



UNIVERSIDAD
AUTÓNOMA
METROPOLITANA
Unidad Iztapalapa



Instituto Nacional
de Cancerología

Universidad Autónoma Metropolitana
Unidad Iztapalapa

División de Ciencias Básicas e Ingeniería
División de Ciencias Biológicas y de la Salud

Especialización en Física Médica Clínica

Idónea Comunicación de Resultados

**Programa de garantía de calidad paciente específico PSQA y uso
de VeriQA en el INCan**

Javier Arancibia Hernández
Alumno

Director de tesis
M. en C. José Alfredo Herrera González

Asesor de tesis de UAM-I
Dr. Juan Azorín Nieto

Índice

Abreviaturas	i
Resumen	ii
1. Introducción	1
1.1 Justificación	1
1.2 Hipótesis	2
1.3 Objetivos	2
2. Marco teórico	3
2.1 Radioterapia	3
2.2 Acelerador lineal.....	4
2.3 Interacción de partícula cargada con un medio.....	6
2.4 Interacción de fotones con la materia	8
2.5 Dosis absorbida	11
2.6 Cámara de ionización.....	11
2.7 Dosimetría.....	12
2.8 Sustitución de plásticos por agua.....	16
2.9 Cálculo de dosis absorbida usado maniquies plasticos con el formalismo del TRS-398	17
2.10 Sistemas de planificación de tratamientos TPS.....	20
2.11 Algoritmos de cálculo de dosis	21
2.12 Flujo de trabajo en un tratamiento de radioterapia.....	24
2.13 Garantía y control de calidad	26
2.14 Métodos de comparación de dosis	29
2.15 Verificación independiente	33
3. Metodología	34
3.1 Plan de verificación	34

3.2 Medidas puntuales	36
3.2.1 Fuentes de radiación.....	36
3.2.2 Conjunto dosimétrico	36
3.2.3 Arreglo geométrico del maniquí para medidas puntuales	39
3.2.4 Pre irradiación	40
3.2.5 Entrega del plan.....	41
3.3 Medidas con arreglos de detectores.....	41
3.3.1 Fuentes de radiación	41
3.3.2 Conjunto dosimétrico.....	41
3.3.3 Montaje del maniquí.....	45
3.3.4 Pre irradiación y entrega del plan.....	46
3.4 Cálculo independiente con Monte Carlo en VeriQA.....	47
3.4.1 PTW VeriQA	47
3.4.2 Comparación en maniqués homogéneos.....	48
3.4.2.1 Parámetros de cálculo, precisión y evaluación en VeriQA para las comparaciones en maniqués homogéneos.....	50
3.4.3 Comparación en anatomía del paciente.....	51
3.4.3.1 Parámetros de cálculo, precisión y evaluación en VeriQA para las comparaciones en anatomía del paciente.....	51
4. Resultados y discusión.....	52
4.1 Medidas puntuales	52
4.2 Medidas con arreglos de detectores y Octavius 4D	61
4.3 Validación del modelo de VeriQA	68
5. Conclusiones	74
6. Referencias	76

Abreviaturas

AAA – Anisotropic Analytical Algorithm (Algoritmo analítico anisotrópico)
AAARA “As accurately as reasonably achievable” (Tan exacto como razonablemente sea posible).
AAPM – American Association of Physicists in Medicine (Asociación Americana de Físicos en Medicina)
AP – Anteroposterior
CI – Cámara de ionización
CS –Convolución-superposición
CT – Computed Tomography (Tomografía computarizada)
DVH – Dose Volume Histogram (Histograma dosis volumen)
FFF – Flattening Filter Free (Sin filtro de aplanado)
GLOBOCAN – Global Cancer Observatory (Observatorio global del cáncer)
ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements (Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación)
IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy (Radioterapia de intensidad modulada)
INCan –Instituto Nacional de Cancerología de México
LBTE – Linear Boltzmann Transport Equations (Ecuaciones de transporte de Boltzmann lineales acopladas)
LINAC – Linear Accelerator (Acelerador lineal)
MC – Monte Carlo
MLC – Multileaf Collimator (Colimador multiláminas)
OAR – Organs at Risk (Órganos de riesgo)
OIEA – International Atomic Energy Agency (Organismo Internacional de Energía Atómica)
PA – Posteroanterior
PC – Partícula cargada
PDD – Percentage Depth Dose (Porcentaje de depósito de dosis a profundidad)
PET – Positron Emission Tomography (Tomografía por emisión de positrones)
PSDL – Primary Standard Dosimetry Laboratory (Laboratorio de dosimetría estándar primario)
PSQA – Patient Specific Quality Assurance (Garantía de calidad paciente específico)
QA – Quality Assurance (Garantía de calidad)
QC – Quality Control (Control de calidad)
RMI – Magnetic Resonance Imaging (Imágenes por resonancia magnética)
SBRT – Stereotactic Body Radiation Therapy (Radioterapia corporal estereotáctica)
SCD – Source to Chamber Distance (Distancia fuente cámara)
SCI – Software de cálculo independiente
SRS – Stereotactic Radiosurgery (Radiocirugía estereotáctica)
SSD – Source to Surface Distance (Distancia fuente superficie)
SSDL – Secondary Standard Dosimetry Laboratory (Laboratorio de dosimetría estándar secundario)
TPS – Treatment Planning System (Sistema de planeación de tratamientos)
TPR – Tissue Phantom Ratio (Razón tejido maniquí)
TRS – Technical Reports Series (Serie de reportes técnicos)
UH – Hounsfield Units (Unidades Hounsfield)
UM – Monitor Units (Unidad monitor)
VMAT – Volumetric Modulated Arc Therapy (Terapia de arco modulado volumétrico)

Resumen

El presente abarca el trabajo realizado en el Instituto Nacional de Cancerología de México (INCan) sobre garantía de calidad paciente específico (PSQA, por sus siglas en inglés) desde tres diferentes aristas: medidas puntuales con cámara de ionización (CI) en maniquí RW3, medidas con arreglos de detectores en maniquí Octavius y validación de la plataforma de cálculo independiente VeriQA.

El PSQA de medida puntual se realizó en el maniquí plástico RW3 con la cámara de ionización PinPoint 3D modelo 31022 de PTW, se obtuvieron 300 mediciones para cuatro diferentes aceleradores lineales (LINACS), cuyos resultados se muestran en histogramas por región anatómica de las diferencias porcentuales de la dosis calculada respecto de la dosis medida.

El PSQA utilizando el maniquí Octavius de PTW se realizó empleando los arreglos de cámaras de ionización denominados 1000 SRS y 1500. En el primero se midieron 33 planes de radiocirugía y en el segundo 18 planes de cáncer de próstata. Los resultados se presentan en forma de tablas con los porcentajes de aprobación de la evaluación gamma 3D.

Se presentan los resultados de las pruebas establecidas por el fabricante para la validación del modelo del haz de VeriQA, evaluando planes de campos estáticos y con colimación dinámica calculados sobre maniquíes homogéneos, planes de pacientes recalculados sobre maniquíes homogéneos y planes de pacientes calculados sobre su misma tomografía.

1. Introducción

1.1 Justificación

Durante el año 2024 las defunciones debidas a tumores malignos por diferentes tipos de cáncer como mama, próstata y pulmón estuvieron en el tercer puesto de las principales causas de muerte en México (95,108 defunciones) [1]. La radioterapia es un componente fundamental en el tratamiento contra el cáncer ya que aproximadamente 6 de cada 10 pacientes con diagnóstico de cáncer requiere de radioterapia en alguna etapa de su tratamiento [2].

Según el observatorio global del cáncer (GLOBOCAN) en 2022, se estimaron 20 millones de nuevos diagnósticos de cáncer, de los cuales aproximadamente 12.8 millones necesitaron radioterapia (con una tasa de uso estimada del 64 %) [3]. La tendencia global es que la aparición de nuevos casos de cáncer está en aumento, de tal manera que para 2050 se estiman 33.1 millones de nuevos diagnósticos de cáncer, con 21.2 millones que necesitarían radioterapia.

Organizaciones internacionales como la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés) reconocen que la garantía de calidad (QA, por sus siglas en inglés) es un proceso importante para revisar la exactitud del cálculo de dosis y detectar errores relevantes en la entrega del plan de tratamiento en radioterapia, contribuyendo a la seguridad de los pacientes y fidelidad del tratamiento [4]. La garantía de calidad paciente específico (PSQA) es una parte fundamental de un programa de garantía de calidad, muchos centros emplean ampliamente estos métodos de manera rutinaria para tomar decisiones previo a la entrega de un plan de tratamiento a un paciente.

El objetivo del PSQA es comparar la dosis calculada por el sistema de planeación de tratamientos (TPS, por sus siglas en inglés) contra una distribución de dosis obtenida de diferentes maneras, puede ser medida en un punto, con un arreglo de detectores en un maniquí o calculada de manera independiente. Esta última opción también es considerada una parte importante para la garantía de calidad [5].

Debido a la necesidad de la radioterapia y a la creciente cantidad de pacientes que la requiere, la manera en la que se realizan los tratamientos y su garantía de calidad debe ser sólido y práctico. Por lo que en el Instituto Nacional de Cancerología de México (INCan), es de suma importancia tener una metodología sólida para las mediciones de PSQA, la validación de una plataforma independiente del cálculo y así asegurar que lo que se obtiene en el TPS coincida con lo entregado en los tratamientos de radioterapia.

1.2 Hipótesis

La discrepancia entre la dosis entregada por los aceleradores lineales del INCan a un maniquí de agua sólida (homogéneo) y la dosis calculada por los distintos algoritmos del sistema de planeación, es menor al $\pm 5\%$ para las técnicas más complejas de tratamiento.

Se puede utilizar la plataforma de cálculo independiente Monte Carlo VeriQA de manera confiable para evaluar la exactitud en el cálculo de dosis de los planes del acelerador lineal Vital Beam.

1.3 Objetivos

Los objetivos del presente trabajo se dividen según los diferentes métodos de verificación: medidas puntuales, mediciones con arreglos de detectores y cálculo independiente con Monte Carlo VeriQA.

a) medidas puntuales

- Utilizar agua sólida y la cámara de ionización Pin Point 3D (PTW 31022) para realizar mediciones puntuales de diversos tipos de planes de tratamiento.
- Desarrollar una metodología para mapear los planes de tratamiento a un maniquí virtual que emule el material RW3 para las mediciones puntuales.
- Realizar medidas puntuales en los siguientes aceleradores lineales: True Beam, Vital Beam, Unique Performance 1 y Unique Performance 2.
- Analizar los resultados de medidas puntuales según la categoría de región de tratamiento.

b) medidas con arreglos de detectores

- Realizar un grupo reducido de mediciones con dos arreglos de detectores: 1500 (PTW) y 1000 SRS (PTW).

c) cálculos independientes con Monte Carlo Veriqa (PTW)

- Realizar los cálculos en el TPS para la validación de la plataforma de cálculo independiente VeriQA para el acelerador lineal Vital Beam.

2. Marco teórico

2.1 Radioterapia

La radioterapia es una rama de la medicina moderna que emplea radiación ionizante para tratar diferentes padecimientos, ampliamente utilizada para tratar pacientes oncológicos con intenciones curativas o paliativas (disminuir el dolor). Se divide en teleterapia y braquiterapia, la primera se refiere a los tratamientos con la fuente de radiación fuera del paciente, la segunda se refiere a cuando la fuente de radiación está en contacto directo o se introduce dentro del paciente. El presente trabajo aborda únicamente referentes a teleterapia.

El uso de radioterapia para la erradicación o el control de enfermedades malignas da como resultado que tanto los tejidos normales como los malignos sean irradiados y dañados [6, pág. 6]. El principal objetivo de la radioterapia es maximizar la dosis depositada en el tejido tumoral y minimizar la dosis en el tejido sano.

Las técnicas en radioterapia han avanzado en conjunto con las tecnologías disponibles al momento, abarcando desde tratar con campos abiertos, es decir, con campos cuadrados, hasta técnicas convencionales como conformal 3D donde el tamaño y forma de los campos de radiación se diseñan de acuerdo a las características del volumen a tratar de cada paciente. Con el desarrollo de capacidades de cómputo, tomografías computarizadas (CT, por sus siglas en inglés) e imágenes de resonancia magnética (RMI, por sus siglas en inglés) con excelente resolución espacial e información anatómica milimétrica, implementación de algoritmos de cálculo de dosis, imágenes funcionales, etc. Las técnicas de radioterapia se diversificaron, de tal manera que ahora se cuenta con técnicas como radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) y terapia de arco modulado volumétrico (VMAT, por sus siglas en inglés). Estas técnicas se utilizan en la actualidad para dar lugar a tratamientos más precisos y exigentes como la radiocirugía estereotáctica (SRS, por sus siglas en inglés) y radioterapia corporal estereotáctica (SBRT, por sus siglas en inglés).

En la técnica de IMRT se emplean múltiples haces de radiación espacialmente pequeños, modulando la fluencia de fotones administrados desde numerosas direcciones para producir una dosis homogénea dentro de la lesión similar a la de la radioterapia convencional, pero con una mejor conformidad, especialmente para volúmenes objetivo cóncavos o de otras formas complejas, evitando así el daño a los tejidos normales cercanos [6, pág 12]. La IMRT hace uso de algoritmos de planificación inversa para poder optimizar el patrón de radiación siguiendo restricciones clínicas.

VMAT es una forma de IMRT donde el gantry gira alrededor del paciente mientras cambia la modulación del haz y se administra la dosis. Es posible variar la velocidad del gantry, tasa de dosis, velocidad del colimador multiláminas (MLC, por sus siglas en inglés) y realizar movimientos de mesa [7, pág 819]. Se ha determinado que el VMAT requiere menos unidades

monitor (UM) ¹ que el IMRT convencional (de ventana deslizante) [7, pág 819]. El corto tiempo de tratamiento que se puede lograr con VMAT lo convierte en una opción favorable y altamente empleada para la administración de IMRT.

2.2 Acelerador lineal

Durante los tratamientos de teleterapia la radiación se genera y se entrega por medio de equipos llamados aceleradores lineales (LINACS), los cuales constan principalmente de los siguientes componentes: fuente de alimentación, magnetrón o klystron, pistola de electrones, sistema de guía de onda, guía de aceleración, y cabezal de tratamiento. El principio de funcionamiento se basa en acelerar electrones hasta energías de MeV para hacerlos interactuar con un blanco y mediante radiación de frenado generar un haz de rayos x altamente energéticos (modo rayos x). Los componentes que tienen lugar en la generación del haz se encuentran en el cabezal del equipo o gantry y se esquematizan en la figura 1.

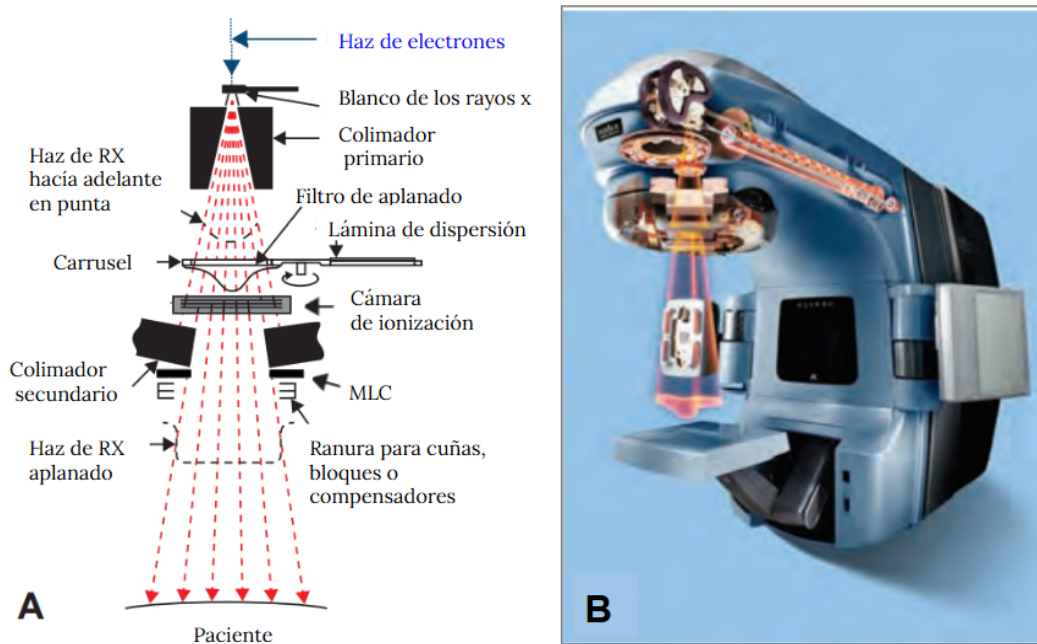


Figura 1. A: Componentes del cabezal modo rayos x (RX). B: Diagrama en corte transversal de un acelerador lineal. Modificado de [8, pág 46].

¹ Una unidad monitor (UM) es la cantidad de radiación que el acelerador entrega para depositar 1 cGy (centiGray, unidad de dosis absorbida) en un punto de referencia bajo condiciones de calibración estándar, típicamente a 10 cm de profundidad en agua con un campo de 10×10 cm², a una distancia fuente-superficie (SSD) o fuente-isocentro (SAD) de 100 cm y a una energía específica (por ejemplo, 6 MeV).

Colimador multiláminas (MLC)

Una parte fundamental de los LINACS es el MLC, introducido a mediados de 1990, hay diferentes tipos y maneras de implementar un MLC pero los empleados en los aceleradores usados en este trabajo consisten de un conjunto de láminas generalmente de Tungsteno agrupadas en dos bloques ortogonales al haz, uno de los bloques se mueven desde la izquierda hacia el eje central del haz y el otro bloque desde la derecha, como se muestra en la figura 2. Cada lámina se puede mover individualmente para definir una forma y adaptar el campo de radiación a la forma de la lesión y mejorar la protección de los tejidos sanos [7, pág 251]. Durante las técnicas de IMRT y VMAT el MLC se conforma no necesariamente a la forma completa de la lesión, si no que mantiene aperturas pequeñas de tal manera que al irradiar con el gantry a diferentes ángulos se logre la conformidad de dosis deseada.

Los sistemas de planeación de tratamientos en radioterapia (TPS) simulan las características principales del MLC correspondiente al acelerador, efectos como el espacio dosimétrico entre hojas ² y el efecto tongue and groove ³ son considerados para calcular la distribución y depósito de dosis absorbida.

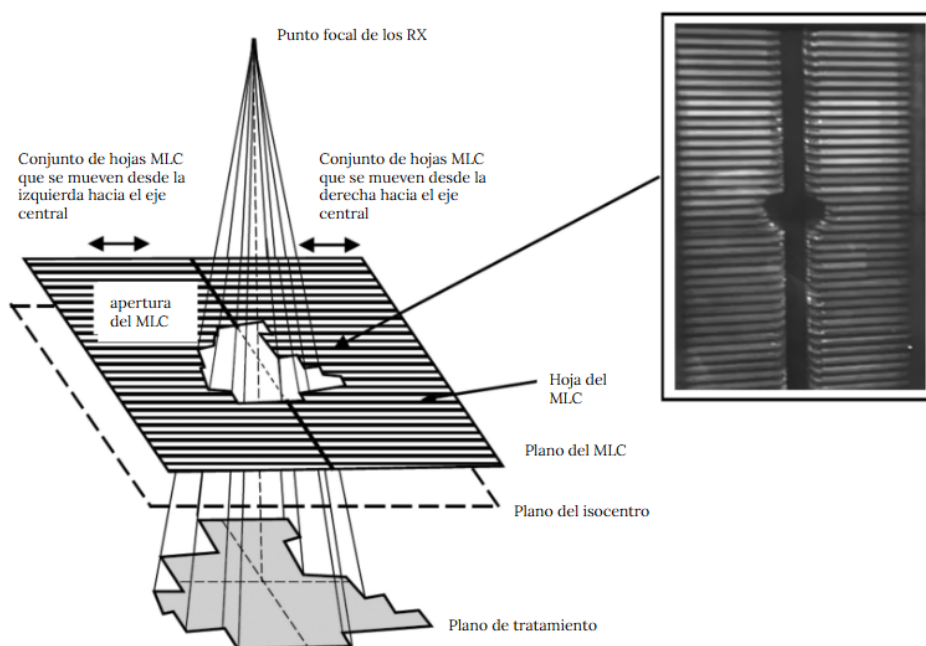


Figura 2. Colimador multiláminas (MLC) Modificado de [7, pag 228].

² La transmisión de radiación se debe a la forma que tiene el extremo de cada lámina del MLC.

³ Se debe al entrelazamiento de las láminas del MLC, puede resultar en una subdosificación en ciertos casos si un punto estuviera protegido por la lengüeta (o ranura) durante toda la duración del haz, la dosis en ese punto se reduciría en aproximadamente un 85 % [7, pág 743].

2.3 Interacción de partícula cargada con un medio

Los átomos de cualquier material están compuestos por un núcleo y electrones orbitales, ambos con carga eléctrica asociada, positiva y negativa respectivamente. Si la partícula cargada (PC) atraviesa algún material está sometida a experimentar la fuerza de Coulomb debido precisamente a su carga. Las interacciones de Coulomb con los electrones atómicos ligados son la principal vía por la cual las partículas cargadas (electrones, protones, etc.) pierden energía en los materiales y energías de interés en radioterapia [7,pág 26]

Las interacciones que la PC llegue a tener dependen del cómo y con qué interaccione, para ello se define el parámetro de impacto “b” como la distancia del centro del núcleo atómico a la trayectoria rectilínea inicial de la PC. El radio del átomo clásico se denota como “ r_a ”. Una vez definidos “ r_a ” y “b” podemos decir que las interacciones de la PC con los átomos del material que atraviesa se clasifican como se explica a continuación y se muestra en la figura 3 [9, pág 177]:

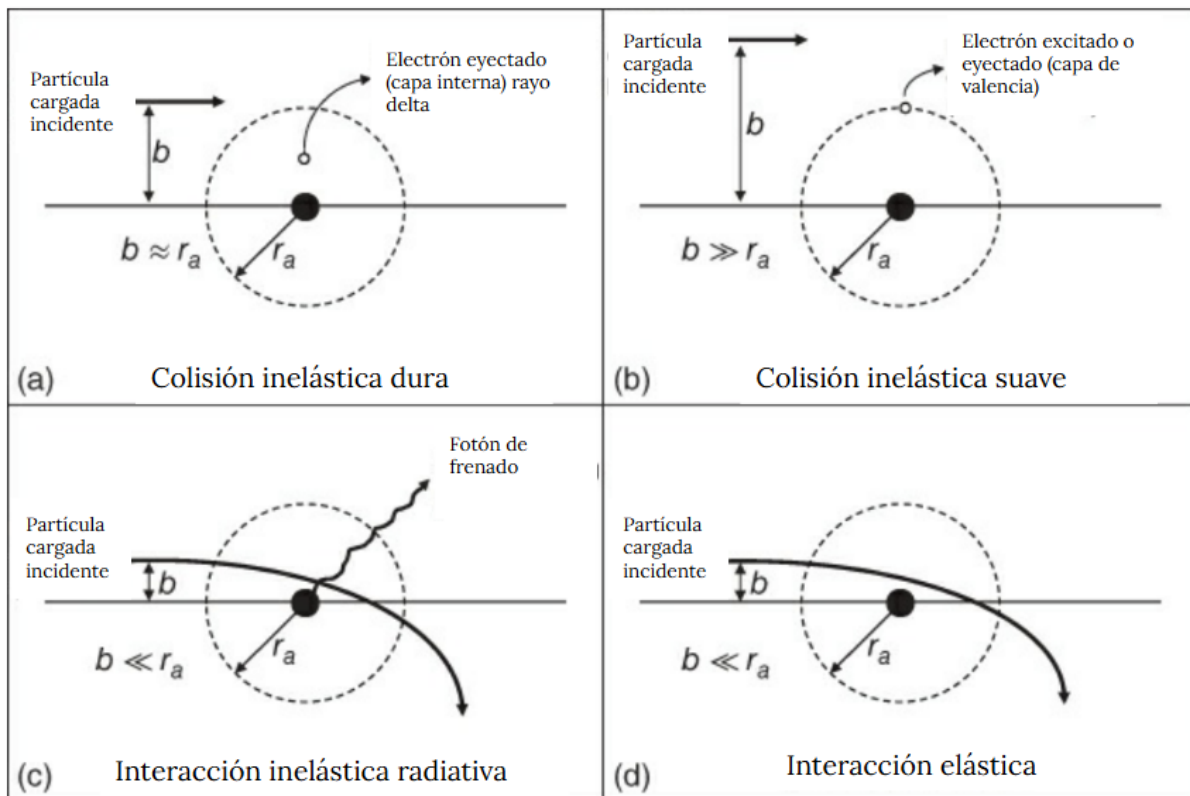


Figura 3. Tipos de interacción de partículas cargadas con un átomo, dependiendo del parámetro de impacto, b, respecto al radio atómico r_a . Modificado de [9, pág 177].

a) Colisiones inelásticas “duras” ($b \approx r_a$)

El término “duro” se emplea para hablar de una interacción de la PC con un solo electrón ligado, comúnmente de las capas internas y resulta en la expulsión de un electrón con una energía cinética apreciable, conocido como electrón de impacto (knock-on) o rayo δ . Las colisiones duras son mucho menos frecuentes que las suaves, pero sus contribuciones a la pérdida total de energía electrónica son comparables en magnitud [7, pág 27].

b) Colisiones inelásticas “suaves” ($b \gg r_a$)

Se dan cuando la PC rápida pasa por un átomo a una distancia relativamente grande y su campo de fuerza de Coulomb afecta al átomo en su conjunto, distorsionándolo, posiblemente con una excitación o ionización de un electrón de la capa de valencia (es decir, el más externo). Solo se puede transferir una pequeña cantidad de energía de la PC al átomo del medio absorbente, del orden de eV. Este tipo de colisiones son las más probables para PC, y representan aproximadamente la mitad de la energía transferida al medio absorbente. Como dato de interés la radiación de Cherenkov puede resultar de colisiones suaves [9, pág 178].

c) Interacción inelástica radiativa ($b \ll r_a$)

La interacción de la PC será con el núcleo atómico por medio de lo que se denomina radiación de frenado o bremsstrahlung. Este fenómeno se explica ya que la teoría electromagnética clásica predice que una PC acelerada emitirá radiación electromagnética con una amplitud proporcional a la aceleración de la partícula. Por lo que, cuando la PC pasa tan cerca del núcleo atómico su velocidad cambia y entonces emite radiación.

La probabilidad de que ocurra radiación de frenado es directamente proporcional con el cuadrado del número atómico del medio e inversamente con el cuadrado de la masa de la partícula incidente. Esta fuerte dependencia de la masa prácticamente impide la producción de bremsstrahlung por partículas cargadas distintas de electrones y positrones.

Durante este tipo de interacción la PC ligera no solo se desvía, sino que transfiere una fracción significativa (hasta el 100%) de su energía cinética al fotón de frenado, desacelerando significativamente en el proceso [9, pág 252].

d) Interacciones elásticas ($b \ll r_a$)

Al igual que el caso anterior también tienen lugar cuando el parámetro de impacto de la PC es mucho más pequeño que el radio atómico. La interacción coulombiana se dará principalmente con el campo eléctrico del núcleo y como resultado la PC sufrirá una deflexión en su trayectoria. Como su nombre indica son interacciones elásticas debido a que el estado inicial y final de energía del átomo es el mismo, por lo que no sucede ni excitación ni ionización. Este

tipo de interacción es mucho más importante para las partículas ligeras que para las pesadas y es el mecanismo dominante por el cual los electrones se desvían y la principal razón por la que siguen trayectorias tortuosas. [9, pág 252].

