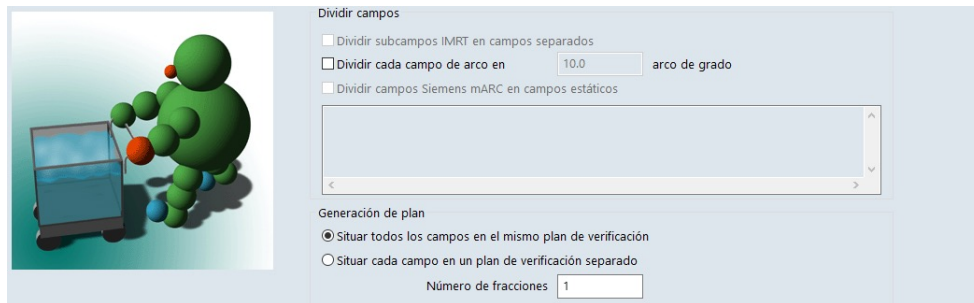


Figura A.5: Selección de como situar los campos del plan de verificación

7. Revise los parámetros seleccionados en el resumen que aparecerá en pantalla (figura A.6). Si todo es correcto, de clic en *Finish*.

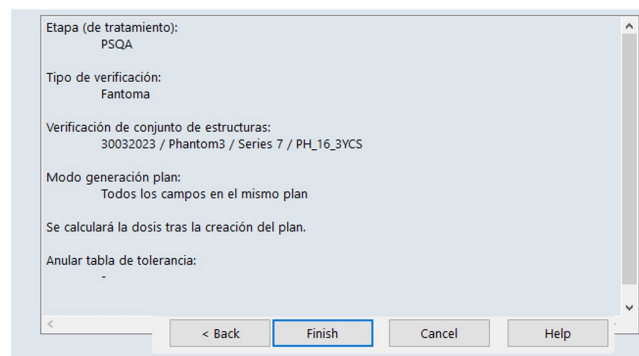


Figura A.6: Resumen de la geometría que se uso en el plan de verificación

8. Revise el plan de verificación creado y registre la dosis absorbida promedio  $D_{TPS}$  en la estructura del volumen de la cámara.
9. Para la aprobación del plan de verificación, presione F4 y haga lo siguiente:
  - ▶ Se abrirá una pestaña con *warnings*. Si no aparece ningún error seleccione *Next*.
  - ▶ Aparecerá un resumen de la dosis, seleccionará *Next*.
  - ▶ Agregue los desplazamientos de la mesa haciendo clic en *use values calculated from user origin* (figura A.7). Luego seleccione *Next*.
  - ▶ Seleccione los contornos de las estructuras para las imágenes de referencia que desee observar. Luego de clic en *Finish*.

- ▶ Inserte el usuario y la contraseña para autorizar el plan de verificación. Si no se cuenta con ella, solicite al físico médico cualificado que lo haga.

Course ID / Plan ID:  
QA-HA / Plan2\_OCT

Delta Couch Shifts

Plan ID	Field ID	Group	Delta couch shift from reference setup position		
			Couch Vrt [cm]	Couch Ling [cm]	Couch Lat [cm]
QA-HA / Plan2_OCT	Field 1	I	0.0	0.0	0.0
	Field 2				

Use values calculated from user origin      Clear

< Back      Next >      Cancel      Help

Figura A.7: Cambios en la posición de la mesa a partir de la posición de referencia.

10. Para programar el plan de verificación:

- ▶ Diríjase a *Quicklinks* y seleccione *Treatment Management* → *Plan Scheduling*.
- ▶ En *Course* seleccione el curso donde se guardó el plan de verificación.
- ▶ En la fila donde se encuentra el plan de verificación, seleccione *Schedule* y luego el ícono de *Save Patient*.

11. Para agendar el plan de verificación en el acelerador:

- ▶ Diríjase a *Quicklinks* y seleccione *EMR* → *Appointment Scheduling*.
- ▶ Seleccione la agenda del acelerador y dentro del horario asignado para la elaboración de PSQA haga clic derecho y seleccione *New Appoingment*.
- ▶ Busque y seleccione el paciente al cual se le creó el plan de verificación y el tipo de actividad a realizar (figura A.8). Luego, de clic en *Ok*.

