



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO**

**HOSPITAL REGIONAL DE ALTA
ESPECIALIDAD DE IXTAPALUCA**



FACULTAD DE MEDICINA

MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

*Comparación dosimétrica para el control
de calidad en tratamientos de IMRT utilizando
diferentes sistemas de medición*

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRA EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

Michell Amaro Martínez

Comité de Tutores: M. en C. Eleni Mitsoura
M. en C. Miguel Valle González
M. en C. Ariel Abigail Carrera Martínez



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2024

Este trabajo se llevó a cabo en el Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca dependiente del IMSS-BIENESTAR en las instalaciones de la Unidad de Radioterapia.

Agradecimientos Institucionales

Agradezco a la Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Medicina, por haberme permitido ser parte de la Institución en la Maestría de Física Medica.

Agradezco al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencia y Tecnologías (CONAHCYT) por la beca otorgada durante mis estudios de maestría.

Asimismo, extiendo mi agradecimiento al Sistema Institucional de Becas de la UAEMex por la Beca de Escolaridad de Estudios Avanzados, otorgada a lo largo de mi maestría.

Índice

Resumen	8
Summary	9
Abreviaturas	10
Índice de Figuras.....	11
Índice de Tablas.....	13
1. Introducción	14
2. Estado del Arte.....	17
2.1 Pregunta de investigación	21
2.2 Hipótesis	21
2.3 Objetivo general.....	21
3. Marco Teórico	22
3.1 Generalidades sobre el cáncer.....	22
3.2 Cáncer de cabeza y cuello.....	22
3.2.1 Incidencia de cáncer cabeza y cuello	23
3.3 Cáncer ginecológico.....	24
3.3.1 Incidencia en el cáncer ginecológico	25
3.4 Modalidades en el tratamiento	26
3.5 Radioterapia	27
3.5.1 Acelerador Lineal.....	29
3.5.2 Sistema de Planeación.....	31
3.5.3 Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)	32
3.5.4 Control de calidad paciente específico.....	34
3.6 Dosimetría	36
3.6.1 Dosis absorbida en agua.....	37
3.6.2 Placas de agua solida.....	41
3.6.3 Electrómetro.....	42
3.6.4 Diferencia de Dosis	43
3.6.5 Distancia a la Concordancia.....	44
3.6.6 Índice Gamma	44
3.7 Detectores de radiación ionizante y maniquís.....	46
3.7.1 Cámara de Ionización.....	46
3.7.1.1 Cámara de Ionización tipo Farmer	48
3.7.1.2 Cámara tipo Semiflex.....	49

3.7.2 Sistema de medición Octavius 4D	50
3.7.3 Dosimetría con Película	53
4. Metodología	56
4.1 Sistema de medición con cámara de ionización tipo Farmer y maniquí RW3.....	57
4.1.1 Creación y preparación del plan de verificación.....	57
4.1.2 Adquisición y evaluación del plan de verificación	59
4.2 Sistema de medición con cámara de ionización tipo Semiflex y maniquí RW3.....	60
4.2.1 Creación y preparación del plan de verificación.....	60
4.2.2 Adquisición y evaluación del plan de verificación	61
4.3 Sistema de medición Octavius 4D y matriz de detectores 729	62
4.3.1 Creación y preparación de los planes de verificación	65
4.3.2 Medición de los planes de verificación.....	66
4.4 Sistema de medición con películas radiocrómicas EBT2 y maniquí RW3	70
4.4.1 Calibración de películas radiocrómicas	71
4.4.2 Lectura de las películas radiocrómicas EBT2	72
4.4.3 Curvas de calibración.....	72
4.4.4 Creación y preparación del plan de verificación.....	73
4.4.5 Medición de los planes de verificación.....	74
5. Resultados y discusión	76
5.1 Análisis de distribución de dosis con cámara de ionización tipo Farmer	76
5.2 Análisis de distribución de dosis con cámara de ionización tipo Semiflex.....	79
5.3 Análisis de distribución de dosis con sistema Octavius 4D	81
5.4 Análisis de distribución de dosis con película radiocrómica EBT2.....	83
6. Conclusiones y trabajo futuro	85
7. Referencias.....	87
8. Anexos	94

Resumen

El propósito de este trabajo es la comparación de diferentes sistemas dosimétricos aplicables en el control de calidad paciente específico en tratamientos con Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés Intensity Modulated Radiotherapy), que garantice la precisión de la dosis administrada al paciente. La IMRT es una técnica de radioterapia que permite la personalización y conformidad de la dosis de radiación al tumor, minimizando la irradiación de tejidos circundantes y reduciendo los efectos secundarios.

Actualmente, es posible utilizar distintos sistemas de medición para verificar que la dosis administrada al paciente coincida con la dosis planificada, esto, de acuerdo con las posibilidades de cada institución. Algunos de los sistemas de medición son: arreglo de detectores, cámaras de ionización, películas radiocrómicas, entre otros.

En este trabajo, se evaluó la distribución de dosis medida utilizando cuatro diferentes sistemas de verificación: matriz de detectores 729, película radiocrómica, cámara de ionización tipo Farmer y cámara de ionización tipo Semiflex, determinando para cada uno su viabilidad para realizar control de calidad y establecer mejores prácticas para garantizar la precisión en la administración de la radiación.

El 100% de los 20 planes evaluados de las distribuciones medidas con película radiocrómica tuvieron un porcentaje de puntos aprobados con índice gamma mayor al 96% con el criterio de 3%/3 mm. Las mediciones con ambas cámaras de ionización mostraron una diferencia entre la dosis medida y calculada menor al 3% en los 20 planes analizados, mientras que para los planes medidos con el sistema Octavius 4D, solo pudieron ser medidos 16 planes de los cuales se obtuvo un porcentaje de puntos con índice gamma mayor al 96% con el criterio de 3%/3 mm. Los cuatro planes restantes no fue posible medirlos por este método debido a que las dimensiones del volumen a analizar sobrepasaban la zona de irradiación de la matriz del detector 729.

Los resultados indican que los 4 sistemas utilizados son adecuados para implementarlos en el análisis de dosis para el control de calidad paciente específico en tratamientos de IMRT de la institución, con algunas restricciones para cada uno.

Summary

The purpose of this work is the investigation regarding patient-specific quality control in Intensity Modulated Radiotherapy treatments, to ensure the precision of the treatment in oncological patients. IMRT allows the customization and conformity of the radiation dose to the tumor, minimizing the irradiation of surrounding tissues and reducing side effects.

Currently, it is possible to use different measurement systems to verify that the dose administered to the patient matches the planned dose, this, according to the possibilities of each institution. Some of the measurement systems are detector array, ionization chambers, radiochromic films, among others.

In this work, dose distributions measured with four different verification systems were evaluated: a 729-detector array, radiochromic film, a Farmer-type ionization chamber and a Semiflex-type ionization chamber, in order to determine their viability in quality control and establish best practices to ensure precision in radiation dose administration.

A hundred % of the 20 evaluated dose distribution plans measured with the radiochromic films had a percentage of points with gamma index greater than 96% with the criterion of 3%/3 mm. The measurements with both ionization chambers showed a difference between the measured and calculated dose of less than 3% in the 20 analyzed plans, while for the plans measured with the Octavius 4D system, only 16 plans could be measured, 96% of which passed the gamma index criterion of 3%/3 mm. The remaining 4 plans could not be measured by this method because the volume to be analyzed exceeded the irradiation zone of the 729-detector matrix.

The results indicate that the 4 systems used are suitable for dose analysis in patient-specific quality control in IMRT treatments at the institution, with some restrictions for each one.

Abreviaturas

3DCRT	Radioterapia 3D conformacional
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
CNSNS	Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias
TC	Tomografía Computarizada
CTV	Clinical Tumor Volume
DVH	Dose Volume Histogram
EBRT	External Beam Radiotherapy
Gy	Gray
GTV	Gross Tumor Volume
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy
CLINAC	Clinac Linear Accelerator
MLC	Multileaf Collimator
OAR	Órgano de Alto Riesgo
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
PTV	Planning Target Volume
TPS	Treatment Planning System
TCP	Tumor Control Probability
UM	Unidades Monitor

Índice de Figuras

Figura 1. Acelerador con sistema EPID [12].	18
Figura 2. Irradiación de muestras de películas radiocrómicas [13].....	19
Figura 3. Representación gráfica de un plan de verificación con 5 campos a) plan completo con angulaciones de acuerdo con el plan, b) un plan por campo todos con gantry a 0° [15].	20
Figura 4. Regiones anatómicas de cabeza y cuello [18].	23
Figura 5. Regiones anatómicas ginecológicas [21].....	25
Figura 6. Esquema de partes principales de un Acelerador Lineal Clínico [32].....	30
Figura 7. Colimador multihojas, representación de las formas variantes de acuerdo con cada fabricante [32, 33].....	31
Figura 8. Modulación de las MLC que permiten que la dosis se adapte a la forma del volumen a tratar [34].	32
Figura 9. A) Imagen izquierda de un tratamiento de cáncer cervicouterino con planificación conformal 3D en el que se puede observar que la dosis de prescripción abarca parte del recto (OAR). B) Imagen derecha de un tratamiento de cáncer cervicouterino con planificación IMRT en la que se puede observar que la dosis de prescripción abarca el volumen de tratamiento, permitiendo la modulación de las Multihojas para evitar abarcar los órganos de riesgo cercanos (vejiga y recto).	33
Figura 10. Placas de agua sólida.	42
Figura 11. Electrómetro utilizado de la marca PTW UNIDOS E.	43
Figura 12. Representación teórica del índice gamma en dos dimensiones [40].....	45
Figura 13. Cámara de ionización impermeable utilizada para dosimetría de referencia en haces de fotones, electrones y protones de alta energía de la marca PTW Farmer tipo 30013.	48
Figura 14. Cámara de ionización impermeable utilizada para dosimetría de referencia, tamaño más pequeño y mejor volumen sensible para mediciones de dosis precisas de energía de la marca PTW Semiflex tipo 301010.	49
Figura 15. Sistema Octavius para control de calidad paciente específico, de izquierda a derecha se visualiza la unidad de control, interfaz del detector, unidad de control con detector insertado e inclinómetro de la marca PTW.	50
Figura 16. Matriz de detectores PTW 729. 1. Área de las cámaras de ionización, 2. Área de componentes electrónicos, 3. Posición de las cámaras de ionización.....	51
Figura 17. Configuración de la película radiocrómica Gafchromic EBT2 [46].....	54
Figura 18. Procedimiento para obtener la tomografía del maniquí de placas de agua sólida y cámara de ionización tipo Farmer.	57
Figura 19. Procedimiento para obtener la tomografía del maniquí de placas de agua sólida y cámara de ionización tipo Farmer.	58
Figura 20. Procedimiento para la colocación y medición del plan de verificación con cámara Farmer y maniquí de placas de agua sólida. Colocación manual de barómetro y termómetro para realizar las anotaciones de los valores en cada medida.	59

Figura 21. Electrómetro PTW UNIDOS E, utilizado para la obtención de cargas (nC) de cada plan de verificación medido.	60
Figura 22. Creación de un plan de tratamiento de cáncer ginecológico, verificación y anotación de la dosis puntual del sistema, la cual se comparará a la dosis medida posteriormente en el acelerador.....	61
Figura 23. Posicionamiento y alineación del maniquí de placas de agua solida con la cámara de ionización tipo Semiflex insertada en la placa con orificio.	62
Figura 24. Visualización del PTV plan de tratamiento ginecológico número ocho, el cual excede las medidas de la matriz de detectores utilizada en el sistema Octavius.....	63
Figura 25. Plan de verificación creado en la CT del maniquí Octavius donde se visualiza que las dimensiones del PTV en el campo exceden las medidas de 27x27 cm ² del maniquí.....	63
Figura 26. Montaje completo del sistema Octavius y componentes en el acelerador y mesa de tratamiento.....	66
Figura 27. Alineación del sistema de rotación Octavius 4D respecto a los láseres a una SSD de 84 cm.....	67
Figura 28. Parámetros de medición para la corrección de la dosis a 1 Gy.....	67
Figura 29. Ejemplo de distribución de dosis total de un plan de verificación cervicouterino del total de sus campos medidos.	68
Figura 30. Vista de adquisición del software VeriSoft al realizar la comparación de un plan de cáncer cervicouterino.	69
Figura 31. Parámetros de cálculo del sistema VeriSoft, restricciones del índice gamma.	70
Figura 32. Irradiación de muestras de películas radiocrómicas utilizadas para la calibración.....	71
Figura 33. Películas de calibración irradiadas en un rango de dosis de 0 a 10Gy.	72
Figura 34. Curva de calibración de las películas radiocrómicas, representación de la dosis vs DO _{net}	73
Figura 35. Plan de verificación con gantry en 0°, donde se observa la dosis por los campos colapsados.....	74
Figura 36. Determinación de la región de interés de la distribución medida y calculada de un plan de tratamiento ginecológico en el software VeriSoft.	75

Índice de Tablas

Tabla 1. Incidencia, mortalidad en sitios de cáncer cabeza y cuello en México [19, 20].	24
Tabla 2. Incidencia, mortalidad en sitios de cáncer ginecológico en México [24].	26
Tabla 3. Equipo utilizado para el control de calidad en tratamientos IMRT.	56
Tabla 4. Planes de tratamiento ginecológicos con el tamaño de campo máximo en cm de los ejes [“x” y “y” respectivamente]. Se observa para los planes 4, 8, 9 y 10 que el tamaño de campo excede los 27x 27 cm ² de la matriz de detectores.....	64
Tabla 5. Planes de tratamiento cabeza y cuello con el tamaño de campo máximo en cm de los ejes [“x” y “y”]	65
Tabla 6. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Farmer de los planes para tratamiento de cáncer ginecológico.	77
Tabla 7. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Farmer de los planes para tratamiento de cáncer cabeza y cuello.	78
Tabla 8. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Semiflex de los planes para tratamiento de cáncer ginecológico.	79
Tabla 9. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Semiflex de los planes para tratamiento de cáncer cabeza y cuello.	80
Tabla 10. Porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción 3%/3mm de los planes de tratamiento de cáncer ginecológico, medidos con Octavius 4D.	81
Tabla 11. Porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción 3%/3m de los planes de tratamiento de cáncer de cabeza y cuello, medidos con Octavius 4D.	82
Tabla 12. Resultados del análisis del índice gamma, porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción de acuerdo con 3%/3mm de los planes de tratamiento de cáncer ginecológico, medidos con película radiocrómica EBT2.....	83
Tabla 13. Resultados del análisis del índice gamma, porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción de acuerdo con 3%/3mm de los planes de tratamiento de cáncer de cabeza y cuello, medidos con película radiocrómica EBT2.....	84

1. Introducción

La radioterapia es un tratamiento que utiliza radiación ionizante de alta energía con el objetivo de destruir células cancerosas, minimizando el daño a las células sanas circundantes. Dentro de la división de la radioterapia, se encuentra la teleterapia, conocida también como radioterapia de haz externo, la cual se basa en la administración de radiación desde una fuente externa al cuerpo del paciente [1].

La evolución de las técnicas de tratamiento en teleterapia han permitido avances significativos en la precisión y eficacia del tratamiento oncológico. Entre estos avances, la radioterapia conformal 3D y la IMRT son dos de las más destacadas, las cuales, aunque están basadas en principios similares, presentan diferencias fundamentales en su implementación. En la radioterapia conformal 3D, los haces de radiación se ajustan a la geometría del tumor, pero mantienen una intensidad constante, lo que limita su capacidad de adaptación a las variaciones del tumor o las estructuras circundantes. Por el contrario, en la IMRT, los haces tienen una intensidad modulada, lo que proporciona un control mucho más preciso sobre la distribución de la dosis. Este enfoque modular permite una mejor protección de los tejidos sanos, especialmente en tumores ubicados cerca de estructuras críticas [2].

Debido a la complejidad que conlleva la técnica IMRT, es necesario poder verificar la distribución de dosis de radiación administrada con la dosis calculada por el sistema de planeación, siendo necesario disponer de sistemas capaces de medir la distribución de dosis.

A medida que la IMRT es una técnica utilizada actualmente en el tratamiento del cáncer, la precisión en la administración de la dosis se ha vuelto esencial para garantizar la seguridad y eficacia del tratamiento, por lo tanto, se debe llevar a cabo un programa que garantice la calidad, de acuerdo con protocolos clínicos validados por personal capacitado y con equipo debidamente seleccionado, realizando el control de calidad para verificar la correcta administración en la dosis a los pacientes de acuerdo con su tratamiento.

El control de calidad para la verificación de dosis administrada en los tratamientos IMRT asegura que la distribución de dosis que ha sido aprobada para un plan de tratamiento se encuentre en los límites de tolerancia al compararla con la dosis entregada por el propio equipo, a través de un sistema de medición adecuado y realizando la dosimetría que mejor se adapte a las necesidades [3].

En el ámbito del control de calidad en tratamientos de IMRT, es fundamental contar con sistemas de medición precisos y fiables para garantizar la administración de dosis en el tratamiento y minimizar los riesgos para el paciente. Los sistemas más avanzados, como el sistema Octavius 4D con matriz de detectores 729 y sus equivalentes de otras marcas, fueron diseñados específicamente para realizar este tipo de pruebas de verificación y, en teoría, ofrecen resultados muy confiables debido a su alta precisión y capacidad de medición detallada. Sin embargo, estos sistemas de última tecnología requieren una inversión significativa, lo que puede no ser viable para muchos hospitales, especialmente en entornos con limitaciones generalmente materiales.

Dado que no todos los hospitales disponen de equipos de medición avanzados, en este estudio se proponen alternativas como las películas radiocrómicas y las cámaras de ionización. Estos sistemas, aunque no fueron diseñados específicamente para la verificación de tratamientos IMRT, han demostrado ser herramientas útiles en la medición de dosis y ofrecen una alternativa viable. Sin embargo, es importante tener en cuenta que la variabilidad en los resultados obtenidos de diferentes sistemas de medición puede influir en la precisión del tratamiento. Factores como la calibración del sistema, la respuesta de los detectores, y la ubicación exacta de los mismos pueden contribuir a discrepancias en los resultados dosimétricos [4].

Por lo tanto, el objetivo de este trabajo es comparar estos sistemas alternativos con los equipos de medición más avanzados, como la matriz de detectores 729, para evaluar su confiabilidad y determinar si pueden ofrecer resultados comparables en la verificación de tratamientos IMRT. Al realizar esta comparación, se busca proporcionar una guía basada en evidencia que permita a los hospitales con recursos limitados tomar decisiones informadas sobre qué sistema de medición utilizar, considerando tanto la precisión como la viabilidad económica [5].

En este trabajo se realizó la verificación del control de calidad paciente específico, mediante el uso de cuatro sistemas de dosimetría para la verificación de dosis y fue llevado a cabo en el Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca, utilizando los detectores: matriz 729, película radiocrómica EBT2, cámara de ionización tipo Farmer y cámara de ionización tipo Semiflex.

1.1 Planteamiento del problema

Durante los últimos años, se ha presentado la necesidad de mejorar los procedimientos que garanticen la calidad en tratamientos de radioterapia, con el propósito de asegurar la dosis administrada a los pacientes. A medida que las modalidades de tratamiento en radioterapia continúan en desarrollo, la complejidad para evaluar la dosis entregada a los pacientes se vuelve más rigurosa [6].