2.4 Interacción de fotones con la materia

Los fotones son partículas sin carga ni masa y son el componente fundamental de toda la radiación electromagnética, formando un amplio espectro que abarca desde las ondas de radio hasta los rayos gamma, el denominado espectro electromagnético. Los fotones pueden ser tratados como ondas electromagnéticas o como partículas debido a su comportamiento dual.

Los mecanismos por los cuales los fotones interactúan con la materia son efecto fotoeléctrico, dispersión Compton, producción de pares, reacciones fotonucleares y dispersión Rayleigh, sin embargo en el rango de energía de radioterapia nos interesan principalmente las primeras tres.

Efecto fotoeléctrico

Se trata de un efecto de absorción de energía, esquematizado en la figura 4. El fotón incidente interactúa con un electrón de las capas internas, cediendo toda su energía cinética $h\nu$, ocasionando que el electrón supere la energía de ligadura con el núcleo atómico E_B y resultando en un electrón liberado (denominado como fotoelectrón) con energía cinética E , como lo indica la expresión 1.

$$E = h\nu - E_B \quad (1)$$

El fotoelectrón liberado deja una vacancia en el orbital, la cual es ocupada por un electrón de una capa superior, pero cuando el electrón pasa de una órbita de mayor a menor energía emite un fotón (tercer postulado del modelo atómico de Bohr), la energía de este fotón depende de la diferencia de energía entre las capas adyacentes, por lo que es característico del átomo que lo emite, conociéndose esto como rayos x característicos. En consecuencia el efecto fotoeléctrico está acompañado de una cascada de rayos x característicos.

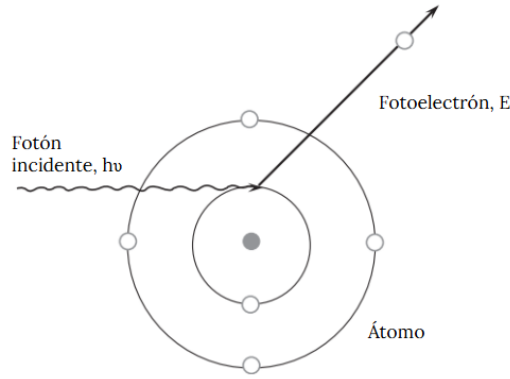


Figura 4. Efecto fotoeléctrico

La probabilidad de que ocurra la absorción por efecto fotoeléctrico por encima del borde de absorción k , es descrita en la expresión 2 por la sección eficaz ${}_a\sigma_{ph}$ ⁴, de donde se observa que esta aumenta aproximadamente como la cuarta potencia del número atómico (Z) del elemento con el que interacciona y es inversamente proporcional a la tercera potencia de la energía del fotón incidente ($h\nu$). Esto demuestra la predominancia del efecto fotoeléctrico a bajas energías fotónicas y a altos números atómicos [7, pág 44].

$${}_a\sigma_{ph} \cong \frac{kZ^4}{(h\nu)^3} \quad (2)$$

Efecto Compton

Se trata de un efecto de dispersión, esquematizado en la figura 5. El fotón incidente interacciona con un electrón en reposo y libre (de la capa de valencia), el fotón cede parte de su energía al electrón, lo que ocasiona que el fotón se disperse y disminuye su energía $h\nu'$, dado por la expresión 3 y cambie su dirección respecto a θ , el ángulo de dispersión. El electrón con el que fue la interacción se queda con la diferencia de energía del fotón incidente menos la del dispersado y recibe el nombre de electrón Compton o electrón de retroceso.

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 + \cos\theta)} \quad (3)$$

Donde $\alpha = \frac{h\nu}{m_e c^2}$ con m_e es la masa en reposo del electrón y c es la velocidad de la luz en el vacío.

⁴ La probabilidad de la interacción radiación materia se caracteriza por los coeficientes de interacción, el coeficiente de interacción fundamental es la sección eficaz σ , definida como el cociente de N por Φ , donde N es el número medio de dichas interacciones por entidad objetivo sometida a la fluencia de partículas Φ [10, pág 17].

La energía transferida al electrón Compton (es decir, absorbida) se depositará posteriormente relativamente cerca del punto de interacción (a lo largo de la trayectoria del electrón), mientras que el fotón secundario (es decir, dispersado) puede viajar mucho más lejos. [7, pág 45]. Gran parte de la región energética de la radiación utilizada en aplicaciones de radioterapia está dominada por el efecto Compton [9, pág 337].

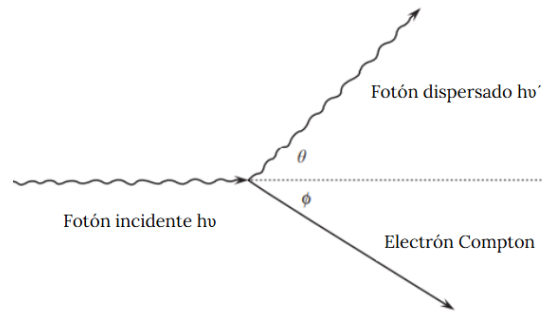


Figura 5. Esquematización del efecto Compton.

Producción de pares

Se llama así porque el fotón incidente es absorbido en el campo eléctrico del núcleo atómico y como resultado se genera un electrón (negatrón) y un positrón, figura 6. La generación de pares tiene una energía umbral de 1.02 MeV, que es dos veces el equivalente en energía de la masa en reposo del electrón.

La sección eficaz de la producción de pares aumenta con la energía de fotón y en valores muy por encima del umbral, varía aproximadamente con el cuadrado del número atómico Z .

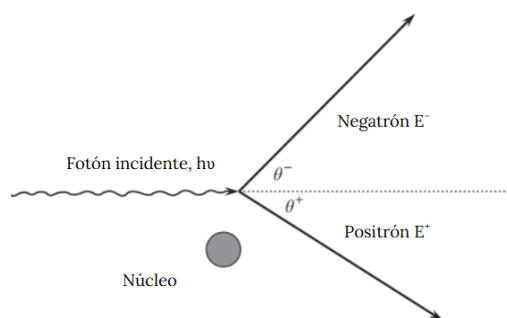


Figura 6. Esquematización de la producción de pares.

2.5 Dosis absorbida

La dosis absorbida, D , se define como el cociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía media impartida por radiación ionizante a una cantidad de masa dm . Como lo indica la expresión 4. El nombre que recibe la unidad de medida de dosis absorbida es el gray (Gy) con $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$. [10, pág 27].

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (4)$$

La energía media impartida, $\bar{\varepsilon}$, se define en un volumen de materia y es igual a la energía radiante media de todas las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que entran al volumen, R_{in} , menos la energía radiante media de todas las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que salen del volumen, R_{out} , más la suma media de todos los cambios de la energía en reposo de los núcleos y partículas elementales que ocurren en el volumen [10, pág 26], denotado en la expresión 5.

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (5)$$

2.6 Cámara de ionización

Las cámaras de ionización (CI) son el principal instrumento que se tiene en radioterapia clínica para realizar mediciones de dosis absorbida. Su principio de funcionamiento consiste en que la radiación ionizante ingresa a la cámara e interactúa con el material sensible para producir cargas secundarias, estas cargas son puestas en movimiento y colectadas gracias a los electrodos con voltaje. Las CI son el detector pero en conjunto con su cable que va conectado al electrómetro se tiene un dosímetro ⁵ o arreglo dosimétrico.

Un ejemplo de la estructura de una cámara de ionización cilíndrica se muestra en la figura 6, donde se aprecian sus componentes principales, como los electrodos donde se aplica un potencial de polarización entre la pared y el colector central, que está conectado directamente al electrómetro para la cuantificación de la carga colectada. Las CI usadas en radioterapia son abiertas para que el aire de su cavidad esté en contacto con el aire exterior.

Se utilizan las CI en radioterapia debido a que con ellas se puede medir la carga colectada generada por las interacciones de la radiación ionizante con el medio y relacionar la lectura de la cámara con la dosis absorbida en el medio, generalmente agua, usando la expresión 6 [7m pág 322].

⁵ Un dosímetro se define como cualquier dispositivo capaz de dar una lectura que represente una medida de la dosis absorbida depositada en su volumen sensible por radiación ionizante.

$$D_{agua} = \frac{Q}{\rho_{aire} V} \left(\frac{W_{aire}}{e} \right) S_{agua, aire} \quad (6)$$

Donde Q es la carga liberada durante la exposición a radiación.

La densidad del aire seco de la cavidad de la cámara es ρ_{aire} y el volumen es V .

La energía media necesaria para producir un par de iones dividida por la carga del electrón es $\frac{W_{aire}}{e}$, que para la radiación de fotones o electrones tiene un valor de 33.97 eV por par iónico.

$S_{agua, aire}$ es el cociente del poder de frenado electrónico másico en el agua y en el aire.

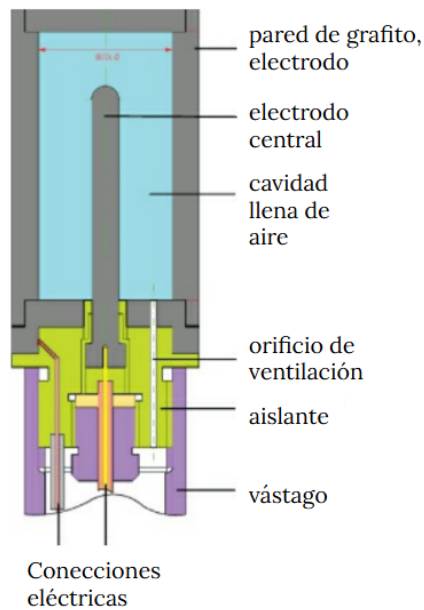


Figura 6. Esquema de una cámara de ionización cilíndrica, con cavidad de aire de 10 mm de diámetro y 20 mm de altura (modificado de [9, pag 772]).

La presentación de las cámaras de ionización es variada, en el área de dosimetría en radioterapia hay también dispositivos con múltiples micro cámaras de ionización dispuestas en arreglos especiales para realizar mediciones con gran resolución espacial. Un ejemplo de esto son los arreglos de detectores usados en este trabajo como el detector 1000 SRS.

2.7 Dosimetría

Se entiende por dosimetría las mediciones necesarias para caracterizar la salida del haz de radiación del acelerador lineal y conocer la cantidad de dosis absorbida en un medio. En radioterapia hay principalmente dos tipos de dosimetrías: relativa y de referencia.

Dosimetría relativa

Durante una dosimetría relativa se obtienen parámetros en términos porcentuales como el porcentaje de depósito de dosis a profundidad (PDD, por sus siglas en inglés), la razón tejido maniquí (TPR, por sus siglas en inglés), distribuciones de isodosis, perfiles de los haces transversales y factores de campo. Su objetivo es caracterizar el haz tanto en condiciones de referencia como en condiciones distintas a las de referencia para todas las posibles combinaciones de energías, tamaños de campo y disposiciones de distancia fuente a superficie (SSD, por sus siglas en inglés) o distancia fuente eje (SAD, por sus siglas en inglés) que se utilicen en los tratamientos de radioterapia [11, pág 112].

PDD

El $PDD(z)$ está definido como el cociente de la dosis absorbida en un punto a cierta profundidad del eje central del haz $D(z)$, entre la dosis absorbida a una profundidad de referencia, generalmente la profundidad a la que se alcanza la dosis máxima $D(z_{max})$, como lo indica la expresión 7. El PDD generalmente es medido a una SSD de 100 cm y un tamaño de campo definido. Para obtener medidas a diferentes profundidades la cámara de ionización se mueve en el eje central del haz.

$$PDD(z) = \frac{D(z)}{D(z_{max})} \times 100 \% \quad (7)$$

El PDD tiene una forma característica dependiendo si el campo de radiación es de fotones o electrones, en la figura 7 se observa una esquematización de la forma de un PDD de fotones.

TPR

Es la razón de tejido maniquí y se trata del cociente entre las dosis absorbidas a diferentes profundidades en un maniquí de agua, medidas con una distancia fuente cámara (SCD, por sus siglas en inglés) constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm en el plano de la cámara. A diferencia del PDD para las mediciones del TPR la cámara de ionización se mantiene siempre a la misma distancia de la fuente (en el isocentro) por lo que no se mueve, lo que cambia es la cantidad de agua que hay por encima del detector, por ello esta medida se considera como una medida hecha con geometría isocéntrica.

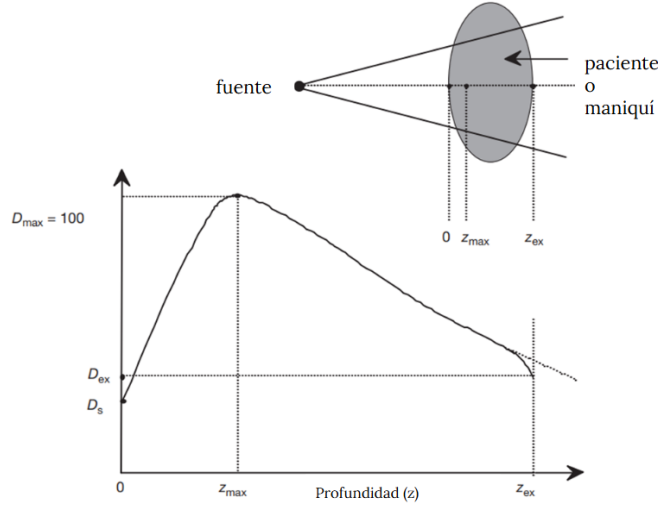


Figura 7. Esquematzación de un PDD de fotones de MV, marcados los puntos de dosis a superficie D_s , dosis máxima D_{max} , y dosis en la salida D_{ex} .

Un caso especial es el $TPR_{20/10}$, medida que el código de práctica internacional para la dosimetría en teleterapia a través de su colección de informes técnicos número 398 (TRS 398, por sus siglas en inglés) establece como el índice para caracterizar la calidad de un haz de fotones de alta energía, y es el cociente del TPR medido a una profundidad de 20 cm entre el TPR a una profundidad de 10 cm. La característica fundamental del $TPR_{20,10}$ es que no se ve alterado por la contaminación de electrones del haz incidente [11, pág 99].

Las medidas del PDD se relacionan con las de TPR usando la expresión 8, la cual es una ecuación de ajuste empírico obtenida a partir de una muestra de casi 700 aceleradores con filtro de aplanado, pero es válida también para haces de radiación sin filtro de aplanado (FFF por sus siglas en inglés) [11, pág 99].

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (8)$$

También se pueden relacionar usando solo el PDD medido a una profundidad de 10 cm, siguiendo la expresión 9. Sin embargo tanto la expresión 8 y 9 solo se deben de utilizar como una aproximación de la relación entre la $TPR_{20,10}$ y el $PDD(10)$, y no para calibrar haces.

$$TPR_{20,10} = -0.7898 + 0.0329 PDD(10) - 0.000166[PDD(10)]^2 \quad (9)$$

Perfiles

Las medidas de PDD y TPR por sí solas no son suficientes para caracterizar un haz de radiación que produce una distribución de dosis en un volumen tridimensional. Para representar las variaciones volumétricas o planares de la dosis absorbida, las distribuciones se representan mediante curvas de isodosis, que son líneas que pasan por puntos de igual dosis [8, pág 170]. Para construir las curvas de isodosis se requiere de mediciones de los perfiles del haz, los cuales muestran la variación lateral de la dosis respecto al centro del campo a una profundidad específica, un ejemplo de perfil del haz se muestra en la figura 8. Los perfiles de haz también sirven para evaluar la simetría y aplanado del haz de radiación.

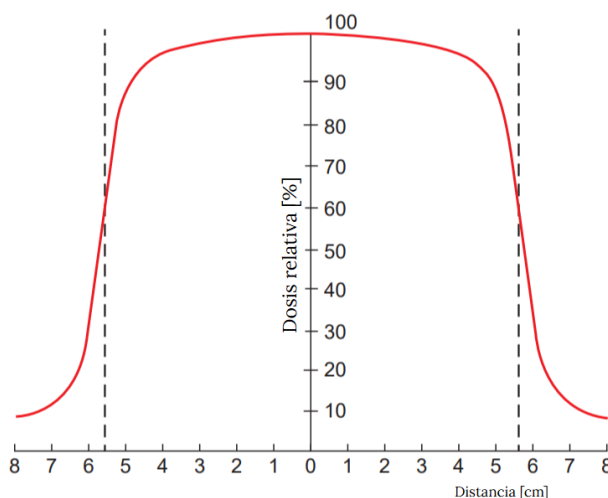


Figura 8. Ejemplo de un perfil de dosis de un haz de fotones de MV, distancia de la fuente a la superficie = 80 cm, profundidad = 10 cm, tamaño del campo en la superficie = $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Dosimetría de referencia

Se refiere a determinar la dosis absorbida en grays por unidad monitor en condiciones de referencia. La manera de calcular la dosis se hace siguiendo un código de prácticas basado en que la cámara de ionización tiene un coeficiente de calibración de dosis en agua, proporcionado directamente por un laboratorio de dosimetría estándar primario (PSDL, por sus siglas en inglés) o por un laboratorio de dosimetría estándar secundario (SSDL, por sus siglas en inglés) vinculado a un PSDL [7, pág 378]. Según el protocolo TRS 398, las medidas se realizan con la cámara de ionización cilíndrica dentro de un maniquí de agua. Las condiciones de referencia son tamaño de campo 10 cm x 10 cm, distancia fija de fuente a superficie (SSD) del maniquí de agua de 100 cm, a una profundidad de medición de 10 cm.

2.8 Sustitución de plásticos por agua

El agua es el medio de referencia empleado para realizar mediciones de la dosis absorbida en haces de fotones de MV y electrones de MeV, así lo enuncian los protocolos internacionales, sin embargo es permitido el uso de maniquies plasticos en placas equivalentes al agua (placas que no excedan los 2 cm de espesor cada una) para mediciones ordinarias de garantía de calidad o dosimetría relativa. Para ello se requiere haberlos analizado previamente mediante una tomografía para detectar burbujas o vacíos en el plástico, haber determinado el promedio de espesor y densidad de cada placa y comparado las mediciones hechas en el plástico con las obtenidas en agua [11].

Las ventajas de usar un maniquí sólido radican en que muchos detectores de radiación no son impermeables, son más útiles para mediciones rutinarias ya que tienden a ser más robustos y fáciles de configurar que los maniquies de agua [12]. En la clínica donde el tiempo máquina es limitado resulta más práctico realizar medidas rutinarias en un maniquí plástico pues el montaje, manejo y posicionamiento son más rápidos y fáciles comparado con el maniquí de agua líquida. Con la desventaja de que en estos maniquies el detector se encuentra fijo y no se puede mover en cualquier dirección como en los sistemas modernos de cubas de agua líquida.

Se deben tener en cuenta los siguientes aspectos en la sustitución de agua por plásticos [13, pág 372]:

1. El centro de la cámara debe estar posicionado a la misma distancia fuente detector que en el caso de un maniquí de agua líquida.
2. Las paredes de la cámara de preferencia deberán estar hechas del mismo plástico que el maniquí y la cámara deberá llenar el nicho donde se coloca en su totalidad entrando de forma justa, sin espacios, alrededor de la cámara y el vástago.
3. La profundidad d_p desde la superficie del maniquí de agua sólida al centro de la cámara debe ajustarse para producir la misma atenuación de fotones tal como ocurriese con la cámara en la profundidad d_{agua} en un maniquí de agua líquida.

Para obtener la corrección de profundidad debido al uso de plástico se toma el efecto Compton como el predominante por lo que las densidades electrónicas relativas del agua y del plástico se igualan y se obtiene la expresión 10 [13, pag 373].

$$d_p = \left[\frac{0.5538 \text{ g/cm}^3}{\rho_p (Z/A)_p} \right] d_{agua} \quad (10)$$

Sustituyendo los valores de densidad (ρ_p) y de $(\overline{Z/A})_p$ del maniquí RW3 ⁶ en la expresión 10, se obtiene que para lograr la misma atenuación a 10 cm de profundidad en agua líquida (z_{ref}), la cámara debe colocarse a 9.9 cm de profundidad en el plástico RW3 ($z_{eq, plastic}$).

$$d_p = \left[\frac{0.5538 \text{ g/cm}^3}{(1.045 \text{ g/cm}^3)(0.536)} \right] (10 \text{ cm}) = 9.88 \text{ cm} \simeq 9.9 \text{ cm en el maniquí de RW3}$$

La profundidad en un maniquí plástico sustituto de agua $z_{eq, plastic}$ es equivalente a la profundidad de referencia en agua z_{ref} . En general, un punto equivalente se define como un punto donde la fluencia de fotones es la misma [14, pág 45].

2.9 Cálculo de dosis absorbida usando maniquies plasticos con el formalismo del TRS-398

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) es el principal foro mundial intergubernamental de cooperación científica y técnica en la esfera nuclear [15], este organismo internacional regula el uso de la radiación ionizante en materia de salud, emite recomendaciones y una colección de informes técnicos (TRS, por sus siglas en inglés). Los reportes TRS 398 y 483 son los principales códigos internacionales de práctica para la determinación de dosis de referencia y relativas en teleterapia.

El formalismo indica que la lectura de la cámara de ionización debe ser corregida por las magnitudes de influencia, ya que el coeficiente de calibración de dosis en agua ($N_{D,w}$) sólo tiene validez para las condiciones de referencia en las que se hizo la calibración, estas correcciones se abordan a continuación.

K_{TP}

Por presión y temperatura (K_{TP}) ya que la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a la variabilidad atmosférica pues la cámara de ionización está abierta al aire. Esta corrección se aplica utilizando la expresión 11.

$$k_{TP} = \frac{(273.15 + T) P_o}{(273.15 + T_o) P} \quad (11)$$

Este factor se aplica para convertir la masa de aire en la cavidad a las condiciones de referencia. T_o y P_o son los valores de temperatura y presión respectivamente bajo los cuales la cámara de ionización fue calibrada, mientras que T y P son la temperatura en la cavidad y la presión de aire respectivamente. Para la cámara utilizada en este trabajo, la Pinpoint 3D 31022

⁶ RW3 es el material del maniquí de plástico equivalente al agua utilizado en este trabajo. Se hablará más de él después.

SN 152991, $T_o = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $P_o = 1013.25\text{ hPa}$. Y los valores de T y P fueron obtenidos al terminar la entrega de cada plan de verificación, tomando en cuenta las variaciones de la temperatura y presión dentro de la sala del búnker del LINAC.

K_{elec}

La calibración del electrómetro (K_{elec}). Es necesario corregir cuando la cámara de ionización se calibra separada del electrómetro. En este trabajo se considera que el factor de calibración para electrómetro tiene valor equivalente al de la unidad ya que el fabricante lo especifica así al hacer uso de sus equipos debidamente [16].

K_{pol}

El efecto que causa en la lectura de la cámara el uso de potenciales de polarización de polaridad opuesta es corregido con el factor K_{pol} obtenido con la expresión 12.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2|M|} \quad (12)$$

Donde M_+ y M_- son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa, respectivamente y M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad habitual, en este trabajo la polaridad habitual usada fue la que indica el fabricante como voltaje nominal (300 V). Cada lectura del electrómetro debe obtenerse después de la correcta estabilización de la cámara, indispensable también al cambiar de polaridad.

K_s

La corrección K_s es debido a que en la cavidad de la cámara de ionización se produce recolección incompleta de carga debido a la recombinación de iones. Se toman en cuenta la “recombinación general” que depende de la dosis por pulso en los haces como los de un acelerador lineal en radioterapia (haces pulsados) y la “recombinación inicial” que es la recombinación de iones formados por la trayectoria de una única partícula ionizante. Ambos efectos dependen del tipo de cámara, de la tensión de polarización aplicada y del tipo de haz utilizado (pulsado y barrido o solo pulsado).

La manera de obtener K_s corresponde al método de las dos tensiones, de acuerdo con la expresión 13, donde para su aplicación se presupone una dependencia lineal entre $1/M$ y $1/V$ y se utilizan las cargas recolectadas M_1 y M_2 (corregidas por K_{pol}) obtenidas con las tensiones de funcionamiento normal V_1 y obtenida con una tensión menor V_2 , con la razón $n = V_1/V_2$ mayor o igual a 3. Los valores de a_i son constantes proporcionados en el informe técnico.

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (13)$$

Finalmente la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia Z_{ref} para un haz de fotones de calidad Q y sin cámara, medida en un maniquí plástico se determina por medio de la expresión 14.

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_{plastic,Q}(z_{eq,plastic}) N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0} k_Q^{w,plastic} \quad (14)$$

En donde $M_{plastic,Q}(z_{eq,plastic})$ es la lectura de la cámara de ionización en el maniquí de plástico corregido por las magnitudes de influencia K_{TP} , K_{elec} , K_{pol} y K_S vistas anteriormente. El coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara a la calidad de referencia Q_0 es N_{D,w,Q_0} y K_{Q,Q_0} es un factor de corrección que depende del tipo de cámara empleada y corrige el coeficiente de calibración por la diferencia entre la calidad del haz de referencia y el que se utiliza.

Debido a que la ionización en RW3 es inferior a la del agua [17], se introduce un factor de corrección $h_{w/m}$ que depende tanto de la energía como de la profundidad de medición y el tamaño de campo, dicha dependencia se muestra en la figura 9.

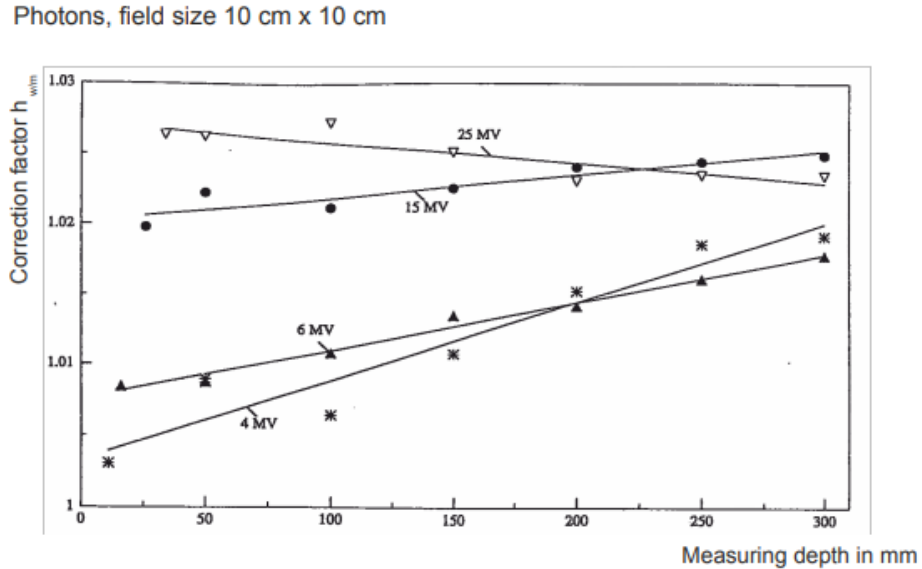


Figura 9. Valores de corrección por el uso de plástico RW3, $h_{w,m}$, para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a diferentes profundidades y energías.

$k_Q^{w,plastic}$ se denomina factor de conversión de dosis maniquí y puede ser determinado experimentalmente como el cociente de las lecturas de la cámara de ionización corregidas por cantidades de influencia en el maniquí de agua a profundidad Z_{ref} y en el maniquí de plástico a profundidad $Z_{eq, plastic}$. En este trabajo el factor $k_Q^{w,plastic}$ se tomó de las especificaciones del fabricante, correspondiente a los valores de $h_{w,m}$ presentados en la figura 9.