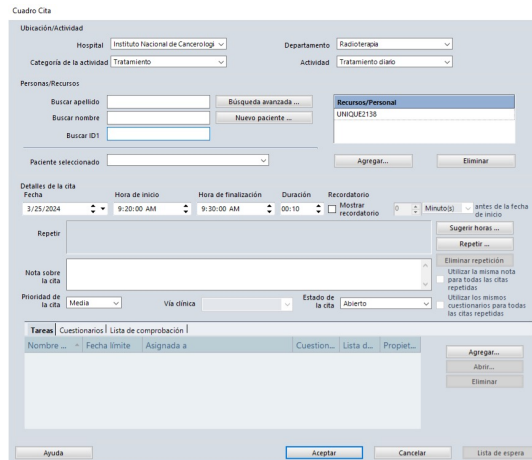


Figura A.8: Agendar el plan de verificación en la agenda del equipo.

## A.2. Entrega del tratamiento en el linac

1. Verifique que se cuenta con los los materiales indicados en la Tabla A.1.

Cantidad	Materiales
1	Maniquí T40015
1	Base del maniquí T40015
1	Cámara de ionización Semiflex 31010
1	Electrómetro
1	Extensión triaxial (cable azul)
1	Cable de corriente (cable gris)
1	Nivel de burbuja
1	Barómetro digital
1	Termómetro de mercurio o digital
1	Cinta Adhesiva

Tabla A.1: Materiales necesarios para las medidas de dosis puntual en un maniquí T40015

2. Antes de colocar el maniquí, verifique la geometría del linac: gantry 0°, colimador 0° y rotación de mesa 0°.
3. Posicione el maniquí sobre la mesa de tratamiento como se muestra en la figura A.9, utilizando una base de styrofoam y un nivel de burbuja para nivelarlo.



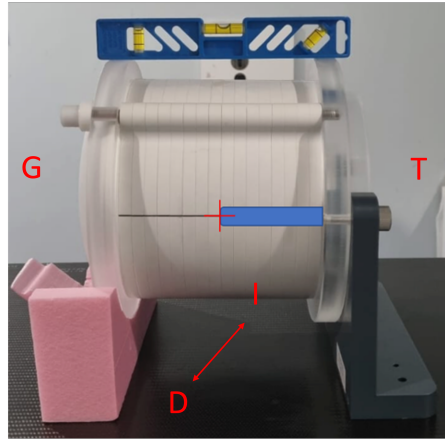


Figura A.9: Posicionamiento del maniquí en la mesa de tratamiento del linac. Las letras indican la posición del maniquí: G = Gantry, T = Target, D = derecha y I = izquierda

4. Alinee el maniquí con los láseres de la sala y el *crosshair* del linac, el cual debe quedar a una SSD de 90 cm sobre su superficie.
5. Coloque el barómetro y termómetro en la mesa de tratamiento.
6. Introduzca la cámara de ionización en el maniquí y conéctela al electrómetro localizado en la consola del equipo, utilizando el cable azul.
7. Encienda el electrómetro y espere a que termine el *warm-up*<sup>2</sup>. Luego, presione el botón NUL para hacer el ajuste a cero sin encender el haz del equipo<sup>3</sup>.
8. Realice una pre-irradiación al sistema dosimétrico con 1500 UM, utilizando la tasa de dosis máxima. Al finalizar, vuelva a presionar NUL.
9. Presione el botón MEAS para que el sistema esté listo para medir. Luego, realice un disparo de 200 UM utilizando un haz de 6 MV y campo de 10 cm x 10 cm. Registre la carga eléctrica obtenida  $Q_{Cal}$ , la presión y la temperatura.

<sup>2</sup>El electrómetro UNIDOS E necesita un período de calentamiento de 5 minutos. Al final de este período, la corriente de compensación es lo suficientemente estable como para poder realizar mediciones.

<sup>3</sup>El ajuste a cero tiene una duración aproximada de 51 segundos y resulta en una puesta a cero automática del dispositivo. Es esencial aplicarlo con con el detector y el cable conectados al electrómetro. Durante este proceso, se debe evitar cualquier movimiento o irradiación de la cámara de ionización y los cables.