La técnica IMRT permite una administración más precisa y focalizada de la radiación en comparación con técnicas de radioterapia convencionales. Si en un tratamiento hubiese un error en la entrega de dosis, podría presentar efectos de sobreexposición o subexposición a la radiación en el paciente. Por ello se requiere una forma de asegurar la entrega de la dosis absorbida en este tipo de tratamientos, es decir, llevar a cabo el control de calidad adecuado para tratamientos IMRT [7].

La falta de recursos económicos en instituciones públicas con servicios de radioterapia es un problema nacional, impactando en la adquisición de equipo especializado para la realización de pruebas de control de calidad, como lo es el sistema Octavius 4D con matriz de detectores 729. Sin embargo, el uso de sistemas de medición como películas radiocrómicas y cámaras de ionización (Farmer y Semiflex), desempeñan un papel crucial para ser otra opción de medición que garantice también la precisión y la calidad de los tratamientos. Se han encontrado en la literatura estudios que evalúan estos sistemas de manera separada, sin embargo, no se tiene un panorama general que nos permita comparar entre sistemas de diferentes detectores de radiación y obtener resultados que nos permitan tener un criterio en el uso de cualquiera de los sistemas.

2. Estado del Arte

La radioterapia consiste en administrar radiación ionizante a partir de equipos generadores de radiación o de fuentes radioactivas con el fin de destruir las células cancerígenas o dañar su estructura para ralentizar su crecimiento [8]. Conlleva el administrar, en un cierto número de sesiones de tratamiento, una cantidad prescrita de radiación a un volumen específico durante un periodo de tiempo de acuerdo con el diagnóstico del paciente.

La tecnología en el ámbito de la radioterapia ha evolucionado a lo largo del tiempo, gracias a instrumentos y técnicas que han permitido el desarrollo como lo fue la llegada de la radioterapia conformada 3D, siendo un avance posterior, la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), que vino a hacer los tratamientos más eficaces y eficientes, tratando de minimizar los efectos y las dosis a órganos de riesgo [9].

La técnica de IMRT implica exigencias considerables en todos los aspectos relacionados con la garantía de calidad a lo largo del tratamiento. Esto abarca desde la adecuada adquisición de imágenes 3D, pasando por la optimización de la dosis absorbida, hasta la administración y verificación del tratamiento. El control de calidad específico para cada paciente es esencial en el empleo de la técnica IMRT para asegurar un desempeño seguro y cumplir con las expectativas establecidas para el tratamiento [10].

Mientras que existe un crecimiento de sistemas de medición en el control de calidad para tratamientos IMRT disponibles para la verificación, no existe un consenso que señale el uso preferente de un solo sistema [11].

Naizzir *et al.*, [12] mencionan que es posible realizar la verificación de los tratamientos utilizando un dispositivo electrónico de imágenes portales (EPID, por sus siglas en inglés Electronic Portal Imaging Device), obteniendo una adecuada respuesta sin la necesidad de invertir tiempo en la colocación de un sistema de medición externo, proporcionando medidas precisas en el detector de acuerdo con la distribución de dosis. Donde se utilizó el sistema Portal Dosimetry (Figura 1) mostró ser una herramienta fácil y eficaz para la verificación, ya que toma aproximadamente 15 a 20 minutos desde que se crea el plan de verificación hasta que es irradiado y evaluado, siendo esto una ventaja en la rapidez frente a otros sistemas que requieren montar dispositivos o maniqués externos.

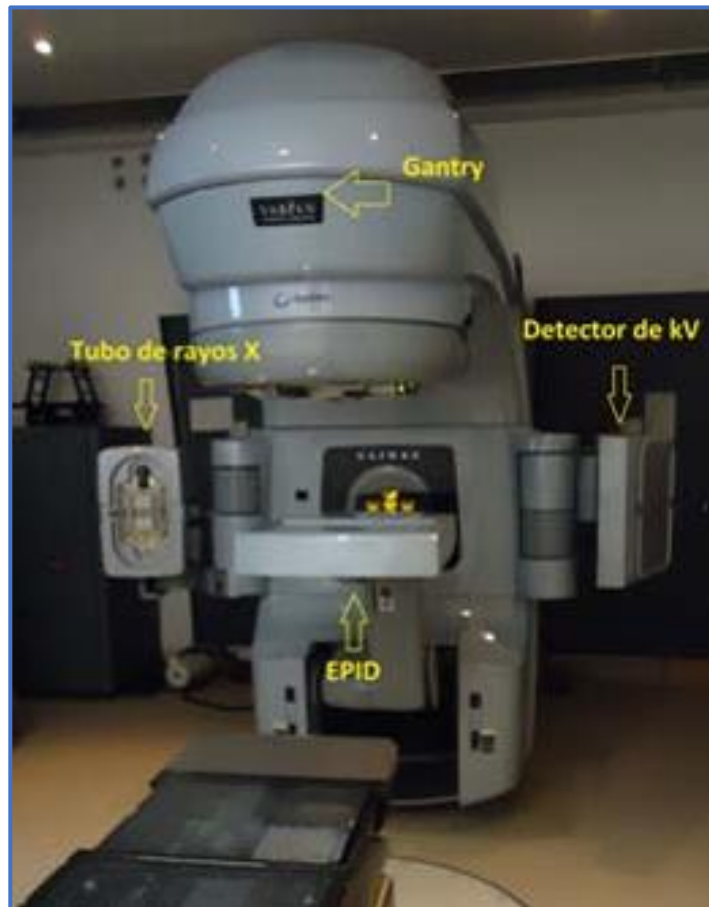


Figura 1. Acelerador con sistema EPID [12].

Por otro lado, Tzec *et al.*, [13] evaluaron tratamientos con película radiocrómica EBT3 (Figura 2), haciendo uso del índice gamma para evaluarlo como criterio y realizando mediciones puntuales con cámara de ionización tipo Farmer, encontrando que las películas fueron más adecuadas debido a su alta resolución espacial, capacidad para medir la distribución de dosis y mejor adaptación a los cambios de gradientes de dosis. Mientras que la cámara mostró un margen de diferencia aceptable entre los registros de la dosis medida y la calculada por el sistema de planeación, sin embargo, las cámaras de ionización son más adecuadas para mediciones de dosis puntuales.

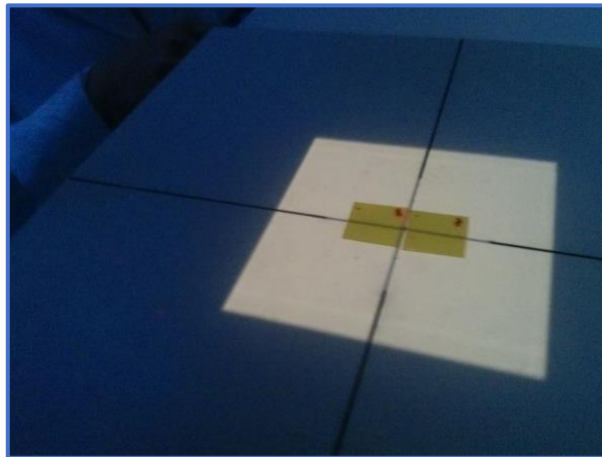


Figura 2. Irradiación de muestras de películas radiocrómicas [13].

Las películas radiocrómicas han demostrado ser una herramienta muy efectiva para la dosimetría bidimensional en tratamientos de IMRT, ya que ofrecen una alta precisión en la determinación de la dosis. Esto es particularmente útil cuando se necesita una distribución de dosis detallada y precisa, en contraposición a las matrices donde la resolución es menor [14].

Mientras que Torres *et al.*, [15] midieron con el sistema Octavius 4D (Figura 3) y la matriz de detectores 729, evaluando con el software VeriSoft y obteniendo resultados aceptables en mayor rango cuando no hay dependencia de la angulación, con criterio de índice gamma del 3mm/3%.

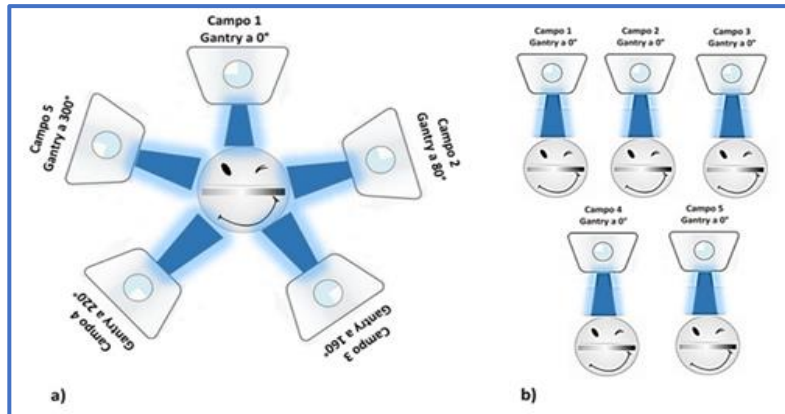


Figura 3. Representación gráfica de un plan de verificación con 5 campos a) plan completo con angulaciones de acuerdo con el plan, b) un plan por campo todos con gantry a 0° [15].

Aunado a lo anterior, cabe mencionar que cada servicio de radioterapia atiende sus necesidades de acuerdo con la disponibilidad tecnológica, carga de trabajo y equipamiento dosimétrico con el que se cuenta, por lo que podría no tenerse el equipo especializado para pruebas de control de calidad de paciente específico.

2.1 Pregunta de investigación

¿Qué tan eficaz y confiable es cada uno de los sistemas de medición propuestos para control de calidad de tratamientos con IMRT?

2.2 Hipótesis

Todos los sistemas de medición propuestos en este trabajo para control de calidad de tratamientos con IMRT son confiables y aplicables, bajo diferentes condiciones.

2.3 Objetivo general

Evaluar la distribución de dosis medida a través de diferentes sistemas de medición: película radiocrómica EBT2, cámara de ionización tipo Farmer TN30013, cámara de ionización tipo Semiflex TN31010 y matriz de detectores PTW 729, como pruebas de control de calidad de planes de tratamiento con técnica IMRT.

2.4 Objetivos Específicos

1. Seleccionar y realizar 10 planes de tratamiento de cáncer de cabeza y cuello y 10 planes de cáncer ginecológico.
2. Realizar mediciones dosimétricas utilizando el arreglo de detectores Octavius 729 y el maniquí Octavius 4D.
3. Realizar mediciones dosimétricas utilizando una cámara de ionización Semiflex y un arreglo de placas de agua sólida.
4. Realizar mediciones dosimétricas utilizando una cámara de ionización Farmer y un arreglo de placas de agua sólida.
5. Realizar mediciones dosimétricas utilizando películas radiocrómicas y un arreglo de placas de agua sólida.
6. Analizar, evaluar y comparar los resultados obtenidos de los diferentes sistemas de medición.

3. Marco Teórico

3.1 Generalidades sobre el cáncer

El cáncer es un grupo de enfermedades en las que existe proliferación de células anormales que se extienden por el organismo, llegando a invadir diferentes partes del cuerpo.

Es la principal causa de muerte en el mundo, para el año 2020 se atribuyeron a esta enfermedad casi 10 millones de defunciones. Se estima que, en el continente americano, 4 millones de personas fueron diagnosticadas en 2022 y 1.4 millones murieron por cáncer. Se proyecta que para 2040 el número aumentará hasta los 6 millones de personas diagnosticadas [16].

En México el cáncer es la tercera causa de muerte, llegando a fallecer 14 de cada 100 mexicanos, siendo de los tumores malignos los más frecuentes el cáncer de mama, con 20 mil casos, 14 mil de próstata y cervicouterino, y más de 8 mil casos de colon y pulmón [17].

3.2 Cáncer de cabeza y cuello

El cáncer de cabeza y cuello comprende un grupo de tumores que se desarrollan en las células escamosas que surgen de las superficies mucosas, principalmente de la cavidad oral, la faringe, cavidad nasosinusal y la laringe, como se muestra en la Figura 4 [18].

- La cavidad oral incluye los labios, la mucosa de la boca, la parte anterior de la lengua, el piso de la boca, el paladar duro, las encías superior e inferior y el triángulo retromolar.
- La faringe incluye la nasofaringe (detrás de la cavidad nasal), la orofaringe (que comprende el área amigdalina, base de lengua, paladar blando y pared faríngea) y la hipofaringe (que comprende los senos piriformes, la superficie posterior de la laringe y las paredes faríngeas inferolateral y posterior inferior).
- La laringe incluye la laringe supraglótica, la laringe glótica (cuerdas vocales verdaderas y comisuras anterior y posterior) y la laringe subglótica.
- La cavidad nasal y los senos paranasales, así como: los senos maxilares, etmoidales, esfenoidales y frontales.

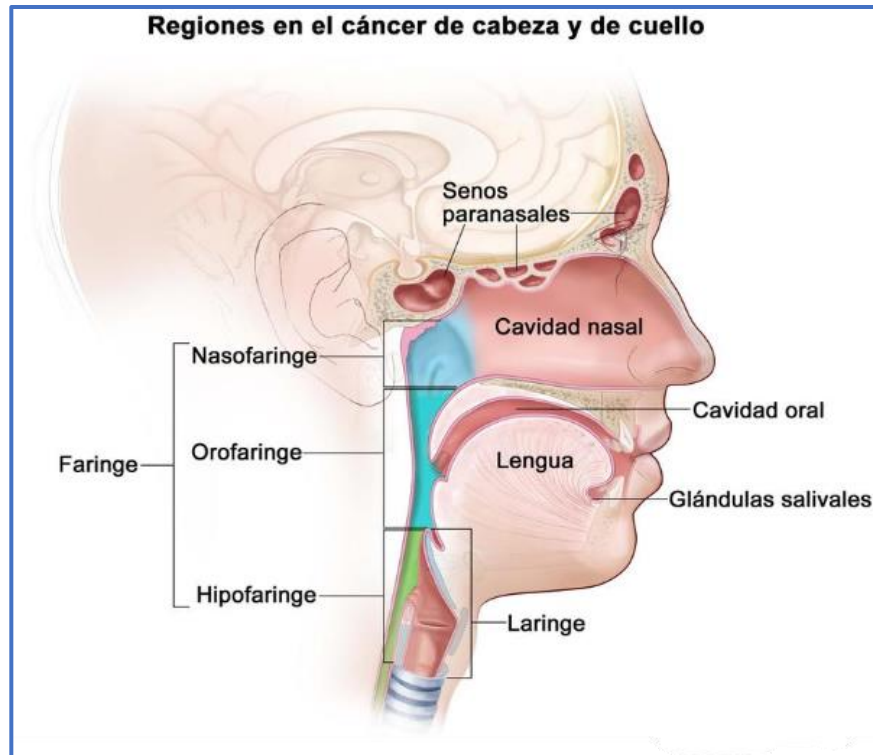


Figura 4. Regiones anatómicas de cabeza y cuello [18].

3.2.1 Incidencia de cáncer cabeza y cuello

Actualmente el cáncer de cabeza y cuello ha incrementado, teniendo como principales factores de riesgo el tabaco y el alcohol. De acuerdo con cifras recientes del año 2022, existe una incidencia en México de cerca de 4,076 casos de cáncer de cabeza y cuello principalmente en labio, cavidad oral, laringe, glándulas salivales orofaringe, nasofaringe e hipofaringe, de los cuales se reportaron 2,045 muertes [19, 20].

En la Tabla 1, se muestra la estadística de las patologías de cáncer de cabeza y cuello con los casos de incidencia y muertes en México.

Tabla 1. Incidencia, mortalidad en sitios de cáncer cabeza y cuello en México [19, 20].

Cáncer Cabeza y Cuello	Incidencia	Mortalidad
Sitio de Cáncer	Número de Casos	Número de Casos
Labio, cavidad oral	1560	655
Glándulas salivales	577	198
Orofaringe	415	251
Nasofaringe	231	133
Hipofaringe	154	82
Laringe	1139	726

3.3 Cáncer ginecológico

El cáncer ginecológico es una enfermedad donde las células de los órganos de reproducción de la mujer se multiplican sin control. Los tipos principales son: cáncer de cuello uterino, ovario, útero, vagina y vulva.

El cáncer ginecológico es clasificado por el área en el que inicia a desarrollarse como puede observarse en la Figura 5 [21].

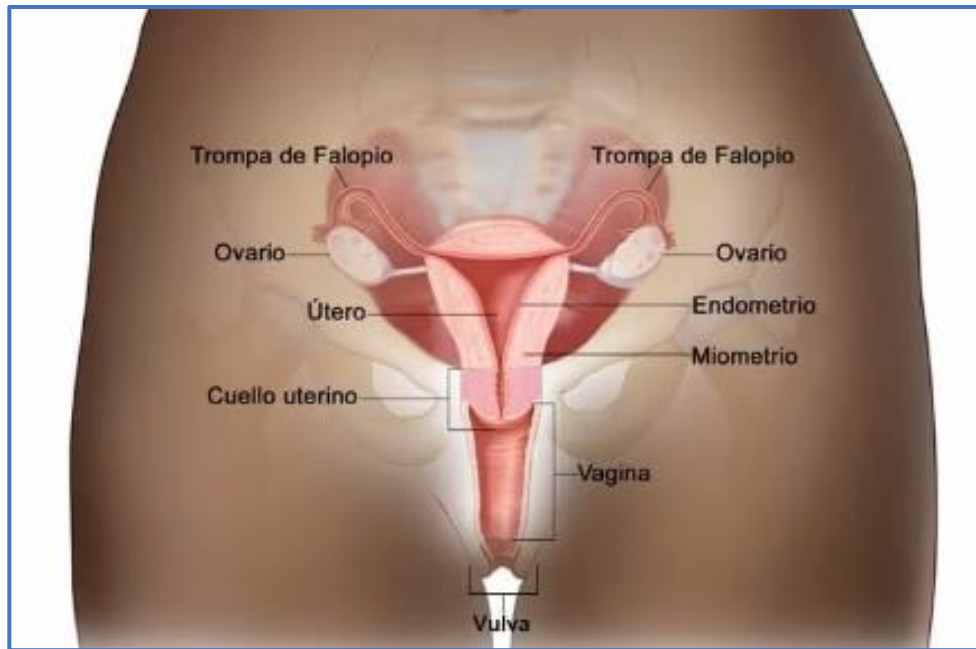


Figura 5. Regiones anatómicas ginecológicas [21].

3.3.1 Incidencia en el cáncer ginecológico

Actualmente el cáncer de cuello uterino es el cuarto tipo de cáncer más frecuente en el mundo, con una incidencia de 660 mil nuevos casos y 350 mil muertes en 2022 [22].

El 95% de los casos de cáncer de cuello uterino es debido a una infección no tratada por virus del papiloma humano (VPH) en la parte inferior de la matriz (cuello del útero). Generalmente, las células anormales tardan entre 15 y 20 años en convertirse en cáncer, pero un sistema inmunitario debilitado tiene gran relevancia en mujeres que no han recibido tratamiento cuando presentan el virus de la inmunodeficiencia humana (VIH), acortando el tiempo en que el cáncer se presenta, por lo que este proceso puede ser más rápido y presentarse entre los 5 y 10 años. Los factores de riesgo se deben principalmente al grado de mutación que ha sufrido el gen del tipo de VPH, teniendo el potencial de causar cáncer, el estado inmunitario, la presencia de otras infecciones de transmisión sexual, el número de partos, edad temprana en un primer embarazo y el uso de anticonceptivos hormonales [23].

De acuerdo con cifras del año 2022, existe una incidencia en México de aproximadamente 21,609 casos de tipos de cáncer ginecológicos principalmente en cuello uterino, cuerpo uterino, ovario, vulva y vagina, de los cuales se reportaron 9,887 muertes [24].

La Tabla 2 muestra la estadística referente a las patologías de los tipos de cáncer ginecológico, con los casos de incidencia y muertes en México.