2.10 Sistemas de planificación de tratamientos TPS

El sistema de planificación del tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés) es un componente esencial de la radioterapia. Los TPS son utilizados por el físico médico o dosimetrista para planificar la disposición de los haces, las energías, los tamaños de campo, los patrones de fluencia y los modificadores que proporcionan distribuciones de dosis óptimas para tratar enfermedades y minimizar la dosis en los tejidos sanos. La precisión de los cálculos de dosis es fundamental para una administración segura y eficaz del tratamiento [18]. En el TPS se incorporan las mediciones de la dosimetría relativa, de referencia y otros parámetros que caracterizan la salida del haz, y sirven como fundamento para que la distribución de dosis que se calcule en la creación de los planes de tratamiento sea conforme a las características propias del haz que se tiene, este proceso es denominado comisionamiento.

TPS Eclipse

El INCan cuenta con el sistema de planeación Varian Eclipse™ (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, USA) Versión 16.1, el cual es la herramienta de software principal de todo el flujo de trabajo, desde la importación de las imágenes DICOM ⁷, delimitación de los volúmenes de interés, planificación y entrega del tratamiento, revisión de imágenes de verificación, entre otras funciones.

En la parte de planificación del haz externo, correspondiente a la parte donde el físico médico planifica y calcula la dosis de los tratamientos de teleterapia. En el INCan se cuenta con dos algoritmos de cálculo de dosis: AAA y Acuros XB. Sin embargo existen más algoritmos de cálculo como lo son Monte Carlo o pencil beam, siendo este último inaceptable cuando se desea realizar correcciones por la heterogeneidad del medio en un haz de fotones [18].

⁷ DICOM es la abreviación en inglés de Imágenes Digitales y Comunicaciones en Medicina y es un formato estándar de imágenes para el correcto funcionamiento e interconexión de sistemas destinados para la creación, almacenamiento, visualización, envío, recuperación, consulta, procesamiento e impresión de imágenes médicas; evitando la pérdida de información para que los usuarios accedan a ella bajo las mismas condiciones [19].

2.11 Algoritmos de cálculo de dosis

AAA

AAA es la abreviación de Algoritmo Analítico Anisotrópico y pertenece al tipo de algoritmos de superposición de convolución (CS), este algoritmo funciona modelando tres fuentes por separado: fotones primarios, fotones extrafocales y electrones contaminantes. Cada fuente tiene asociada una fluencia, una función de densidad de depósito de energía y un kernel de dispersión (que son datos precalculados que describen la dispersión en un medio a energías de partículas específicas, muchas veces calculados previamente con método Monte Carlo).

AAA considera las inhomogeneidades al escalar anisotrópicamente (diferente según la dirección) los kernels de dispersión que modelan la dispersión lateral de energía, el escalado se hace según la densidad electrónica del medio irradiado, por otro lado las funciones de densidad de depósito de energía experimentan un escalado de densidad en la dirección de los haces puntuales [20]. Cada contribución generada por los haces puntuales de las tres fuentes se convoluciona para obtener la energía total depositada y la dosis absorbida se calcula con la superposición de las contribuciones de los haces puntuales como lo ejemplifica la figura 10.

El término analítico en el nombre del algoritmo se debe a que la convolución del kernel de dispersión se realiza analíticamente.

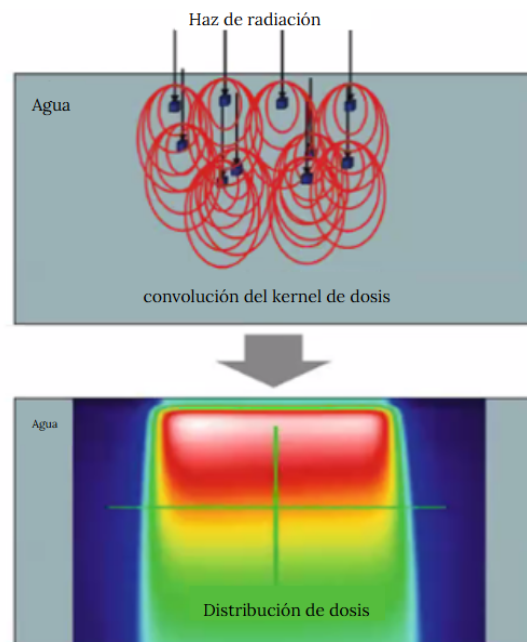


Figura 10. Esquematización de la contribución de cada kernel y su convolución en la distribución de dosis según el algoritmo AAA.

Se ha reportado que cuando se compara la dosis medida contra la distribución de dosis calculada por un algoritmo CS, como AAA, existen desviaciones en los valores medidos en y alrededor de medios heterogéneos, de tal manera que demuestran una subdosificación sistemática de AAA con una discrepancia promedio de $2.9 \pm 1.2\%$ cuando el algoritmo AAA se implementa en regiones distales a las interfaces del tejido pulmonar, esto se observó en estudios usando haces laterales con maniqués antropomórficos, diferencias que no se observaron en maniqués con placas rectangulares [21].

Acuros XB

El algoritmo de cálculo de dosis Acuros XB fue desarrollado y descrito en detalle por Failla et al. e introducido como un producto clínico en 2015 [22]. Se trata de un algoritmo que resuelve el sistema tridimensional independiente del tiempo de ecuaciones de transporte de Boltzmann lineales acopladas (LBTE).

LBTE describen el transporte macroscópico de la radiación ionizante a través de un medio, los métodos que se utilizan para resolver de forma determinista están basados en mallas mediante la discretización en el espacio, el ángulo y la energía, y utilizan métodos numéricos para resolverlas iterativamente. Al igual que AAA, el modelo de Acuros consta de radiación primaria, extrafocal y contaminación electrónica, sin embargo la fluencia de dosis de radiación dispersa se calcula sin usar kernels previamente estimados. Los pasos que sigue Acuros para el cálculo de dosis son los siguientes [23]:

1. Transporte de la fluencia del modelo de fuente al paciente
2. Cálculo de la fluencia de fotones dispersos en el paciente
3. Cálculo de la fluencia de electrones dispersos en el paciente
4. Cálculo de la dosis

Acuros debe trazar los rayos para cada haz desde la fuente hasta al paciente, por lo que el paso 1 se repite para calcular la fluencia de fotones y electrones no colisionados para cada fuente, una vez hecho esto para todos los haces se realizan los pasos 2,3 y 4, los cuales se realizan una sola vez para el cálculo. Es importante decir que lo que se obtiene de la solución de las LBTE es la fluencia, no la dosis absorbida, esta puede derivarse de la fluencia; sin embargo, la mayoría de los algoritmos de cálculo de dosis no determinan explícitamente la distribución de la fluencia en el paciente [24].

El algoritmo de Acuros debe conocer el material de cada vóxel, lo cual se logra con una lista de materiales donde a partir de las Unidades Hounsfield (UH) ⁸ del vóxel se conoce la densidad másica lo cual permite identificar el material [23].

⁸ Las unidades Hounsfield (UH) son el número que caracteriza los valores de la escala de grises de cada vóxel de la CT y tienen un valor cuantitativamente significativo que depende del coeficiente lineal de atenuación del material. El cero de la escala de UH es el agua [25].

Monte Carlo

Un algoritmo ideal de cálculo de dosis debería simular cada partícula que emite el acelerador lineal y cada una de las interacciones que tienen en el medio que recorren, así como las partículas que se derivan de las interacciones para determinar el depósito total de energía en el medio. Esto no es posible porque simular en su totalidad los procesos físicos que ocurren en el acelerador y en medio implican una cantidad enorme de tiempo. Lo más cercano a esto es el método estocástico Monte Carlo, simulación basada en un muestreo aleatorio de las interacciones de la radiación con la materia [7, pág 604].

En radioterapia se considera el método Monte Carlo como el algoritmo estándar de oro para el cálculo de dosis. Funciona simulando una gran cantidad de partículas que interactúan como lo harían los electrones con el blanco. Así se simula con exactitud y precisión la salida del acelerador, con tiempos de demora razonables. La siguiente parte del cálculo consiste en simular de manera realista las interacciones radiación materia que hay en el medio, cuya probabilidad depende de la sección transversal que depende a su vez de la energía. Estas secciones transversales se conocen con precisión [23, pág 27].

Para cada fotón simulado el algoritmo Monte Carlo debe [7, pág 606]:

1. Seleccionar la energía, la dirección y la posición inicial del fotón basándose en el muestreo de la distribución de fotones incidentes y transportar el fotón hasta la primera interfaz.
2. Seleccionar la distancia a la primera interacción y transportar el fotón hasta este punto de interacción.
3. Seleccionar el tipo de interacción (dispersión Compton, fotoeléctrica, producción de pares, dispersión de Rayleigh)
4. Seleccionar la dirección, la energía, de las nuevas partículas generadas y colocarlas en una lista de partículas secundarias que se seguirá más adelante.
5. Transportar el fotón disperso hasta que abandone la geometría o alcance un límite de energía predeterminado.
6. Transportar el electrón secundario. Registrar los rayos δ y los fotones de radiación de frenado producidos.
7. Registrar la energía depositada y los espectros de fluencia en la región de interés.
8. Repetir los pasos 1 a 7 para muchas más partículas hasta que las cantidades registradas alcancen una incertidumbre estadística suficientemente baja.

Existen diferencias entre la exactitud de los diferentes algoritmos de cálculo de dosis según sea las condiciones bajo las cuales son evaluados, las situaciones en la que los algoritmos analíticos tienen complicaciones son en regiones heterogéneas del cuerpo, como el tórax y en campos pequeños. Cualquier método de cálculo de dosis que no tenga en cuenta fielmente el

transporte de electrones secundarios no predecirá correctamente la dosis en tales situaciones [7, pág 613]. Por la naturaleza de las simulaciones Monte Carlo este problema no existe, por lo que lo convierte en una herramienta poderosa para cálculo de depósito de dosis y para el aseguramiento de la calidad en radioterapia, incluso en situaciones de condiciones extremas de desequilibrio [26].

2.12 Flujo de trabajo en un tratamiento de radioterapia

Una vez se haya decidido que el paciente recibirá un tratamiento de radioterapia el proceder general que se realiza consiste en los siguientes pasos:

1. Realizar una tomografía computarizada del paciente con los aditamentos de fijación e inmovilización necesarios para la reproducibilidad de la posición del paciente durante la entrega de tratamiento, a este paso se le conoce como simulación.
2. Sobre la tomografía y empleando otros estudios de imagen como resonancia magnética, PET CT y la información clínica, el médico radio oncólogo realiza el contorno de los órganos de riesgo (OAR, por sus siglas en inglés) que se desee evaluar, del volumen objetivo de planeación (PTV, por sus siglas en inglés) derivado del volumen objetivo clínico (CTV, por sus siglas en inglés) y del volumen tumoral palpable (GTV, por sus siglas en inglés). Es recomendable que cuando se le considere necesario también definir un volumen objetivo interno para compensar los movimientos fisiológicos internos y la variación en el tamaño, la forma y la posición del CTV. También se puede contornear un volumen de órgano en riesgo de planificación (PRV, por sus siglas en inglés) el cual es un margen a un OAR para compensar sus movimientos, tanto internos como de configuración [36]. La relación entre estos volúmenes se esquematiza y muestra en la figura 11.

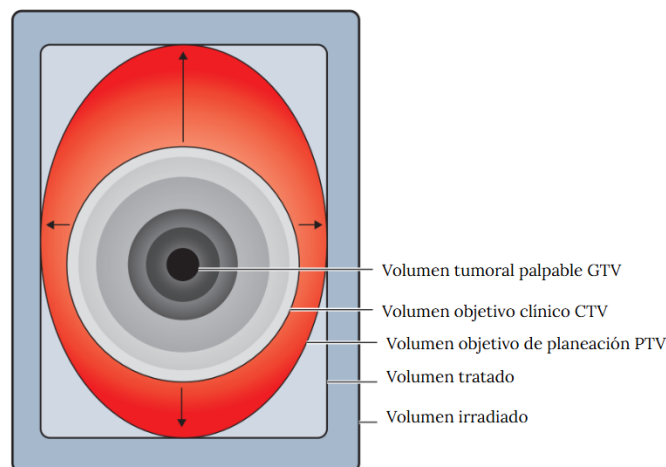


Figura 11. Ilustración esquemática de los volúmenes ICRU delimitados por el médico radio oncólogo. Modificado de [8].

3. Una vez que el médico delimita las regiones a tratar y define la dosis y el fraccionamiento deseado para el tratamiento, el físico médico o dosimetrista realiza la creación del plan de tratamiento definiendo la geometría de irradiación, energía, selecciona el algoritmo de cálculo adecuado para la distribución de dosis y optimiza la cobertura del PTV y protección de los órganos de riesgo.
4. El plan propuesto es evaluado considerando las restricciones clínicas que se desean lograr y en función de eso decidir si es apto, en cuyo caso se aprueba.
5. El plan específico de cada paciente debe ser sometido a un aseguramiento de calidad, denominado como PSQA por sus siglas en inglés.
6. Si el resultado del PSQA del plan es favorable sigue la entrega del tratamiento y el monitoreo del paciente.

Curva de calibración del CT simulador

Los algoritmos de cálculo de dosis se basan en el uso de una tomografía del paciente para crear un modelo del paciente. El modelo permite calcular la distribución de dosis que resulta del transporte de radiación del plan creado en el sistema de planeación. Para que dicho modelo funcione a un nivel de exactitud requerido en radioterapia, se requiere una resolución espacial de la imagen en concordancia con la técnica empleada, un sistema de localización que permite tener un correregistro espacial entre el sistema de planeación y el sistema espacial del acelerador, y por último requiere información de la densidad o densidad electrónica del medio que atraviesa la radiación para tomar en cuenta las distintas propiedades de interacción de las estructuras anatómicas que pueden tener un intervalo amplio, desde el tejido pulmonar hasta hueso, que implican por ejemplo distintas propiedades de atenuación.

Para proveer al sistema de planeación de la información de la densidad electrónica o densidad másica de las estructuras anatómicas, se emplea una curva de calibración asociada al tomógrafo del servicio de radioterapia que permite relacionar las Unidades Hounsfield (UH) con la densidad electrónica relativa al valor del agua. Para crear dicha curva de calibración se utiliza un maniquí especializado, como se muestra en la figura 12, consiste en una serie de insertos de materiales de distintas densidades que son conocidas.

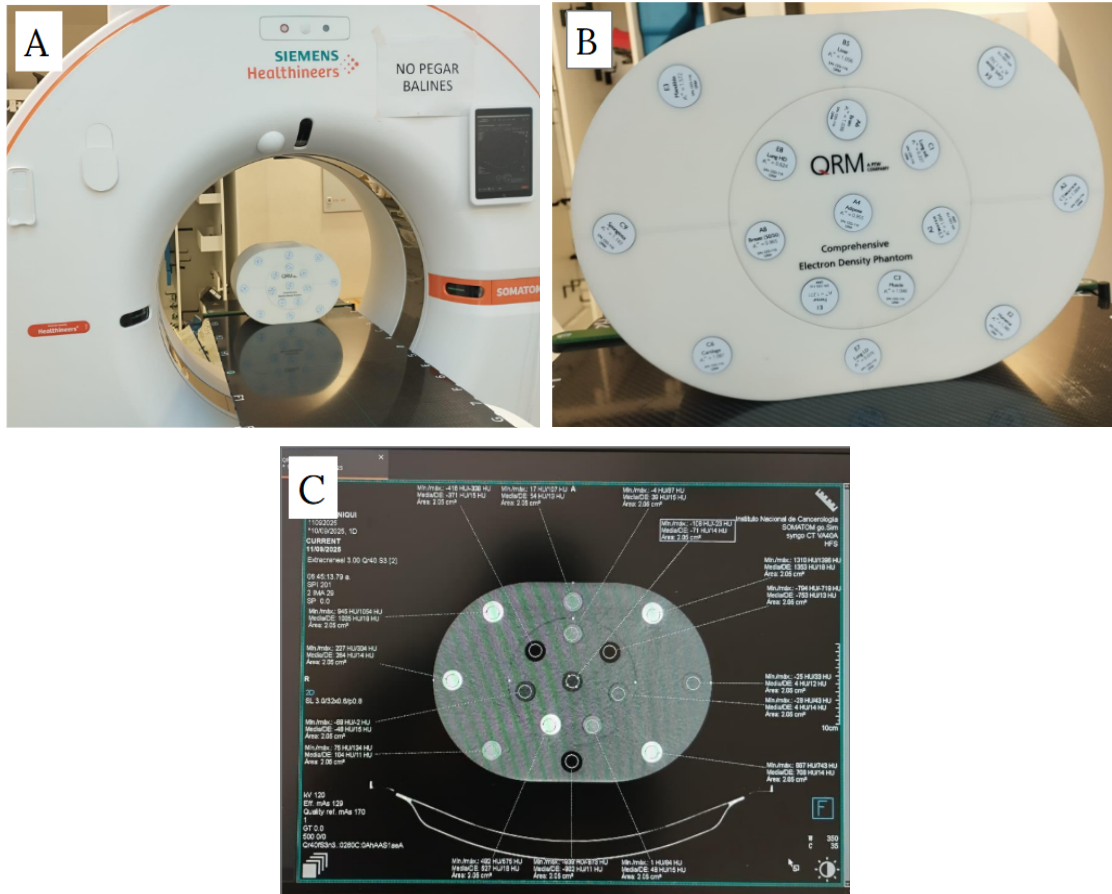


Figura 12. A) Maniquí con insertos para la curva de calibración de UH del CT simulador. B) Densidades electrónicas y materiales de los insertos del maniquí. C) Selección de UH en regiones de interés (ROIs).

2.13 Garantía y control de calidad

Abreviado como QA por sus siglas en inglés, se refiere a “todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar la confianza suficiente en que un producto o proceso cumplirá con los requisitos de calidad establecidos” [27]. El control de calidad (QC) es el proceso regulatorio mediante el cual se mide el desempeño real de un proceso, comparándolo con los estándares existentes, y las acciones necesarias para mantener o recuperar la conformidad con los estándares. Sin estándares de calidad no se puede evaluar la calidad ya que al no conocer los criterios aceptados no se puede evaluar la actividad en cuestión.

Los programas de garantía de calidad bien organizados en el departamento de radioterapia ofrecen dos beneficios. El primero es que ayudan a minimizar la incertidumbre en la radioterapia, lo que proporciona una buena precisión en el proceso terapéutico. El segundo es que reducen la posibilidad de errores o eventos adversos y proporcionan un marco para la

evaluación sistemática, la notificación no punitiva y el aprendizaje de los errores cuando ocurren [28].

La precisión en el proceso de radioterapia es necesaria debido a que las curvas de respuesta a la radiación, como la que se observa en la figura 13, tienen una ventana de operación estrecha, es decir, un cambio en la dosis absorbida por los tejidos puede desencadenar en una pérdida de control tumoral o daño al tejido normal, perdiendo la fiabilidad del tratamiento.

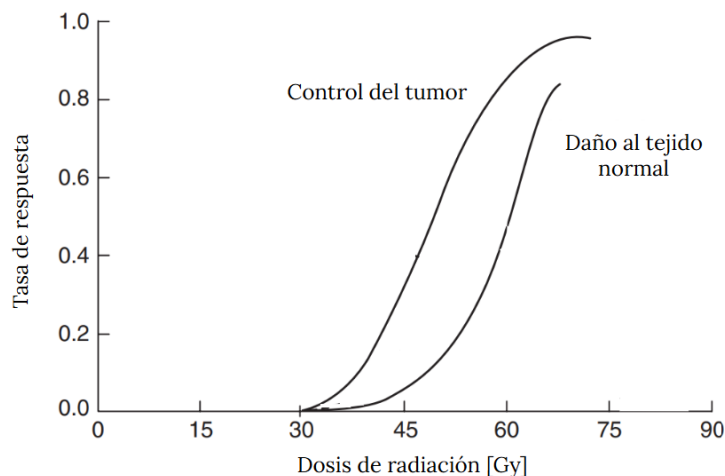


Figura 13. Curvas de respuesta en función de la dosis aplicada al tumor: probabilidad de control tumoral (PCT) y probabilidad de complicación en tejido normal (PCTN).

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) recomendó que la exactitud general en la dosis de radiación administrada al paciente sea del 5% [29], sin embargo, esta afirmación se realizó en 1976, donde las técnicas de radioterapia eran diferentes a las actuales. También una sola afirmación sobre los requisitos de exactitud en radioterapia es una simplificación excesiva, una de las recomendaciones del OIEA es que todas las formas de radioterapia deben aplicarse con la mayor precisión posible teniendo en cuenta los factores técnicos y biológicos [30], teniendo el acrónimo de AAARA “as accurately as reasonably achievable” (tan exacto como razonablemente sea posible).

Un análisis más detallado de las incertidumbres asociadas con la radioterapia muestra que se requiere una exactitud del 3% en el cálculo de la dosis para obtener una exactitud general del 5% en la dosis administrada al paciente [31].

Terminología

A continuación se enlistan definiciones empleadas en el ámbito de mediciones, que sirven para tener terminología en común con organizaciones internacionales y son de especial interés en el ámbito de radioterapia [28].

Exactitud. Se refiere a qué tan cerca está la medición respecto de su valor verdadero.

Veracidad. Es tener una gran cantidad de resultados de pruebas, obtener su promedio y ver qué tan cerca se está del valor verdadero aceptado.

Precisión. Es tener resultados de la misma medición repetida y ver la cercanía que tienen unos con otros.

Error. Es la diferencia entre la cantidad medida y el valor de referencia. No se refiere a equivocación.

Error sistemático. Es la desviación constante del valor verdadero en un conjunto de resultados de mediciones. Una vez conocido el error sistemático se puede corregir al aplicar una corrección.

Error aleatorio. Se produce cuando al realizar la misma medición repetidamente existen variaciones que dan lugar a valores medibles inconsistentes.

Incertidumbre. Es un parámetro que caracteriza la dispersión de los valores obtenidos de mediciones repetidas, cuyos datos se pueden representar mediante una distribución estadística que puede resumirse con cantidades estadísticas específicas como la media, moda, desviación estándar y varianza.

Incertidumbres tipo A. Son las incertidumbres que pueden evaluarse con métodos estadísticos.

Incertidumbres tipo B. Son aquellas incertidumbres que se determinan diferente a métodos estadísticos.

Tolerancia. Es un límite permisible que de ser superado se requiere una acción correctiva. Desde la perspectiva de la garantía y control de calidad (QA/QC) el término tolerancia debe de evitarse.

Nivel de acción. Cuando el valor medido difiere del valor de referencia, una respuesta inmediata es necesaria cuando la diferencia sobrepasa el nivel de acción, en cuyo caso se restablecería el sistema para que cumpla con el rango de valores normalmente aceptado, de no ser posible, el procedimiento debe restringirse a situaciones clínicas en las que el rendimiento inadecuado no tenga relevancia clínica o sea aceptable y comprensible.

Como se observa en la representación de la figura 14, al aumentar la precisión y la veracidad, aumenta también la exactitud y disminuye la incertidumbre. La veracidad se ve afectada en gran medida por los errores sistemáticos y la precisión por los errores aleatorios.

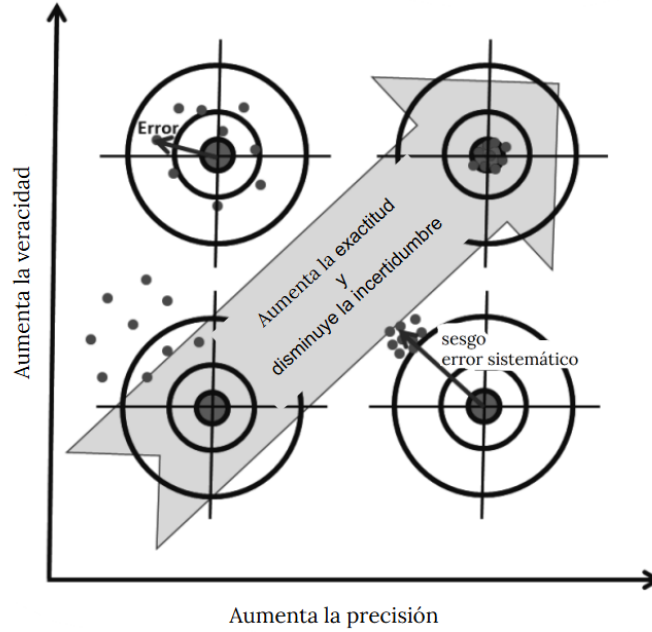


Figura 14. Relación entre precisión, veracidad, exactitud e incertidumbre.

2.14 Métodos de comparación de dosis

Diferencia de dosis absorbida, DD.

Se trata de la comparación más intuitiva y consiste en obtener la diferencia numérica δ resultante de comparar la dosis evaluada (D_e) que es la dosis calculada por el TPS y la dosis de referencia (D_r) que la dosis medida, localizados espacialmente en los puntos $\vec{r}_e$ y $\vec{r}_r$ respectivamente, como lo indica la expresión 15. Los puntos de localización son muestreados en las mismas posiciones pero en distribuciones diferentes.

$$\delta(\vec{r}_r, \vec{r}_e) = D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r) \quad (15)$$

Esta prueba es una primera aproximación sobre la concordancia entre dos puntos en dos distribuciones de dosis. Se basa únicamente en comparar la dosis punto a punto pero no da información espacial de la ubicación donde la dosis fue absorbida.

La prueba de diferencia de dosis (DD) es altamente sensible en regiones con altos gradientes de dosis, donde con pequeños cambios en la posición de medición hay diferencias abruptas entre la dosis evaluada y la de referencia.

Prueba distancia al acuerdo, DTA.

El concepto de esta métrica fue introducido en 1993 como una manera de comparar la dosis calculada por el sistema de planeación y la dosis medida pero tomando en cuenta la distancia a la cual se alcanza la dosis esperada [32]. El resultado que devuelve esta prueba es la diferencia espacial aproximada entre dos distribuciones de dosis, donde la diferencia espacial es la distancia mínima entre un punto de referencia y un punto en la distribución de dosis calculada con la misma dosis, como lo muestra la expresión 16.

$$d(\vec{r}_e) = \min |\vec{r}_r - \vec{r}_e| \forall \vec{r}_e \quad (16)$$

La prueba DTA responde correctamente en regiones de gradientes pronunciados, sin embargo en regiones de bajo gradiente es hipersensible pues ante una pequeña diferencia de dosis puede causar que ambas dosis se separen espacialmente en su ubicación.

A diferencia de la prueba DD la selección de cuál distribución se escoge como la de referencia y cuál como la evaluada es importante pues la prueba DTA es no invariante. Con la prueba DD esto no es de relevancia pues el cambio que habría sería solo en el signo de la diferencia obtenida [4].

Prueba compuesta

Las limitaciones de la prueba de DD y DTA se ejemplifican en la figura 15, donde se muestran dos perfiles unidimensionales de la dosis evaluada y de referencia y enmarcado en rojo las zonas en las que las pruebas resultan más apropiadas, bajo gradiente para prueba DD y alto gradiente para prueba DTA. Debido a que las pruebas se complementan en las regiones en las que son de utilidad se desarrolló la prueba compuesta, la cual contemplaba que un punto de dosis evaluado pasaba la prueba si pasaba tanto la prueba DD y DTA, y la fallaba cuando no pasaba ambas, sin embargo la prueba compuesta carece de un indicador cuantitativo pues solo indica si los puntos fallan o superan la prueba pero no se cuantifica el grado de desviación [4].