10. Abra el plan de verificación y fije los movimientos de la camilla. Luego, entregue dicho plan de tratamiento en el maniquí y registre la carga eléctrica obtenida  $Q_{Medida}$ .
11. Repita el paso anterior con cada uno de los planes de tratamiento a evaluar.

### A.3. Evaluación del plan de tratamiento

#### Método: Calibración cruzada con el TPS

1. En el TPS, determine la dosis absorbida promedio  $D_{TPS,Cal}$  en la estructura del volumen de la cámara según las condiciones indicadas en el punto 9 de la sección A.2
2. Calcule el factor de calibración cruzada  $N_{TPS,Cal}$  de la cámara usando la carga  $Q_{Cal}$ , esto es:

$$N_{TPS,Cal} = \frac{D_{TPS,Cal}}{Q_{Cal}}$$

3. Multiplique el factor obtenido por la  $Q_{Medida}$  para el plan de verificación y así obtener la dosis absorbida medida  $D_{Medida}$ , esto es:

$$D_{Medida} = Q_{Medida} \cdot N_{TPS,Cal}$$

4. Compare  $D_{Medida}$  con la dosis absorbida  $D_{TPS}$  obtenida en el punto 8 de la sección A.1.

#### Método: Dosis absorbida de acuerdo con el TRS-398

1. Determine la dosis absorbida en agua  $D_{w,Q}$  usando la ecuación 2.14 de la sección 2.3 y los valores obtenidos en el punto 9 de la sección A.2.
2. Compare  $D_{w,Q}$  con la dosis absorbida  $D_{TPS}$  obtenida en el punto 8 de la sección A.1.



# Apéndice B

## PSQA con Octavius 4D

### B.1. Creación del plan de verificación para PSQA

Siga el procedimiento descrito en la sección A.1 con las siguientes diferencias:

1. En el punto 4 elija la tomografía virtual que tiene el mismo tamaño que el Octavius4D (figura B.1).

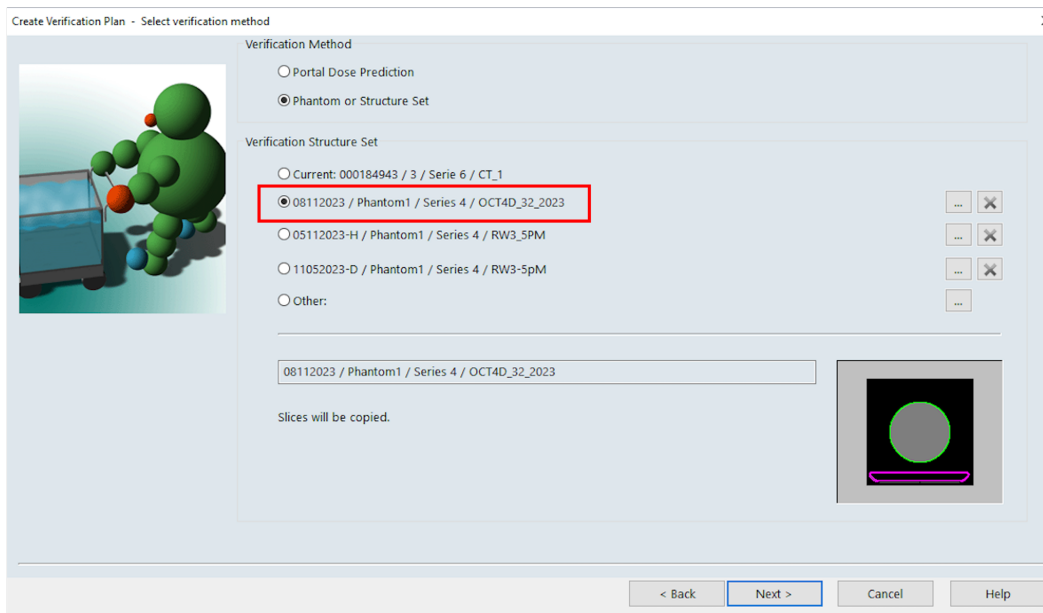


Figura B.1: Selección del método de verificación y el maniquí del Octavius 4D.