Tabla 2. Incidencia, mortalidad en sitios de cáncer ginecológico en México [24].

Cáncer Ginecológico	Incidencia	Mortalidad
Sitio de Cáncer	Número de Casos	Número de Casos
Vulva	475	186
Vagina	246	72
Cuello uterino	10,348	4,909
Cuerpo uterino	5,347	1,360
Ovario	5,193	3,360

3.4 Modalidades en el tratamiento

Los diferentes tipos de tratamiento contra el cáncer tienen el propósito de remitir o controlar la enfermedad durante años, prolongar la vida y/o mejorar la calidad de vida. Las modalidades más utilizadas son: cirugía, radioterapia y quimioterapia que, de acuerdo con el estadio del cáncer, pueden utilizarse en combinación como una terapia multimodal para mejorar la resección tumoral completa, preservando al máximo la función [25].

3.4.1 Cirugía

La cirugía se puede emplear en el diagnóstico del cáncer y para determinar el tipo de cáncer, donde se extrae un pequeño fragmento de tejido dependiendo del área donde se sospecha pueda existir algún tumor, para después realizar pruebas de laboratorio a la muestra, procedimiento conocido como biopsia [26].

Inicialmente se determina la etapa del cáncer y su diseminación se examina alrededor del origen del cáncer ya ubicado, donde generalmente se incluyen los ganglios linfáticos y/o los órganos adyacentes.

Para el uso de la cirugía como tratamiento, se identifica de acuerdo con el tamaño del tumor si es posible realizar la extirpación del cáncer, en la cual se consideran márgenes alrededor del tumor para evitar la recurrencia. Es posible que se utilice como tratamiento para eliminar una parte del tumor y después tratar con radiación, quimioterapia u otros tratamientos.

3.4.2 Quimioterapia

La quimioterapia es el tratamiento a través de medicamentos específicos para tratar algún tipo de cáncer como método de curación, control o paliación.

Es posible, de acuerdo con la literatura, utilizar quimioterapia con múltiples fármacos, combinados con radioterapia, para tener un mejor impacto en el control local del tumor y el tratamiento. Sin embargo, los fármacos utilizados en quimioterapia tienen la capacidad de actuar a nivel celular o para la síntesis de proteínas, lo cual también puede tener una repercusión al dañar las células sanas [27].

3.5 Radioterapia

La radioterapia es un tratamiento contra el cáncer en el que se emplean diversos tipos de radiación ionizante, como los rayos X, los rayos gamma, los electrones de alta energía o las partículas pesadas. Este tratamiento es uno de los más utilizados en oncología, ya que se estima que aproximadamente el 50% de los pacientes con cáncer requerirán radioterapia en algún momento de su enfermedad. Su principal objetivo es destruir las células cancerosas, inhibir su capacidad de multiplicación y reducir el tamaño del tumor, contribuyendo a la curación o al control de la enfermedad [28].

Esto también puede afectar los tejidos sanos, sin embargo, los tejidos tumorales que poseen un estado de proliferación alta son más sensibles a la radiación y no pueden reparar el daño producido de forma tan eficiente como lo hace el tejido normal, de manera que son destruidos bloqueando el ciclo celular.

La radioterapia es utilizada de diversas formas según las necesidades específicas de cada paciente. A menudo, se combina con otros tratamientos como parte de un tratamiento integral para combatir la enfermedad. Los tipos principales de combinación de tratamientos son adyuvante, concomitante y neoadyuvante, cada uno con ciertas características y beneficios.

- La radioterapia adyuvante: se administra después de la cirugía o de otro tratamiento principal para eliminar cualquier célula cancerosa residual que pudiera haber quedado. Su objetivo es reducir el riesgo de recurrencia local del cáncer en el área tratada [29].
- La radioterapia concomitante: implica la administración simultánea de radioterapia junto con otro tratamiento, como quimioterapia. Este enfoque se utiliza para aumentar la efectividad de ambos tratamientos y puede ser especialmente efectivo para ciertos tipos de cáncer más agresivos o localmente avanzados [30].
- La radioterapia neoadyuvante: se administra antes del tratamiento principal, como la cirugía o la quimioterapia, con el objetivo de reducir el tamaño del tumor y hacerlo más susceptible a otros tratamientos. Este enfoque se utiliza a menudo en cánceres que son difíciles de extirpar o en situaciones donde se necesita reducir el tamaño del tumor para realizar una cirugía menos invasiva [31].

Para lograr una radioterapia efectiva, es crucial contar con tecnologías que permitan administrar la radiación de manera precisa y controlada. En este sentido, los aceleradores lineales se han convertido en una herramienta fundamental en el tratamiento oncológico. Estos dispositivos avanzados no solo mejoran la precisión de la radioterapia, sino que también permiten ajustar la energía y la dirección de los haces de radiación según las características específicas de cada tumor al dirigir la radiación de manera más efectiva hacia las células tumorales mientras se minimiza el daño a los tejidos sanos circundantes.

3.5.1 Acelerador Lineal

Los aceleradores lineales clínicos (LINAC, por sus siglas en inglés) son dispositivos clave en la radioterapia, utilizados para administrar tratamientos de alta precisión y efectividad, especialmente en pacientes oncológicos. Estos equipos están diseñados para generar radiación de alta energía o partículas cargadas, como electrones y protones, con el objetivo de tratar a los pacientes de manera no invasiva. Un LINAC de alta energía es capaz de emitir haces de fotones, como los de 6, 15 y 18 MV, y también producir haces de electrones a energías comunes de 6, 9, 12 y 18 MeV.

Dentro de las partes principales que componen a un acelerador están el brazo, el estativo, el modulador, la mesa de tratamiento y el centro de control. Los aceleradores lineales funcionan mediante el uso de un campo eléctrico para acelerar electrones a altas energías. Cuentan con un sistema de inyección de electrones o cañón, el cual inyecta los electrones hacia la guía de ondas aceleradora, además de recibir las microondas producidas en el sistema generador de radiofrecuencia de alta potencia para acelerar los electrones. Estos electrones se desplazan a través de un tubo en forma de espiral dentro del acelerador y chocan con un blanco metálico, lo que genera radiación de alta energía en forma de fotones (rayos X de frenado). Una vez generados, los haces de radiación pasan a través de un sistema de colimación, que es un dispositivo que controla el tamaño y la forma del haz, como se muestra en la Figura 6. Los haces se dirigen hacia el paciente mediante un conjunto de deflectores que pueden girar y moverse en múltiples direcciones, permitiendo apuntar con precisión al tumor desde diferentes ángulos [32].

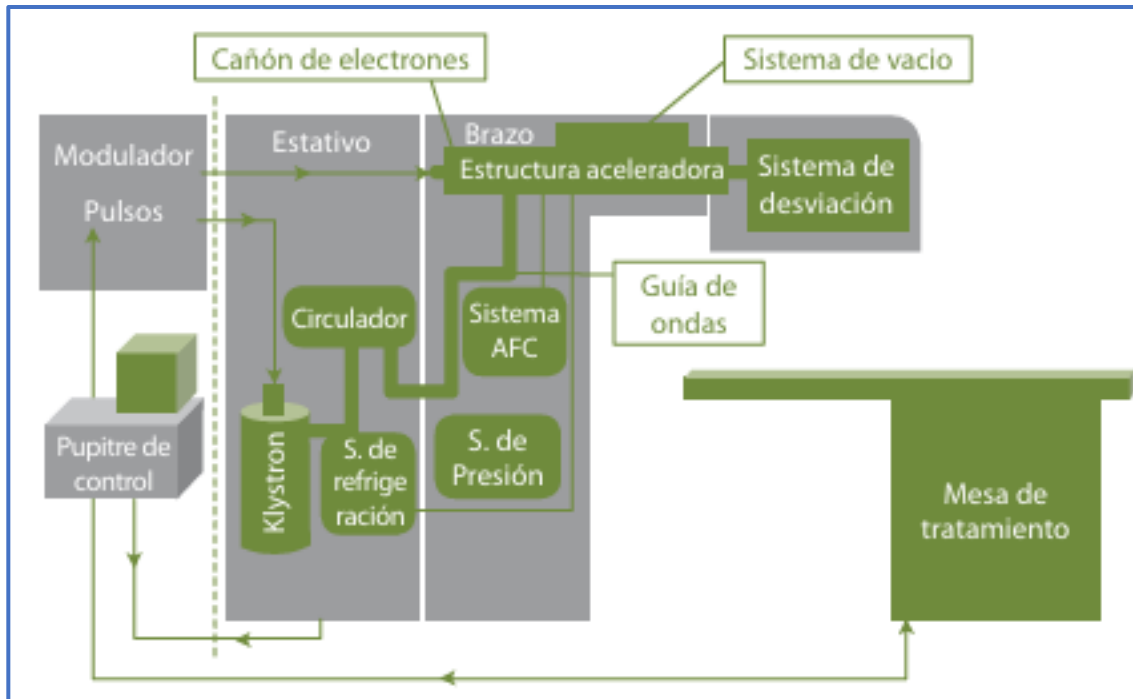


Figura 6. Esquema de partes principales de un Acelerador Lineal Clínico [32].

El cabezal del acelerador tiene el colimador primario y secundario. El colimador secundario está formado por dos pares de mordazas llamadas X y Y, las cuales permiten el movimiento independiente de cada una de las cuatro mordazas y están diseñadas para reducir la penumbra.

Otro tipo de colimador utilizado es el multihojas (MLC, por sus siglas en inglés Multi Leaf Collimator), el cual está formado por dos series de láminas contiguas que permiten la formación de campos irregulares, a través del uso de segmentos que generan diferentes niveles de intensidad de dosis en el campo de radiación por lo que la dosis a volumen tumoral es más homogénea debido a que es conformada por la suma de los campos creados por los segmentos, reduciendo la penumbra en el borde del volumen del blanco y permitiendo que los órganos de riesgo queden fuera de la zona del haz de radiación cuando sea requerido, reduciendo el riesgo de complicaciones.

Como se muestra en la Figura 7, la forma y el número de láminas puede variar de acuerdo con cada fabricante [32, 33].

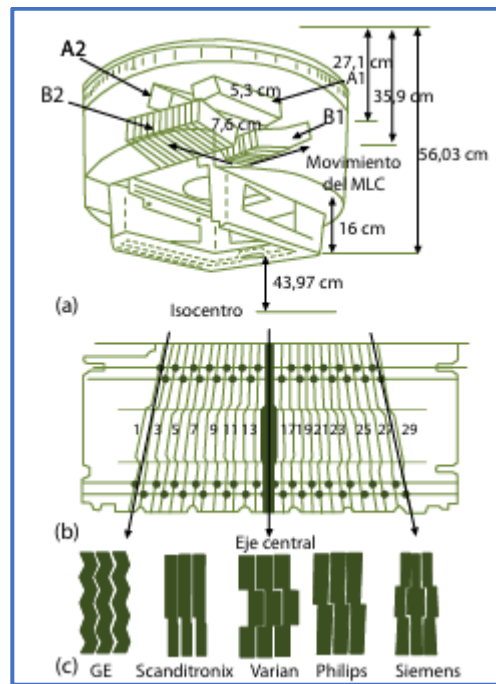


Figura 7. Colimador multihojas, representación de las formas variantes de acuerdo con cada fabricante [32, 33].

3.5.2 Sistema de Planeación

Los sistemas de planificación en radioterapia están formados por software especializado que utiliza algoritmos de cálculo para simular el comportamiento de la radiación, teniendo en cuenta las restricciones y los datos anatómicos obtenidos previamente de una tomografía computarizada. A través de esta imagen, se puede identificar y visualizar la zona a tratar. Dentro de estos sistemas, existe la planificación directa, en la cual el profesional encargado del tratamiento determina el número y la dirección de los haces de radiación, la forma geométrica del área a irradiar y la intensidad de cada campo. Posteriormente, el software asociado al equipo realiza los cálculos necesarios para determinar la distribución final de dosis. Si esta distribución no es adecuada, se pueden ajustar los parámetros y realizar nuevos cálculos hasta obtener una distribución óptima.

En la planificación inversa, se establece primero la dosis requerida, la distribución de esa dosis en el área de interés, y se definen parámetros como la apertura del colimador en cada campo y la angulación del gantry, así como las dosis de tolerancia para los órganos críticos (OAR, por sus siglas en inglés, Organs at Risk). Con la ayuda de las imágenes previas del paciente y las restricciones previamente definidas, el sistema calcula de manera iterativa la intensidad de cada haz, ajustando los parámetros para obtener la distribución de dosis más cercana a la especificada.

3.5.3 Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

La Radioterapia con Intensidad Modulada es una técnica avanzada que permite modular la distribución de dosis de radiación de manera altamente personalizada y precisa. Se desarrolló a finales del siglo XX y ha revolucionado el tratamiento del cáncer al permitir la administración de dosis altas al tumor mientras se minimizan las dosis a los tejidos circundantes [34].

La IMRT, se lleva a cabo con la delimitación de cortes axiales del volumen tumoral y la definición de la dosis total necesaria, así como el establecimiento de las restricciones de dosis para los órganos de riesgo, para lo cual se hace uso del colimador multihojas, a fin de generar múltiples haces de radiación conformados por varios segmentos que permiten obtener diferentes niveles de intensidad de dosis en el objetivo tumoral, como se muestra en la Figura 8, respecto a la modulación de las MLC.

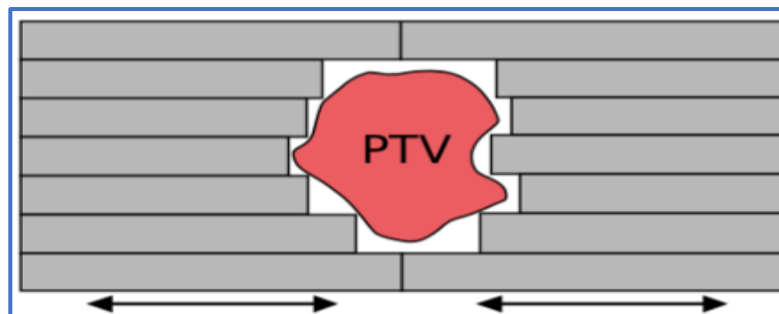
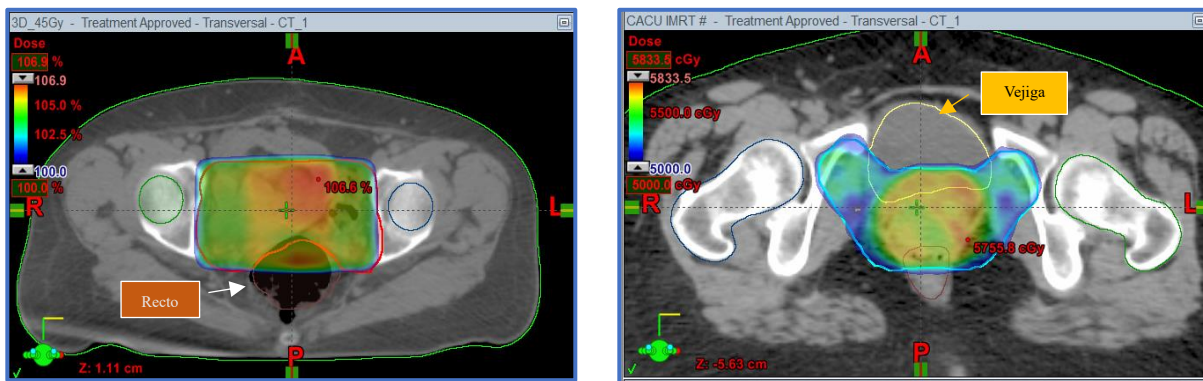


Figura 8. Modulación de las MLC que permiten que la dosis se adapte a la forma del volumen a tratar [34].

Para ello, los sistemas de colimación con multihojas modulan de manera automática la intensidad de los haces de tratamiento en más de una dirección, utilizando las diferentes posiciones posibles de cada una de las láminas que los componen, esto conlleva el entregar más radiación debido a la interacción que existe entre ellas, ya que se busca alcanzar una distribución de dosis de manera homogénea sobre el volumen de tratamiento sin salir de su periferia. Si se realizaran dos planes uno con técnica 3D y otro con IMRT para el mismo volumen, en ambos se entrega la misma dosis de prescripción, pero en el plan con IMRT el equipo entregará más radiación por qué está interaccionará con las MLC provocando que parte de la radiación se atenúe o disperse y solo dejará pasar aquella radiación en los espacios abiertos durante el movimiento de las MLC, permitiendo que la dosis de radiación se adapte con mayor precisión a la forma tridimensional del tumor, cambiando (modulando) el haz de radiación en varios haces más pequeños. En la Figura 9 se muestra un plan 3D respecto a un plan IMRT, donde puede observarse que la modulación de los haces permite que los órganos de riesgo salgan del volumen de tratamiento y reciban una menor dosis al tratar en mayor medida únicamente el volumen blanco.



A) Plan conformal 3D

B) Plan IMRT

Figura 9. A) Imagen izquierda de un tratamiento de cáncer cervicouterino con planificación conformal 3D en el que se puede observar que la dosis de prescripción abarca parte del recto (OAR). B) Imagen derecha de un tratamiento de cáncer cervicouterino con planificación IMRT en la que se puede observar que la dosis de prescripción abarca el volumen de tratamiento, permitiendo la modulación de las Multihojas para evitar abarcar los órganos de riesgo cercanos (vejiga y recto).

La complejidad de cada plan de tratamiento depende del área a tratar, la forma y tamaño del volumen blanco, las tolerancias de dosis límite entre el volumen a irradiar y los órganos adyacentes que se encuentren sanos. El sistema de planeación realiza el cálculo de los planes de tratamiento a través de un proceso iterativo y optimizado. El sistema genera el plan de tratamiento con diferentes configuraciones de haces y modulaciones de intensidad, para ser evaluados en función de los objetivos de dosis previamente establecidos, que incluyen tanto la dosis a la zona tumoral (volumen blanco) como la dosis a los órganos de riesgo circundantes.

El proceso de planificación se realiza mediante un algoritmo de optimización que ajusta gradualmente la distribución de la dosis en cada iteración. El sistema utiliza un modelo de optimización que ajusta la intensidad y la distribución de los haces para acercarse a los objetivos de dosis, al tiempo que minimiza el daño a los tejidos sanos. A lo largo de las iteraciones, se realizan ajustes para satisfacer los criterios de aceptación del plan, que pueden incluir limitaciones en la dosis máxima o mínima tanto para el tumor como para los órganos de riesgo.

Al finalizar el proceso de optimización, se evalúan los planes generados utilizando herramientas como los histogramas de dosis-volumen (DVH, por sus siglas en inglés Dose Volume Histograms). Estos histogramas muestran la relación entre la dosis administrada y el volumen de tejido que recibe esa dosis, permitiendo evaluar de manera detallada si el tratamiento cumple con los objetivos de dosis establecidos, tanto para el volumen blanco como para los órganos de riesgo.

3.5.4 Control de calidad paciente específico

El control de calidad paciente-específico en tratamientos de IMRT se refiere a un conjunto de verificaciones detalladas que se realizan antes de la administración del tratamiento para asegurar que la radioterapia se entregue de manera precisa y según los parámetros establecidos en el plan de tratamiento individualizado para cada paciente. El control de calidad se enfoca en verificar que la distribución de dosis planificada se entregue correctamente al tumor y que los órganos sanos circundantes estén protegidos dentro de los límites establecidos.