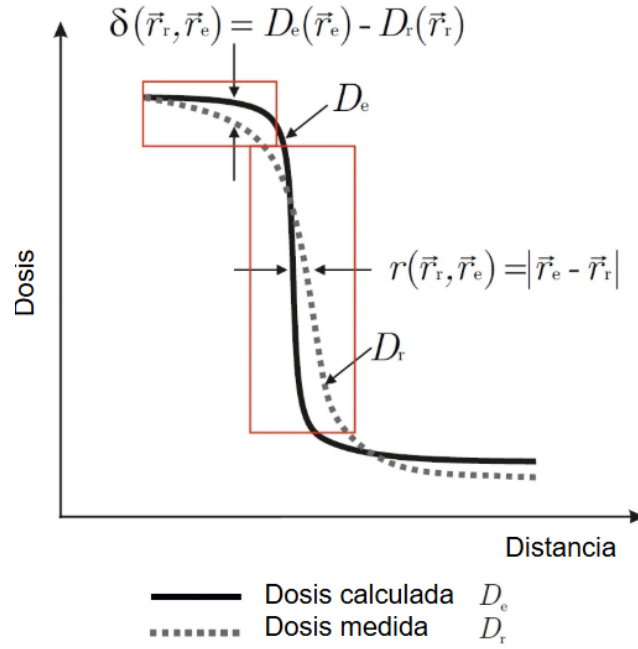


Figura 15. Uso de la prueba DD y DTA en perfiles unidimensionales. Modificado de [6].

Evaluación gamma

Es una técnica presentada en 1998 y soluciona el problema de la prueba compuesta partiendo de un tratamiento geométrico de los espacios renormalizados de la distribución de dosis evaluada y de referencia. La renormalización parte de otros criterios con los que ya se contaban como lo son la prueba de diferencia de dosis y la distancia al acuerdo, los criterios que se tomaban de cada prueba son ΔD y Δd respectivamente. [35]

La distancia entre dos puntos $\vec{r}_e$ y $\vec{r}_r$ en las distribuciones evaluada y de referencia en el espacio renormalizado es $\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$, determinado por la expresión 17.

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (17)$$

Donde el primer sumando del radicando corresponde a los criterios de DTA y la segunda parte a los criterios de DD, por lo que $r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ es la distancia entre los puntos evaluados y los de referencia y $\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ es la diferencia de dosis. Al realizar esta evaluación para todos los puntos

de la distribución evaluada y obtener el mínimo para la distancia entre dos puntos se obtiene γ dada según la expresión 18.

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\left\{ \Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) \right\} \forall \left\{ \vec{r}_e \right\} \quad (18)$$

γ es llamado índice gamma y como ya se ha mencionado es la distancia radial mínima entre el punto de medición y los puntos de cálculo, expresada como una superficie en el espacio dosis-distancia [35]. Generalmente en 3D geoméricamente el espacio de la evaluación gamma es representado como una elipsoide con sus ejes dados por los criterios ΔD , Δd y δ como se muestra en la figura 16.

Valores del índice gamma entre 0 y 1 indican que la comparación pasó bajo los criterios de dosis y distancia seleccionados. Valores mayores a 1 indican que la comparación no pasó la evaluación gamma. Hoy en día, la prueba del índice gamma se considera el método de referencia para la verificación de planes, que permite comparar distribuciones de dosis 2D o 3D. Otro término importante es el índice de aprobación gamma el cual es el porcentaje de puntos de medición que cumplen con el criterio $\gamma < 1$ sobre el total de puntos analizados.

También es posible evaluar el histograma de los valores del índice gamma, donde se muestran los valores alcanzados para el índice, estos valores son alterados por el tipo de detector empleado para obtener la distribución medida, debido a la resolución espacial, si la evaluación es 2D o 3D, si se suprimen valores de dosis bajas, o si se usa un índice gamma local o global.

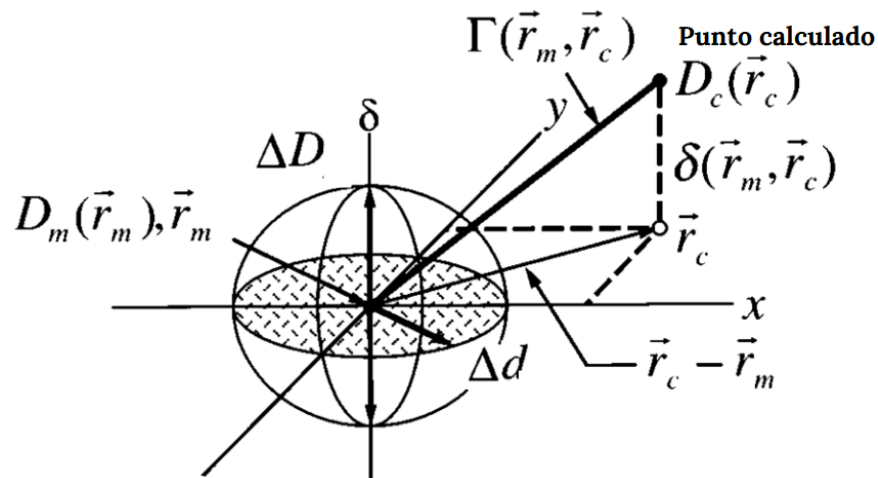


Figura 16. Representación de la evaluación gamma. La elipsoide está centrada alrededor de un punto de la distribución medida (dosis de referencia) [35].

En la prueba local la comparación se determina para cada punto de dosis individual de la distribución de referencia, en un análisis global la diferencia de dosis se determina por la expresión 19, donde D_{norm} es la dosis normalizada, con varias posibilidades, como a la dosis máxima de la dosis de referencia, de modo que el valor resultante será una desviación de medición absoluta y constante para todos los puntos de la distribución de dosis medida.

$$\delta \left(\vec{r}_r, \vec{r}_e \right) = \frac{D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)}{D_{norm}} \quad (19)$$

2.15 Verificación independiente

El cálculo independiente de unidades monitor (UM) se realizaba ya desde 1950 con cálculos manuales o con una hoja de cálculo, sin embargo desde las primeras etapas de la adopción de IMRT se hizo evidente la necesidad de programas de verificación de UM, pues la complejidad de los planes aumentó y con ella la posibilidad de errores graves en el cálculo derivado de la planificación inversa [5].

Es un hecho que los métodos experimentales de PSQA (medir con maniquíes) requiere de mucho tiempo, tanto del acelerador como del personal capacitado. También se ha determinado que estos métodos algunas veces no pueden detectar planes inaceptables [5], por lo que cada vez la tendencia es complementar el PSQA con software que calcule de manera independiente la dosis para aumentar la probabilidad de detectar cualquier error. También se ha implementado el uso de estas tecnologías para filtrar cuales planes medir y cuáles no, concibiendo un PSQA híbrido [39]. Otra ventaja del uso de plataformas de cálculo independiente son que gran cantidad de los errores identificados en el proceso radioterápico radican en la parte de comisionamiento del TPS, al hacer un cálculo independiente estos errores se identifican.

3. Metodología

3.1 Plan de verificación

Creación del plan de verificación

El proceso de tomar los elementos geométricos, dosimétricos y dinámicos de un plan de tratamiento de radioterapia planeado sobre un conjunto de imágenes y aplicarlo a otro conjunto de imágenes se le denomina crear un plan de verificación. Este proceso se hace para pasar el plan hecho sobre la CT del paciente y calcular el depósito de dosis sobre la simulación de un maniquí, con los mismos parámetros y geometría del plan del paciente.

El objetivo de entregar el plan en el acelerador al maniquí, es medir la dosis absorbida con un detector o conjunto de detectores y comparar con la dosis calculada por el TPS en el plan de verificación. Esta comparación es diferente dependiendo la naturaleza del dosímetro empleado, por ejemplo, la comparación de la dosis será de manera puntual al usar una cámara de ionización; en un plano al emplear un arreglo de detectores 2D o una película radiocrómica; o en un volumen al utilizar un arreglo de detectores 2D en movimiento o un detector 3D.

Para la creación del plan de verificación y realizar una verificación puntual, el conjunto de estructuras seleccionado corresponde a una simulación del maniquí empleado para la medición, con ese propósito en este trabajo se utilizó el maniquí RW3 de la marca PTW cuyas características se enlistan en la siguiente sección. Un ejemplo de un plan y su respectivo plan de verificación calculado sobre el maniquí RW3 se observa en la figura 17.

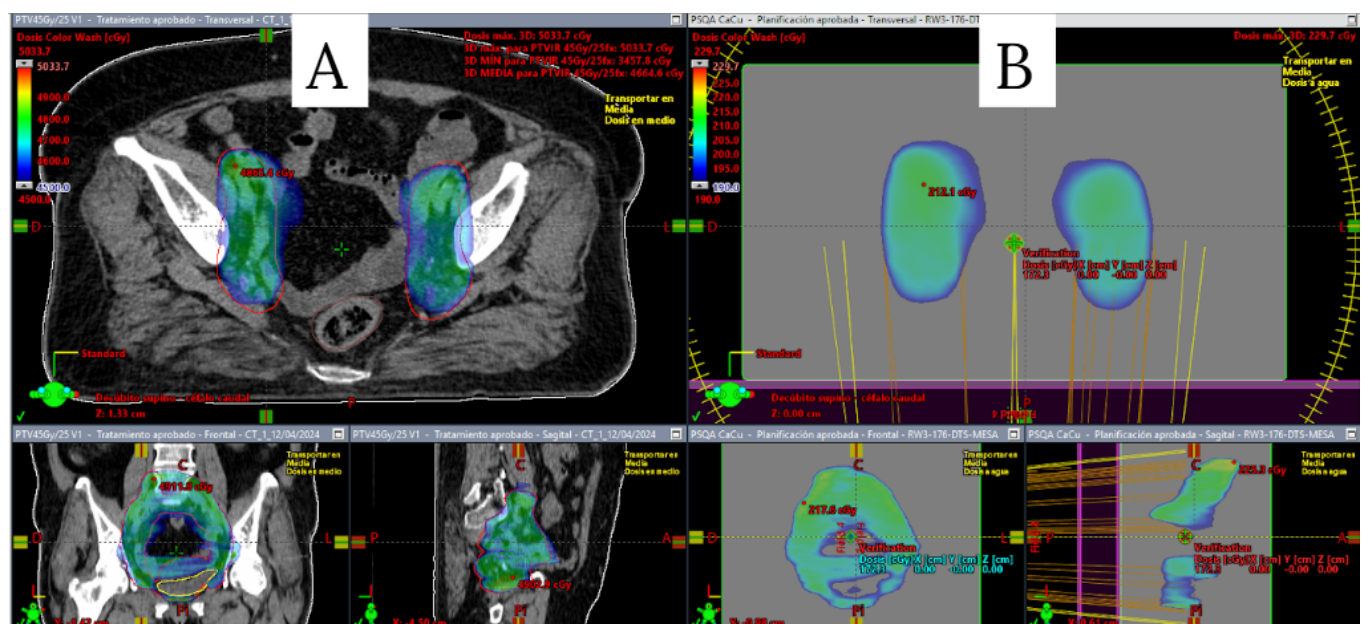


Figura 17. A) Plan de tratamiento para cáncer de cervix .B) Plan de verificación calculado sobre maniquí RW3 virtual.

Hay que diferenciar el hecho de que, si bien siempre se requiere una simulación del maniquí, se puede generar un fantoma virtual con las herramientas disponibles en la sección de *contorneo* de Eclipse o bien, se puede obtener al realizar una tomografía del maniquí homogéneo. Cada una de las dos opciones requiere enfoques particulares pues al maniquí virtual se le puede asignar el valor de unidades Hounsfield deseada, lo que no ocurre con el maniquí escaneado pues las unidades Hounsfield serán las correspondientes al plástico. En este trabajo el conjunto de estructuras empleado fue un maniquí virtual con unidades Hounsfield asignadas de cero, simulando un maniquí de agua.

Los planes de verificación con detectores 2D no emplean el mismo conjunto de estructuras que los planes de verificación puntuales debido a que el maniquí es diferente. Se utilizó un maniquí virtual (generado con las herramientas de Eclipse) con las dimensiones del maniquí Octavius 4D con dos combinaciones diferentes de top: 17 y 32 cm cuyas características se enlistan en la siguiente sección. Un ejemplo de un plan y su respectivo plan de verificación calculado en el maniquí Octavius con top 32 cm se observa en la figura 18.

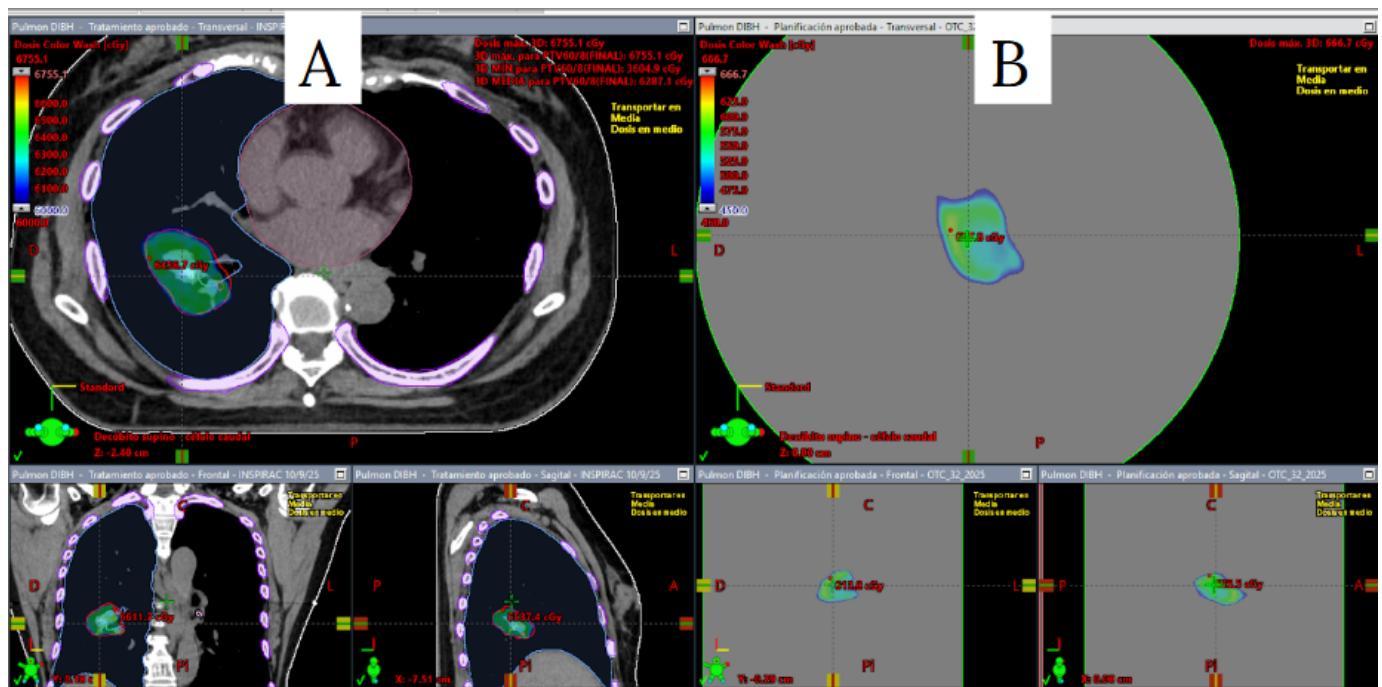


Figura 18. A) Plan de tratamiento para cáncer de pulmón. B) Plan de verificación calculado sobre maniquí Octavius con top de 32 cm.

3.2 Medidas puntuales

3.2.1 Fuentes de radiación.

Aceleradores lineales (LINACS)

Los LINACS empleados fueron el True Beam, Vital Beam, Unique Performance 1 y Unique Performance 2. Todos cuentan con haces de fotones de energías de megavoltaje y son utilizados en el INCan para tratamientos de teleterapia.

3.2.2 Conjunto dosimétrico.

Las medidas puntuales se realizaron con una cámara de ionización PinPoint 3D modelo 31022 de PTW con número de serie 152921, en conjunto con el electrómetro PTW Unidos con número de serie 11509, cuyas características se enlistan en la tabla 1 y 3 respectivamente. Los factores de corrección por las magnitudes de influencia de esta cámara se muestran en la tabla 2.

Tabla 1. Principales características de la cámara de ionización utilizada para las medidas puntuales.

Cámara de ionización PinPoint 3D 31022 NS 152991	
Tipo de detector	Cámara de ionización cilíndrica abierta al aire
Volumen sensible	0.016 cm ³
Dimensiones del volumen sensible	radio 1.45 mm longitud 2.9 mm
Paredes del volumen sensible	0.57 mm de PMMA 0.09 mm de grafito
Voltaje nominal	300 V
Rango energético de medida	Co 60 - 25 MV
Respuesta nominal	400 pC/Gy
Efecto de polaridad	$\leq \pm 0.8 \%$
Fuga en el cable	$\leq 100 \text{ fC}/(\text{Gy} \cdot \text{cm})$
Tiempo de colección de iones con voltaje nominal	45 μs

Corriente de fuga	< 4 fA
Respuesta direccional en agua	$\leq \pm 0.5 \%$ para una rotación alrededor del eje de la cámara $\leq \pm 1 \%$ para una inclinación del eje hasta $\pm 10^\circ$

Tabla 2. Factores de corrección de la cámara empleada para corregir los efectos de polaridad, saturación y coeficiente de calibración.

Cámara de ionización PinPoint 3D 31022 NS 152991	
Kpol	0.998
ks	1.003
Coeficiente NDw	259.8 cGy/nC

Tabla 3. Principales características del electrómetro usado para las medidas puntuales.

Electrómetro Unidos PTW T10001 NS 11509	
Estándares con los que cumple	IEC 60731 clasificado como dosímetro de referencia
Voltaje	(0 ... ± 400 V) en incrementos de ± 50 V
Cantidad medida y unidades	Carga (C), corriente (A)
Rangos de medición	Carga 2 pC ... 65 mC Corriente 200 fA ... 1 μ A
Resolución	Carga 10 fC Corriente 1 fA
Exactitud de la medición de carga y corriente	$< \pm 0.5\% \pm 1$ dígito

Maniquí de agua sólida RW3.

Se utilizó el maniquí homogéneo agua equivalente RW3 modelo T29672 de la marca PTW, el cual consta de placas o slabs de grosores diferentes que se pueden apilar para alcanzar el grosor deseado, sus características se enlistan en la tabla 4. Aparte de estas placas homogéneas existen slabs particulares que cuentan con un nicho para introducir la cámara de

ionización seleccionada, teniendo en cuenta las dimensiones específicas para el modelo de cámara de ionización utilizada.

Tabla 4. Características del maniquí RW3.

Agua sólida RW3 de PTW T29672	
Composición de las placas RW3	Poliestireno (C_8H_8) con un porcentaje en masa de 2% de TiO_2
Rango de energía para su uso en haces de fotones	Co-60 hasta 25 MV
Densidad	1.045 g/cm ³
Parámetro material efectivo $(Z/A_r)_{eff}$	0.536, 0.5551 es para el H_2O
Densidad electrónica	1.012 veces la del agua
Dimensiones	30 cm x 30 cm Grosos diferentes: 29 placas de 1 cm, 1 placa de 0.5 cm, 2 placas de 0.2 cm y 1 placa de 0.1 cm.
Slab con nicho para cámara PinPoint 3D	U27, dimensiones de (30 x 30 x 2) cm
Peso	Peso total 30 kg aproximadamente

El slab con nicho para la cámara PinPoint 3D, el U27, está caracterizado por dos dimensiones: H1 (5 mm) y H2 (15 mm), los cuales se refieren a la posición del punto de referencia del detector en la placa y se muestran en la figura 19, también se aprecian las líneas que marcan el centro de la placa, indispensables para su alineación con el campo de luz y campo de radiación en el acelerador.

Termómetro y barómetro.

Se utilizó el termómetro y barómetro Lufft Opus20 para obtener la temperatura y presión del aire en el búnker al momento de realizar las mediciones, sus características se enlistan en la tabla 5.

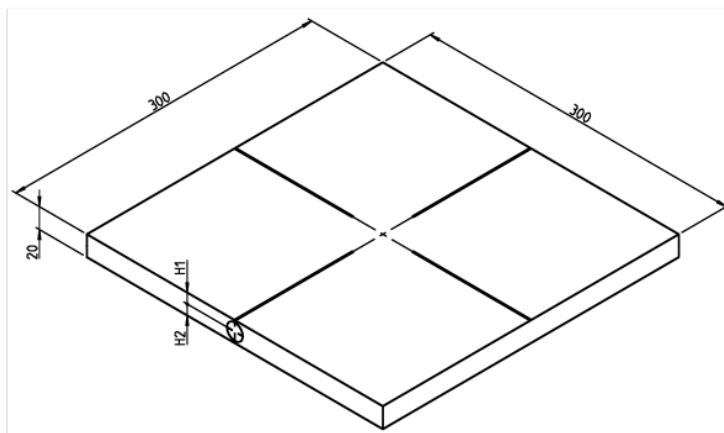


Figura 19. Placa con nicho para colocación de la cámara de ionización, se muestran sus dimensiones y las distancias H1 y H2.

Tabla 5. Principales características del termómetro barómetro usado.

Termómetro y barómetro	
Exactitud en la medición de temperatura	$\pm 0.3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (0...40 $^{\circ}\text{C}$)
Exactitud en la medición de presión del aire	$\pm 0.5\text{ hPa}$ (700...1100 hPa a 25 $^{\circ}\text{C}$)
Resolución	0.1 $^{\circ}\text{C}$ y 0.1 hPa

3.2.3 Arreglo geométrico del maniquí para medidas puntuales

El maniquí RW3 se colocaba sobre la mesa de tratamiento del acelerador siempre con la misma configuración inicial para su posicionamiento y alineación precisa de la cámara de ionización.

Gantry, colimador y rotación de la mesa en 0°, mesa sin desplazamiento lateral y desplazamiento longitudinal suficiente para que el maniquí se colocara por debajo del cabezal y en la luz de campo.

La cantidad de placas de agua sólida también siempre fue la misma: de la parte más inferior hacia la parte más superior se colocaron 6 placas de 1 cm, el slab U27 y por encima 9 placas de 1 cm y 2 placas de 2 mm, para lograr un total de 9.9 cm de agua sólida por encima del punto de referencia del detector (considerando los 0.5 cm de H1 del slab U27), lo que es equivalente a 10 cm de agua líquida por encima del punto de referencia de la cámara.

Una vez colocadas las placas se llevó a una distancia fuente superficie (SSD) de 90.1 cm para tener una distancia fuente cámara (SCD) de 100 cm, como se muestra en la figura 20.

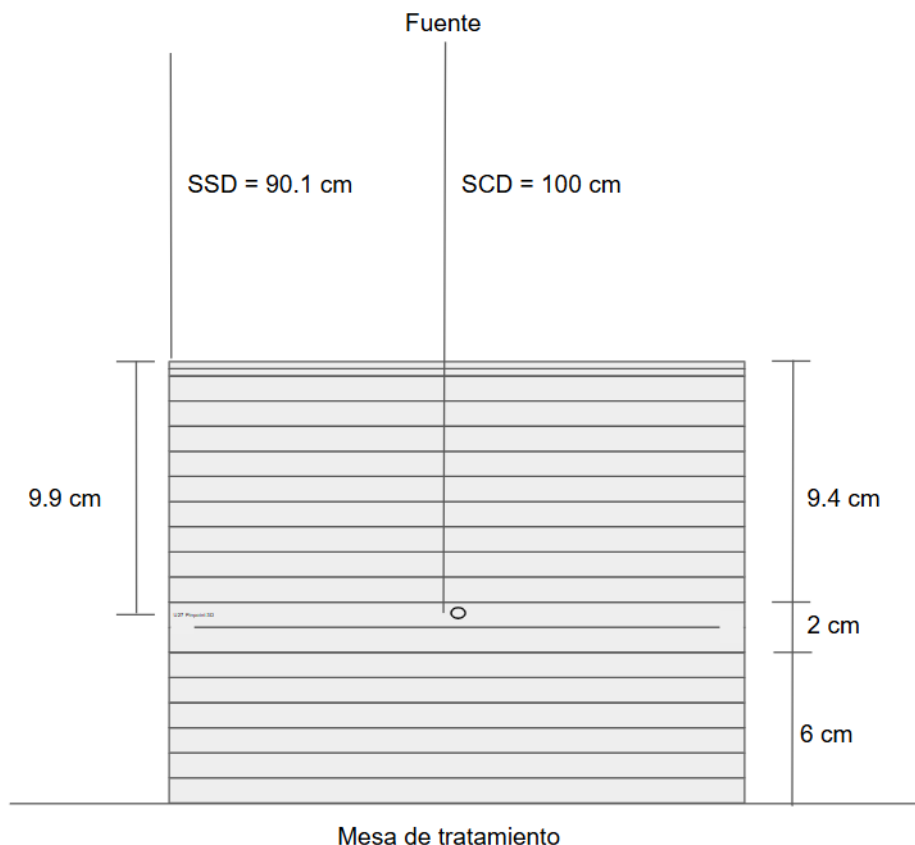


Figura 20. Esquema del montaje del maniquí RW3 en la mesa de tratamiento del linac para realizar las medidas de PSQA.

La alineación se realizó con la luz de campo, cuya cruceta se alineó con la cruceta que tiene el slab con el nicho (U27) donde va la cámara de ionización, de esta manera se aseguró la reproducibilidad y correcto posicionamiento de la cámara en el punto de medición. Una vez alineado el slab U27 se colocaron las placas restantes encima en un solo movimiento para no desalinear el montaje previamente ajustado.

3.2.4 Pre irradiación

Colocada la cámara de ionización en el maniquí y conectada al electrómetro (una vez terminado su tiempo de calentamiento) y con voltaje, se realizó una irradiación de 1500 UM utilizando un tamaño de campo de 10x10 cm con el objetivo de llevar las lecturas de la cámara a su zona de estabilidad, este comportamiento de pre irradiar la cámara antes de realizar las

lecturas deseadas está descrito [34] y al realizarlo se eliminan posibles errores debidos a lecturas no estables.

3.2.5 Entrega del plan

Terminada la pre irradiación se realizó el cero en el electrómetro y se entregaron los planes de verificación previamente preparados. La interfaz de entrega del plan en el acelerador fue en modo clínico, la misma que se emplea para entregar el plan al paciente, sin embargo siempre desde la opción de QA. Entregar el plan desde este modo es necesario ya que permite sobrecribir los valores de posicionamiento de la mesa, esto es necesario ya que una vez alineado el maniquí en la mesa de tratamiento ya no debe moverse en pro de evitar dañar el equipo dosimétrico.

Una vez terminada la entrega del plan al maniquí, se detenía la lectura del electrómetro y anotaron los valores de la carga medida, la presión y temperatura del aire dentro del búnker, valores necesarios para calcular los factores de corrección para obtener la dosis absorbida medida.

La comparación de la dosis calculada por el sistema de planeación en el punto de referencia del plan de verificación respecto de la dosis medida con la cámara de ionización se hizo con la diferencia porcentual, siguiendo la expresión 20. Así, por ejemplo, una diferencia del 5% indica que la dosis medida es 5% mayor que la dosis calculada por el TPS.

$$\text{Diferencia porcentual de dosis} = \frac{\text{Dosis medida} - \text{Dosis calculada}}{\text{Dosis medida}} * 100 \quad (20)$$

3.3 Medidas con arreglos de detectores

3.3.1 Fuentes de radiación

Las mediciones con arreglo de detectores se realizaron usando el LINAC Vital Beam en modo fotones, con energías de 6 MV con filtro y sin filtro de aplanado.

3.3.2 Conjunto dosimétrico

Los arreglos de detectores utilizados fueron de la familia de detectores OCTAVIUS® de PTW, se emplearon los arreglos de detectores 1500 y 1000 SRS, cuyas características se muestran en la tabla 6 [33].