2. Exporte el plan de verificación haciendo lo siguiente:

- ▶ Diríjase a *Quicklinks* y seleccione *Treatment Planning* → *External Beam Planning*. En el espacio de búsqueda, ingrese el ID del paciente y elija el plan de verificación creado.
- ▶ En la sección *Focus Window*, haga clic derecho sobre el plan de verificación y seleccione *Export* → *DICOM Media File Export Filter...*

- ▶ Seleccione el directorio donde se guardará la información de clic en la flecha verde.
- ▶ Aparecerá un Log con información referente a la exportación. Seleccione *Close*.
- ▶ Aparecerá un resumen de la información exportada. Puede seleccionar la flecha azul para volver a *External Beam Planning*.
- ▶ Haga una copia de los archivos *RT Dose* (comienza con las letras RD) y *RT Plan* (comienza con las letras RP) y guárdelos en la PC de VeriSoft.

## B.2. Entrega del tratamiento en el linac

### Colocación del Octavius 4D en el linac

1. Verifique que se cuenta con los los materiales indicados en la Tabla B.1 y la figura B.2.

Cantidad	Materiales
1	Maniquí PTW Octavius 4D
1	Parte superior estándar para el maniquí
1	Carro para transportar el maniquí
1	Arreglo de detectores 1500 e interfaz
1	Inserto para cámara Semiflex 3D
1	Electrómetro
1	Unidad de control
1	Inclinómetro
1	Nivel de burbuja
1	Cable de red Ethernet (cable gris)
1	Cable de conexión Octavius
1	Laptop con software de verisoft

Tabla B.1: Materiales necesarios para las medidas con el sistema PTW Octavius 4D.

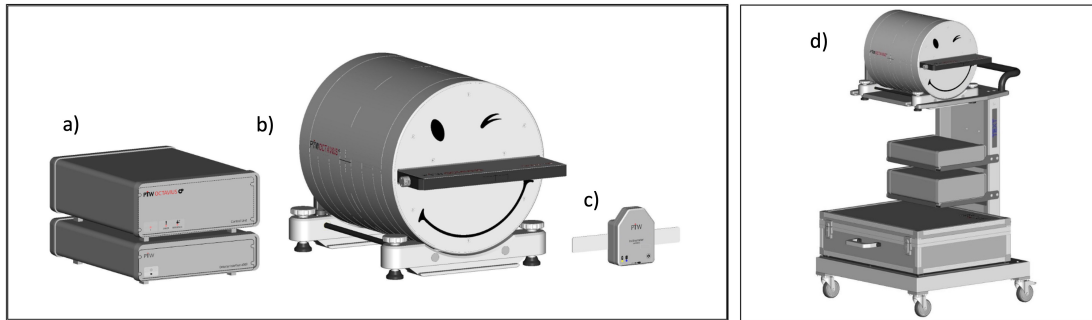


Figura B.2: Sistema PTW Octavius 4D. Se muestran (a) la unidad de control, (b) la unidad de rotación, (c) el inclinómetro y (d) el carro para transportar el maniquí con el resto de los accesorios.

2. Coloque la unidad de rotación sobre la mesa de tratamiento<sup>1</sup> con la parte posterior orientada al gantry. PTW recomienda utilizar el carro para realizar esta operación.
3. Si no está colocada, monte la parte superior estándar de la unidad de rotación (figura B.3), la cual está prevista para las mediciones en el maniquí. También inserte el arreglo de detectores en la ranura de la unidad de rotación, asegurándose de que alcance la línea del marcador (figura B.4).

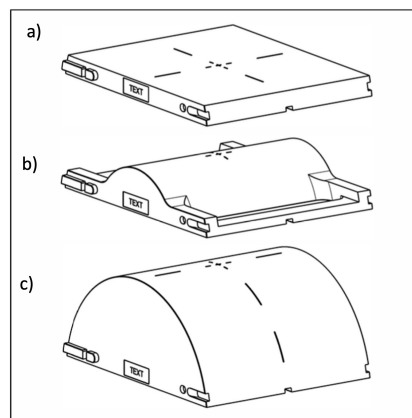


Figura B.3: (a) Parte superior LINAC QA, (b) parte superior SRS y (c) parte superior estándar.