El objetivo del plan de tratamiento paciente específico es asegurar que el plan de tratamiento realizado por el sistema de planeación sea entregado correctamente en el maniquí, antes de ser suministrado al paciente. Para esto se realiza el plan de tratamiento de verificación, el cual es transferido a un maniquí especialmente diseñado para tomar mediciones [35]. El maniquí es irradiado de acuerdo con las características personalizadas del plan calculado, ya que cada paciente y cada tumor son únicos, lo que hace del control de calidad un pilar fundamental para asegurar que el plan de tratamiento sea óptimo y que la administración de la radiación sea lo más efectiva posible.

3.5.4.1 Verificación de planes de tratamiento IMRT

La necesidad de verificar los planes de tratamiento se vuelve especialmente relevante en el caso de los tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), ya que el movimiento de las láminas puede introducir errores significativos.

La verificación implica asegurarse de que el tratamiento administrado por el acelerador coincida con el plan calculado en el sistema de planificación. En este proceso se genera un plan de verificación a partir del plan de tratamiento clínicamente válido, se administra con el acelerador y se utiliza algún dispositivo adecuado para capturar y registrar ese tratamiento administrado. Posteriormente, se compara con el plan originalmente planificado.

Para llevar a cabo la verificación del plan de tratamiento de IMRT se utilizan los campos del plan de tratamiento original y se realizan cálculos de la distribución de dosis utilizando un detector adecuado, como lo son los dosímetros de película, cámaras de ionización o detectores de matriz de diodos, entre otros. Estos detectores permiten evaluar experimentalmente la distribución de dosis generada por el plan de tratamiento de IMRT.

El procedimiento para la verificación consiste en simular la administración del tratamiento mediante el uso de un sistema de medición, primero se calcula la distribución de dosis teórica en el plan de verificación, que refleja lo planeado en el software de tratamiento. Luego, utilizando el detector seleccionado y un sistema de adquisición de datos (como un lector de película radiocrómica o un sistema de adquisición de datos de cámara de ionización), se mide la distribución de dosis experimental que el paciente recibiría durante el tratamiento.

Una vez obtenidas ambas distribuciones, la teórica y la experimental, es necesario cuantificar con precisión las diferencias entre ellas. Esto se realiza mediante el uso de métodos de comparación como el índice gamma, que permite evaluar tanto la conformidad de la dosis como la exactitud en la localización de la dosis administrada, tomando en cuenta umbrales de tolerancia específicos para las discrepancias.

Este proceso de verificación es esencial para asegurar que la dosis administrada al paciente coincida con la dosis planeada, garantizando así la precisión y eficacia del tratamiento radioterapéutico, minimizando el riesgo de errores.

Los aspectos físicos del detector, como el material de fabricación, las dimensiones y la geometría, pueden influir en la precisión de las mediciones de dosis. Los detectores deben tener suficiente resolución espacial y ser sensibles a las variaciones en la dosis que se entrega en los campos de IMRT. Aunque se han desarrollado múltiples tipos de detectores con distintas características para mejorar la precisión en las mediciones, cada uno presenta limitaciones, tales como la dependencia angular, la profundidad de dosis, entre otras. Estas limitaciones pueden afectar la exactitud de la verificación, por lo que es fundamental elegir el detector más adecuado en función de la configuración del tratamiento y las características del equipo de radioterapia utilizado.

3.6 Dosimetría

La dosimetría se ocupa de medir y evaluar la cantidad de dosis absorbida o tasa de dosis cuando interactúa la materia con radiaciones ionizantes. Se busca calcular y cuantificar estas y otras magnitudes radiológicamente. Los sistemas de planificación en radioterapia están formados por software especializado que utiliza algoritmos de cálculo para simular el comportamiento de la radiación, teniendo en cuenta las restricciones y los datos anatómicos obtenidos previamente de una tomografía computarizada. A través de estas imágenes, se puede identificar y visualizar la zona a tratar. Dentro de estos sistemas, existe la planificación directa, en la cual el profesional encargado del tratamiento determina el número y la dirección de los haces de radiación, la forma geométrica del área a irradiar y la intensidad de cada campo. Posteriormente, el software asociado al equipo realiza los cálculos necesarios para determinar la distribución final de dosis.

Si esta distribución no es adecuada, el físico médico puede ajustar los parámetros según su experiencia y realizar nuevos cálculos hasta obtener una distribución óptima.

La planificación inversa establece primero la dosis requerida, la distribución de esa dosis en el área de interés, y se definen parámetros como la apertura del colimador en cada campo y la angulación del gantry, así como las dosis de tolerancia para los órganos críticos (OAR, por sus siglas en inglés, Organ at Risk). Con la ayuda de las imágenes previas del paciente y las restricciones previamente definidas, el sistema calcula de manera iterativa la intensidad de los haces, ajustando los parámetros para obtener una distribución de dosis más cercana a la especificada [36].

3.6.1 Dosis absorbida en agua

La dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía es determinada utilizando un formalismo aceptado internacionalmente, como lo es el TRS-398 de la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés International Atomic Energy Agency) [37].

La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia Z_{ref} , para un haz de referencia de calidad Q_0 y en ausencia de la cámara, se expresa como:

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} \times N_{D,W,Q_0} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde M_{Q_0} es la lectura del dosímetro bajo las condiciones de referencia en el laboratorio de calibración, y N_{D,W,Q_0} es el factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido en dicho laboratorio.

Para los haces de fotones, el haz de referencia de calidad Q_0 corresponde a la radiación gamma del ^{60}Co . Por lo tanto, es necesario aplicar un factor de corrección que convierta el coeficiente de calibración de la calidad Q_0 a la calidad del haz utilizado en la práctica clínica, que se denota como Q . Este factor de corrección, denominado k_{Q,Q_0} , está definido como el cociente entre los factores de calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua para las calidades Q y Q_0 :

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,W,Q}}{N_{D,W,Q_0}} = \frac{D_{W,Q} / M_Q}{D_{W,Q_0} / M_{Q_0}} \quad \text{Ecuación 2}$$

Cuando la calidad de referencia Q_0 es ^{60}Co , el factor k_{Q,Q_0} se simplifica como k_Q y el factor de calibración N_{D,W,Q_0} se denota como $N_{D,W}$.

El factor k_Q puede ser determinado experimentalmente, sin embargo, existen diversos estudios que han calculado los valores de k_Q para distintas cámaras de ionización y diferentes calidades de haz.

Además del factor que corrige la medición por la diferencia en la calidad del haz, existen otros factores a considerar, cuando las condiciones de medición no coinciden con las condiciones de referencia utilizadas durante la calibración:

- **Temperatura, presión y humedad**

Ya que las cámaras empleadas para la dosimetría de fotones de alta energía están expuestas al aire, la masa de aire dentro de la cavidad de la cámara está sujeta a variaciones atmosféricas. Por esta razón, se debe aplicar un factor de corrección para ajustar la masa de aire en la cavidad a las condiciones de referencia. El factor de corrección K_{TP} se define como:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P} \quad \text{Ecuación 3}$$

Donde P y T son la presión y temperatura del aire en la cavidad durante la medición, respectivamente, y P_0 y T_0 son los valores de referencia (101.3 kPa y 20°C se utilizan generalmente).

- **Calibración del electrómetro**

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado, el laboratorio de calibración proporciona un factor de calibración para cada dispositivo. El factor de calibración del electrómetro, K_{elec} es considerado como una magnitud que influye en la medición y se incluye dentro del producto de los factores de corrección $\prod k_i$. Si la calibración se realiza conjuntamente para la cámara de ionización y el electrómetro, se considera que K_{elec} es igual a uno.

El término $\prod k_i$ hace referencia al producto de varios factores de corrección, donde "k_i" representa los factores que se aplican para ajustar las mediciones a las condiciones de referencia o de calibración.

En dosimetría, los k_i son factores de ajuste que se aplican para tener en cuenta las condiciones que afectan las mediciones, tales como la temperatura, la presión, la energía del haz, entre otros. El producto $\prod k_i$ es el resultado de multiplicar todos estos factores para obtener una medición precisa bajo las condiciones de referencia.

- **Efecto de polaridad**

Es necesario evaluar el impacto de la polaridad en las lecturas de la cámara cuando se utilizan diferentes polaridades en las tensiones de colección. En la mayoría de las cámaras, este efecto es insignificante para los haces de fotones.

Cuando una cámara se emplea en un haz que genera un efecto significativo de polarización, la lectura real se obtiene como el valor promedio de las lecturas obtenidas con polaridades positiva y negativa. En el uso habitual de una cámara de ionización, generalmente se establece una tensión de colección y polaridad fijas. Sin embargo, mediante un factor de corrección, es posible ajustar las mediciones considerando la variación por el uso de polaridades opuestas, lo que se hace con la siguiente fórmula para el factor de corrección por efecto de polaridad:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad \text{Ecuación 4}$$

Donde M⁺ y M⁻ son las lecturas obtenidas con polaridades positiva y negativa y M es la lectura habitual del electrómetro con la polaridad de colección utilizada en las mediciones rutinarias.

- **Recombinación de iones**

La recombinación de iones es un fenómeno que ocurre cuando los iones generados por la ionización de las moléculas de gas en la cavidad de una cámara de ionización se recombinan antes de ser recolectados por los electrodos. Este proceso da lugar a una colección incompleta de cargas, lo que puede afectar la precisión de las mediciones de dosis.

Para corregir este efecto, es necesario aplicar un factor de corrección denominado k_s , teniendo dos tipos principales de recombinación de iones que se producen de manera independiente.

- **Recombinación general (o volumétrica):** Este tipo de recombinación ocurre cuando las partículas ionizantes siguen trayectorias separadas dentro de la cavidad, generando iones en diferentes ubicaciones. Su impacto depende de la densidad de partículas ionizantes y de la tasa de dosis aplicada a la cámara. A medida que aumenta la tasa de dosis, la densidad de partículas aumenta, lo que incrementa la probabilidad de recombinación general.
- **Recombinación inicial:** Este tipo de recombinación se refiere a la recombinación de iones generados por una sola partícula ionizante. A diferencia de la recombinación general, este fenómeno no depende de la tasa de dosis, ya que se produce independientemente de la cantidad de partículas ionizantes presentes. Este efecto está más relacionado con las características específicas de la cámara y las propiedades de la partícula ionizante.

Ambos tipos de recombinación se ven influenciados por dos factores importantes: la geometría de la cámara y la tensión de colección aplicada. La geometría afecta la distribución del campo eléctrico, lo que afecta la eficiencia de recolección de cargas. Por otro lado, la tensión de colección influye directamente en la capacidad de los electrodos para atraer y recoger los iones generados.

En condiciones normales de dosimetría para fotones de baja y media energía, los efectos de recombinación suelen ser pequeños, pero deben ser considerados especialmente en dosis altas. Para haces distintos a iones pesados, como los haces de fotones o electrones, la recombinación inicial generalmente tiene un impacto mínimo (por debajo del 0.2%). Sin embargo, en situaciones de dosis altas o condiciones específicas, puede ser necesario corregir este fenómeno para obtener mediciones precisas [38].

La aplicación del factor de corrección k_s es crucial para ajustar las mediciones de dosis en radioterapia, ya que permite compensar la pérdida de cargas debido a la recombinación de iones en la cámara de ionización. Este factor debe determinarse experimentalmente para cada tipo de cámara de ionización, teniendo en cuenta las condiciones de irradiación particulares.

En el caso de haces pulsados, es relevante considerar cómo varía la recombinación de iones con la tensión aplicada en la cámara. Para este tipo de haces, se recomienda usar el método de las dos tensiones para determinar el factor de corrección k_s . Este método se basa en la relación inversa lineal entre la carga colectada M y la tensión aplicada V :

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad \text{Ecuación 5}$$

donde las constantes a_i se obtienen de la literatura para radiación pulsada.

Finalmente, la lectura corregida del electrómetro con todos los factores aplicados es:

$$M_Q = M_1 \times \prod k_i = M_1 \times k_{TP} \times k_{elec} \times k_{pol} \times k_s \quad \text{Ecuación 6}$$

Para calcular la dosis absorbida en agua para una calidad de haz Q en condiciones distintas a las de referencia, se utiliza la siguiente ecuación:

$$D_{W,Q} = M_Q \times N_1 \times k_{TP} \times k_{elec} \quad \text{Ecuación 7}$$

3.6.2 Placas de agua sólida

Para determinar la dosis absorbida en agua, es necesario utilizar un maniquí, generalmente de agua. En este trabajo, se utilizaron placas de agua sólida (Figura 10), para determinar la dosis absorbida en un punto.

Estas placas están fabricadas con materiales que simulan las propiedades del agua en términos de densidad, absorción de radiación y dispersión de energía, siendo adecuados en la simulación de tejidos del cuerpo humano. Dado que el agua tiene una densidad y características de absorción de radiación que son representativas de muchos tejidos, las placas de agua sólida se utilizan para garantizar la distribución de la dosis de radiación en el cuerpo.

El proceso por el cual los haces de radiación interactúan con los materiales está regido por las leyes de interacción de radiación, siendo los dos fenómenos principales de interacción la dispersión Compton y la absorción fotoeléctrica. La dispersión Compton predomina a energías de fotones más altas, como las utilizadas en radioterapia, y es responsable de la mayor parte de la transferencia de energía de los haces a los tejidos o materiales. La probabilidad de dispersión Compton está relacionada con la densidad electrónica del material, lo que explica por qué el agua (con una alta densidad electrónica) es un buen simulador de los tejidos blandos.

El coeficiente de atenuación μ describe cómo la intensidad de un haz de radiación se reduce a medida que atraviesa un material. Este coeficiente depende de la energía de la radiación y de las propiedades del material. En el caso del agua sólida, el coeficiente de atenuación para fotones y electrones se puede calcular a partir de tablas experimentales que relacionan la energía del haz con el tipo de material. Esta información es esencial para simular correctamente cómo los haces de radiación se distribuyen a través de un volumen específico del cuerpo del paciente.



Figura 10. Placas de agua sólida.

3.6.3 Electrómetro

Su función es medir la carga eléctrica o diferencia de potencial eléctrico generado por la interacción de la radiación ionizante con un material detector, como un dosímetro o una cámara de ionización. Para la determinación de la dosis absorbida en agua la magnitud que se utiliza es la carga eléctrica.

Se basa en la medición de la carga eléctrica acumulada en un detector cuando es expuesto a radiación. Los haces de radiación ionizan las moléculas del gas en el detector, generando iones cargados. Estos iones, al ser recolectados por los electrodos del dispositivo, inducen una corriente eléctrica proporcional a la cantidad de radiación que ha interactuado con el detector. El electrómetro mide esta corriente, que es directamente proporcional a la dosis de radiación que se ha entregado en un punto específico.

Para este trabajo se empleó el Electrómetro PTW UNIDOS E como se muestra en la Figura 11. La lectura se realiza a través de una aplicación de software, conectando el electrómetro a una computadora a través de un cable.



Figura 11. Electrómetro utilizado de la marca PTW UNIDOS E.

3.6.4 Diferencia de Dosis

En radioterapia, la comparación de distribuciones de dosis entre los valores medidos y los calculados por los sistemas de planeación es fundamental para garantizar la precisión del tratamiento. Esta comparación suele dividirse en áreas de bajo y alto gradiente de dosis. En las zonas de bajo gradiente, donde la dosis cambia de manera suave y progresiva, las mediciones realizadas por los dosímetros se comparan directamente con las dosis calculadas. Las diferencias entre estos dos valores pueden expresarse como porcentajes, y con ello, se puede generar una distribución de diferencias de dosis. Este análisis permite identificar áreas en las cuales la discrepancia entre los valores medidos y los calculados es significativa. Los criterios más comunes para aceptar estas diferencias son de hasta un 3%, lo cual indica que las mediciones y los cálculos son lo suficientemente precisos para el tratamiento clínico. Sin embargo, esta forma de comparación no es adecuada en las zonas de alto gradiente de dosis, donde pequeños desplazamientos en la posición pueden generar grandes variaciones en los

valores de dosis, especialmente en técnicas avanzadas como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT). Por lo tanto, la diferencia de dosis resulta ser un indicador más fiable en regiones donde el gradiente de dosis es bajo, pero no en zonas de transición rápida.

3.6.5 Distancia a la Concordancia

La Distancia a la Concordancia (DTA, por sus siglas en inglés, Distance to Agreement) es un concepto clave para evaluar la precisión de la distribución de dosis en zonas de alto gradiente, donde una pequeña variación espacial puede afectar considerablemente la dosis administrada. Esta medida se define como la distancia mínima entre dos puntos que presentan la misma dosis: uno correspondiente a las mediciones experimentales obtenidas con los dosímetros y el otro a los valores calculados por el sistema de planeación del tratamiento. Si los puntos coinciden dentro de un rango de tolerancia preestablecido, se considera que la comparación cumple con los criterios de aceptación. Este enfoque es especialmente útil cuando se analizan áreas donde los gradientes de dosis son pronunciados, como en la irradiación con técnicas avanzadas de radioterapia. Al emplear la DTA, se asegura que las variaciones espaciales en la distribución de la dosis no superen los límites de seguridad, lo cual es crucial para evitar dosis no deseadas en los tejidos circundantes al área objetivo. Esta medida permite así una evaluación más precisa y efectiva del tratamiento en zonas críticas de alta intensidad.

3.6.6 Índice Gamma

El índice gamma es una herramienta esencial en la radioterapia para evaluar la precisión de la entrega de dosis al paciente, comparando la dosis planificada con la dosis efectivamente administrada. Este índice es crucial para asegurar que la dosis recibida por el paciente esté dentro de los límites terapéuticos establecidos, minimizando los riesgos de efectos adversos y garantizando que se logren los objetivos del tratamiento.

El índice gamma se basa en la comparación de dos distribuciones de dosis: la dosis medida, obtenida a través de dispositivos dosimétricos o imágenes de radioterapia, y la dosis planificada, calculada por el software de planificación. Para cada punto de la distribución, se evalúa tanto la diferencia de dosis como la diferencia espacial (distancia), comparando estos parámetros con los criterios de aceptación previamente definidos. Generalmente, los criterios de aceptación son un 3% para la diferencia de dosis y 3 mm para la distancia en concordancia (DTA) [40].

La función gamma (Figura 12) se evalúa de forma independiente para cada punto en el espacio tridimensional, lo que significa que la evaluación de un punto no depende de la vecindad de otros puntos. Esto permite un análisis detallado de la concordancia de la dosis a nivel local. El índice gamma se calcula para cada punto de interés, y si el valor del índice es inferior a 1, la discrepancia se considera dentro de los márgenes aceptables, lo que sugiere que la entrega de la dosis está conforme con el plan de tratamiento.

La fórmula del índice gamma en un punto específico de coordenadas r_m , es la siguiente:

$$\gamma(r_m) = \min \{ \Gamma(r_m, r_c) \} \forall \{ r_c \} \quad \text{Ecuación 8}$$

Donde:

- r_m es el punto de medición de la dosis y r_c es el punto correspondiente a la dosis calculada por el sistema de planeación.
- $\Gamma(r_m, r_c)$ corresponde a la diferencia entre las dosis medidas y calculadas, considerando tanto la diferencia en dosis ΔD_m como la diferencia espacial Δr_m , evaluando en función de los radios de tolerancia establecidos: ΔD_m y Δr_m para la diferencia de dosis y la distancia de concordancia, respectivamente. El índice gamma cumple con los criterios de aceptación si $\gamma(r_m) \leq 1$.