Tabla 6. Especificaciones de los arreglos de detectores 1500 y 1000 SRS.

	Arreglo de detectores 1500	Arreglo de detectores 1000 SRS
Tipo de detector	Matriz 2D de cámaras de ionización plano paralelas ventiladas al aire	Matriz 2D de cámaras de ionización llenas de líquido
Número de detectores	1405	977
Tamaño de cada cámara de ionización	4.4 x 4.4 x 3 mm (0.06 cm ³)	2.5 x 2.5 x 0.5 mm (0.003 cm ³)
Espacio entre cada cámara de ionización	7.07 mm de centro a centro en diagonal	2.5 mm de centro a centro en diagonal en el área central (5.5 x 5.5 cm) y 5 mm de centro a centro en el área exterior (11 x 11 cm)
Área activa con detectores	27 x 27 cm ²	11 x 11 cm ²
Reproducibilidad	≤± 0.5%	≤± 0.5%
Tiempo muerto	0	0
Cantidades medidas	Dosis absorbida en agua (Gy), tasa de dosis absorbida en agua (Gy/min)	Dosis absorbida en agua (Gy), tasa de dosis absorbida en agua (Gy/min)
Rango de medición	0.25 ... 48 Gy/min	0.2 ... 36 Gy/min
Resolución	0.1 mGy, 0.1 Gy/min	0.1 mGy, 0.1 Gy/min
Respuesta nominal	2 nC/Gy	16 nC/Gy
Peso	6 kg	5.4 kg

Ambos detectores están diseñados para utilizarse para la medición de planes de verificación o para el QA máquina específico. La selección del detector para el PSQA se realizó respecto al tamaño máximo de campo definido por quijadas en el plan de verificación, para tamaños menores a 10x10 cm se escogía el detector 1000 SRS y para mayores a 10x10 se escogía el detector 1500, debido al área activa con detectores, de otro modo se irradiaría la electrónica, lo cual no es favorable para la vida útil del detector.

Una de las principales diferencias que tienen el arreglo de detectores 1500 con el 1000 SRS es la densidad de cámaras individuales que tienen en el área sensible. El detector 1000 SRS tiene una mejor resolución espacial pues tiene detectores más juntos en menor área, como se aprecia en la figura 21, lo que garantiza una medición altamente precisa y fiable de la dosis administrada.

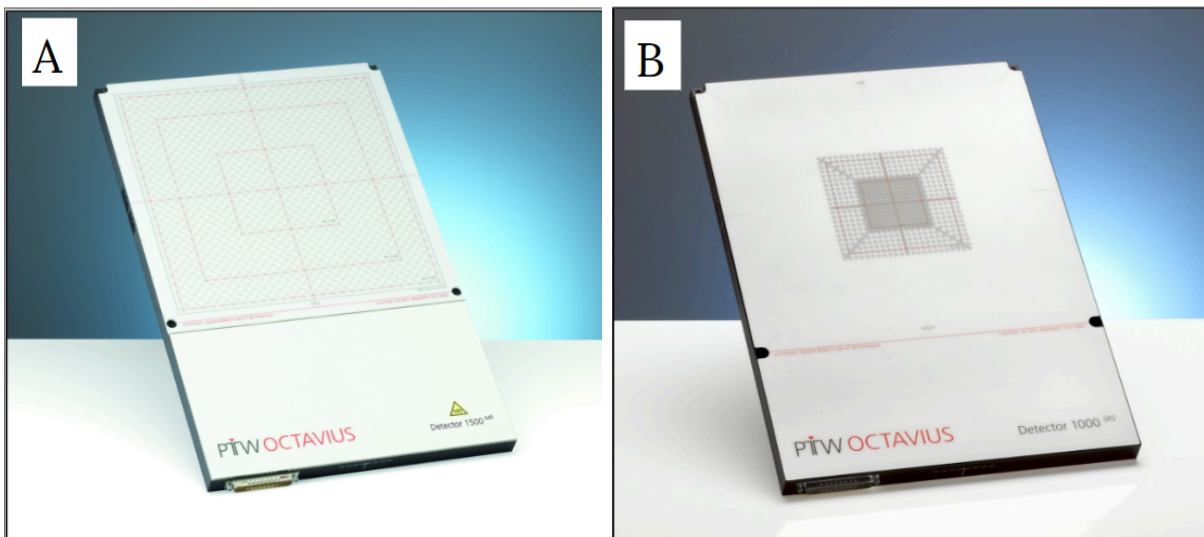


Figura 21 A) Detector 1500 con 1405 cámaras de ionización en un área de $27 \times 27 \text{ cm}^2$.
B) Detector 1000 SRS con 977 cámaras de ionización en un área de $11 \times 11 \text{ cm}^2$.

Maniquí Octavius 4D

El maniquí modular Octavius 4D modelo T40063 de PTW fue utilizado para medir los planes de verificación y realizar una comparación volumétrica de la dosis medida y la dosis calculada en el TPS. Se trata de un maniquí modular cilíndrico con una ranura para la inserción del arreglo de detectores, una unidad base motorizada con la parte superior (*top*) intercambiable para adaptar la configuración de medición según el escenario de tratamiento particular, los tops que se utilizaron fueron el top estándar y el top SRS. El maniquí Octavius y los tops se muestran en la figura 22.



Figura 22. A) top SRS, B) top estándar, C) unidad de rotación del maniquí Octavius con ranura para insertar un arreglo de detectores.

Los top intercambiables y la unidad de rotación están contruidos de poliestireno con una densidad de 1.05 g/cm^3 , la unidad de rotación con cualquier top colocado pueden rotar 360° con una velocidad máxima de $28^\circ/\text{s}$ y $\pm 1^\circ$ de reproducibilidad en su movimiento angular. Sus dimensiones y peso se muestran en la tabla 7.

Tabla 7. Dimensiones y peso de la unidad de rotación, del top estándar y del top SRS del maniquí modular Octavius.

	Unidad de rotación	Top estándar	Top SRS
Dimensiones	Diámetro 320 mm Largo 343 mm	Diámetro 320 mm (272 mm x 317 mm x 137.4 mm)	Diametro 170 mm (272 mm x 317 mm x 61 mm)
Peso	20.7 kg	8.9 kg	2.3 kg

Todo el sistema PTW Octavius 4D consiste en la unidad base de rotación con el top seleccionado, la unidad de control, electrómetro, un inclinómetro y el detector seleccionado. Todos los elementos se guardan y mueven desde su lugar de almacenamiento hasta la mesa de tratamiento del LINAC usando el carro de transporte, mostrado con el resto del sistema en la figura 23.

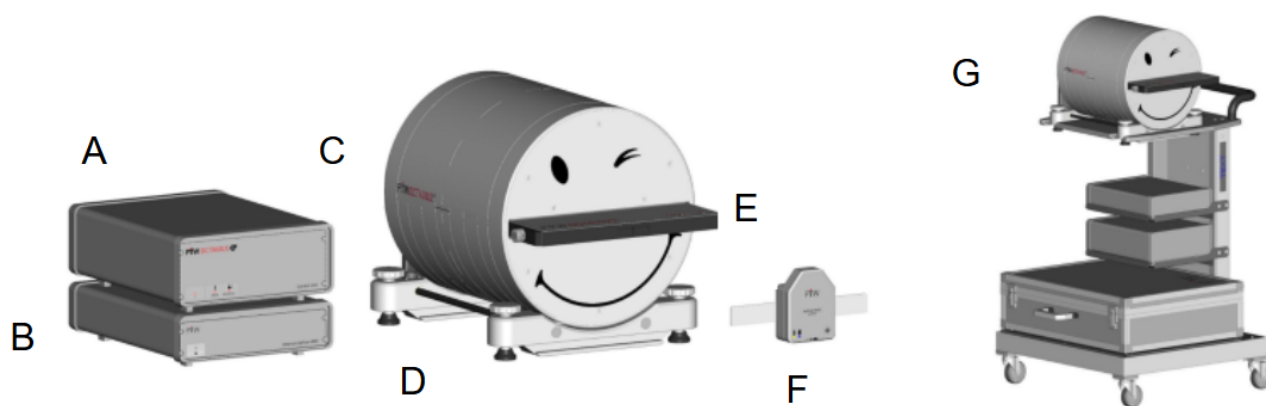


Figura 23. A) Unidad de control, B) electrómetro, C) top estándar, D) unidad base de rotación, E) arreglo de detectores, F) inclinómetro, G) carro para transportar el sistema Octavius.

El inclinómetro se adhiere al gantry y se sincroniza vía bluetooth a la unidad de control, de tal manera que sensa y transfiere la información de la angulación que el gantry tiene, cuando el gantry gira en la entrega de un plan, la unidad de control hace que la unidad base motorizada gire el maniquí con el detector y que adquiera la dosis absorbida de manera perpendicular al haz y sincrónicamente con los movimientos angulares del gantry durante todo el tiempo que dura la entrega del plan.

El electrómetro adquiere los valores dosimétricos para todos los ángulos de giro durante todo el tiempo de la irradiación (adquiere datos cada 200 ms) y envía la información a la unidad de control que al conectarse mediante un cable de red con el software Verisoft se guardan la información para realizar una reconstrucción 3D de la dosis medida.

La reconstrucción 3D de dosis se hace con la suma de dosis como función del tiempo y del ángulo en conjunto de curvas PDD en un maniquí de agua, medidas previamente obtenidas como parte del proceso de comisionamiento del maniquí Octavius [38].

3.3.3 Montaje del maniquí

La colocación del maniquí es un factor determinante debido a que la similitud o diferencia entre la distribución de la dosis medida sobre el maniquí y la distribución de dosis calculada por el TPS depende de que el maniquí se haya posicionado en la mesa de tratamiento de la misma manera en la que el plan de verificación contempla.

El maniquí Octavius se colocó siempre en la misma posición, con los láseres de la sala de tratamiento apuntando a las marcas de alineación que tiene el maniquí en los laterales y en la parte superior, esta última también se verificó con la luz de campo con el gantry y colimador en 0°. El maniquí ya posicionado y conectado con los demás elementos del sistema se aprecia en la figura 24.

Por recomendación del fabricante se debe liberar el seguro de movimiento del maniquí y esperar a que el maniquí gire 360°, para que después el usuario realice el movimiento del gantry con sus controles para cerciorarse que el inclinómetro y la unidad de control estén vinculados.



Figura 24. Sistema Octavius con todos sus elementos. De izquierda a derecha el electrómetro sobre la unidad de control conectada con cables a la unidad de rotación y el detector, el maniquí tiene colocado el top estándar. Pegado al gantry se aprecia el inclinómetro.

3.3.4 Pre irradiación y entrega del plan

Conectado exitosamente todo el sistema se procede a realizar una pre irradiación del arreglo de detectores, con el gantry y colimador en 0°, 1500 UMs y tamaño de campo que dependía del detector utilizado, 10x10 cm² para el detector 1000 SRS y 26 x 26 cm² para el detector 1500.

El software utilizado para la medición, Verisoft, da la opción de realizar una calibración cruzada con un valor de dosis esperado obtenido de un cálculo en el TPS, para así corregir cada lectura del arreglo de detectores multiplicando por un factor denominado k_{Cross} , dado por la expresión 21. Se utilizó esta calibración cruzada cada ocasión en que se realizaban mediciones con el maniquí Octavius, utilizando los valores de dosis esperados mostrados en la tabla 8, correspondientes al cálculo de dosis en medio con el algoritmo Acuros y con una resolución de cálculo de 0.125 cm x 0.125 cm x 0.1 cm.

$$k_{Cross} = \frac{\text{Valor esperado}}{\text{Valor medido}} \quad (21)$$

Tabla 8. Valor de calibración cruzada calculados con el TPS ingresados al usar el arreglo de detector y el maniquí Octavius.

Vital Beam - 200 UM		
Top	OCT 32 cm	OCT 17 cm
Campo	10x10 cm ²	3x3 cm ²
Energía y tasa de dosis	Dosis en TPS [Gy]	
6X - 600 UM/min	1.224	1.39
6FFF - 1200 UM/min	1.133	1.368

En la sala de control se abrió el plan de verificación previamente agendado en la lista de trabajo del acelerador y desde la interfaz clínica pero en modo QA se entregó el plan. La entrega del plan se realizó inmediatamente después de que el software Verisoft iniciara la lectura.

Durante la entrega del plan se realizaban los movimientos del MLC, colimador, gantry, y variaba la fluencia de dosis de la misma forma en que lo haría en la entrega del plan para el paciente. Esta manera de medir está documentada en el TG 218 y se denomina como técnica compuesta perpendicular [4].

3.4 Cálculo independiente con Monte Carlo en VeriQA

3.4.1 PTW VeriQA

El software de cálculo independiente (SCI) de la empresa PTW se llama VeriQA. En el Instituto Nacional de Cancerología de México se cuenta con la licencia de su uso para el acelerador lineal Vital Beam. El SCI emplea los datos geométricos del plan original, las imágenes de tomografía del paciente, y el algoritmo Monte Carlo para calcular el depósito de dosis y las unidades monitor. Es una herramienta de verificación que sirve para corroborar el cálculo del TPS ya que el modelo del haz es completamente independiente, no pretende sustituir al TPS.

El acceso a VeriQA es mediante una página web, como la que se observa en la figura 25, que se conecta a la dirección IP interna del servidor, el flujo de trabajo está completamente automatizado para hacer una verificación de dosis 3D, las comparaciones de la distribución de dosis calculada por el TPS y la de Monte Carlo se hace siguiendo dos principales vertientes,

una evaluación con índice gamma de las estructuras que contiene el plan y/o una comparación de los histogramas dosis volumen obtenidos.

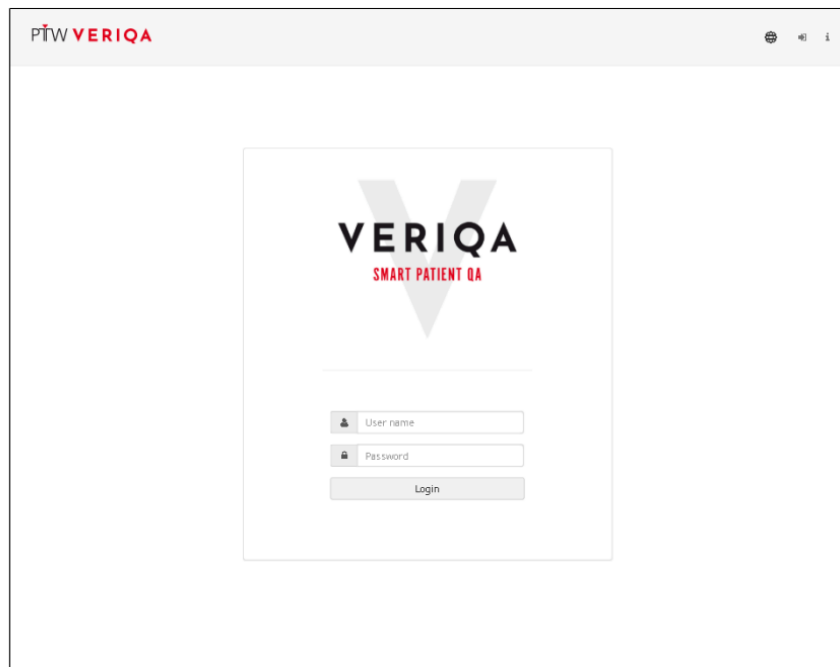


Figura 25. Plataforma de acceso a VeriQA, el fabricante recomienda utilizar un navegador como Chrome, no es necesaria la conexión a internet.

Se siguieron las instrucciones del fabricante para realizar el protocolo de aceptación del modelo de haz para el acelerador Vital Beam. El protocolo consta de una lista de planes que se deben realizar y calcular en Eclipse y exportar hacia VeriQA para ser calculados con Monte Carlo, para así compararlos y evaluar la similitud en el cálculo de dosis de ambos algoritmos. El protocolo de aceptación del modelo se puede separar en las siguientes etapas:

1. Comparación en maniqués homogéneos
 - a. Campos estaticos
 - b. Campos irregulares
 - c. Planes de tratamiento con diferentes modulaciones
2. Comparación en anatomía del paciente
 - a. Campos de tratamiento de intensidad modulada

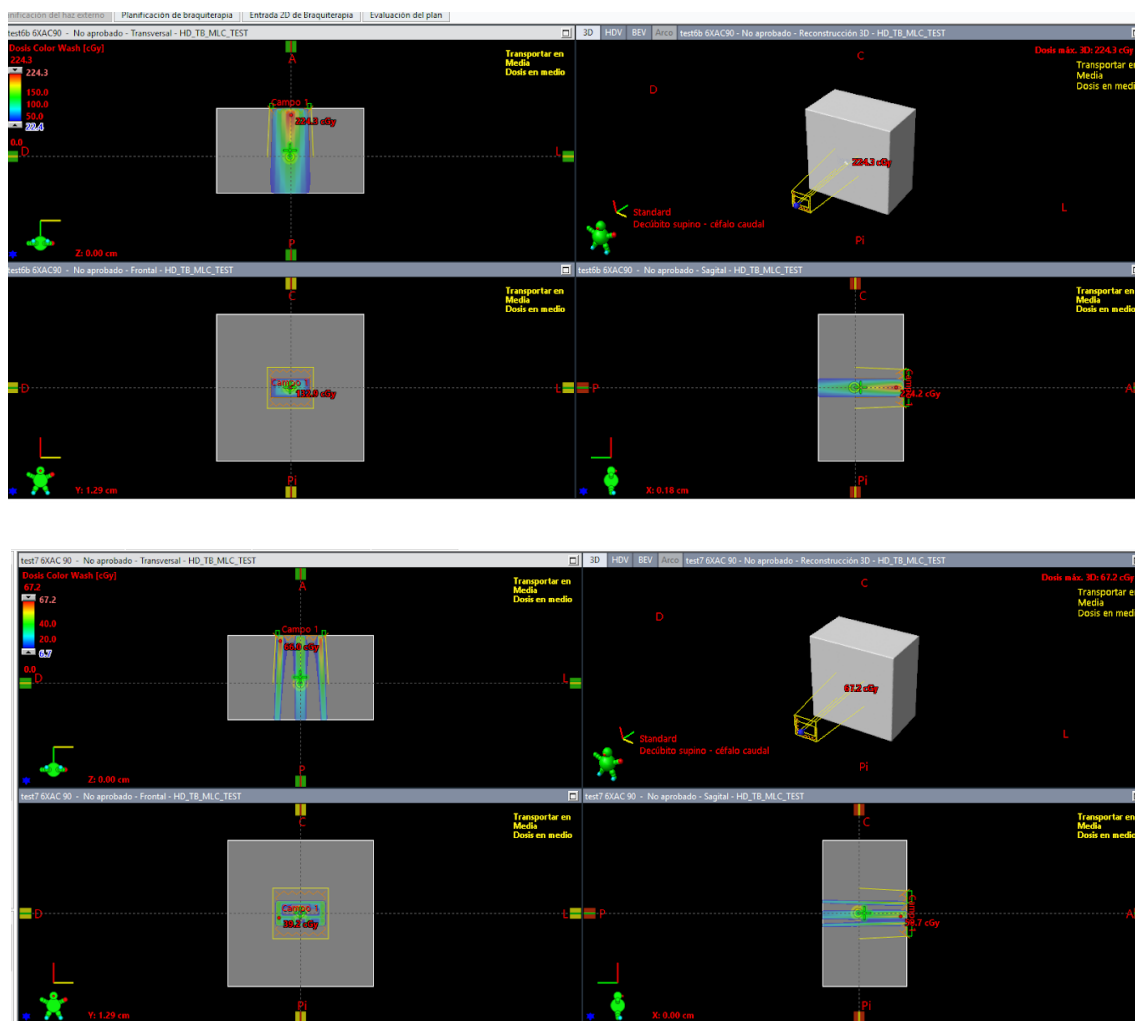
3.4.2 Comparación en maniqués homogéneos.

En el TPS se crearon dos maniqués virtuales, el primero un cubo de 40 cm de lado, con la estructura externa del maniquí definida (Body) y con valor homogéneo de unidades Hounsfield

asociado de cero. En este maniquí se calcularon los planes de campos estáticos y de tratamiento con diferentes modulaciones.

El segundo maniquí virtual tenía dimensiones de 30 x 30 x 17.4 cm y en él se calcularon los planes con campos con MLC dinámico. Todos los planes para evaluar los campos estáticos y dinámicos fueron hechos con una resolución de cálculo de 1.25 mm³ y con una SSD de 90 cm.

Los campos estáticos calculados sobre el maniquí homogéneo fueron campos antero posteriores (AP) con 200 UM y con un tamaño de campo definido por quijadas de 4 x 4 cm, 10 x 10 cm y 20 x 20 cm. Los campos irregulares calculados consistieron en planes con MLC dinámicos, también calculados en el maniquí homogéneo descrito previamente. Fueron cuatro planes denominados como test6b, test7, test8 y test9, cuyas imágenes se muestran en la figura 26.



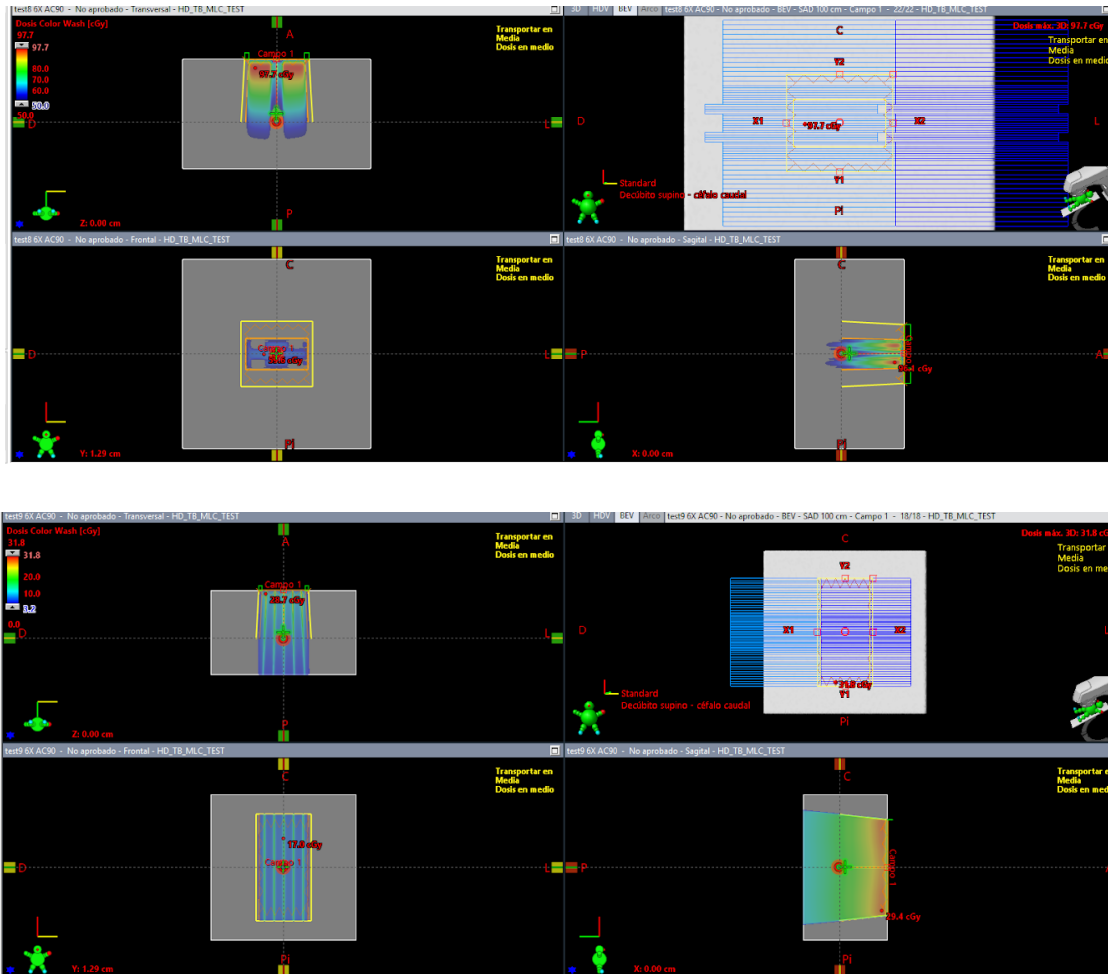


Figura 26. Planes con MLC dinámico utilizados para las pruebas de validación de VeriQA.

Los planes de tratamiento con diferentes modulaciones debían ser tres planes de pacientes calculados sobre el maniquí homogéneo cumpliendo con una baja, intermedia y alta proporción de UM respecto a la dosis prescrita. Para tal fin se utilizaron planes de tratamiento con dosis de prescripción de 8 Gy, la cantidad de UMs de los planes con proporción baja, intermedia y alta fueron 772, 4580 y 5655 UMs respectivamente.

3.4.2.1 Parámetros de cálculo, precisión y evaluación en VeriQA para las comparaciones en maniquíes homogéneos.

Los métodos de Monte Carlo estiman la dosis dentro de un vóxel hasta cierto grado de incertidumbre. Estos valores de incertidumbre se consideran incertidumbres estadísticas aleatorias ("ruido"). El parámetro *dose engine precision* describe la incertidumbre promedio de todos los vóxeles al 70 % de la dosis máxima [40], en VeriQA se puede elegir la precisión, PTW

recomienda usar un valor del 0.5% o del 1% de manera rutinaria, pero para los planes de aceptación se siguió la recomendación de usar una precisión extra fina (del 1%) o de comisionamiento (del 0.25%). Es importante considerar que una mayor precisión de cálculo requiere un mayor tiempo de procesamiento y de cálculo.

La resolución espacial de cálculo en VeriQA se escogió igual a la del TPS (1.25 mm³), el cálculo fue de dosis en el medio y se sobre escribió la densidad que tiene la estructura Body en VeriQA para que fuese igual a la del TPS.

La evaluación se realizó mediante el cálculo del índice gamma y su porcentaje de aprobación en la estructura Body, considerando que el porcentaje de aprobación debe ser $\geq 90\%$, con un 2%/2 mm (global) y un umbral de dosis del 10%. Estas fueron las especificaciones de evaluación dadas por el fabricante [37].

3.4.3 Comparación en anatomía del paciente

La intención de estos planes fue comparar la distribución de dosis pero ahora ya no sobre un maniquí homogéneo, el cálculo se hizo sobre las tomografías de los pacientes. Los planes seleccionados cumplen con ser de alta complejidad al ser altamente modulados, con inhomogeneidades de alta o baja densidad.

Los planes utilizados corresponden a una SBRT en la región de pelvis, un tratamiento de próstata y una irradiación holocraneal con evasión de hipocampos.

3.4.3.1 Parámetros de cálculo, precisión y evaluación en VeriQA para las comparaciones en anatomía del paciente.

Se siguieron las indicaciones del fabricante que indica en su protocolo de aceptación del modelo, tales como seleccionar la precisión en el cálculo de dosis en fina o extrafina, establecer la resolución de la malla de cálculo igual o superior a la del TPS y calcular la dosis en el medio.

Respecto a la evaluación en VeriQA los valores gamma recomendados para la comparación en anatomía del paciente son los siguientes:

Límite de acción: el porcentaje de aprobación gamma debe ser $\geq 90\%$, con un 3%/2 mm (global) y un umbral de dosis del 10 %, según lo especifica el protocolo de aceptación [37]. También se evaluó el porcentaje de aprobación gamma para los volúmenes objetivo relevantes y los órganos en riesgo para cada plan.