<sup>1</sup>La unidad de rotación modular Octavius T40063 es un maniquí cilíndrico con una ranura para la inserción del arreglo de detectores.



Figura B.4: Colocación del maniquí PTW Octavius 4D sobre la mesa del linac.

4. Coloque la unidad de control y la interfaz del detector sobre la camilla de tratamiento. Conecte el arreglo de detectores a la interfaz del detector, asegurándose de que la trayectoria de los cables no esté obstruida. También conecte la interfaz del detector a la unidad de control utilizando el cable de red corto (figura B.5).



Figura B.5: Manera correcta de colocar los cables.

5. Utilice el cable de conexión para conectar la unidad de rotación a la unidad de control. Respete las marcas con las designaciones -(A)- y -(B)- que aparecen en los cables y los dispositivos. Introduzca con cuidado los conectores en las tomas.

6. Con ayuda de los cierres a presión reposicionables fije el inclinómetro en la superficie vertical del gantry. Elija una posición para el montaje en la zona alrededor del eje de rotación del gantry con un radio máximo de 40 cm. En el montaje no se requiere la alineación exacta del inclinómetro. La posición 0° se determina mediante una exploración de referencia de la unidad de rotación.
7. Mediante el cable de red largo conecte la unidad de control al PC por medio de una conexión LAN directa o una conexión de red LAN.
8. Conecte la unidad de control y la interfaz a la fuente de alimentación.
9. Verifique la posición de los dispositivos y la trayectoria de los cables de la instalación.
10. Verifique la geometría del linac: gantry 0°, colimador 0° y rotación de mesa 0°.
11. Alinee la unidad de rotación por medio de los láseres, las líneas grabadas, los soportes ajustables y el nivel de burbuja.
12. Con ayuda de los interruptores ON/OFF encienda la unidad de control y la interfaz del detector. Encienda también el inclinómetro mediante el interruptor ON/OFF.
13. Libere el bloqueo de transportación de la unidad de rotación girando la palanca que se encuentra en su parte posterior, en el sentido contrario a las manecillas del reloj. Espere a que la unidad de rotación complete la exploración de referencia.
14. Mueva el gantry y compruebe que no haya obstrucción en la trayectoria del cable. Preste atención a posibles colisiones entre el cabezal del acelerador o el EPID y los componentes del sistema Octavius 4D. La unidad de rotación rota de forma sincronizada con el gantry.

### **B.3. Configuración del software VeriSoft**

1. En la PC, abra *MEPHYSTO Navigator* y luego *VeriSoft Patient Plan Verification*.
2. Abra el cuadro de diálogo *Options* vía el menú *textitTools* → *Measurement Options*.



3. En la pestaña *Devices*, seleccione el arreglo de detectores de la lista *Detector Array* (figura B.6).

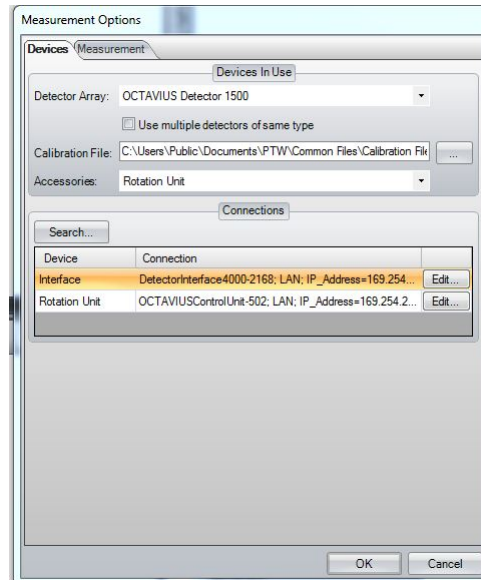


Figura B.6: Selección del arreglo de detectores.

4. Seleccione el archivo de calibración del arreglo de detectores en *Calibration file* y seleccione la unidad de rotación en *Accessories* (figura B.7).

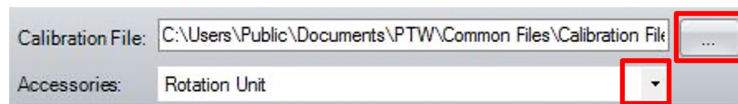


Figura B.7: Selección del archivo de calibración y la unidad de rotación.