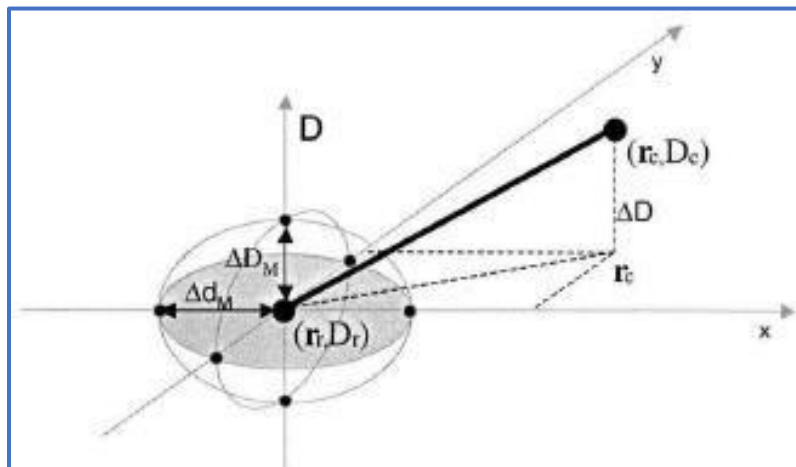


Figura 12. Representación teórica del índice gamma en dos dimensiones [40].

También se realizan mediciones de la dosis en una malla de puntos (mapa de dosis 2D o 3D), la cual consiste en tomar una serie de puntos distribuidos a lo largo del volumen irradiado y calcular el índice gamma para cada uno de esos puntos en función de la dosis medida y la dosis planificada. Los puntos pueden estar distribuidos en un plano bidimensional (2D) o en un volumen tridimensional (3D), lo que permite realizar un análisis detallado de la distribución de la dosis a lo largo del volumen irradiado y una evaluación global de la distribución de la dosis, identificando áreas de discrepancia en el volumen irradiado de forma más precisa que una medición puntual.

3.7 Detectores de radiación ionizante y maniquís

Un detector utilizado en radioterapia es un dispositivo que mide la cantidad de radiación que se entrega a un área específica, permitiendo la evaluación precisa de la dosis administrada durante un tratamiento. Su función principal es convertir la radiación ionizante en una señal medible, que puede ser interpretada para verificar que el plan de tratamiento se está ejecutando correctamente. Los detectores pueden utilizar distintos principios físicos, como la ionización del aire, la luminiscencia, o la termoluminiscencia, dependiendo del tipo de detector utilizado. En el contexto de la verificación de planes IMRT, los detectores deben ser altamente sensibles, capaces de ofrecer lecturas precisas de la dosis en tiempo real, y adaptarse a las complejas distribuciones de dosis características de la radioterapia de intensidad modulada.

3.7.1 Cámara de Ionización

Debido a la aparición de matrices, películas radiocrómicas y otros detectores que permiten evaluar un plano completo, la dosimetría puntual ha ido siendo menos utilizada. Sin embargo, sigue siendo una herramienta válida, ya que, aunque un punto no pueda representar completamente un plano de dosis, la medición de la dosis con una cámara es esencial para garantizar el correcto funcionamiento del acelerador.

Es importante tener en cuenta las limitaciones de este método, principalmente el hecho de que solo se puede verificar por puntos dentro de todo el volumen de tratamiento. Esto se complica cuando entran en juego movimientos dinámicos del colimador multihojas, ya que el punto seleccionado puede no presentar problemas y la dosis medida podría coincidir perfectamente

con la planificada, pero en otra región de la distribución, alguna de las láminas podría estar moviéndose de manera inadecuada, lo cual no sería detectado por este método.

Otro aspecto crítico de la dosimetría puntual con cámara de ionización es la elección del punto o los puntos donde se realizará la medición. En tratamientos de IMRT, donde existen altos gradientes de dosis, ubicar el punto de verificación en una zona con un gradiente de dosis elevado podría resultar en grandes diferencias en la lectura de la cámara debido a pequeños errores de posicionamiento. Por lo tanto, es necesario ubicar el punto de medición en una región homogénea para asegurar una verificación más precisa.

Las cámaras de ionización son uno de los dispositivos más fundamentales y precisos para la medición de dosis en radioterapia. Estas cámaras se utilizan ampliamente para la verificación y control de calidad de los tratamientos radioterapéuticos, ya que proporcionan mediciones directas de la dosis absorbida. Existen diferentes tipos de cámaras de ionización, siendo las más comunes las cilíndricas y las plano-paralelas, cada una con características particulares que las hacen idóneas para ciertos tipos de mediciones.

Las cámaras de ionización cilíndricas, en particular, son muy valoradas en los procedimientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), donde la distribución de la dosis puede variar significativamente a lo largo del volumen irradiado. Estas cámaras se destacan por su alta resolución espacial, lo que permite obtener mediciones precisas en puntos específicos del campo de irradiación. Además, son conocidas por su estabilidad a largo plazo, su respuesta lineal frente a la dosis absorbida, y su baja dependencia direccional, lo que las hace especialmente útiles en la evaluación de la calidad de los haces de radioterapia.

El principio de funcionamiento de las cámaras de ionización se basa en el fenómeno de la ionización del aire cuando la radiación interactúa con los átomos en el volumen de la cavidad de la cámara. Estas cámaras están compuestas por un recubrimiento conductor que contiene una pequeña cantidad de aire, y entre los electrodos se establece una diferencia de potencial. Los iones generados por la radiación son recolectados por los electrodos, lo que produce una corriente eléctrica proporcional a la cantidad de carga recolectada. Esta corriente es medida por un electrómetro, que luego calcula la dosis absorbida en función de la cantidad de carga recolectada.

Las cámaras de ionización permiten realizar mediciones puntuales de dosis absoluta, tanto en el contexto de la calibración de sistemas de dosimetría como en el monitoreo de dosis durante tratamientos específicos. Gracias a su alta precisión y confiabilidad, son esenciales para el establecimiento de curvas de calibración y para las mediciones puntuales que verifican que la dosis entregada a los pacientes se ajusta a los planes de tratamiento establecidos. De esta manera, las cámaras de ionización no solo son cruciales para la validación de la calidad del tratamiento, sino también para garantizar la seguridad y efectividad de las dosis administradas en radioterapia.

3.7.1.1 Cámara de Ionización tipo Farmer

La cámara de ionización tipo Farmer 30013 es una cámara de ionización cilíndrica diseñada especialmente para medir la dosis absorbida en agua para haces de fotones (Figura 13). Mediante su calibración en un laboratorio de calibración secundaria, se obtiene un coeficiente de calibración para la calidad de ^{60}Co . Empleando este factor y el formalismo ND_w , se podrán hacer medidas de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, para calibrar la unidad de tratamiento [41]. Además, aplicando los factores correspondientes, se puede medir la dosis absorbida en condiciones diferentes a la de referencia, como podría ser el caso de un paciente, cuya anatomía difiere del caso ideal de un maniquí cuadrado de agua.



Figura 13. Cámara de ionización impermeable utilizada para dosimetría de referencia en haces de fotones, electrones y protones de alta energía de la marca PTW Farmer tipo 30013.

3.7.1.2 Cámara tipo Semiflex

Para medir la dosis absorbida en los tratamientos de IMRT, se empleó una cámara tipo Semiflex, la cual presenta un tamaño más pequeño que la Farmer, lo que la hace apropiada para medir puntos discretos de este tipo de tratamientos. Se utiliza en tratamientos de radioterapia donde se requiere medir la dosis en áreas de geometría compleja o en casos donde se necesite flexibilidad para adaptarse a diferentes configuraciones de campos de radiación. Es especialmente útil en tratamientos avanzados como IMRT, donde la forma del campo de radiación puede variar significativamente durante el tratamiento [42].

Los tratamientos de IMRT en ocasiones pueden presentar grandes gradientes de dosis. Cuanto menor sea el volumen sensible de la cámara, mayor resolución tendrá, y menos le afectaran los elevados gradientes de dosis de la IMRT.

La cámara Semiflex 31010 tiene un tamaño pequeño para una resolución espacial razonable y un gran volumen sensible para mediciones de dosis precisas, siendo una de las cámaras más utilizadas en sistemas de escaneo de maniqués de agua (Figura 14). El volumen de la cámara de $0,125 \text{ cm}^3$ proporciona suficiente señal para utilizar la cámara también para mediciones de dosis de referencia de alta precisión, además de contar con un volumen sensible aproximadamente esférico, lo que da como resultado una respuesta angular plana y una resolución espacial uniforme a lo largo de los tres ejes de un maniquí de agua.



Figura 14. Cámara de ionización impermeable utilizada para dosimetría de referencia, tamaño más pequeño y mejor volumen sensible para mediciones de dosis precisas de energía de la marca PTW Semiflex tipo 301010.

3.7.2 Sistema de medición Octavius 4D

El sistema Octavius 4D se utiliza para la verificación previa al tratamiento de los planes de tratamiento IMRT, incluye una unidad de rotación modular Octavius, el cual es un maniquí cilíndrico con una ranura para la inserción de un array de 729 detectores. La unidad de rotación cuenta con un motor que permite que el cilindro rote, garantizando que el haz de radiación incida siempre de forma perpendicular sobre la matriz de detectores. La dirección de rotación y la velocidad son controladas mediante un inclinómetro inalámbrico y la unidad de control como se muestra en la Figura 15.

El detector 729 es una matriz de detectores bidimensional con 729 (27x27cm) cámaras de ionización abiertas al aire, se coloca dentro de la unidad de rotación modular que gira de forma sincronizada con el gantry, permitiendo obtener una geometría de medición isotrópica perfecta. El detector y la interfaz del detector conforman un dosímetro multicanal apto para la medición de dosis y tasa de dosis en radioterapia.

Para realizar la verificación, cuenta con el software para PC, llamado VeriSoft, el cual trabaja con un programa para la adquisición de datos, el análisis de los volúmenes de dosis medidos y la presentación de los datos CT del paciente. El software adquiere la dosis dentro del volumen cilíndrico y permite extraer los planes de dosis para su análisis posterior. Además, permite superponer la anatomía del paciente para visualizar la distribución de dosis medida de los planes de tratamiento que se requieren medir [43].



Figura 15. Sistema Octavius para control de calidad paciente específico, de izquierda a derecha se visualiza la unidad de control, interfaz del detector, unidad de control con detector insertado e inclinómetro de la marca PTW.

3.7.2.1 Detector 729

La matriz de detectores es un arreglo de detectores bidimensional con 729 cámaras de ionización abiertas al aire con volumen de 125 mm³, separadas 5mm de borde a borde (Figura 16).

Las matrices 2D son calibradas para dosimetría absoluta en un haz de fotones de ⁶⁰Co en el laboratorio de dosimetría estándar secundario. Una calibración absoluta se realiza para la cámara central suponiendo que el punto efectivo de medida está a 5 mm por debajo de la superficie de la matriz. El fabricante recomienda una recalibración cada dos años.

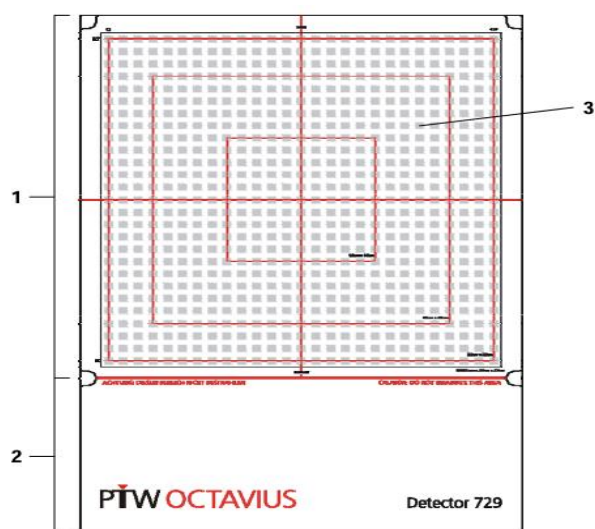


Figura 16. Matriz de detectores PTW 729. 1. Área de las cámaras de ionización, 2. Área de componentes electrónicos, 3. Posición de las cámaras de ionización.

3.7.2.2 Software VeriSoft

El software VeriSoft es una herramienta avanzada diseñada para facilitar la adquisición, análisis y presentación de datos relacionados con las distribuciones de dosis en radioterapia. Su uso se extiende principalmente a la validación de las distribuciones de dosis medidas y calculadas, proporcionando un análisis detallado y comparativo entre las dos. El software permite cargar matrices de datos provenientes del sistema de medición Octavius 4D y las distribuciones de dosis calculadas por el TPS (por sus siglas en inglés Treatment Planing System), y las compara utilizando el índice gamma, una herramienta fundamental para evaluar la concordancia entre ambas distribuciones.

La comparación de estas distribuciones se lleva a cabo mediante un análisis que evalúa la diferencia de dosis entre las distribuciones medidas y las planificadas en cada punto del volumen irradiado. Este análisis proporciona información detallada sobre las diferencias de dosis en una distribución tridimensional, identificando zonas donde puede haber sobredosis o sub-dosificación en el área tratada. Si consideramos que D' representa la distribución medida y D la distribución de referencia, la diferencia de dosis en un punto específico (x, y, z) se define como:

$$\Delta D(x, y, z) = D'(x, y, z) - D \quad \text{Ecuación 9}$$

En este contexto, si el valor de D' es mayor que D , indica una sobredosis en esa zona, mientras que si D' es menor, refleja una dosis inferior a la planificada. Al evaluar estas diferencias en todos los puntos del área tratada, se puede obtener un mapa completo de las discrepancias en las dosis administradas.

Además de este análisis de las diferencias de dosis, el software también lleva a cabo un análisis de distancia a la concordancia (DTA), que evalúa el desplazamiento entre los puntos que presentan el mismo valor de dosis en ambas distribuciones. Este análisis es crucial, ya que incluso pequeños desplazamientos en las posiciones de los puntos pueden generar diferencias significativas en las dosis calculadas. El DTA permite establecer un radio de tolerancia alrededor de cada punto de la distribución medida, y si los puntos correspondientes entre la distribución medida y la de referencia se encuentran dentro de este radio de tolerancia, se considera que cumplen con los criterios de aceptación. De no ser así, se determina que hay una discrepancia significativa que podría indicar problemas en el tratamiento o en la planificación.

Este tipo de análisis es esencial para asegurar que el tratamiento radioterapéutico se entregue de acuerdo a lo planificado, garantizando la precisión de la dosis administrada y minimizando riesgos para el paciente.

3.7.3 Dosimetría con Película

Las películas radiocrómicas son dispositivos de dosimetría relativa que pueden cambiar de color de manera visible y permanente después de ser irradiadas. El principio físico de las películas radiocrómicas es el proceso radiocrómico, donde la radiación ionizante interactúa con los componentes activos de la película provocando un cambio de color, volviendo la película más oscura dependiendo de la dosis [44].

Sus ventajas incluyen su alta resolución espacial y su independencia con respecto a la tasa de dosis, también estos detectores tienen la ventaja de poder ser revelados en tiempo real. Son poco sensibles a la luz interior y pueden sumergirse en agua, lo que hace que sean fáciles de utilizar en aplicaciones de dosimetría clínica.

Los primeros materiales radiocrómicos utilizaban rangos de dosis de 10^3 a 10^6 Gy, siendo utilizadas para dosis altas en la industria. En 1986 la compañía ISP Technology desarrolló la película GafchromicTM para uso no industrial, la cual contenía un colorante más sensible en sus materiales, lo que la hacía adecuada para distribuciones de mapas de dosis alrededor de los 5Gy.

Las películas radiocrómicas sirven como dosímetros relativos para el control de calidad en aceleradores lineales, ya que poseen una alta resolución espacial. Para su análisis se requiere de un sistema óptico que pueda ser capaz de medir la densidad óptica (DO). Este proceso radiocrómico se va a caracterizar por la densidad óptica neta o por la absorbancia neta, por lo que se requiere de un sistema óptico que pueda analizar la respuesta de la película a la radiación [45].

Estos dosímetros permiten medir la distribución de dosis en dos dimensiones, proporcionando una representación precisa de la fluencia de dosis en el área irradiada. La película es sensible a la radiación y, al ser expuesta a una dosis, experimenta un cambio en su color que puede ser medido con precisión utilizando un escáner calibrado. Este cambio en la coloración es proporcional a la dosis recibida, lo que permite determinar con alta resolución la distribución de dosis en el plano de irradiación.

3.7.3.1 Película radiocrómica EBT2

Introducida en 2009 como una mejora respecto a la versión anterior EBT, la película EBT2 fue diseñada para ofrecer una mayor precisión en la medición de la dosis absorbida, un factor clave en tratamientos de alta precisión como la IMRT. Una de las principales mejoras de la EBT2 fue la adición de un tinte marcador en su capa sensible, lo que permitió mejorar la uniformidad de la respuesta de la película (Figura 17). Este colorante tiene como objetivo reducir las pequeñas variaciones en el espesor de la capa activa y, a su vez, mejorar la consistencia en las mediciones de dosis. Además, este diseño reduce la influencia del ruido aleatorio en las imágenes, lo que resulta en mediciones más precisas [46].

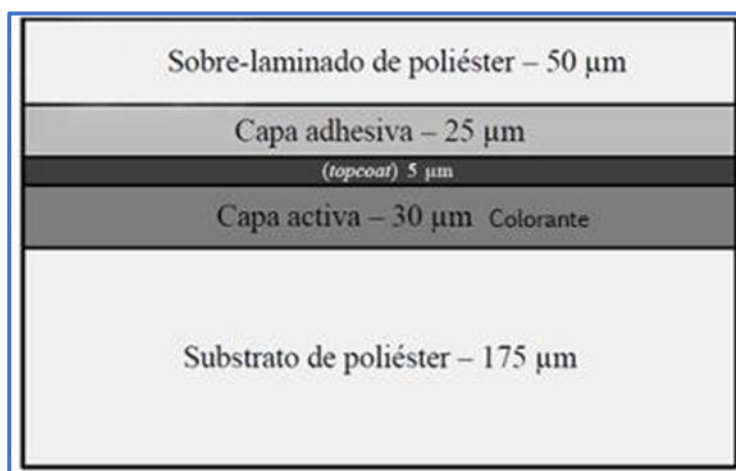


Figura 17. Configuración de la película radiocrómica Gafchromic EBT2 [46].

3.7.3.2 Calibración de la película radiocrómica

La calibración de la película EBT2 es un proceso crucial para garantizar que las mediciones de dosis sean correctas y consistentes. Este proceso se basa en la relación entre la densidad óptica de la película y la dosis absorbida. La densidad óptica se determina mediante una curva sensitométrica, que es esencial para convertir las lecturas de la película en valores de dosis. Durante la calibración, la película se expone a dosis conocidas, y luego se mide la densidad óptica en diferentes puntos de la película. Esta relación entre la intensidad de luz (I) que pasa a través de la película expuesta y la dosis absorbida se utiliza para construir una curva de calibración.

Para cuantificar esta relación, se define la transmitancia (T) como la relación entre la intensidad de la luz que pasa a través de la película sin exponer (I_0) y la intensidad de la luz que pasa a través de la película expuesta (I_e). Esta relación se expresa como:

$$T = \frac{I_e}{I_0} \quad \text{Ecuación 10}$$

Al calibrar la película, se establece una relación entre la transmitancia T y la dosis absorbida D , lo que permite determinar la dosis en diferentes puntos de la película a partir de las mediciones de transmitancia.

$$DO = \log(T^{-1}) \quad \text{Ecuación 11}$$

La densidad óptica neta es aquella a la que se le ha sustraído la densidad óptica de la película sin irradiar DO_0

$$DO_{neta} = DO - DO_0 = \log \frac{I_0}{I_e} \quad \text{Ecuación 12}$$

Donde:

- DO es la densidad óptica medida (posterior a la exposición a radiación).
- DO_0 es la densidad óptica inicial (sin exposición a radiación).
- I_0 es la intensidad de la luz que pasa a través de la película sin exposición, es decir, cuando no ha sido sometida a radiación.
- I_e es la intensidad de la luz que pasa a través de la película después de haber sido expuesta a radiación.