4. Resultados y discusión

4.1 Medidas puntuales

El total de los valores de dosis absolutas medidas y calculadas se muestran en la figura 27 acompañada de los valores de la cantidad de datos (n), y valores de dosis en cGy correspondientes a la dosis promedio (μ), el valor de la desviación estándar (σ), mediana, mínimo y máximo. La mayoría de las comparaciones puntuales de la dosis calculada por el sistema de planeación fueron planes con un fraccionamiento alrededor de 2 Gy por fracción, sin embargo también se midieron planes pertenecientes a tratamientos paliativos con dosis únicas o planes hipo fraccionados, de ahí la variedad de los valores de dosis, por la variedad de los fraccionamientos de los planes contemplados.

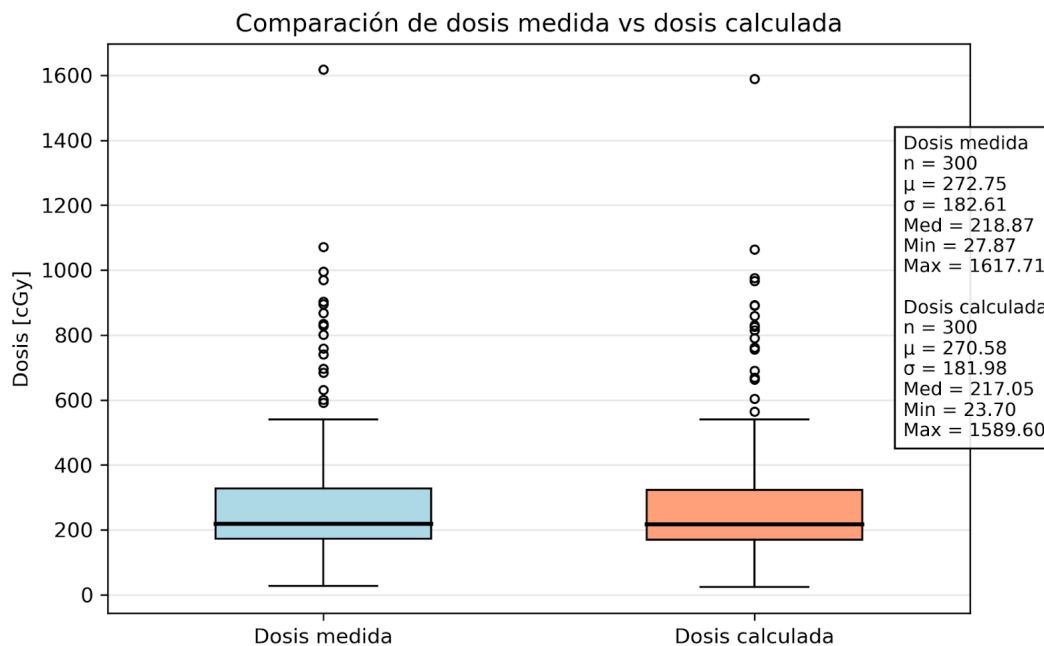
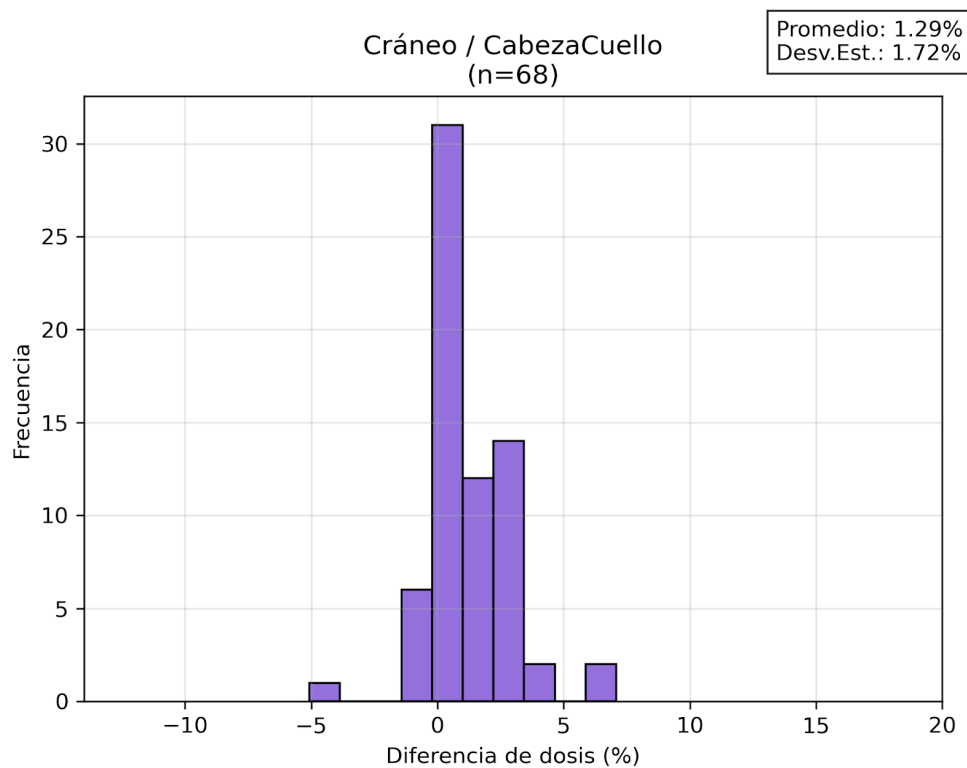


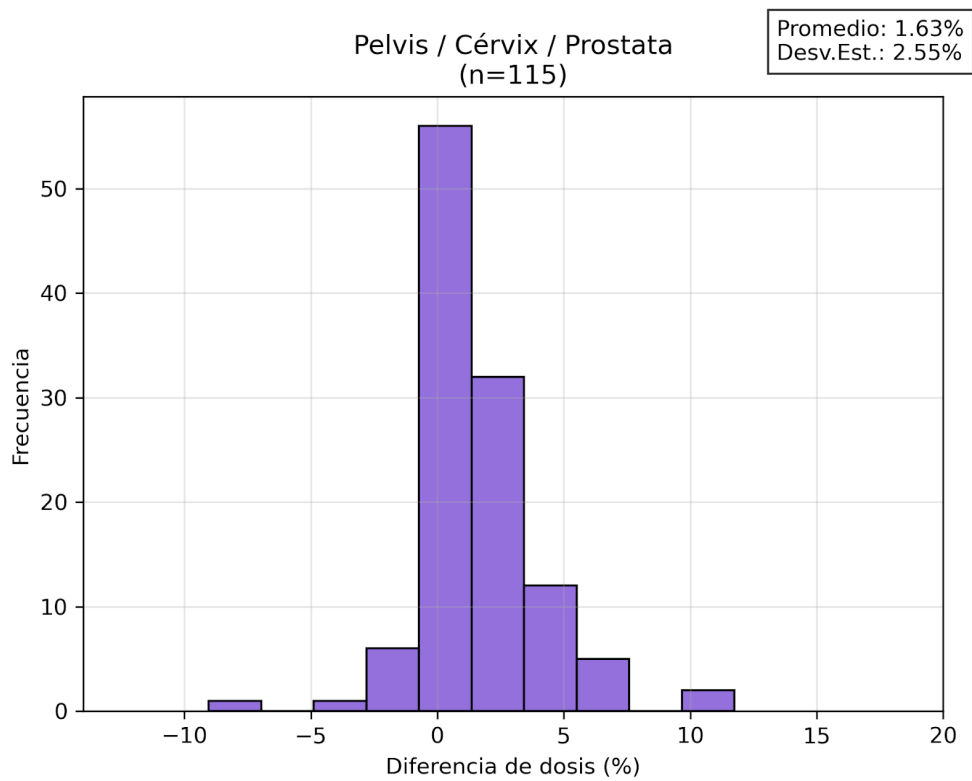
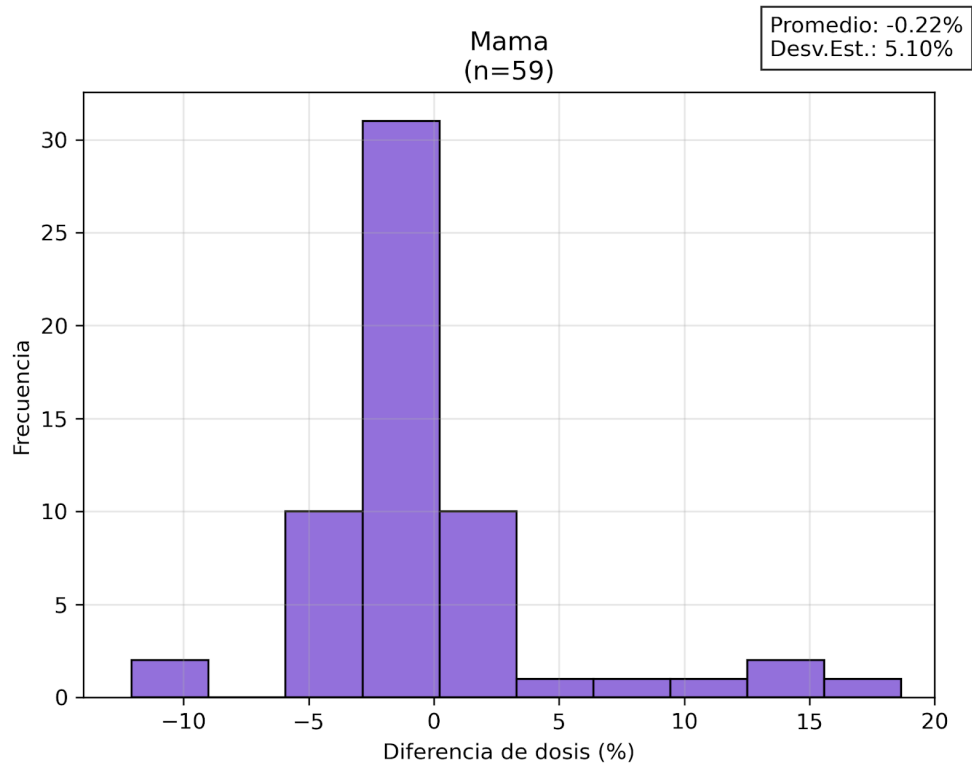
Figura 27. Comparación de la dosis absoluta medida y calculada, el valor promedio de la dosis calculada y medida.

Se debe hacer la aclaración que de acuerdo a la geometría de medición empleada en las medidas puntuales la cámara de ionización siempre se mantuvo en el isocentro, lo cual no siempre coincidía con la posición relativa a dónde se encuentra el PTV en el plan, por lo que en las medidas puntuales se compara la dosis en el punto de referencia que puede estar o no en el PTV o en algún órgano de riesgo. Aunque no se verifique directamente la dosis en el PTV o en algún OAR realizar las medidas puntuales es igual de valioso pues se verifica que el sistema de planeación realiza un cálculo adecuado del transporte radiación materia y en consecuencia

de la dosis absorbida en un punto, siendo la medida de dosis absorbida en la cámara de ionización trazable hasta un laboratorio primario.

Las diferencias porcentuales (obtenidas con la expresión 20) entre la dosis absorbida medida con la cámara de ionización 31022 y la calculada por el sistema de planeación se muestran en la figura 28, en donde se aprecian los histogramas obtenidos al analizar todos los planes medidos en los diferentes aceleradores con los datos agrupados por las regiones anatómicas de cráneo - cabeza y cuello, mama, pelvis (tratamientos de cáncer de cérvix y cáncer de próstata), y tórax.





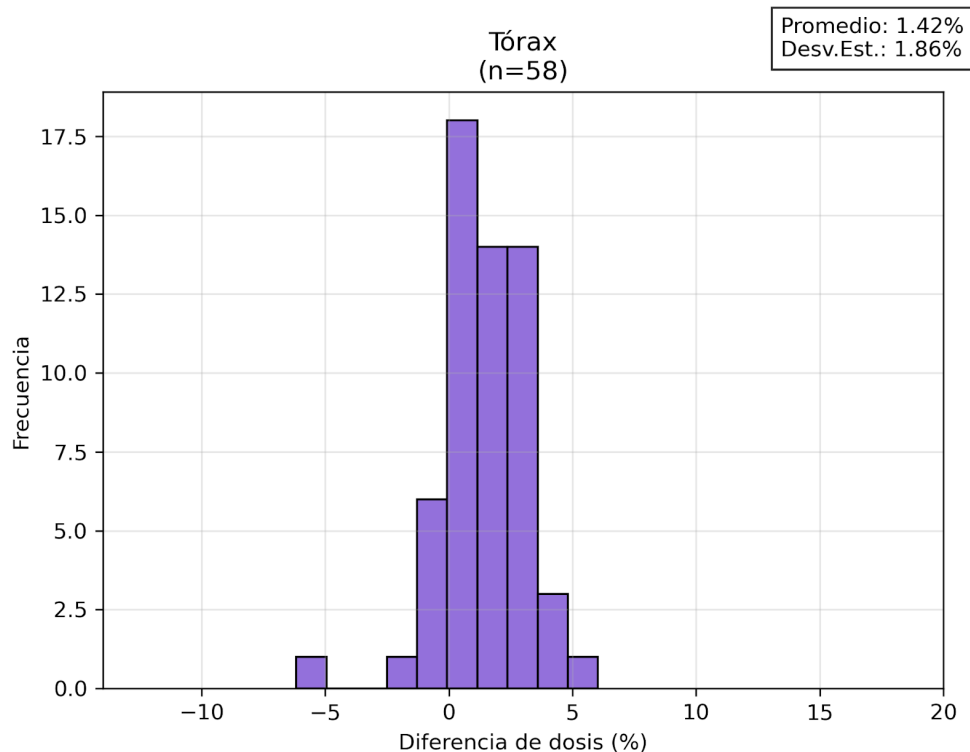


Figura 28. Histogramas de las diferencias de dosis obtenidas con medidas puntuales, datos de los cuatro LINACS en conjunto agrupados por región anatómica.

Es apreciable que las diferencias porcentuales de dosis están alrededor del cero, lo que nos indica que el sistema de planeación realiza un cálculo correcto de la dosis que se mide en el punto de referencia en el maniquí virtual homogéneo agua equivalente RW3. Si bien hay diferencias que rebasan el valor de $\pm 5\%$ señalado en la hipótesis del trabajo, estas diferencias se limitan al caso particular de los planes de mama, donde por el diseño del plan de tratamiento el punto de referencia en el plan de verificación cae en una zona de alto gradiente debido a los campos tangenciales diseñados para tratamientos de mama, como lo muestra la figura 29, por lo que para estos planes la cámara de ionización empleada cuyo volumen es de 0.016 cm^3 posiblemente no sea la más adecuada y se encuentre mejor concordancia usando una cámara de mayor volumen.

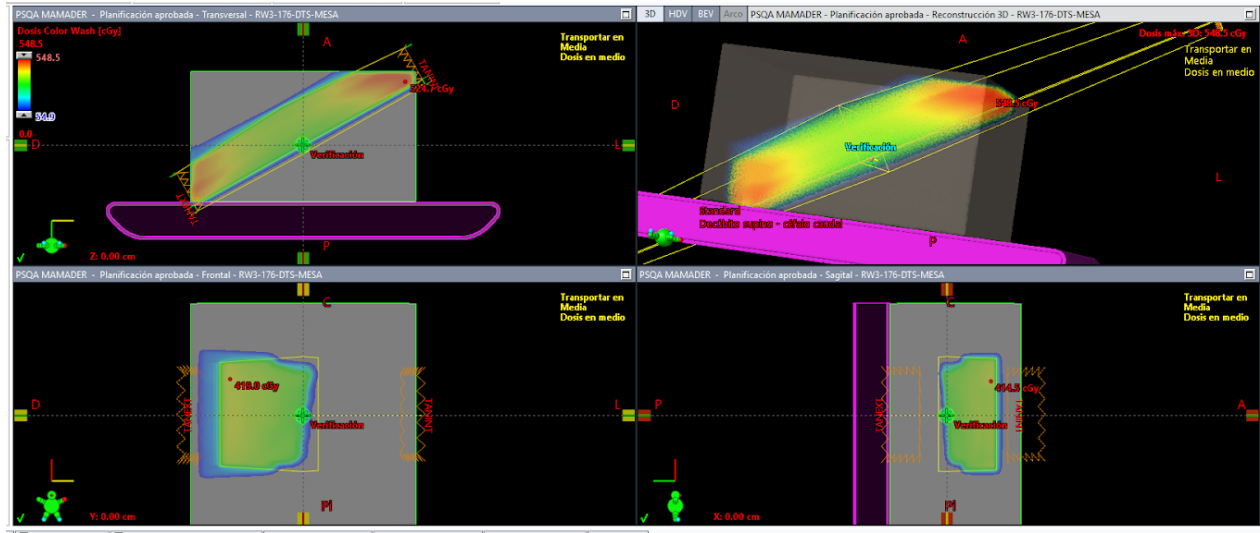


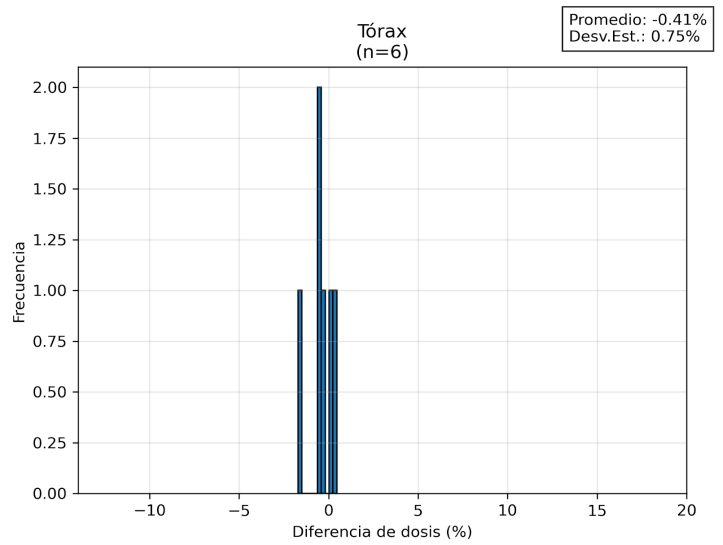
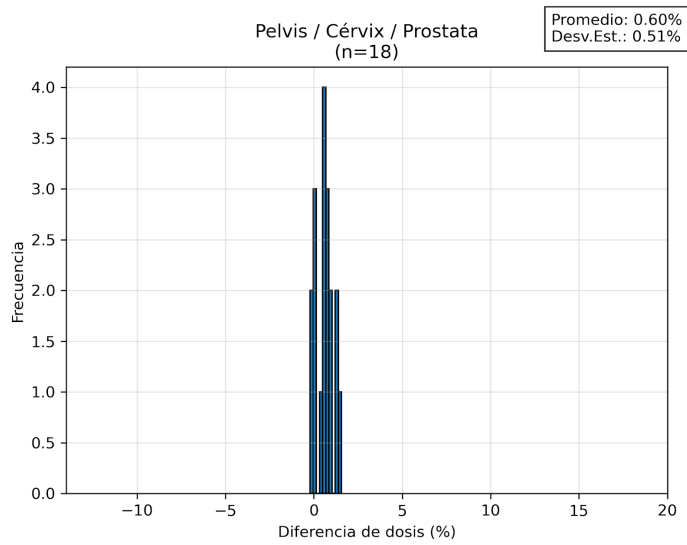
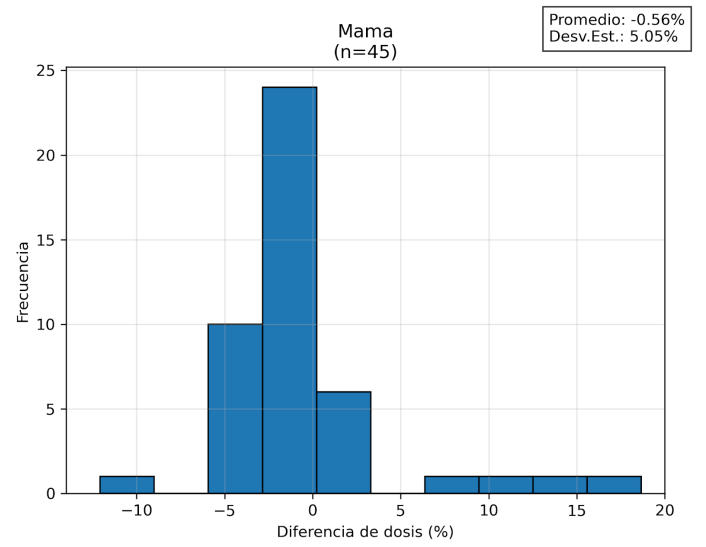
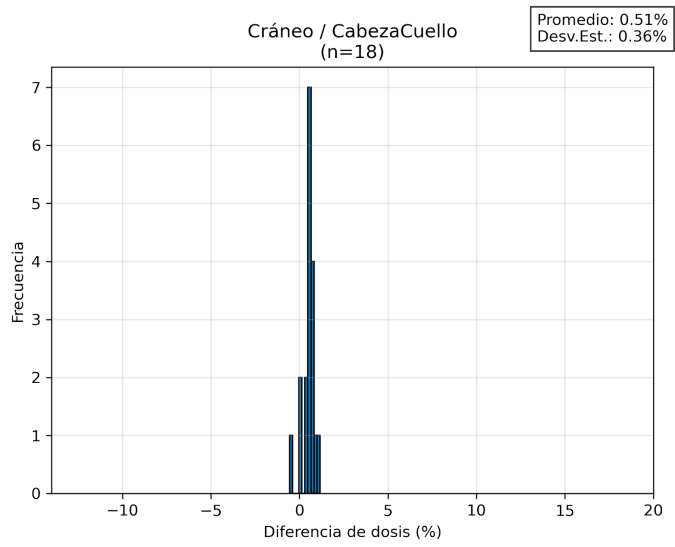
Figura 29. Ejemplo de plan de verificación de un plan de mama diseñado con campos tangenciales, cayendo el punto de verificación en una zona de alto gradiente de dosis.

Resultados por equipo

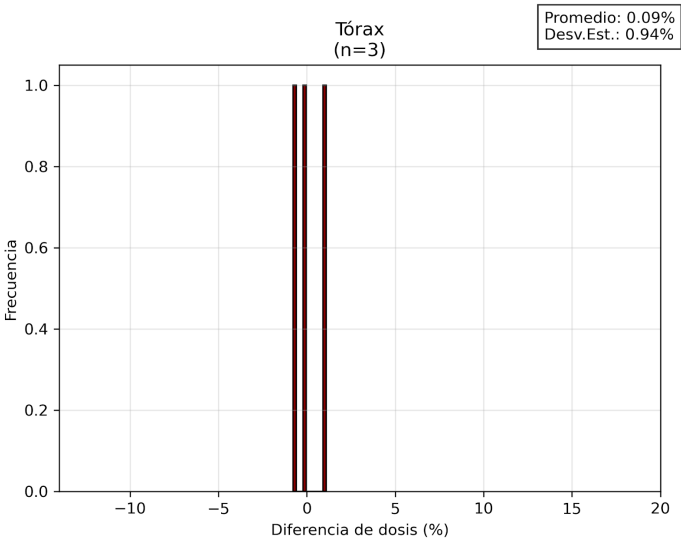
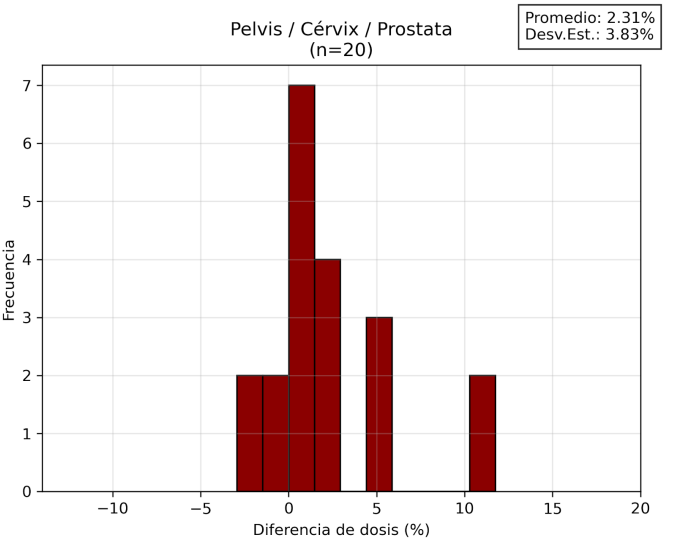
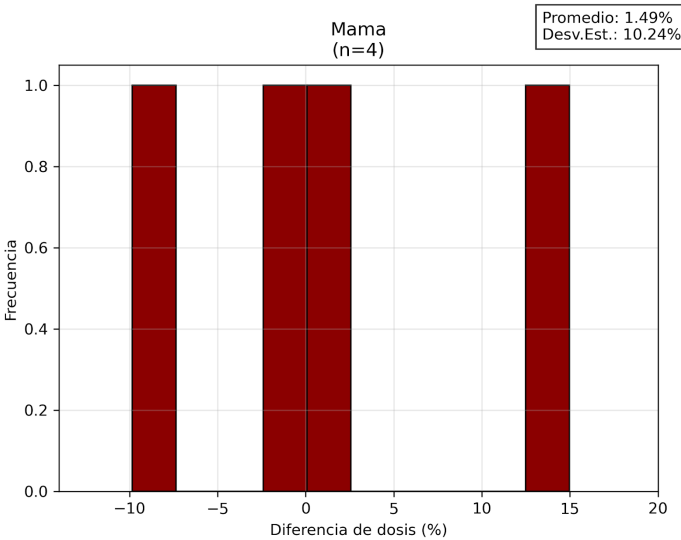
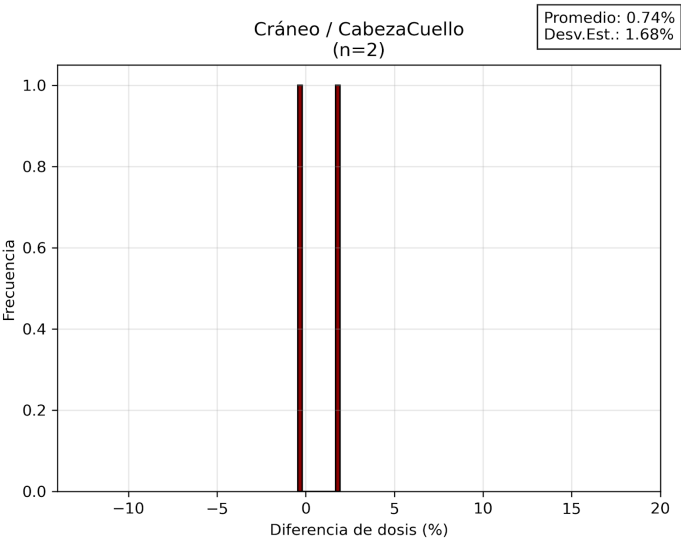
Al separar los datos de las medidas puntuales obtenidas en cada acelerador lineal y agrupados según la región anatómica se tienen los histogramas mostrados en la figura 30, cada uno de ellos tiene la misma escala en el eje x que representa la diferencia porcentual de dosis. Cada histograma está acompañado del valor promedio del resultado de PSQA y su desviación estándar.

Lo que se observa es que en el acelerador Unique 1 los planes de mama son los que presentan la mayor desviación estándar con un valor del 5.05 %, llegando a tener diferencias de hasta el 15%, comportamiento que prevalece en el equipo Unique 2 teniendo una desviación estándar de 10.24%. En los demás equipos las diferencias porcentuales se encuentran contenidas en $\pm 5\%$. Es notable que todos los equipos tienen carencia en la cantidad de datos recolectados de alguna región anatómica, esto debido a la predilección del tipo de tratamientos asociados a cada equipo, por ejemplo, el LINAC TrueBeam no es el preferido para diseñar los tratamientos de mama.