5. Enlace los dispositivos para la transferencia de datos. Para ello, realice la búsqueda de los dispositivos conectados con el botón *Search* (figura B.8). Si su dispositivo no es encontrado, desactive el Firewall de Windows a través del panel de control de su PC y repita la búsqueda. Haga clic en *OK* para confirmar la configuración.

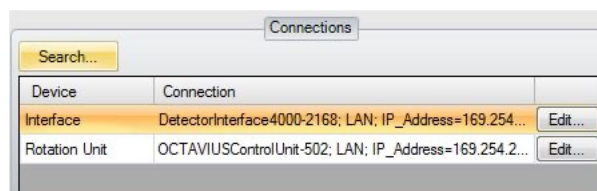


Figura B.8: Enlace de la unidad de rotación y el arreglo de detectores con VeriSoft.

# Bibliografía

- [1] W. H. Organization *et al.*, “Radiotherapy risk profile: technical manual,” *Geneva, Switzerland: World Health Organization*, 2008.
- [2] E. J. Hall, A. J. Giaccia *et al.*, *Radiobiology for the Radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins, 2012, vol. 7.
- [3] P. Okunieff, D. Morgan, A. Niemierko, and H. D. Suit, “Radiation dose-response of human tumors,” *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, vol. 32, no. 4, pp. 1227–1237, 1995.
- [4] M. N. Pettersen, E. Aird, and D. R. Olsen, “Quality assurance of dosimetry and the impact on sample size in randomized clinical trials,” *Radiotherapy and Oncology*, vol. 86, no. 2, pp. 195–199, 2008.
- [5] C. Pinza Molina and F. Lliso Valverde, “Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico,” *Madrid: SEFM*, 2009.
- [6] J. Van Dyk, J. J. Battista, and G. S. Bauman, “Accuracy and uncertainty considerations in modern radiation oncology,” *The modern technology of radiation oncology*, vol. 3, pp. 361–412, 2013.
- [7] B. Mijnheer and J. V. Dyk, *Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy*, ser. Human Health Series. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2016, no. 31. [Online]. Available: <https://www.iaea.org/publications/10668/accuracy-requirements-and-uncertainties-in-radiotherapy>
- [8] P. Mayles, A. Nahum, and J.-C. Rosenwald, *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. CRC Press, 2023.

- [9] S. Ishikura, "Quality assurance of radiotherapy in cancer treatment: toward improvement of patient safety and quality of care," *Japanese journal of clinical oncology*, vol. 38, no. 11, pp. 723–729, 2008.
- [10] R. J. Shalek, "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures," *Medical Physics*, vol. 4, no. 5, p. 461, 1977.
- [11] P. Mayles, A. E. Nahum, and J. Rosenwald, *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, Two Volume Set*. CRC Press, 2021.
- [12] PTW, *Detectors for Ionizing Radiation*. PTW Freiburg, 2020.
- [13] F. M. Khan and J. P. Gibbons, *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [14] IAEA, *Establishing a Secondary Standards Dosimetry Laboratory*, ser. Human Health Series. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2023, no. 44. [Online]. Available: <https://www.iaea.org/publications/15032/establishing-a-secondary-standards-dosimetry-laboratory>
- [15] P. Andreo, D. Burns, R. Kapsch, M. McEwen, S. Vatnitsky, C. Andersen, F. Ballester, J. Borbinha, F. Delaunay, P. Francescon *et al.*, "Determination of consensus kq values for megavoltage photon beams for the update of iaea trs-398," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 65, no. 9, p. 095011, 2020.
- [16] . P. Andreo, D. T. Burns, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*. International Atomic Energy Agency (IAEA), 2006.
- [17] P. Andreo, "Monte carlo simulations in radiotherapy dosimetry," *Radiation Oncology*, vol. 13, no. 1, pp. 1–15, 2018.
- [18] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.