4. Metodología

Infraestructura

Se utilizó el siguiente equipamiento, proporcionado en colaboración con el Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca (HRAEI) en la Unidad de Radioterapia (Tabla 3).

Tabla 3. Equipo utilizado para el control de calidad en tratamientos IMRT.

EQUIPO	MARCA	MODELO	CARACTERÍSTICAS
Acelerador Lineal Clínico	VARIAN	Clinac IX	Energía de fotones: 6 y 15 MV Energía de electrones: 6, 9, 12, 15 y 18 MeV
Sistema de Planeación Eclipse	VARIAN	ARIA-DB	Versión 10.0
Tomógrafo	GENERAL ELECTRIC	Lightspeed RT16	Sistema de 16 cortes
Escáner de cama plana	EPSON	10000XL	
Electrómetro	PTW	UNIDOS E	
Cámara de ionización Semiflex	PTW	31010	Dimensión del volumen sensible $r=2.75\text{mm}$ Medición: dosis absorbida en agua, kerma en aire, exposición
Cámara de ionización Farmer	PTW	30013	Dimensión del volumen sensible $r=3.05\text{mm}$ Medición: dosis absorbida en agua, kerma en aire, exposición
Película Radiocrómica	Gafchromic	EBT2	
Maniquí tipo placas de agua sólida	PTW	RW3	Maniquí que permite variar la profundidad de medición en incrementos de 1 mm Tamaño de área 30x30cm Placa adaptadora para cámara Semiflex Placa adaptadora para cámara Farmer
Matriz de detectores	PTW	Octavius 729	Tamaño de campo máximo 27x27cm Arreglo bidimensional con 729 cámaras de ionización abiertas al aire
Unidad de rotación 4D	PTW	Octavius T40056	Unidad de control T40058 Inclinómetro T43035
Software	PTW	VeriSoft	

4.1 Sistema de medición con cámara de ionización tipo Farmer y maniquí RW3

Para la dosimetría de punto con cámara de ionización se utilizaron dos cámaras diferentes, la primera una cámara de ionización tipo Farmer, la cual ha sido previamente calibrada en un laboratorio secundario de calibración dosimétrica.

4.1.1 Creación y preparación del plan de verificación

Se realizó la obtención de imágenes del maniquí y la cámara de ionización a través de una simulación utilizando un tomógrafo, donde se reprodujo la geometría que se emplea con la cámara de ionización. Se diseñó un sistema utilizando la cámara y las placas de agua sólida debidamente colocadas sobre la mesa de exploración del tomógrafo como se muestra en la Figura 18. Este sistema consistió en colocar sobre la mesa 6 placas de 1cm de espesor cada una, encima de éstas se colocó una placa con un espesor de 2 cm, y con la abertura correspondiente para la cámara de ionización tipo Farmer, y encima de esta última se colocan otras seis placas de 1 cm cada una.

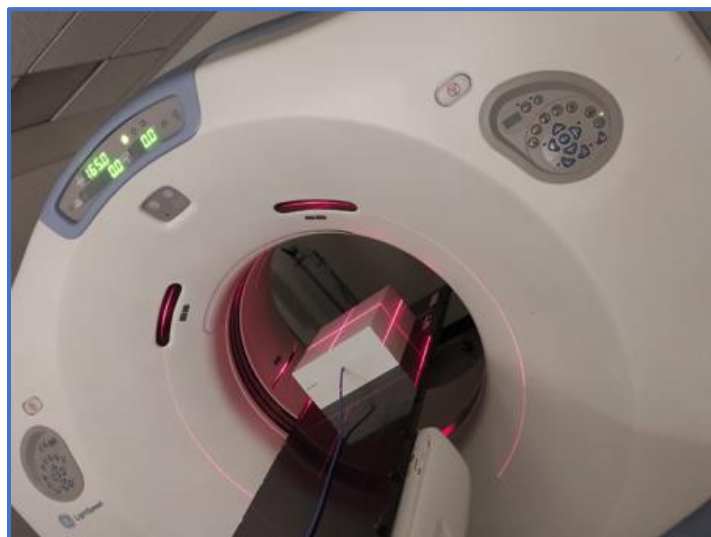


Figura 18. Procedimiento para obtener la tomografía del maniquí de placas de agua sólida y cámara de ionización tipo Farmer.

Se obtuvo la tomografía del maniquí, para posteriormente exportar al sistema de planeación Eclipse y preparar el plan de verificación.

Para la comparación de las distribuciones de dosis y la dosis puntual se llevó a cabo la preparación de los planes de verificación de 10 planes de tratamiento de pacientes con cáncer de cabeza y cuello y 10 planes de tratamiento de pacientes con cáncer ginecológico. En estas zonas de tratamiento, se enfrenta el estar cerca de tejidos y/u órganos sanos, tener volúmenes blancos grandes, con forma asimétrica, e incluso compleja. Es por ello por lo que se juzgaron convenientes para validar el uso de la dosimetría con cámara de ionización en el control de calidad paciente específico para tratamientos con técnica IMRT. En la Figura 19 se observa un ejemplo de la preparación de un plan de verificación.

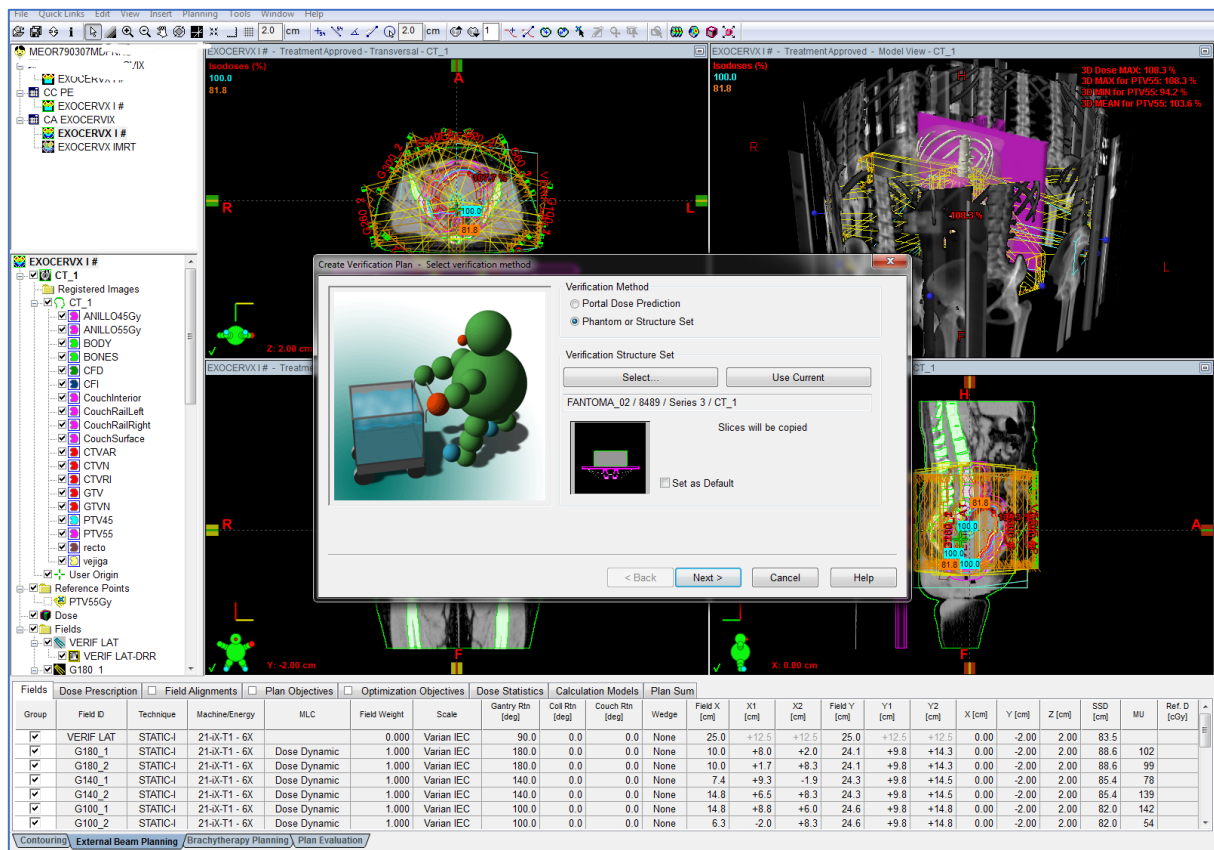


Figura 19. Procedimiento para obtener la tomografía del maniquí de placas de agua sólida y cámara de ionización tipo Farmer.

Una vez obtenido el plan de tratamiento del paciente, se creó un plan de verificación, seleccionando como conjunto de estructuras de verificación el plan con la plantilla de la tomografía tomada al maniquí y la cámara de ionización, dejando para cada campo su angulación original de acuerdo con el plan de tratamiento.

4.1.2 Adquisición y evaluación del plan de verificación

Una vez completado el proceso de preparación del plan de verificación, lo siguiente es medir el plan en el acelerador y obtener la dosis absorbida en un punto específico.

Se colocó sobre la mesa de tratamiento la configuración del maniquí de placas de agua sólida, ubicando en él la cámara de ionización tipo Farmer, como se realizó anteriormente en el tomógrafo. Todo el montaje se alineó de tal forma que el haz central de radiación coincida como el centro geométrico de la cámara y con ello tener la mejor respuesta. Se colocó junto al montaje un termómetro y un barómetro para realizar posteriormente la corrección por temperatura y presión. Se ajustó la distancia fuente superficie del conjunto de placas a 93 cm, quedando el detector ubicado en el isocentro (Distancia fuente-detector de 100 cm), como se muestra en la Figura 20.



Figura 20. Procedimiento para la colocación y medición del plan de verificación con cámara Farmer y maniquí de placas de agua sólida. Colocación manual de barómetro y termómetro para realizar las anotaciones de los valores en cada medida.

Se elaboró en una hoja de cálculo Excel un formato con la fórmula que aplica el protocolo TRS-398 con el uso del formalismo N_{Dw} , para realizar la conversión de carga (nC) a dosis, anotando los valores de las cargas obtenidas para cada plan de verificación, haciendo uso del electrómetro como lo muestra la Figura 21, y los valores de temperatura y presión, obtenidos de un promedio de tres mediciones para cada plan.

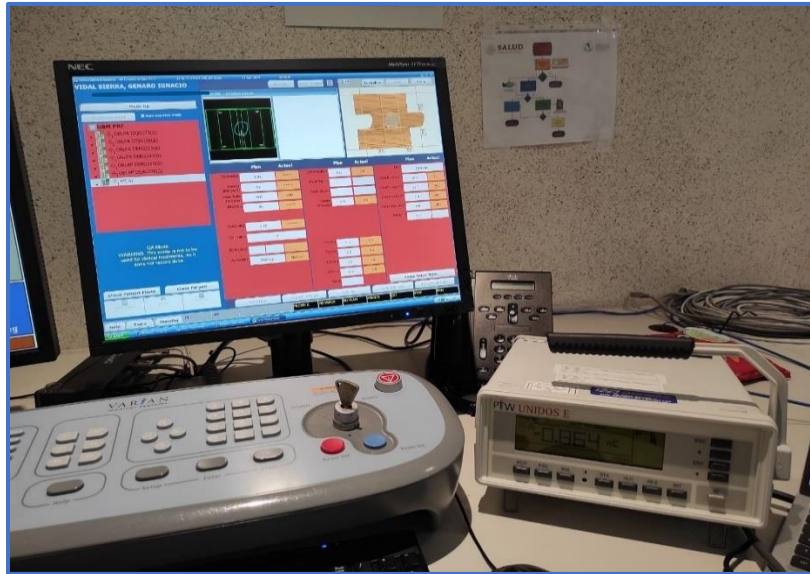


Figura 21. Electrómetro PTW UNIDOS E, utilizado para la obtención de cargas (nC) de cada plan de verificación medido.

4.2 Sistema de medición con cámara de ionización tipo Semiflex y maniquí RW3

Para el segundo procedimiento se empleó una cámara tipo Semiflex, cuya principal diferencia con respecto a la cámara Farmer es que presenta un tamaño más pequeño, haciendo de la cámara Semiflex una mejor opción para medir puntos discretos de un tratamiento de IMRT.

4.2.1 Creación y preparación del plan de verificación

Se realizó el mismo procedimiento que con la cámara anterior para la creación y preparación del plan de verificación, obteniendo las imágenes del maniquí y la cámara, esta vez utilizando la cámara de ionización Semiflex (Figura 22). Se colocaron sobre la mesa 6 placas de 1cm cada una, encima de éstas se colocó otra placa con un espesor de 2 cm, y con la abertura correspondiente para la cámara de ionización tipo Semiflex, y encima de esta última se colocaron otras seis placas de 1 cm cada una.

Para la comparación de las distribuciones de dosis y la dosis puntual se llevó a cabo la preparación de los mismos planes de verificación (10 planes de tratamiento de pacientes con cáncer de cabeza y cuello y 10 planes de tratamiento de pacientes con cáncer ginecológico).

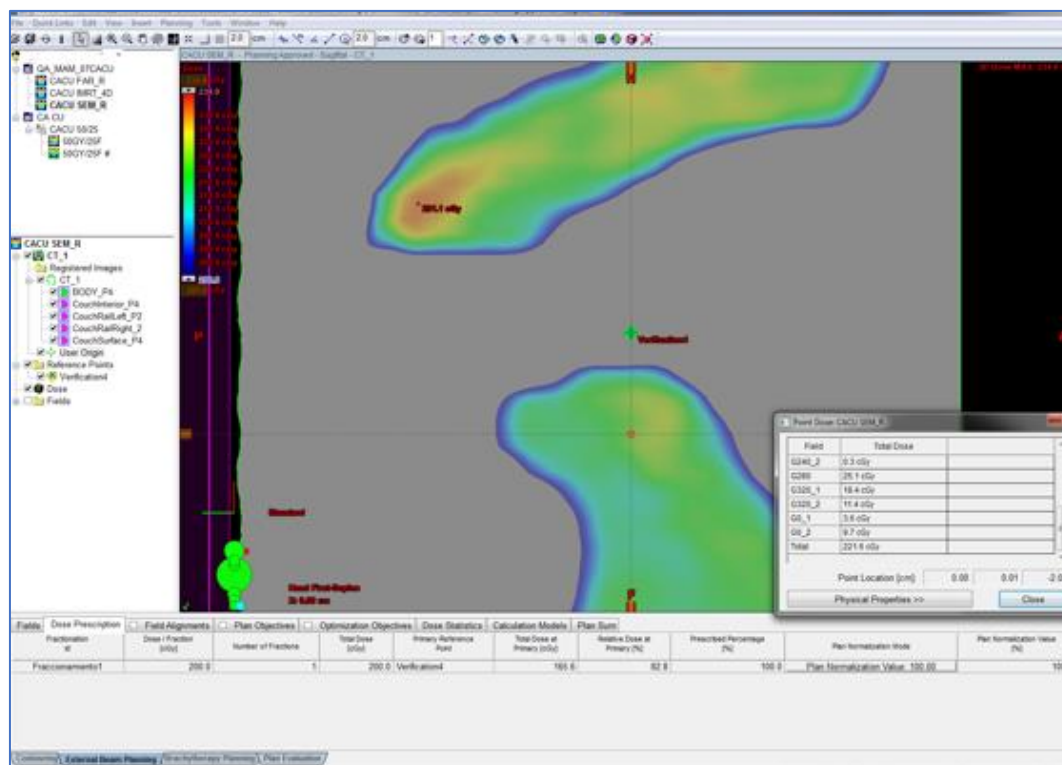


Figura 22. Creación de un plan de tratamiento de cáncer ginecológico, verificación y anotación de la dosis puntual del sistema, la cual se comparará a la dosis medida posteriormente en el acelerador.

4.2.2 Adquisición y evaluación del plan de verificación

Una vez completado el proceso de preparación del plan de verificación, lo siguiente fue dar el tratamiento en el acelerador lineal y obtener el resultado de dicho plan para la comparación.

Se colocó sobre la mesa de tratamiento la configuración del maniquí de placas, ubicando en él la cámara de ionización tipo Semiflex. Como se muestra en la Figura 23, se colocó todo el bloque de placas y se centró usando las marcas existentes en la placa donde se aloja la cámara de ionización con la cruceta del acelerador. Se colocó junto a estos el termómetro y el barómetro. Se ajustó la distancia fuente superficie del conjunto de placas a 92.5 cm, quedando el detector ubicado en el isocentro (Distancia fuente-detector de 100 cm).



Figura 23. Posicionamiento y alineación del maniquí de placas de agua solida con la cámara de ionización tipo Semiflex insertada en la placa con orificio.

En el Excel creado y con la formula automática que aplica el protocolo TRS-398 con el uso del formalismo N_{Dw} , se realizó la conversión de carga (nC) a dosis, anotando los valores de las cargas obtenidas para cada plan de verificación, haciendo uso del electrómetro, y los valores de temperatura y presión, obtenidos de un promedio de tres mediciones para cada plan.

4.3 Sistema de medición Octavius 4D y matriz de detectores 729

Como fue mencionado anteriormente, se pretendía usar los mismos casos clínicos para cada sistema de medición. Sin embargo, con el sistema de medición Octavius 4D se tiene la restricción de la matriz de detectores, que permite un campo máximo de $27 \times 27 \text{ cm}^2$. Para los planes de tratamiento mencionados a continuación (ver también Tabla 4) no fue posible la medición, debido a que los campos de irradiación sobrepasan estas medidas. En la Figura 24 se muestra como ejemplo el plan de tratamiento ginecológico número ocho el cual excede las dimensiones de campo para poder verificarse utilizando el sistema Octavius.