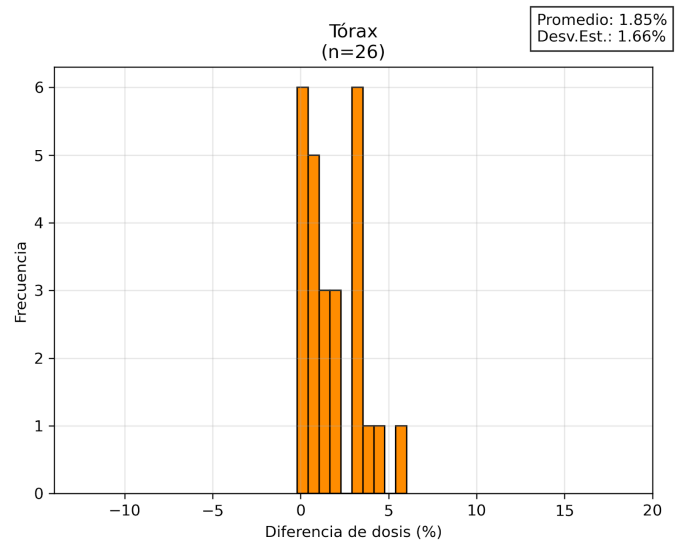
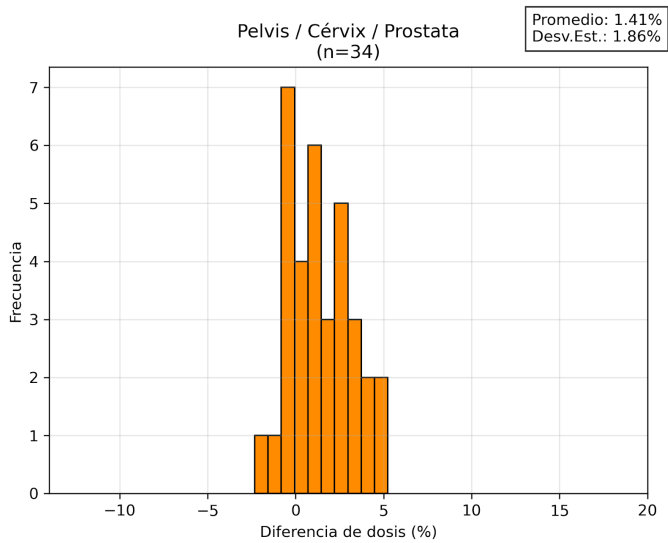
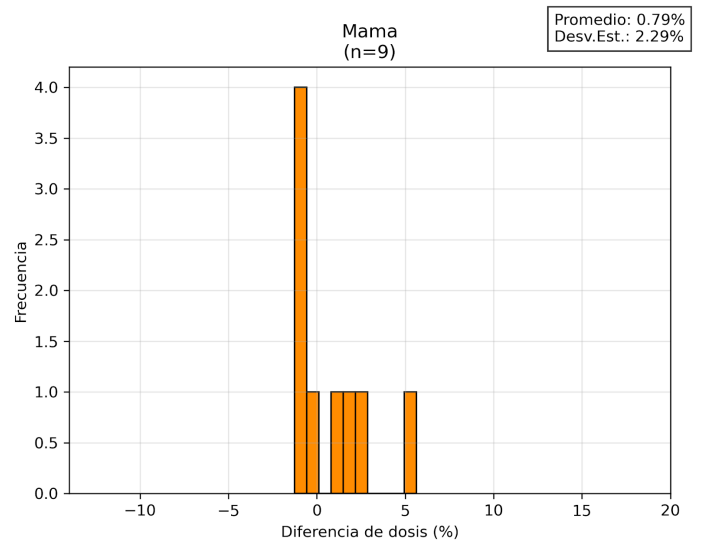
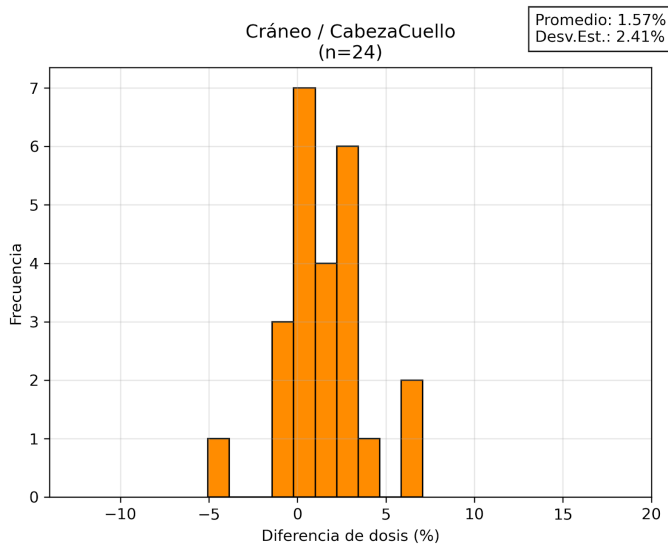
Unique 1



Unique 2



Vital Beam



True Beam

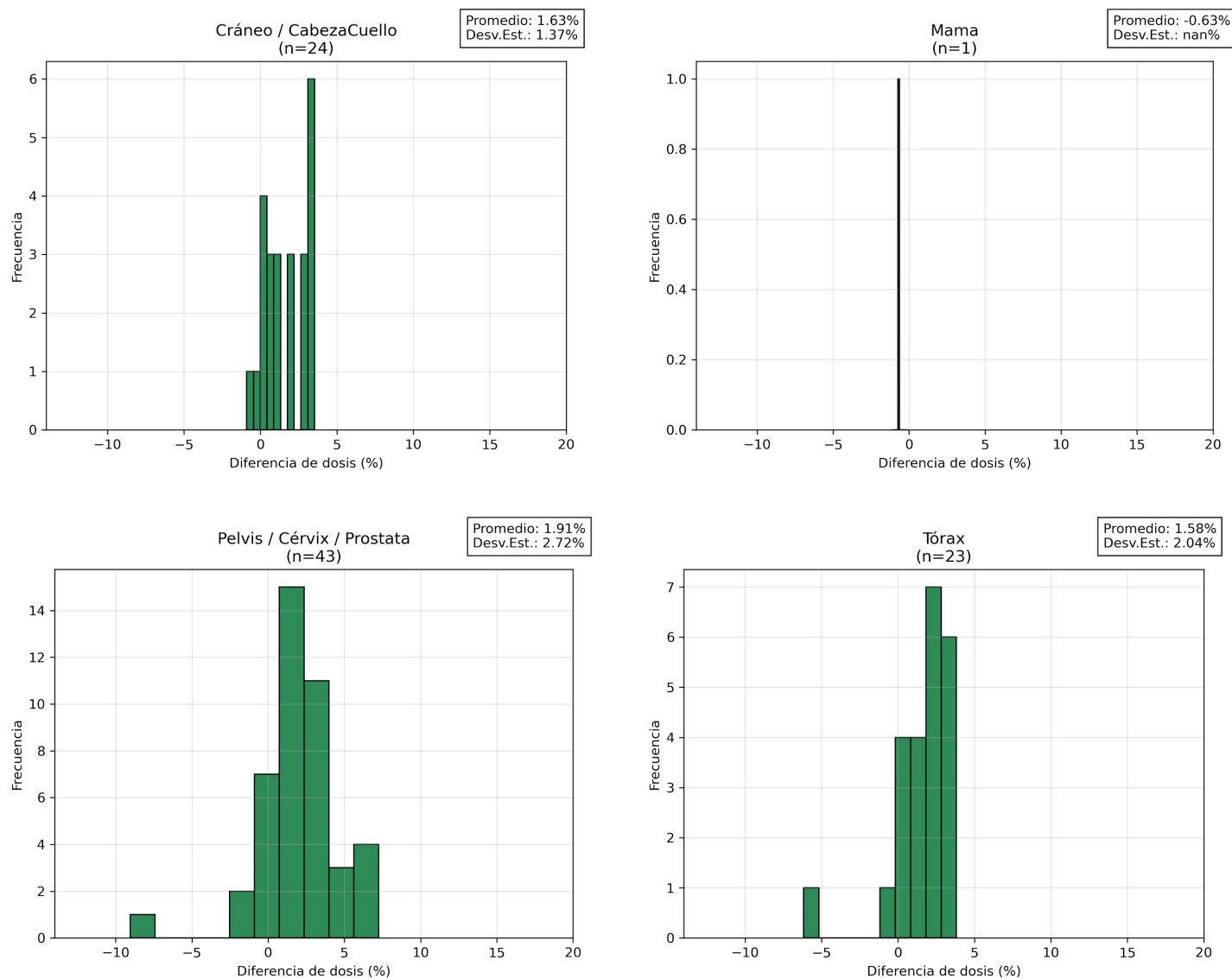


Figura 30. Histogramas de las diferencias de dosis obtenidas con medidas puntuales, datos agrupados por región anatómica y por acelerador lineal.

Los resultados del PSQA con cámara de ionización se sintetizan en la tabla 9 con la estadística descriptiva de las diferencias entre la dosis absorbida medida y la calculada, agrupadas por región anatómica y por acelerador lineal.

Tabla 9. Resumen de los resultados de PSQA de medida puntual.

Equipo	Vital Beam	True Beam	Unique 1	Unique 2
Cráneo - Cabeza y cuello				
Número de planes medidos	24	24	18	2
Resultado promedio del PSQA [%]	1.57	1.63	0.51	0.74
Desviación estándar [%]	2.41	1.37	0.36	1.68
Mama				
Número de planes medidos	9	1	45	4
Resultado promedio del PSQA [%]	0.79	-0.63	-0.56	1.49
Desviación estándar [%]	2.29	NA	5.05	10.24
Pelvis				
Número de planes medidos	34	43	18	20
Resultado promedio del PSQA [%]	1.41	1.91	0.6	2.31
Desviación estándar [%]	1.86	2.72	0.61	3.83
Tórax				
Número de planes medidos	26	23	6	3
Resultado promedio del PSQA [%]	1.85	1.58	-0.41	0.09
Desviación estándar [%]	1.66	2.04	0.75	0.94
Total de planes medidos	93	91	87	29

4.2 Medidas con arreglos de detectores y Octavius 4D

Las medidas realizadas con arreglos de detectores se separan en mediciones de PSQA de radiocirugías (SRS) y planes de prostatas.

PSQA de planes de SRS

Los planes de verificación para realizar el PSQA de tratamientos de radiocirugía fueron medidos en el equipo Vital Beam. Los planes evaluados son de tratamientos intracraneales tales como metástasis cerebrales, meningiomas, tumor de glomus, etc. En la tabla 10 se muestra información relevante de los planes de SRS medidos, de donde se obtiene que el volumen promedio del PTV es 6 cm³.

Tabla 10. Información de los planes de SRS medidos en el acelerador Vital Beam.

Volumen del PTV [cm ³]	PSQA TIPO	Tamaño de campo [cm x cm]	Geometría	Esquema	Prescripción [Gy/Fx]	Tipo
0.5	normal	3X3	2 ARC	DU	18/1	A1
1.6	normal	3X3	2 ARC	DU	19/1	A1
1.5	inhomogéneo	3X3	2 ARC	DU	22/1	A2
2.3	inhomogéneo	3X3	2 ARC	DU	21/1	A1
1.4	normal	3x3	2 ARC	DU	19/1	A1
2.9	inhomogéneo	4.3x3	4 ARC	HIPO	30/5	B
0.5	inhomogéneo	3x3	2 ARC	DU	21/1	A2
0.2	inhomogéneo	3X3	2 ARC	DU	22/1	A2
1.9, 2.7, 0.2	Múltiples	3.6x 13	2 ARC	DU	20,18,22/1	A1
3.1	normal	3X3	2 ARC	DU	18/1	A1
12.8	inhomogéneo	4.2x4.5	2 ARC	HIPO	27/3	A1
3.8	inhomogéneo	3.3X3	2 ARC	HIPO	27/3	A2
5	inhomogéneo	3.6x3.3	2 ARC	HIPO	30/5	A2
1,1.7, 0.4	Múltiples	5.1X3.1	2 ARC	DU	20/1	A2 y A1
11.7	inhomogéneo	6.4X4.3	2 ARC	HIPO	25/5	A1
6.8	inhomogéneo	3.5X3.4	2 ARC	HIPO	27/3	A2
2.9	normal	3X3	2 ARC	HIPO	30/5	A1
13.3	inhomogéneo	5X5.3	2 ARC	HIPO	30/5	A2
11.9	inhomogéneo	4.1X4.4	2 ARC	HIPO	27/3	A2
35.1	inhomogéneo	6.1X6.8	2 ARC	HIPO	25/5	B
4.8	inhomogéneo	3.7X3.3	2 ARC	HIPO	27/3	A2
3.6	inhomogéneo	3.2X3	2 ARC	HIPO	20/1	A1
1.9	normal	3x3	2 ARC	HIPO	27/3	A1
5.8	normal	3.7x3.2	2 ARC	HIPO	27/3	A1
1.5	normal	3X3	2 ARC	HIPO	27/3	B
0.5	inhomogéneo	3X3	3 ARC	HIPO	18/3	B

Nota: La columna tipos es una clasificación para catalogar el tipo de plan que se tiene, A1 significa que la lesión está internalizada en el cerebro sin OARs cercanos, A2 es lo mismo pero ahora la lesión está cerca de la superficie del cráneo, por el contrario B significa que la lesión está en contacto de algún OAR como la vía visual. ARC = arco. DU=dosis única. Hipo=hipofraccionamiento.

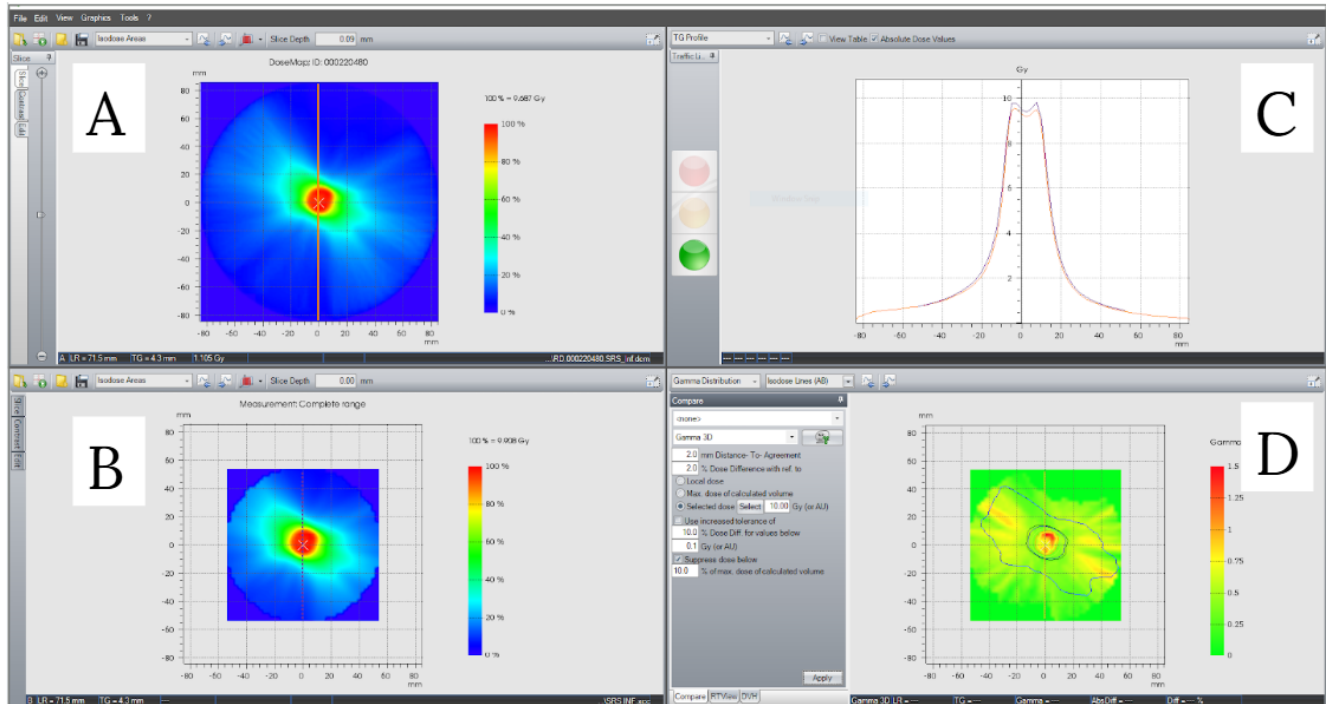


Figura 31. Ejemplo de las comparaciones realizadas con el software dedicado Verisoft .
 A) Matriz de dosis evaluada (TPS). B) Matriz de dosis de referencia (medida con el arreglo de detectores). C) Comparación de perfiles de dosis, color cian medido y naranja calculado.
 D) Criterios para la evaluación gamma y mapa de colores representando el índice gamma, valores rojos superan el valor de 1.

El PSQA de los planes de SRS se realizó con el maniquí Octavius 4D y con el top de 17 cm de diámetro y el arreglo de detectores 1000 SRS. A continuación en la tabla 11 se muestra el resumen de la evaluación gamma de los 33 planes de SRS medidos en el acelerador Vital Beam.

Tabla 11. Tasas de aprobación obtenidas con dos diferentes criterios en la evaluación gamma de los planes de SRS medidos.

Calculado en TPS comparado contra medido en Vital Beam				
	Tasas de aprobación - Verisoft			
Evaluación	Índice gamma (3D 2mm-2% dosis, dosis seleccionada 10 Gy (20 cGy), supresión del 10%)		Índice gamma (3D 2mm-2% dosis, local, supresión del 10%)	
Plan	Sin auto alignment	con auto alignment	Sin auto alignment	con auto alignment
1	97.2	99.6	88.4	91.6
2	97.5	98.7	94.3	97.3
3	92.8	97.2	86.1	91.3
4	92.0	98.0	88.9	94.8
5	89.0	94.4	79.4	80.4
6	97.1	98.5	87.2	91.7
7	91.2	99.4	76.3	85.1
8	96.8	99.8	87.9	90.1
9	76.8	83.9	69.6	77.3
10	96.1	98.6	90.3	97.2
11	96.9	97.8	89.3	94.7
12	98	98.3	88.3	93.8
13	99.7	99.9	88.4	96
14	93.4	96.8	88	91.9
15	99.7	99.8	83.9	92.1
16	95.7	97.5	83.9	89.2
17	99.1	99.3	80.3	83.6
18	96.1	97.7	79.8	86.9
19	94.9	96.3	85.7	87.6
20	97.6	98.2	83.6	89.7
21	97.5	98.6	87.8	91.3
22	88.5	95	82.3	87.5
23	95.6	98.5	81	83.4
24	97.2	97.8	86.5	90.5
25	95.3	97.4	83.0	86.8
26	99.4	99.4	85.1	87.6
27	91.2	94.3	84.9	90.9
28	97.0	97.7	95.2	96.2
29	99.3	99.4	89.3	91.4
30	99.6	99.6	94.3	96.5
31	99.7	99.8	87.3	91.1
32	94.3	96.2	91.9	95.6
33	96.7	97.8	93.4	96.6
Promedio	95.4	97.6	86.1	90.5
Desviación estándar	4.5	2.9	5.4	4.9

Es apreciable que existe cambio en el porcentaje de aprobación (passing rate) de la prueba gamma obtenido tras aplicar la herramienta de auto alignment que brinda el software Verisoft, lo cual se ve reflejado en el comportamiento de la gráfica de la figura 32, en donde la tendencia creciente del passing rate se presenta en los datos con auto alignment comparado con los que no lo tienen.

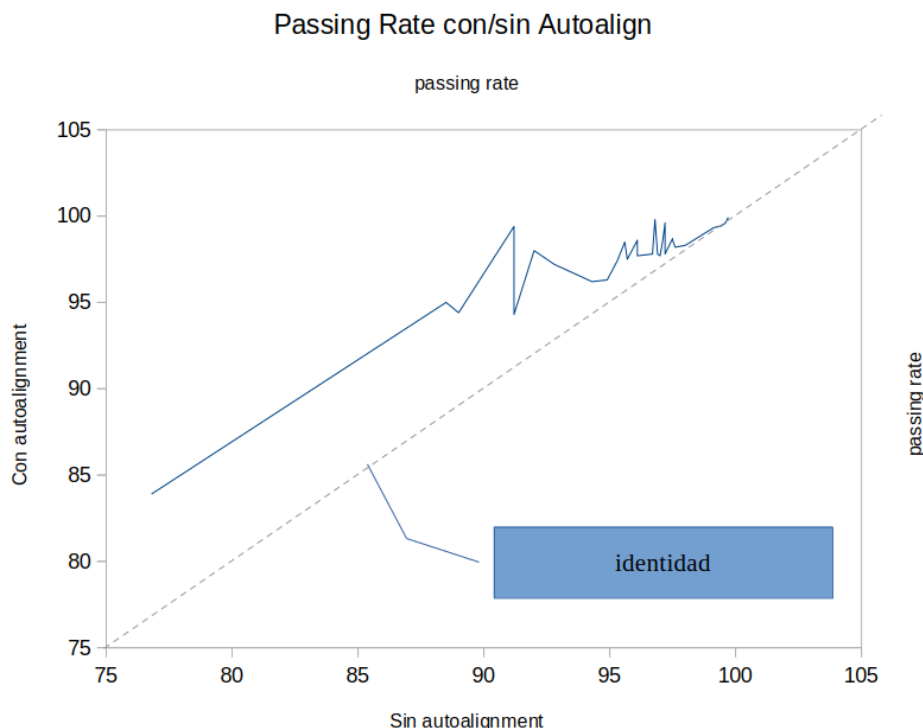


Figura 32. Aumento del passing rate al usar herramienta auto alignment.

Otro factor sumamente importante es el criterio con el que se realiza la evaluación gamma, como lo indica la tabla se obtuvieron los Índice gamma con dos criterios diferentes el primero es índice gamma (3D 2mm-2% dosis, selected dose 10 Gy (20 cGy), supresión del 10%) y el segundo es índice gamma (3D 2mm-2% dosis, local, supresión del 10%). Lo obtenido es que usando el criterio de dosis local las tasas de paso disminuyeron, atribuyendo que bajo esos criterios la comparación de ambas distribuciones de dosis no aprueba. Sin embargo el criterio empleado clínicamente es el que presenta tasas de paso mayores al 95%.

PSQA de planes de prostatas

Los planes a los que se les realizó el PSQA son planes de tratamiento de cáncer de próstata con ganglios con boost simultáneo integrado bajo un esquema de 60 Gy/20 Fx para la próstata y 40-44 Gy/20 Fx para los ganglios.

El volumen del PTV total promedio es de 634 cm³, con geometría de irradiación de 2 arcos con tamaños de campo promedios de 19.7 cm x 20.1 cm. Debido a las dimensiones de los PTV se utilizó el arreglo de detectores 1500 y para simular las condiciones más cercanas al diámetro de la pelvis se usó el top de 32 cm de diámetro del maniquí Octavius.

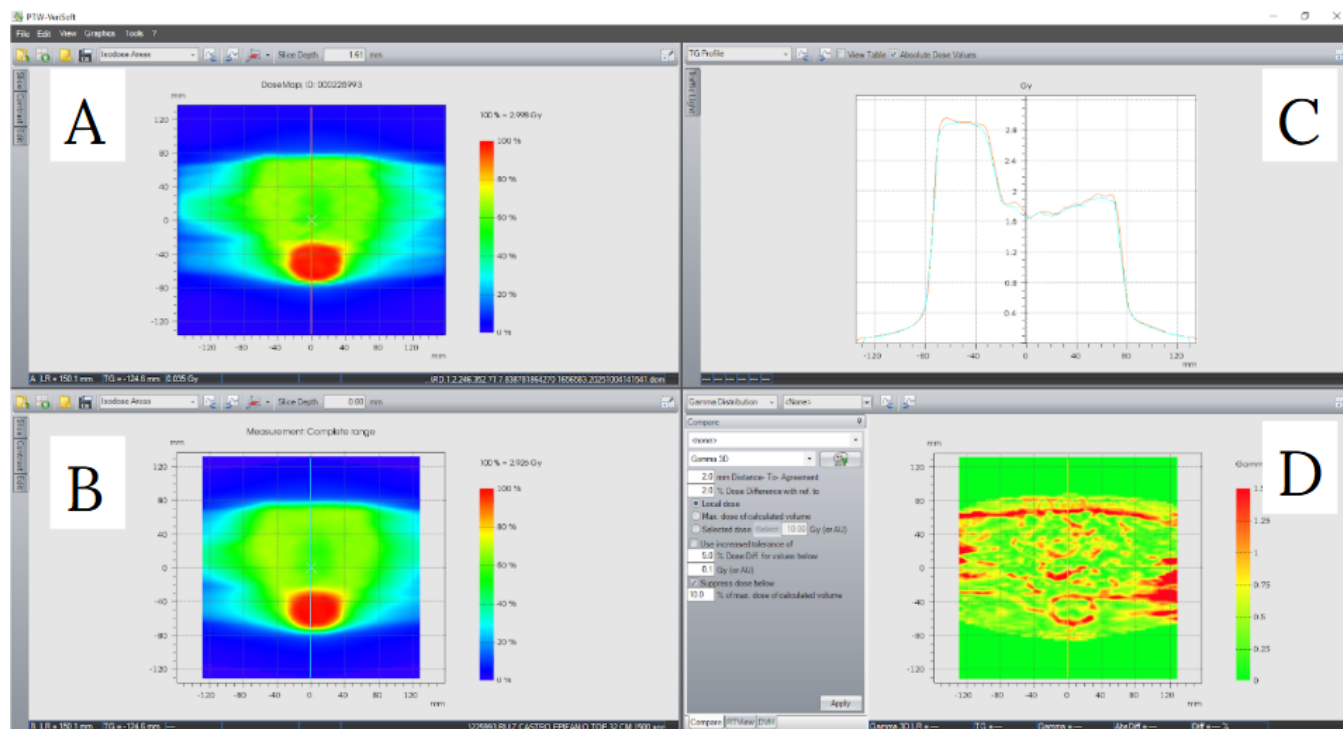


Figura 33. Vista del software Verisoft para la comparación.

A) Matriz de la dosis calculada por el TPS B) Matriz de dosis medida con el arreglo de detectores 1500 y el maniquí Octavius. C) Perfiles de línea de dosis en dirección Gun-Target, de color cian la dosis medida y de naranja la dosis del TPS. D) Mapa de colores que representa los valores del índice gamma en ese plano, así como los criterios seleccionados para la evaluación gamma.

Resumen de la evaluación gamma de los planes de próstatas medidos en el VB

En la tabla 12 se resumen los porcentajes de aprobación del índice gamma, se aprecia nuevamente el efecto que tiene la herramienta de auto alignment mencionada en los casos de SRS. Por otro lado, los criterios de evaluación fueron diferentes para estos tratamientos. El primer criterio es obtener el índice gamma 3D 2mm-2% de dosis seleccionada 2 Gy (4 cGy) con supresión del 10% y el segundo criterio fue obtener el índice gamma 3D 2mm-2% dosis local con supresión del 10%. Ambos criterios son altamente restringidos pues en el primero se busca detectar cambios de dosis de 4 cGy en una distancia mayor a 2 mm y el segundo busca evaluar que en los cambios locales no haya diferencias de dosis mayores al 2%, debido a que

son planes con dos niveles de dosis al utilizar la herramienta de dosis local se evidencian las diferencias que hay en las regiones de altos gradientes derivados del cambio de dosis.

Tabla 12. Tasas de paso obtenidas con dos diferentes criterios en la evaluación gamma de los planes de próstata medidos.