- [19] W. R. Hendee and E. R. Ritenour, *Medical imaging physics*. John Wiley & Sons, 2003.
- [20] H. . Svensson, *Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice*. International Atomic Energy Agency (IAEA), 1988.
- [21] D. S. Followill, R. C. Taylor, V. M. Tello, and W. F. Hanson, “An empirical relationship for determining photon beam quality in tg-21 from a ratio of percent depth doses,” *Medical physics*, vol. 25, no. 7, pp. 1202–1205, 1998.
- [22] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.
- [23] J. R. Greening, *Fundamentals of radiation dosimetry*. CRC Press, 2017.
- [24] G. Bruggmoser, R. Saum, A. Schmachtenberg, F. Schmid, and E. Schüle, “Determination of the recombination correction factor  $k_s$  for some specific plane-parallel and cylindrical ionization chambers in pulsed photon and electron beams,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 52, no. 2, p. N35, 2006.
- [25] J. Boag, “Ionization measurements at very high intensities—part i,” *The British journal of radiology*, vol. 23, no. 274, pp. 601–611, 1950.
- [26] T. Pawlicki, D. J. Scanderbeg, and G. Starkschall, *Hendee’s radiation therapy physics*. John Wiley & Sons, 2016.
- [27] G. Shani, *Radiation Dosimetry Instrumentation and Methods (2001)*. CRC press, 2017.
- [28] K. Kase, *The dosimetry of ionizing radiation*. Elsevier, 1987.
- [29] J. Seuntjens, M. Olivares, M. Evans, and E. Podgorsak, “Absorbed dose to water reference dosimetry using solid phantoms in the context of absorbed-dose protocols,” *Medical physics*, vol. 32, no. 9, pp. 2945–2953, 2005.
- [30] . P. Andreo, D. T. Burns, *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination*. International Atomic Energy Agency (IAEA), 2006.

- [31] E. E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, F.-F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, L. Ma, B. Arjomandy *et al.*, “Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators a,” *Medical physics*, vol. 36, no. 9Part1, pp. 4197–4212, 2009.
- [32] G. J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin, W. F. Hanson, S. Leibel, R. J. Morton, J. R. Palta, J. A. Purdy, L. E. Reinstein, G. K. Svensson *et al.*, “Comprehensive qa for radiation oncology: report of aapm radiation therapy committee task group 40,” *MEDICAL PHYSICS-LANCASTER PA-*, vol. 21, pp. 581–581, 1994.
- [33] J. Hanley, S. Dresser, W. Simon, R. Flynn, E. E. Klein, D. Letourneau, C. Liu, F.-F. Yin, B. Arjomandy, L. Ma *et al.*, “Aapm task group 198 report: An implementation guide for tg 142 quality assurance of medical accelerators,” *Medical physics*, vol. 48, no. 10, pp. e830–e885, 2021.
- [34] M. Miften, A. Olch, D. Mihailidis, J. Moran, T. Pawlicki, A. Molineu, H. Li, K. Wijesooriya, J. Shi, P. Xia *et al.*, “Tolerance limits and methodologies for imrt measurement-based verification qa: recommendations of aapm task group no. 218,” *Medical physics*, vol. 45, no. 4, pp. e53–e83, 2018.
- [35] I. J. Das, N. J. Sanfilippo, A. Fogliata, and L. Cozzi, “Intensity modulated radiation therapy,” *A Clinical Overview; IOP Publishing: Bristol, UK*, 2020.
- [36] D. A. Low, J. M. Moran, J. F. Dempsey, L. Dong, and M. Oldham, “Dosimetry tools and techniques for imrt,” *Medical physics*, vol. 38, no. 3, pp. 1313–1338, 2011.
- [37] H. Acun-Bucht, E. Tuncay, E. Darendeliler, and Kemikler, “Absolute dose verification of static intensity modulated radiation therapy (imrt) with ion chambers of various volumes and tld detectors,” *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, vol. 23, no. 4, pp. 242–250, 2018.
- [38] D. A. Low, P. Parikh, J. F. Dempsey, S. Wahab, and S. Huq, “Ionization chamber volume averaging effects in dynamic intensity modulated radiation therapy beams,” *Medical physics*, vol. 30, no. 7, pp. 1706–1711, 2003.