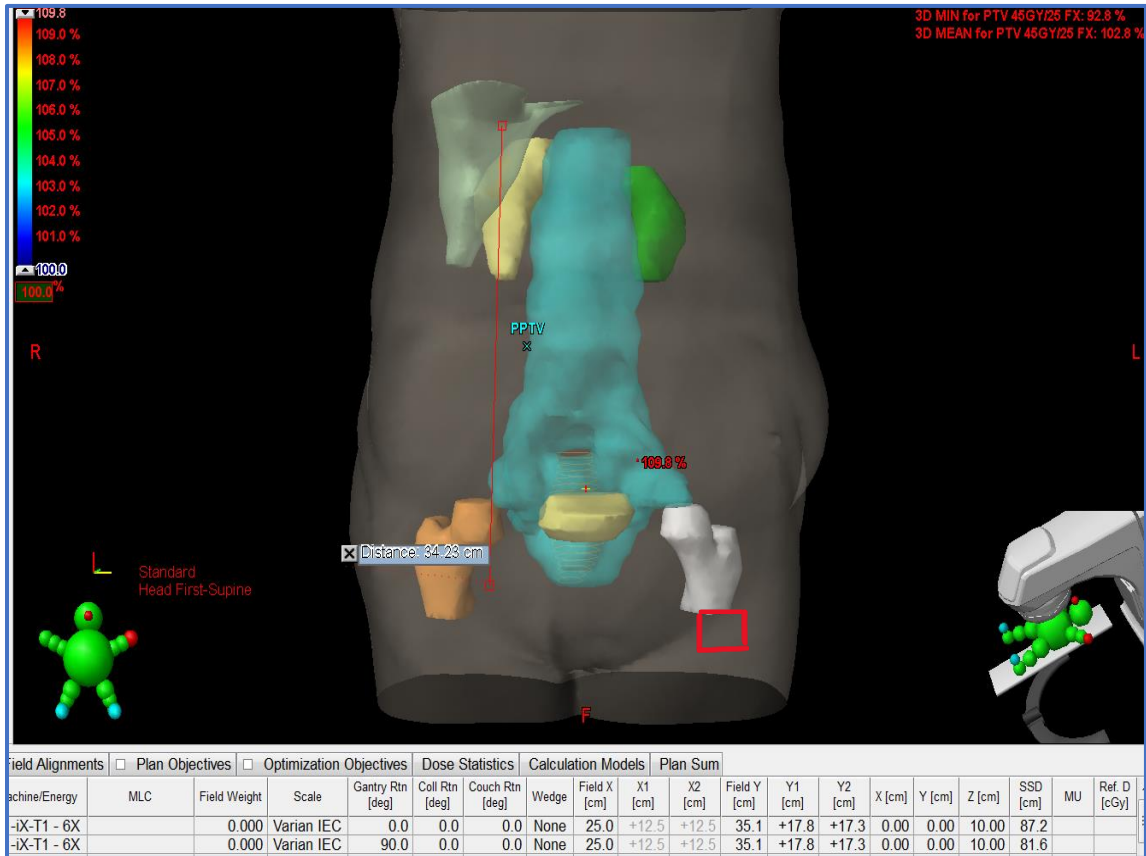


Figura 24. Visualización del PTV plan de tratamiento ginecológico número ocho, el cual excede las medidas de la matriz de detectores utilizada en el sistema Octavius.

En la Figura 25 se muestra el plan de verificación creado en la CT del maniquí Octavius, el cual excede las dimensiones permitidas de medición.

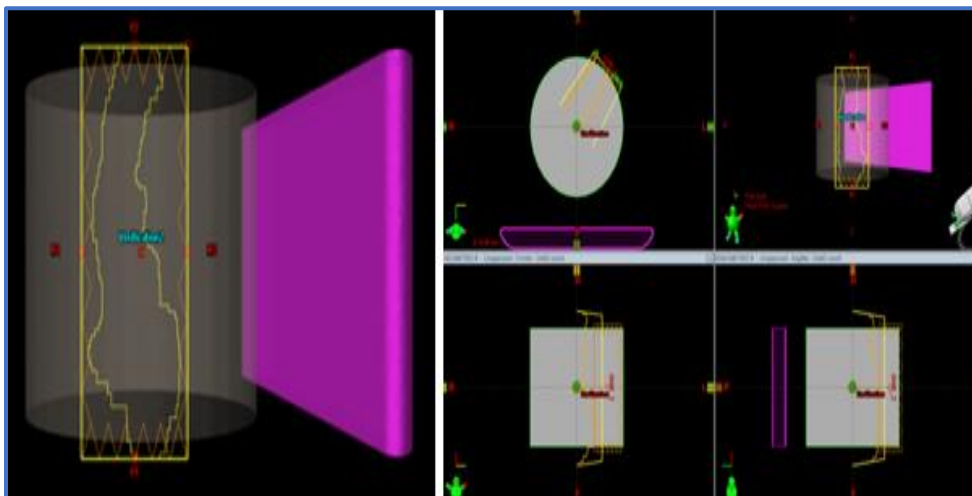


Figura 25. Plan de verificación creado en la CT del maniquí Octavius donde se visualiza que las dimensiones del PTV en el campo exceden las medidas de 27x27 cm² del maniquí.

En la Tabla 4 se pueden observar los 10 planes de tratamiento de cáncer ginecológico, donde los planes 4, 8, 9 y 10 no pueden ser verificados como están planeados debido a que exceden las medidas de campo máximo y realizarlos dañaría la electrónica de la matriz de detectores.

Tabla 4. Planes de tratamiento ginecológicos con el tamaño de campo máximo en cm de los ejes ["x" y "y" respectivamente]. Se observa para los planes 4, 8, 9 y 10 que el tamaño de campo excede los 27x 27 cm² de la matriz de detectores.

Nº	DIAGNÓSTICO	TAMAÑO DE CAMPO MÁXIMO (cm ²)
1	CÁNCER CERVICOUTERINO	15 x 19.8
2	CÁNCER EN EXOCERVIX	14.8 X 24.6
3	CÁNCER CERVICOUTERINO	14.8 x 22
4	CÁNCER EN ENDOMETRIO	14.8 x 35.3
5	CÁNCER EN ENDOCERVIX	14.8 x 19
6	CÁNCER EN ENDOMETRIO	14.8 x 21.6
7	CÁNCER CERVICOUTERINO	12.6 x 22.6
8	CÁNCER EN ENDOMETRIO	14.8 x 35
9	CÁNCER EN EXOCERVIX	14.5 x 38.5
10	CÁNCER EN ENDOMETRIO	15.9 x35.5

Todos los 10 tratamientos de cabeza y cuello (Tabla 5) fueron considerados para medir, ya que las dimensiones del campo más amplio de ellos fueron de 14.8 x 19.3 cm², por lo que no hubo problema para medir en la matriz de 27x27 cm².

Tabla 5. Planes de tratamiento cabeza y cuello con el tamaño de campo máximo en cm de los ejes [“x” y “y”]

Nº	DIAGNÓSTICO	TAMAÑO DE CAMPO MÁXIMO (cm ²)
1	CÁNCER EN OROFARINGE	13.5 x 12.8
2	CÁNCER EN LENGUA	11.2 x 15.5
3	CÁNCER EN LARINGE	14.8 x 16.3
4	CÁNCER EN CAVIDAD ORAL	13.8 x 18.3
5	CÁNCER EN PARÓTIDA	14.8 x 19.3
6	CÁNCER EN LARINGE	11.6 x 15.3
7	CÁNCER EN SENOS PARANASALES	14 x 7.8
8	CÁNCER EN LENGUA	14.8 x 12
9	CÁNCER EN LENGUA	14.1 x 12.3
10	CÁNCER NASAL	7.5 x 7.1

4.3.1 Creación y preparación de los planes de verificación

Para la preparación de los planes de tratamiento, se creó un curso para un plan de control de calidad, se escogió el plan de tratamiento que se mediría y se creó un plan de verificación utilizando la tomografía previamente adquirida del maniquí Octavius 4D con la matriz de detectores 729. Se realizó el cálculo de dosis y se aprobó el plan para posteriormente realizar las medidas de cada plan en el acelerador lineal.

4.3.2 Medición de los planes de verificación

Se colocó la unidad de rotación sobre la camilla de tratamiento con la parte posterior orientada al gantry, insertando el arreglo de detectores en la ranura.

La unidad de control y la interfaz del detector se colocaron sobre la camilla de tratamiento (Figura 26), conectando el arreglo de detectores a la interfaz del detector y verificando que los cables no queden obstruidos, para evitar que se atoren cuando el sistema empiece a girar.

Se fijó el inclinómetro en la superficie vertical del gantry. Se eligió una posición para el montaje en la zona alrededor del eje de rotación del gantry con un radio máximo de 40 cm. En el montaje no se requiere la alineación exacta del inclinómetro, la posición 0° se determina mediante una exploración de referencia de la unidad de rotación.

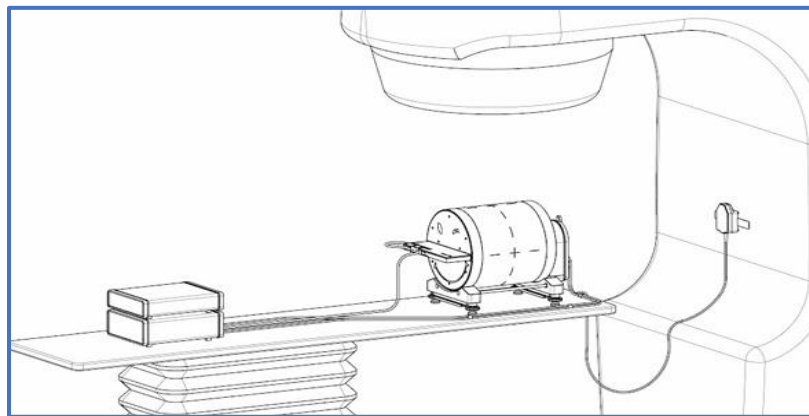


Figura 26. Montaje completo del sistema Octavius y componentes en el acelerador y mesa de tratamiento.

Después de tener todos los componentes instalados y conectados, se alineó la unidad de rotación por medio de los láseres, utilizando las líneas grabadas (Figura 27), los soportes ajustables y el nivel de burbuja.

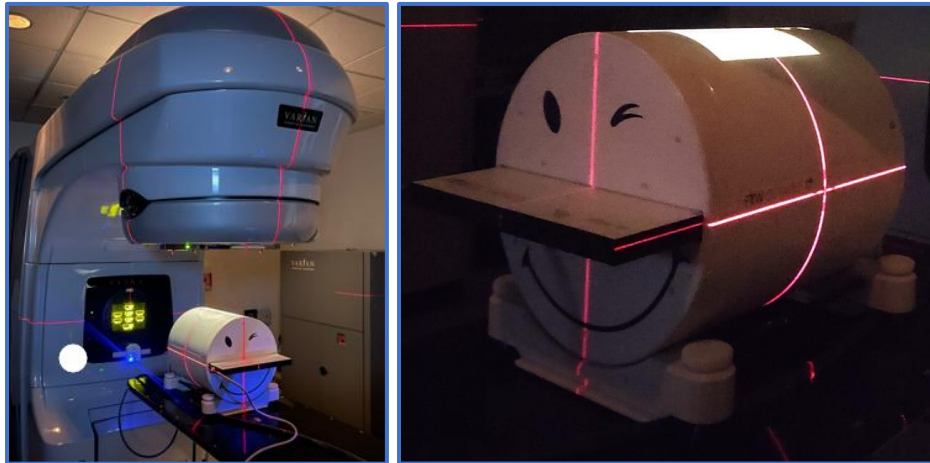


Figura 27. Alineación del sistema de rotación Octavius 4D respecto a los láseres a una SSD de 84 cm.

Cuando todo el sistema se encontraba posicionado, se realizó el calentamiento del detector, irradiando la matriz de detectores con energía de 6 MV con un tamaño de campo de 27x27 cm² y administrando 800 UM.

Previo a iniciar las mediciones de cada plan se realizó una calibración del sistema la cual nos permite obtener nuestras lecturas en dosis absoluta mediante los factores k_{cross} y k_{user} como se muestra en la Figura 28, donde el valor de k_{cross} se obtiene a través de una calibración cruzada. Para que VeriSoft obtenga el valor de k_{cross} se irradió el sistema con 157 UM con una energía de fotones de 6 MV y un tamaño de campo de 10x10 cm². El factor k_{user} representa la corrección por la medición del usuario con respecto a la dosis que se deberá tener por 100 UM (1 Gy).

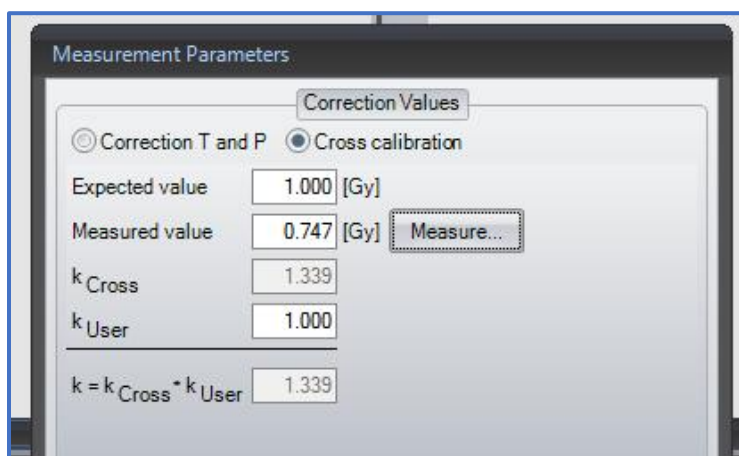


Figura 28. Parámetros de medición para la corrección de la dosis a 1 Gy.

La verificación de cada plan finalizó al completar la medición de todos los campos de tratamiento, respetando la angulación de cada uno de los campos. En la Figura 29 se puede observar la distribución de dosis que es generada por las contribuciones de cada campo en el software VeriSoft.

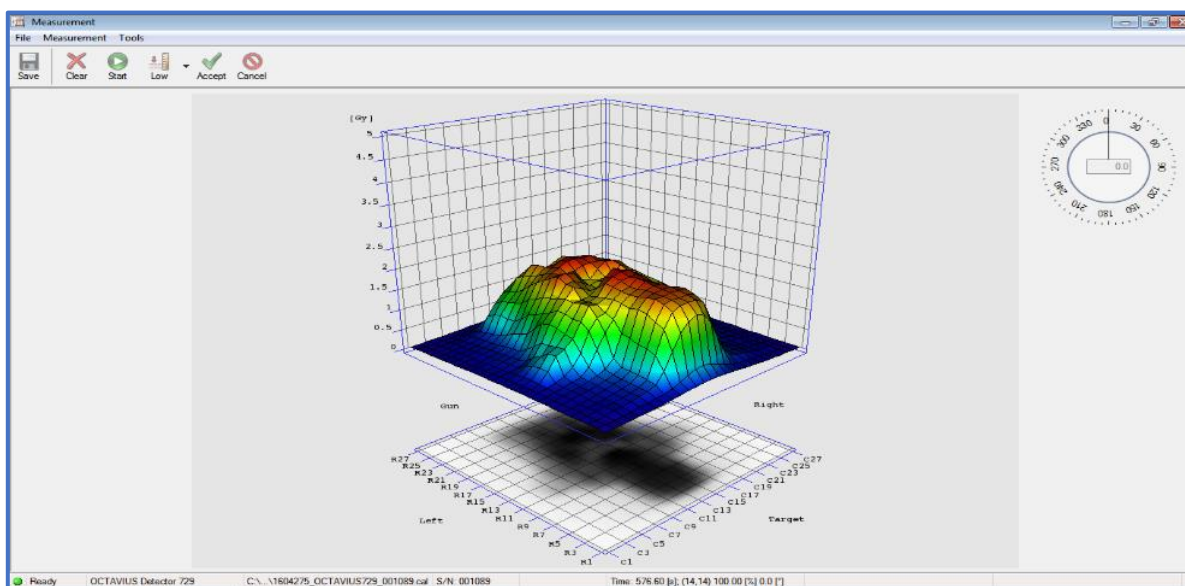


Figura 29. Ejemplo de distribución de dosis total de un plan de verificación cervicouterino del total de sus campos medidos.

Las matrices de los datos medidos por el Octavius 4D y los calculados en el sistema de planeación fueron cargados en el software y comparados mediante la herramienta de índice gamma. En la Figura 30 se muestra la vista principal de la comparación, donde se observan en la ventana (A) las distribuciones de dosis en 2D del plan de verificación que ha sido medido, y en la ventana inferior (B), las distribuciones del plan calculado en el sistema de planeación Eclipse. En la ventana (C) se muestra la comparación entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas en 2D, mientras que en una última ventana (D) se muestra esa comparación en 3D.

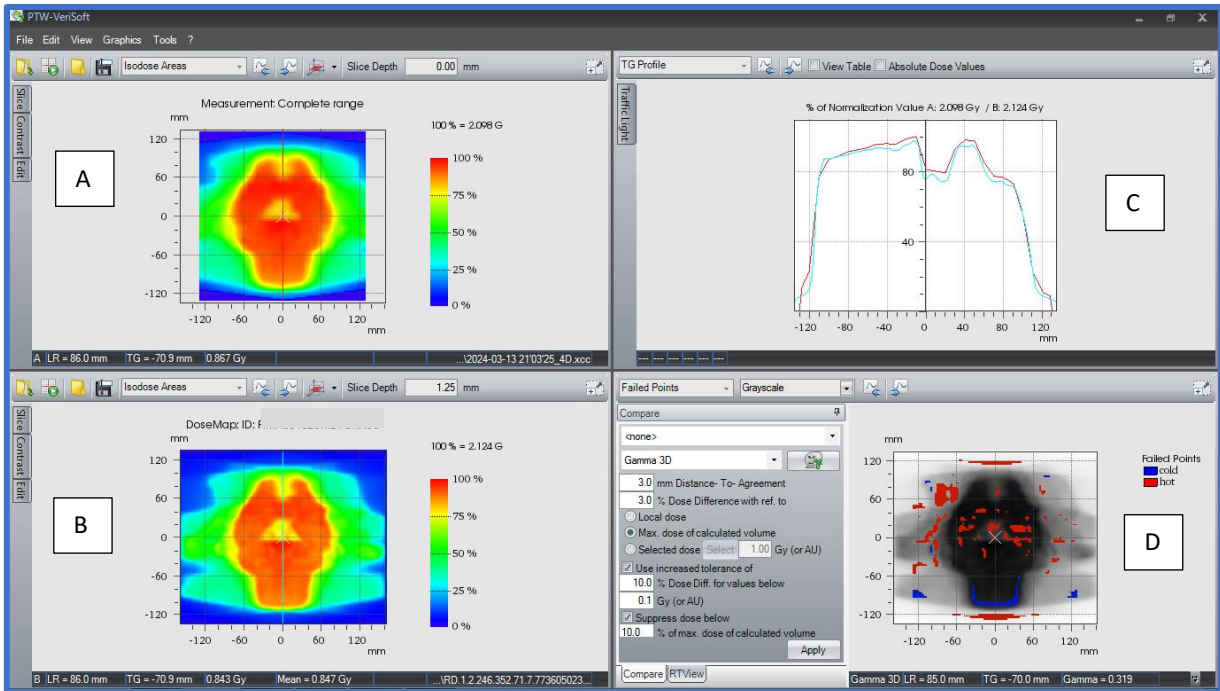


Figura 30. Vista de adquisición del software VeriSoft al realizar la comparación de un plan de cáncer cervicouterino.

Para comparar la correspondencia entre distribuciones de dosis medidas en un plano y las distribuciones de dosis que han sido calculadas por el sistema de planeación, se pueden utilizar técnicas que predicen las diferencias de acuerdo con los criterios de aceptación, como lo es la comparación de curvas de isodosis en un plano a una profundidad dada, la cual permite analizar cualitativamente la concordancia existente entre dos distribuciones de dosis.

4.3.3 Evaluación de los planes de verificación

Una vez medido cada plan de verificación, se realizó la comparación de las distribuciones obtenidas aplicando las restricciones del índice gamma 3mm/3%, analizando el porcentaje de voxeles que aprueba la restricción para cada caso.

Para el índice gamma, se pueden definir los parámetros de cálculo de distancia hasta el acuerdo en mm respecto a la desviación espacial, y el software comprobará la desviación espacial aceptada en todas las direcciones espaciales y el parámetro de porcentaje (%) de diferencia de dosis con referencia a la desviación porcentual de dosis aceptada (Figura 31).

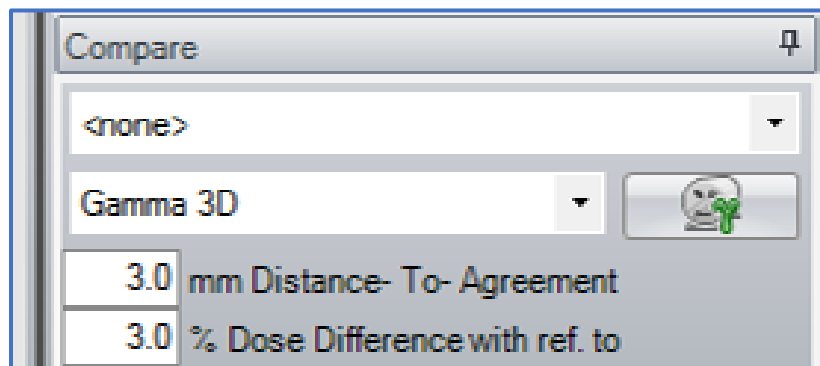


Figura 31. Parámetros de cálculo del sistema VeriSoft, restricciones del índice gamma.