Calculado en TPS comparado contra medido en Vital Beam				
	Verisoft			
Evaluación	Índice gamma (3D 2mm-2% dosis, dosis seleccionada 2 Gy (4 cGy), supresión del 10%)		Índice gamma (3D 2mm-2% dosis, local, supresión del 10%)	
Plan	Sin auto alignment	con auto alignment	Sin auto alignment	con auto alignment
1	90.4	91.8	82	82.4
2	87.1	88.8	79.3	80.8
3	88.6	91.1	80	82.9
4	87.3	88.4	76.5	77.7
5	87.2	89.7	78.6	81.3
6	88.4	91.5	76.6	80.5
7	87.7	84.6	79.9	76.0
8	89.4	91.4	83.9	85.9
9	90.1	91.3	82.2	84.0
10	83.8	85	74.7	76.6
11	87.5	88.1	81.6	81.9
12	92.3	94.7	86.7	89.9
13	83.3	85.4	72.5	73.8
14	81.9	85.7	72.4	73.6
15	79.2	85.7	69.9	77.3
16	82.9	88.1	76.4	82.3
17	79.1	86.3	71.2	77.8
18	80	86.6	69.3	77.5
Promedio	85.9	88.6	77.4	80.1
Desviación estándar	4.04	2.91	5.0	4.2

Si bien los resultados del índice gamma sirven para tener un resultado cuantitativo sobre la comparación de las dos distribuciones de dosis también se debe realizar una revisión de dónde quedan los puntos que no pasan la prueba, la diferencia de los perfiles en las zonas de interés como en el PTV o junto a órganos de riesgo, en este caso vejiga y recto.

4.3 Validación del modelo de VeriQA

Los resultados de los planes de validación para campos estáticos y para planes con MLC dinámico evaluados bajo los criterios descritos en la metodología se encuentran en la tabla 13.

Tabla 13. Porcentajes de aprobación gamma de los planes evaluados bajo los criterios de evaluación establecidos por el fabricante para la aceptación del modelo del haz calculado por VeriQA con el algoritmo Monte Carlo.

Planes estáticos y MLC dinámico en maniqués homogéneos					
Plan	Algoritmo	Energía	Diferencia de UMs [%]	Gamma Pass Rate Body	OK/NO
Static 40x40	AcurosXB16	6X	0.99	94.64	ok
Static 40x40	AcurosXB16	6FFF	0.64	95.84	ok
Static 40x40	AcurosXB16	15X	2.06	94.59	ok
Static 40x40	AAA 16	6X	-0.96	95.38	ok
Static 40x40	AAA 16	15X	0.27	97.94	ok
Static 100x100	AcurosXB16	6X	0.78	97.75	ok
Static 100x100	AcurosXB16	6FFF	-0.33	97.71	ok
Static 100x100	AcurosXB16	15X	1.55	94.94	ok
Static 100x100	AAA 16	6X	-0.85	98.14	ok
Static 100x100	AAA 16	15X	0.06	97.25	ok
Static 200x200	AcurosXB16	6X	0.63	98.19	ok
Static 200x200	AcurosXB16	6FFF	-0.6	98.97	ok
Static 200x200	AcurosXB16	15X	1.21	92.88	ok
Static 200x200	AAA 16	6X	-0.08	98.75	ok
Static 200x200	AAA 16	15X	0.22	97.07	ok
test6b	AcurosXB16	6X	1.32	100	ok
test6b	AcurosXB16	6FFF	1.67	99.91	ok
test6b	AcurosXB16	15X	2.56	99.95	ok
test6b	AAA 16	6X	1.17	99.14	ok
test6b	AAA 16	15X	2.74	98.79	ok
test7	AcurosXB16	6X	-0.77	90.72	ok
test7	AcurosXB16	6FFF	2.49	93.8	ok
test7	AcurosXB16	15X	2.25	94.09	ok
test7	AAA 16	6X	0.36	90.85	ok
test7	AAA 16	15X	2.93	92.81	ok
test8	AcurosXB16	6X	-1.67	93.11	ok
test8	AcurosXB16	6FFF	-1.38	96.58	ok
test8	AcurosXB16	15X	0.13	95.5	ok
test8	AAA 16	6X	-2.89	92.4	ok
test8	AAA 16	15X	-0.2	93.42	ok

test9	AcurosXB16	6X	-12.58	66.25	NO
test9	AcurosXB16	6FFF	7.8	82.81	NO
test9	AcurosXB16	15X	8.98	64.04	NO
test9	AAA 16	6X	-6.42	59.75	NO
test9	AAA 16	15X	12.21	62.97	NO

Los planes para la aceptación del modelo del haz se calcularon para todas las energías que tiene en servicio clínico el equipo Vital Beam: fotones de 6 MV con y sin filtro de aplanado y 15 MV, así como con los dos algoritmos que tiene disponibles en el TPS Eclipse: Acuros y AAA.

La totalidad de los planes estáticos superan el criterio de aceptación, los planes donde la prueba no es superada es el test 9, el cual corresponde a un plan con MLC dinámico que deposita un patrón con altos gradientes de dosis, conocido como Picket Fence, como lo muestra la figura 34.

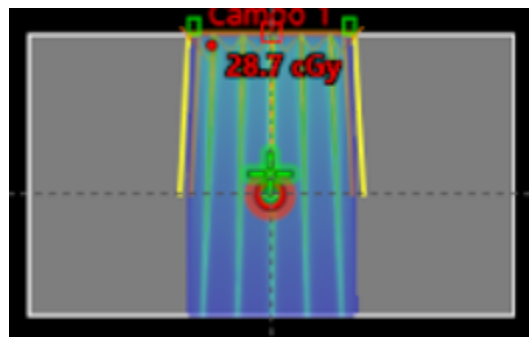


Figura 34. Vista frontal del plan test 9.

Respecto a la evaluación de los planes clínicos con diferentes modulaciones calculados sobre un maniquí (como si fuesen planes de verificación), los resultados de la evaluación gamma fueron favorables para los tres casos requeridos, solo el caso alto cociente de UM entre dosis presentó una diferencia del -5.18% en la cantidad de UM calculadas por Elipse y VeriQA. El resumen se muestra en la tabla 14.

Tabla 14. Resultados de las pruebas de validación de planes de pacientes con diferentes modulaciones de dosis calculados sobre maniquí.

Planes de pacientes en maniquí homogéneo					
Plan	Algoritmo	Energía	Diferencia de UMs [%]	Gamma Pass Rate Body	OK/NO
Bajo MU/dose	AcurosXB 16	15x	1.06	93.63	ok
Intermedio MU/dose	AAA 16	15x	0.92	98.19	ok
Alto MU/dose	AcurosXB 16	6x	-5.18	95.13	NO

Los resultados de la comparación de las distribuciones de dosis con el cálculo hecho sobre la tomografía del paciente se presentan en la tabla 15, donde las diferencias en los histogramas dosis volumen y los porcentajes de aprobación del índice gamma calculadas en cada estructura del plan pasan la prueba de aceptación del modelo del haz.

Tabla 15. Prueba de validación de VeriQA de cálculo sobre la CT de pacientes, comparación en DVH y porcentajes de aprobación de la prueba gamma.

Planes de pacientes calculados en sus CT								
Plan	Algoritmo	Energía	Diferencia de UMs [%]	ok/no	Diferencias absolutas en DVH	ok/no	Gamma 2 mm-3% (global) sup 10% del max	ok/no
SBRT en pelvis	AcurosXB 16	6 FFF	-0.53 % en ambos arcos	ok	Femur_D (0.13 Gy), Saco Intestinal (0.22 Gy), ptv 24/2 (0.27 Gy)	ok	Total (100%), Femur_D, Saco Intestinal y PTV 24/2.	ok
Próstata con ganglios	AcurosXB 16	6X	-0.97 % en los tres arcos	ok	Bulbo Pene (0 %), Femur_D (-1.32 Gy en max dose), Femur_I (-0.82 Gy en max dose), Recto (-2.05% en volumen que cubre 46 Gy), Vejiga (-0.88% en volumen cubierto por 40 Gy), Saco intestinal -12.04 cm ³ de diferencia en el volumen que cubre 33 Gy)	ok	Total (98.97%), Bulbo Pene (100%), Cauda Equina (100%), Recto (99.95%), Vejiga (99.78)	ok
Preservación de hipocampos	AcurosXB 16	6 FFF	1.15% en los 5 arcos	ok	Hippocampus_L (-0.30 Gy en dosis media), Hippocampus_R (0.38 Gy en dosis media), Lens_L (0.03 Gy en dosis máxima), Lens_R (0.19 Gy en dosis máxima), PTV 30 Gy (-2.07%)	ok	Total (99.51%), PTV 30 Gy (99.94%), y 100% para Hippocampus_L, Hippocampus_R, Lens_L y Lens_R.	ok

Comparación de dosis medida y dosis calculada por VeriQA.

Se exportaron a VeriQA planes estáticos calculados en el maniquí virtual RW3, de los cuales se conoce la dosis absorbida empleando una cámara de ionización pin point 3D. Para comparar con la dosis calculada por el algoritmo de Monte Carlo. La dosis medida, la calculada por el sistema de planificación y la calculada por el sistema independiente VeriQA, así como sus diferencias respecto a la medición se muestran en la tabla 16.

Tabla 16. Diferencias de dosis puntual del TPS y VeriQA respecto a la dosis medida con CI.

Vital Beam - Medida puntual					
Campo	Medida [cGy]	Curva Go sym extracraneal			
		Dosis puntual [cGy]		Dosis puntual [cGy]	
		TPS	DIF TPS	VeriQA	DIF VeriQA
AP 10x10	79	77.9	1.39 %	79	0 %
AP PA 10X10	163.22	161.4	1.12 %	162	0.75 %
CAJA 10X10	291.52	287.7	1.31 %	290	0.52 %
CAJA 3X3 MLC	233.64	230.9	1.17 %	231	1.13 %
TRS 398	65.77	65.1	1.03 %	65	1.18 %

Las diferencias en las dosis se graficaron y muestran en la figura 35. Se aprecia que hay una mejor concordancia entre la dosis calculada en un punto en VeriQA que con la calculada en el TPS.

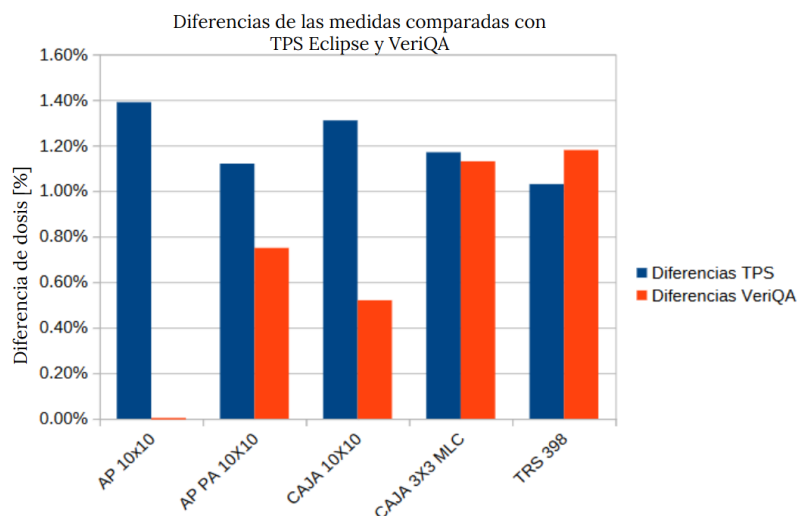


Figura 35. Diferencias de dosis de la tabla 16 graficadas.

Herramientas en VeriQA

Si bien en el INCan la plataforma de cálculo independiente aún se encuentra en la etapa de validación del algoritmo, no debe pasar desapercibido mencionar que cuenta con una variedad de herramientas de visualización y evaluación que apuntan a tener una gran utilidad cuando se encuentre en la fase de uso clínico rutinario. Dichas herramientas son la creación de plantillas para la evaluación automática de planes una vez sean exportados de Eclipse hacia VeriQA. Se tiene la libertad de seleccionar los criterios de evaluación para la prueba gamma comparando la dosis calculada por el TPS y la calculada de manera independiente, la prueba gamma se aplicará a la dosis que tenga cada estructura que contenga el plan, mostrando el porcentaje de aprobación resultante, como se muestra en la figura 36.

GAMMA EVALUATION | CRITERIA

11 0 0

GAMMA PROTOCOL NAME

JAVIER

SUPPRESS GAMMA CALCULATION

Exclude voxels with below 10 % of the maximum dose from gamma pass rate calculation

DISTANCE TO AGREEMENT

2 mm

DOSE DIFFERENCE

2 % of max compared dose

INCREASED TOLERANCE

ROI NAME	EVALUATION QUANTITY	LIMIT	GAMMA PASS RATE	VALUE
Warning Failed				
VERIQA				
Total	Gamma pass rate	< 10.00 % 5.00 %	99.66 %	✓
ORGAN				
Bladder	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	100.00 %	✓
Bones	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	97.03 %	✓
Bowel	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	99.96 %	✓
FemHeadNeck_L	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	100.00 %	✓
FemHeadNeck_R	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	100.00 %	✓
PenileBulb	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	99.90 %	✓
Rectum	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	100.00 %	✓
SeminalVesicle	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	100.00 %	✓
PTV				
PTV_40Gy/20	Gamma pass rate	< 95.00 % 90.00 %	98.98 %	✓

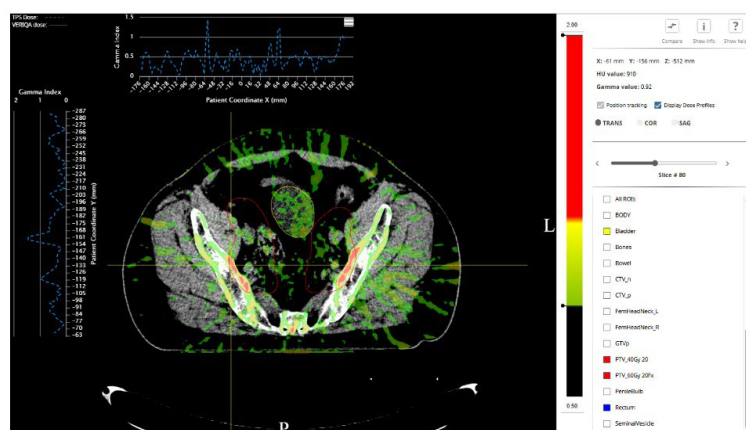
Figura 36. Evaluación gamma de la dosis calculada en cada estructura del plan y sus tasas de paso evaluadas según la plantilla seleccionada.

También se puede comparar los histogramas dosis volumen calculados en ambos espacios (figura 37A), la distribución de dosis en *color wash* (figura 37B) y la distribución del índice gamma sobre la tomografía del paciente en cuestión para visualizar las regiones de mayor discordancia (figura 37C).

Figure 1 is a line graph showing the percentage of Body at Risk (BAR) versus Dose in Gy for a 100 Gy reference dose. The x-axis represents Dose in Gy, ranging from 0 to 8. The y-axis represents BAR (Relative in %) from 0 to 100. Four models are compared: BODY (solid green line), CouchSurfing (dashed green line), Brest 2.00 (dotted green line), and Brest 2.00 (dashed magenta line). The BODY model shows a sharp drop in BAR at 0 Gy, while the other models show a more gradual decline. The Brest 2.00 (dashed magenta) model shows a sharp increase in BAR at 100 Gy, while the others remain near zero.

Dose in Gy	BODY (%)	CouchSurfing (%)	Brest 2.00 (%)	Brest 2.00 (%)
0	100	100	100	100
0.5	18	18	18	18
1	10	10	10	10
2	2	2	2	2
3	0.5	0.5	0.5	0.5
4	0.2	0.2	0.2	0.2
5	0.1	0.1	0.1	0.1
6	0.05	0.05	0.05	0.05
7	0.02	0.02	0.02	0.02
8	0.01	0.01	0.01	0.01

B) Visualización de la distribución de dosis en escala de colores, también se muestran perfiles de dosis comparando TPS y VeriQA.



C) Distribución del índice gamma sobre la CT del paciente.

Figura 37. Herramientas de evaluación y comparación que posee VeriQA.

5. Conclusiones

Derivado de las medidas puntuales se concluye que a pesar del reducido tiempo máquina con el que se cuenta, es posible realizar un programa de garantía de calidad paciente específico basado en una medida puntual usando el maniquí RW3 y una cámara de ionización pinpoint 3D de PTW.

Si bien la información puntual que la cámara de ionización brinda aparenta ser una medida insuficiente, no deja de ser una herramienta para verificar el cálculo correcto de la dosis absorbida y al utilizar el formalismo de determinación de la dosis siguiendo el protocolo TRS 398, las medidas realizadas son trazables a un laboratorio de calibración primario.

Se obtuvieron las diferencias puntuales promedio entre la dosis medida y la dosis calculada por el TPS para diferentes regiones anatómicas, así se determinó que para los tratamientos dados en cualquier acelerador, el intervalo del promedio de las diferencias obtenidas y su desviación estándar obtenido va de -0.22 % a 1.63% para el promedio y 1.72% a 5.10% para la desviación estándar. El análisis también se realizó para cada acelerador y los datos obtenidos servirán de referencia para futuras mediciones de PSQA rutinario.

Respecto al PSQA con arreglos de detectores y el maniquí Octavius, los parámetros usados de DD y DTA para determinar el porcentaje de aprobación del plan son cruciales y deben seleccionarse según las necesidades particulares del plan evaluado, por ejemplo los requerimientos clínicos no son los mismos para tratar planes de SRS a planes de cáncer de próstata, pues el volumen a tratar, los órganos de riesgo involucrados, los requerimientos de precisión cambian, incluso el detector con el que se realiza la verificación no puede ser igual. Para tratamientos de SRS en el acelerador Vital Beam el promedio de las tasas de paso del índice gamma con los criterios clínicos empleados fue de 97.6%.

La evaluación gamma es de utilidad para evaluar las dos distribuciones 3D de dosis, sin embargo, hay factores que no evalúa como si el volumen objetivo es el deseado, el corrección de las imágenes con las que se realizó el plan, incluso factores más asociados con la entrega de la dosis pues no verifica la dosis absorbida en términos absolutos y por ejemplo si el TPS está mal comisionado la prueba gamma puede pasar de forma consistente al presentar errores sistemáticos. Por ello, ningún método de PSQA es suficiente por sí solo, debe complementarse con el control de calidad periodico de la máquina, comisionamientos sólidos, verificación puntual de referencia, así como las buenas prácticas y cultura de seguridad para disminuir la cantidad de errores e incidentes en los tratamientos.

La plataforma de cálculo independiente VeriQA se encuentra en el INCAN en la etapa de validación del modelo del haz, casi la totalidad de las pruebas establecidas por el fabricante han resultado favorables para continuar con el proceso de puesta en marcha. El cálculo

independiente de unidades monitor, histogramas dosis volumen y comparación gamma por estructura apunta a fortalecer la garantía de calidad que se brinda a los tratamientos de los pacientes.

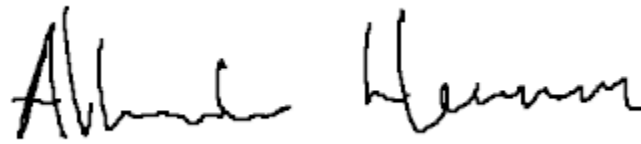
Realizar el PSQA en cualquiera de sus diferentes modalidades es una barrera para evitar entregar tratamientos con errores que pudieran terminar en incidentes, una simple verificación de que el plan entregado contiene un MLC bien conformado y que la dosis absorbida medida es exacta con la dosis absorbida planificada es una garantía de que, si el tratamiento se administra correctamente, entonces la dosis entregada será la deseada.

6. Referencias

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) (2025). Estadísticas de defunciones registradas (Comunicado de prensa 142/25), 10 de noviembre de 2025. Recuperado de: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2025/edr/EDR2024-def_CP.pdf
- [2] Abshire, D., & Lang, M. K. (2018). The evolution of radiation therapy in treating cancer. *Seminars in Oncology Nursing*, <https://doi.org/10.1016/j.soncn.2018.03.006>
- [3] Zhu, H., et al. (2024). Global radiotherapy demands and corresponding radiotherapy-professional workforce requirements in 2022 and predicted to 2050: a population-based study. *The Lancet Global Health*, 12(12), e1945–e1953. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(24\)00355-3](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(24)00355-3)
- [4] Miften, M., et al. (2018). Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Medical Physics*, 45(4), e53–e83. <https://doi.org/10.1002/mp.12810>
- [5] Zhu, T. C., Stathakis, S., Clark, J. R., et al. (2021). Report of AAPM task group 219 on independent calculation-based dose/MU verification for IMRT. *Medical Physics*. <https://doi.org/10.1002/mp.15069>
- [6] International Commission on Radiation Units and Measurements (2010). Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report No. 83. *Journal of the ICRU*, 10(1). Oxford University Press. <https://doi.org/10.1093/jicru/ndq001>
- [7] Mayles, P., Nahum, A. E., & Rosenwald, J. C. (Eds.). (2021). *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice* (2nd ed., two-volume set). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9780429201493>
- [8] Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). *The physics of radiation therapy* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- [9] Andreo, P., Burns, D. T., Nahum, A. E., Seuntjens, J., & Attix, F. H. (2017). *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*. Wiley-VCH.
- [10] International Commission on Radiation Units and Measurements (2011). *Fundamental quantities and units for ionizing radiation* (revised). ICRU Report No. 85. *Journal of the ICRU*, 11(1). Oxford University Press.
- [11] Organismo Internacional de Energía Atómica (2025). *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa: un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua* (Rev. 1). Colección de Informes Técnicos No. 398. OIEA.
- [12] Hill, R. F., Brown, S., & Baldock, C. (2008). Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements. *Radiation Measurements*, 43(7), 1258–1264. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2008.01.019>

- [13] Attix, F. H. (2004). Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Wiley-VCH.
- [14] International Atomic Energy Agency (2017). Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an international code of practice for reference and relative dose determination. Technical Reports Series No. 483. IAEA.
- [15] Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) (s. f.). Visión general. Recuperado de <https://www.iaea.org/es/el-oiea/vision-general>
- [16] PTW Freiburg GmbH (2025). Detectors for ionizing radiation. Manual técnico, p. 79. https://www.education.ptwdosimetry.com/SharedData/TrainingTemplates/140/AssociatedFiles/DTECTORS_Cat_en_16522900_16.pdf
- [17] PTW Freiburg GmbH (2015). RW3 slab phantom: T29672 and T40006.1.001. User manual, p. 16.
- [18] Geurts, M. W., et al. (2022). AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.b: Commissioning and QA of treatment planning dose calculations—megavoltage photon and electron beams Journal of Applied Clinical Medical Physics, 23, e13641. <https://doi.org/10.1002/acm2.13641>
- [19] Serna Serna, W., Trujillo Lemus, J. P., & Rivera Piedrahita, J. H. (2010). Descripción del estándar DICOM para un acceso confiable a la información de las imágenes médicas. Scientia et Technica, 16(45). Universidad Tecnológica de Pereira.
- [20] Bragg, C. M., Wingate, K., & Conway, J. (2008). Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification. Radiotherapy and Oncology, 86, 276–284. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2008.01.011>
- [21] Dunn, L., et al. (2015). National dosimetric audit network finds discrepancies in AAA lung inhomogeneity corrections. Physica Medica (European Journal of Medical Physics). <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.04.002>
- [22] Bedford, J. L. (2019). Calculation of absorbed dose in radiotherapy by solution of the linear Boltzmann transport equations. Physics in Medicine & Biology, 64, 02TR01.
- [23] McGrath, A. (2018). Investigation of Acuros XB radiotherapy dose calculation algorithm. Tesis de Maestría (Master of Philosophy), p. 55. The University of Adelaide.
- [24] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (2017). Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams (ICRU Report No. 91), p. 68.
- [25] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM Jr, Boone JM. (2012) The Essential Physics of Medical Imaging. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; p. 324.
- [26] Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Weber L, Ginjaume M, Eudaldo T, Jurado D, Ruiz A, Ribas M. (2004) Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. Med Phys; 31(10):2899–2911. doi:10.1118/1.1788932.

- [27] International Organization for Standardization (1994). Quality management and quality assurance standards—Part 1: Guidelines for selection and use. ISO 9000. Geneva: ISO.
- [28] Van Dyk, J., Battista, J. J., & Bauman, G. S. (2013) Accuracy and uncertainty considerations in modern radiation oncology. The modern technology of radiation oncology, vol. 3, pp. 361–412.
- [29] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (1976). Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. (ICRU Report no. 24), Bethesda, MD.
- [30] International Atomic Energy Agency (2016). Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy. IAEA human health series no. 31, IAEA, vienna, p. 237.
- [31] International Atomic Energy Agency. (2004) Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical reports series no. 430, pp. 8.
- [32] Van Dyk, J., Barnett, R. B., Cygler, J. E., & Shragge, P. C. (1993). Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 26(2), 261–273. [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(93\)90206-B](https://doi.org/10.1016/0360-3016(93)90206-B)
- [33] PTW Freiburg GmbH (s. f.). Octavius 4D Modular Solutions for 3D Patient and Machine QA. Recuperado de <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d-qa-phantom>
- [34] McCaffrey, J. P., Downton, B., Shen, H., Niven, D., & McEwen, M. (2005). Pre-irradiation effects on ionization chambers used in radiation therapy. Physics in medicine and biology, 50, N121–N133. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/13/N01>
- [35] Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., & Purdy, J. A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Medical physics, 25(5), 656–661.
- [36] International Commission on Radiation Units and Measurements (1999). Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). ICRU report no. 62.
- [37] PTW Freiburg GmbH (2023). VERIQA – Customer beam model acceptance protocol. Documento interno de PTW.
- [38] PTW Freiburg GmbH (s. f.). Code of practice: Octavius 4D. How to start (eclipse). Technical note d913.200.02/04.
- [39] Baltz, G. C., Manigold, R., Seier, R., et al. (2023). A hybrid method to improve efficiency of patient specific SRS and SBRT QA using 3D secondary dose verification. Journal of applied clinical medical physics, 24, e13858. <https://doi.org/10.1002/acm2.13858>
- [40] PTW Freiburg GmbH (2025). VERIQA RT Monte Carlo 3D – User Manual. Documento interno de PTW. Reference number S070031.520

A handwritten signature in black ink, appearing to read "José Alfredo Herrera González". The signature is written in a cursive style with some capitalization. A small dot is visible to the right of the signature.

Firma del director de tesis
M. en C. José Alfredo Herrera González



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

ACTA DE IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS

No. 00015

Matrícula: 2241800717

Programa de garantía de
calidad paciente específico
PSQA y uso de VeriQA en el
INCan

En la Ciudad de México, se presentaron a las 10:00 horas
del día 8 del mes de abril del año 2026 en la Unidad
Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los
suscritos miembros del jurado:

DR. JUAN AZORIN NIETO
M. EN C. ARMANDO SEBASTIAN ORDOÑEZ CANUL
DR. CARLOS ALBERTO REYNOSO MEJIA

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

ESPECIALIZACIÓN EN FÍSICA MÉDICA CLÍNICA

DE: JAVIER ARANCIBIA HERNANDEZ

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

Aprobar

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

JAVIER ARANCIBIA HERNANDEZ
ALUMNO

REVISÓ

MTRA. ROSALIA SERRANO DE LA PAZ
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

Roman Linares Romero
DR. ROMAN LINARES ROMERO

PRESIDENTE

Juan Azorin Nieto
DR. JUAN AZORIN NIETO

VOCAL

M. En C. Armando Sebastian Ordoñez Canul
M. EN C. ARMANDO SEBASTIAN ORDOÑEZ
CANUL

SECRETARIO

Dr. Carlos Alberto Reynoso Mejia
DR. CARLOS ALBERTO REYNOSO MEJIA