- [39] S. S. Kumar, P. Sukumar, P. Sriram, D. Rajasekaran, S. Aketi, and N. Vivekanandan, “A patient-specific quality assurance study on absolute dose verification using ionization chambers of different volumes in rapidarc treatments,” *Medical Dosimetry*, vol. 37, no. 4, pp. 436–441, 2012.
- [40] J. G. Olmos, C. C. Juan, R. P. Llinares, V. C. Meseguer, F. L. Valverde, F. B. Pallarés, and J. P. Calatayud, “Octavius 4d: establecimiento del estado de referencia inicial y uso en rutina clínica de un dispositivo para verificaciones vmat,” *Revista de Física Médica*, vol. 16, no. 3, 2015.
- [41] J. Van Dyk, R. Barnett, J. Cygler, and P. Shragge, “Commissioning and quality assurance of treatment planning computers,” *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, vol. 26, no. 2, pp. 261–273, 1993.
- [42] W. B. Harms Sr, D. A. Low, J. W. Wong, and J. A. Purdy, “A software tool for the quantitative evaluation of 3d dose calculation algorithms,” *Medical physics*, vol. 25, no. 10, pp. 1830–1836, 1998.
- [43] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” *Medical physics*, vol. 25, no. 5, pp. 656–661, 1998.
- [44] T. Depuydt, A. Van Esch, and D. P. Huyskens, “A quantitative evaluation of imrt dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation,” *Radiotherapy and oncology*, vol. 62, no. 3, pp. 309–319, 2002.
- [45] B. Allgaier, E. Schüle, and J. Würfel, “Dose reconstruction in the octavius 4d phantom and in the patient without using dose information from the tps,” *PTW White Pap*, vol. 913, pp. 0–7, 2013.
- [46] C. Ferrer, C. Huertas, D. García, and M. Sáez, “Dosimetric characterization of a novel commercial plastic scintillation detector with an mr-linac,” *Medical Physics*, vol. 50, no. 4, pp. 2525–2539, 2023.

- [47] J. McCaffrey, B. Downton, H. Shen, D. Niven, and M. McEwen, “Pre-irradiation effects on ionization chambers used in radiation therapy,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 50, no. 13, p. N121, 2005.
- [48] S. S. Kumar, P. Sukumar, P. Sriram, D. Rajasekaran, S. Aketi, and N. Vivekanandan, “A patient-specific quality assurance study on absolute dose verification using ionization chambers of different volumes in rapidarc treatments,” *Medical Dosimetry*, vol. 37, no. 4, pp. 436–441, 2012.
- [49] L. Dong, J. Antolak, M. Salehpour, K. Forster, L. O’Neill, R. Kendall, and I. Rosen, “Patient-specific point dose measurement for imrt monitor unit verification,” *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, vol. 56, no. 3, pp. 867–877, 2003.
- [50] G. A. Ezzell, J. M. Galvin, D. Low, J. R. Palta, I. Rosen, M. B. Sharpe, P. Xia, Y. Xiao, L. Xing, and C. X. Yu, “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of imrt: report of the imrt subcommittee of the aapm radiation therapy committee,” *Medical physics*, vol. 30, no. 8, pp. 2089–2115, 2003.



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

# ACTA DE IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS

No. 00010

Matrícula: 2221801003

Mediciones de control de calidad paciente específico utilizando Octavius-4D, incluyendo el componente "chamber plate" y una cámara de ionización semiflex 3D

En la Ciudad de México, se presentaron a las 10:00 horas del día 16 del mes de mayo del año 2024 en la Unidad Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los suscritos miembros del jurado:

DRA. ELSA YAZMIN LEON MARROQUIN  
MTRO. JOSE ALFREDO HERRERA GONZALEZ  
DRA. OLIVIA AMANDA GARCIA GARDUÑO



ERIKA MUÑOZ MORAL  
ALUMNA

Bajo la Presidencia de la primera 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: ERIKA MUÑOZ MORAL

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

REVISÓ

MTRA. ROSALÍA SERRANO DE LA PAZ  
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

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

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

  
DR. ROMAN LINARES ROMERO

PRESIDENTA

  
DRA. ELSA YAZMIN LEON MARROQUIN

VOCAL

  
MTRO. JOSE ALFREDO HERRERA GONZALEZ

SECRETARIA

  
DRA. OLIVIA AMANDA GARCIA GARDUÑO