El software VeriSoft permite calcular el índice gamma expresando la diferencia de dosis como porcentaje de la dosis local, o bien tomando como referencia el punto de dosis máxima. En este trabajo se utilizó el método de dosis máxima, como es recomendado por el reporte de la AAPM TG119 [47].

4.4 Sistema de medición con películas radiocrómicas EBT2 y maniquí RW3

Para la preparación y manipulación de las películas radiocrómicas se siguieron las recomendaciones del TG55 de la AAPM y del fabricante, respecto a las precauciones que deben tenerse en el manejo de las películas.

Debido a que fueron cortadas al tamaño requerido se debe considerar que el trauma mecánico por el corte produce una zona dañada de aproximadamente 8 mm, la cual se excluyó del análisis. Asimismo, el corte se realizó 48 horas antes de la irradiación y la lectura debido a las tensiones mecánicas. Se manipularon en condiciones normales de luz, no obstante, se almacenaron en un sobre opaco y se sacaron solo para la irradiación y la lectura, procurando que se expusieran a la luz el menor tiempo posible.

4.4.1 Calibración de películas radiocrómicas

Para la determinación de la curva sensitométrica o de calibración de las películas radiocrómicas se utilizó el maniquí de placas de agua sólida RW3, en el que se colocaron e irradiaron bajo las condiciones de referencia basadas en el protocolo TRS 398, mismas en las que se calibró el LINAC. Lo anterior, para asegurar una entrega de dosis de 1cGy/UM. Estas condiciones de referencia son:

- SSD: 100 cm
- Tamaño de campo: 10 x 10 cm²
- Ángulo de colimador: 0°
- Ángulo del gantry: 0°

Fueron colocados 5 cm de agua sólida por arriba y 10 cm por debajo de las películas, para asegurar condiciones de dispersión completas. La dosis absorbida entregada por el LINAC en el plano donde se posicionaron las películas fue medida con la cámara de ionización Semiflex.

Se cortó la película en rectángulos de 2x3 cm², se expusieron tres juegos de películas a fotones con energía de 6MV, manteniendo las condiciones de referencia, con incidencia del haz de forma perpendicular. Las muestras se colocaron a una profundidad de 5 cm en el maniquí de agua sólida, con una SSD de 100 cm (Figura 32).

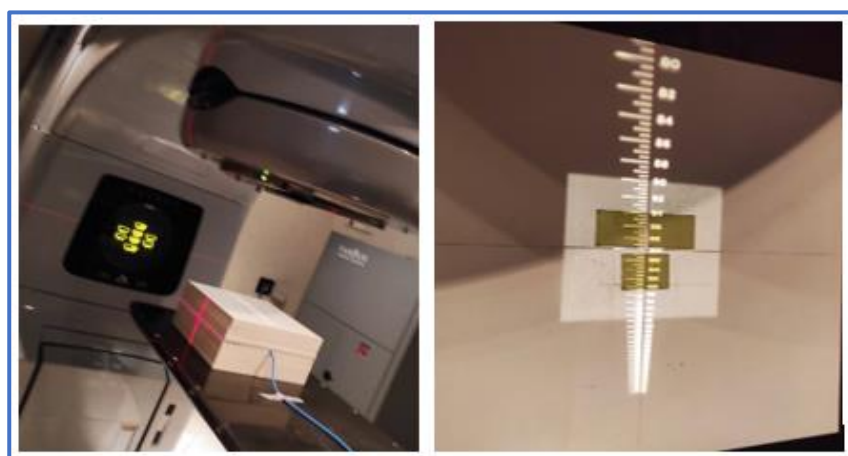


Figura 32. Irradiación de muestras de películas radiocrómicas utilizadas para la calibración.

Cada película fue marcada en una esquina, para poder identificarlas y conservar la orientación durante todo el proceso. Se utilizó un rango de dosis de 0 a 10 Gy, que cubre las dosis que se utilizan para tratamientos con IMRT. Se irradiaron tres películas para cada nivel de dosis, para tomar el promedio del valor píxel en el análisis posterior de las imágenes.

4.4.2 Lectura de las películas radiocrómicas EBT2

Para construir la curva de calibración, se digitalizaron las muestras de películas (Figura 33) utilizando un escáner de cama plana Epson 10000XL con una resolución espacial de 72 dpi y una profundidad de color de 48 bits. Las imágenes obtenidas se guardaron en formato TIFF y después fueron analizadas con el programa ImageJ versión 1.54.

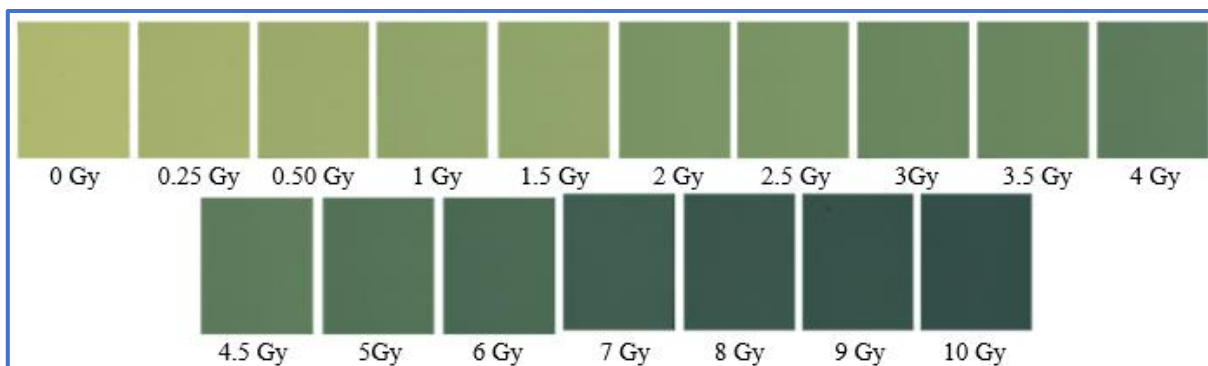


Figura 33. Películas de calibración irradiadas en un rango de dosis de 0 a 10Gy.

La región de interés (ROI, por sus siglas en inglés Region of Interest) fue de 1 x 1 cm², utilizando los valores del canal rojo, registrando el valor píxel y la desviación estándar.

4.4.3 Curvas de calibración

Los valores obtenidos se convirtieron a densidad óptica neta (DO_{neta}) utilizando la ecuación 12 antes mencionada:

$$DO_{neta} = DO - DO_0 = \log \frac{I_0}{I_e}$$

Donde I_0 , I_e representan el valor promedio de píxel medido en las regiones de interés en la película irradiada y no irradiada respectivamente.

Para construir la curva de calibración se graficó la DO_{neta} en función de las dosis y se obtuvo una ecuación de ajuste para la posterior determinación de la dosis absorbida a partir de la DO_{neta} medida. En la Figura 34 se muestra la curva de calibración de las películas radiocrómicas irradiadas con fotones de 6 MV.

La ecuación de ajuste fue:

$$Dosis(Gy) = 27.99(DO_{neta})^2 + 6.5403(DO_{neta}) + 0.1328 \quad \text{Ecuación 13}$$

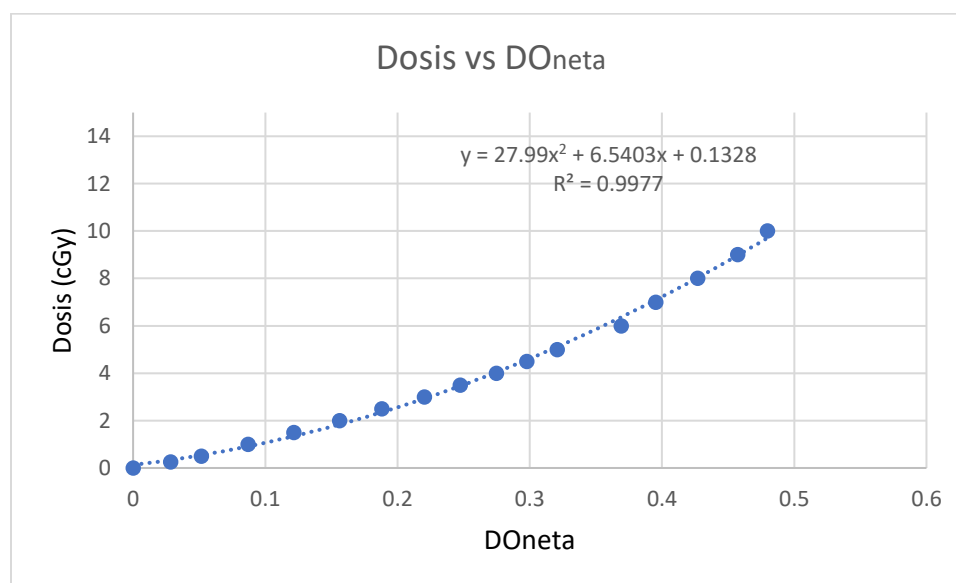


Figura 34. Curva de calibración de las películas radiocrómicas, representación de la dosis vs DO_{neta}

4.4.4 Creación y preparación del plan de verificación

Se realizó la obtención de imágenes del maniquí y la cámara, a través de la simulación utilizando el tomógrafo. Se obtuvo la tomografía del maniquí en el sistema de visualización del tomógrafo, para posteriormente exportarla al sistema de planeación Eclipse y preparar el plan de verificación.

Después de tener la CT del maniquí en el sistema, se creó un nuevo curso y un plan de verificación, seleccionando como conjunto de estructuras de verificación el plan con la plantilla de la tomografía tomada al maniquí y la cámara de ionización, dejando para cada campo su angulación a 0° (Figura 35).

Se irradiaron las películas de acuerdo con cada uno de los 20 planes que se exportaron utilizando la CT del maniquí. Posteriormente, se realizó la comparación de las distribuciones de dosis de los tratamientos calculados en el TPS, con aquellas medidas con las películas radiocrómicas. También, se compararon los resultados de las mediciones puntuales de dosis con cámara de ionización.

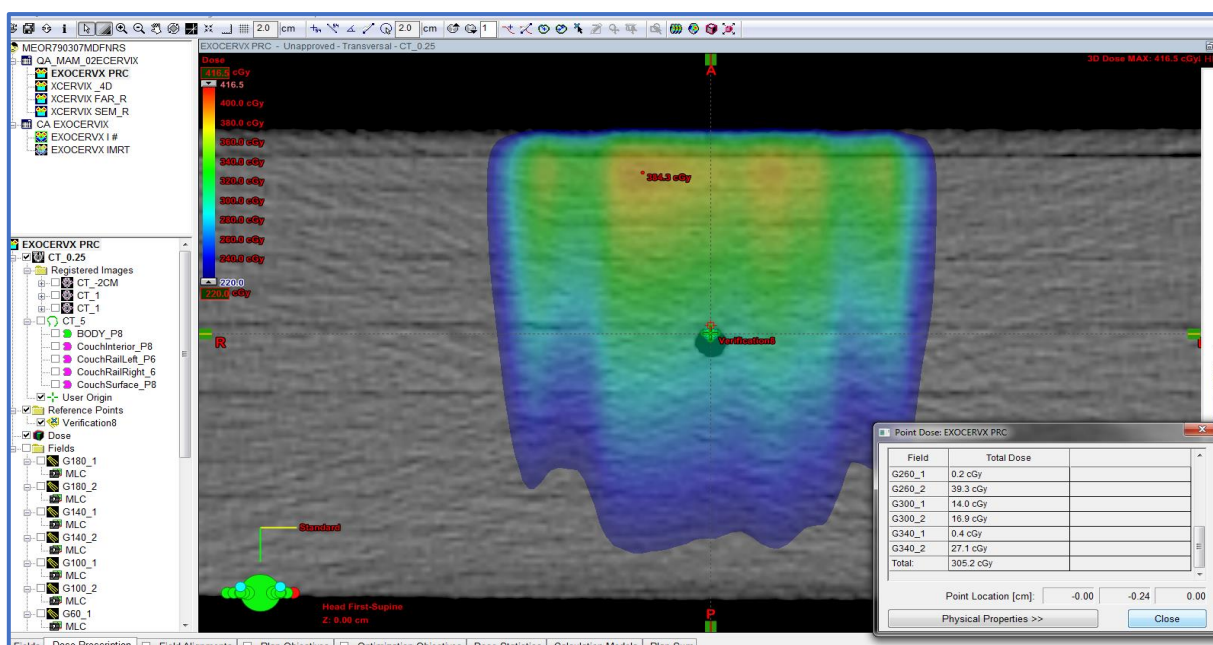


Figura 35. Plan de verificación con gantry en 0° , donde se observa la dosis por los campos colapsados.

4.4.5 Medición de los planes de verificación

Para obtener la distribución de dosis en las películas radiocrómicas, se realizó el análisis en el sistema VeriSoft. Primero se manejaron los archivos TIFF de las películas escaneadas con el módulo Filmcal, que se encuentra en la plataforma PTW Mephysto, integrando la información de la curva de calibración, convirtiéndolas en archivos nuevos de dosis para después exportarlas a VeriSoft (Figura 36).

Todas las películas de los planes medidos se compararon con su correspondiente plan obtenido por el TPS, para esto, se superpusieron los perfiles de dosis de las distribuciones: medida y calculada, para después hacer el análisis del índice gamma y encontrar el grado de coincidencia entre ambos planes.

Se estableció como criterio de cumplimiento de los planes para poder ser aprobados una tolerancia de 3 % para la diferencia en dosis y 3 mm para la distancia a la concordancia. El software permite obtener el índice gamma teniendo la diferencia de dosis como un porcentaje de la dosis local, o permite tomar como referencia el punto de dosis máxima. En este trabajo se utilizó el método de dosis máxima, recomendado por el AAPM TG119.

La región de interés de las películas analizadas se tomó del área de tratamiento, alineando la distribución de dosis calculada por el sistema de planeación del tratamiento con las obtenidas de cada película, considerando un umbral de dosis respecto de la dosis máxima al 10%, sin considerar para el cálculo del índice gamma los puntos de dosis que estaban debajo del umbral.

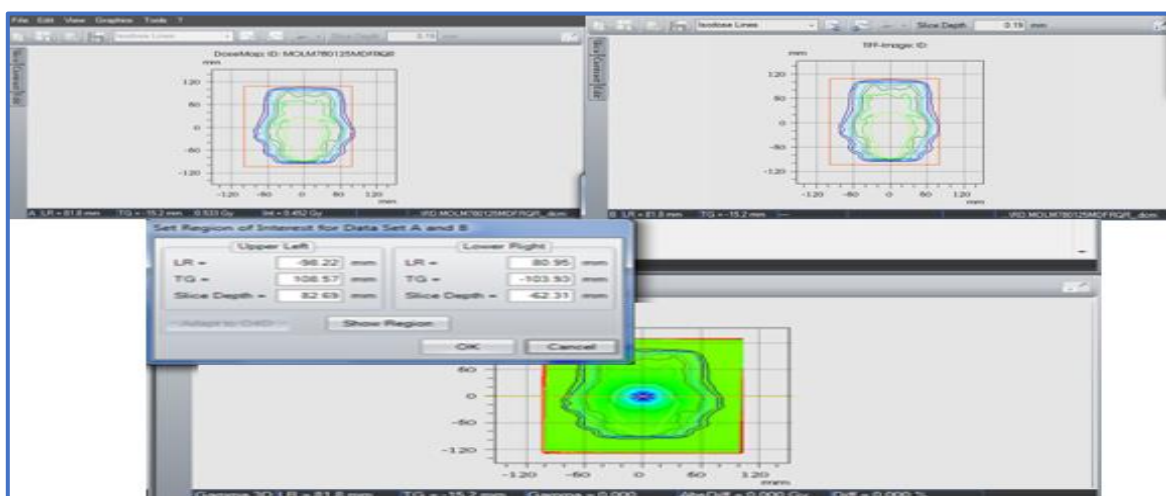


Figura 36. Determinación de la región de interés de la distribución medida y calculada de un plan de tratamiento ginecológico en el software VeriSoft.

5. Resultados y discusión

Se presentan los resultados del análisis de los 20 planes de tratamiento medidos y calculados, de acuerdo con cada sistema de medición estudiado.

5.1 Análisis de distribución de dosis con cámara de ionización tipo Farmer

Para esta prueba se analizó el porcentaje de desviación obtenido para los planes medidos con el arreglo de maniquí de agua sólida y cámara de ionización tipo Farmer, realizando una comparación de acuerdo con los valores del sistema de planificación del tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés).

La medición de dosis puntual consiste en evaluar pequeños volúmenes sobre el volumen de la cámara. Se pueden utilizar para verificar que un determinado ajuste de unidades monitor dé como resultado la dosis absoluta correcta.

La verificación de la dosis absoluta puede realizarse para el PTV o para OAR, dependiendo de la ubicación de la cámara en el maniquí para el control de calidad paciente específico. Los volúmenes de la cámara pueden variar y se debe tener en cuenta adecuadamente la corriente de fuga, además de que la cámara de ionización debe colocarse en una región de dosis uniforme. Con esto en mente, se evaluaron los resultados de la carga del plan medido, realizando la conversión a dosis utilizando el TRS-398, debiendo estar dentro del 3% de tolerancia.

La variación promedio obtenida entre la dosis medida y la dosis calculada para los planes de cáncer ginecológico es de 1.2%, donde el 100% de los planes cumplieron con la tolerancia menor al 3% como se puede observar en la Tabla 6.

Tabla 6. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Farmer de los planes para tratamiento de cáncer ginecológico.

Nº	Plan Medido Dosis (cGy)	Plan TPS Dosis (cGy)	Tolerancia (%)
Px 1	248.4	246.5	0.8
Px 2	256.0	253.2	1.1
Px 3	196.9	193.4	1.8
Px 4	212.1	208.3	1.8
Px 5	226.2	227.7	0.7
Px 6	213.2	208.7	2.1
Px 7	222.4	222.1	0.1
Px 8	208.0	212.3	2.1
Px 9	222.1	221.1	0.5
Px 10	177.1	180.9	2.1

Lo obtenido entre la dosis medida y la dosis calculada para los planes de cáncer cabeza y cuello es de 1.6 donde el 100% de los planes cumplieron con la tolerancia menor al 3% como se puede observar en la Tabla 7.

Tabla 7. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Farmer de los planes para tratamiento de cáncer cabeza y cuello.

N°	Plan Medido Dosis (cGy)	Plan TPS Dosis (cGy)	Tolerancia (%)
Px 1	222.5	226.6	1.8
Px 2	203.9	205.4	0.7
Px 3	194.4	189.9	2.3
Px 4	182.1	180.9	0.7
Px 5	206.9	208.1	0.6
Px 6	167.9	172.3	2.6
Px 7	188.4	184.1	2.3
Px 8	200.3	205.5	2.6
Px 9	178.4	183.2	2.7
Px 10	187.1	185.2	1.0

La cámara Farmer es de mayor volumen a la cámara Semiflex, por lo que se verá menos afectada por los gradientes que puedan existir en el plan de tratamiento, promediando estos gradientes y siendo menos sensible a errores de posicionamiento siempre que el volumen de la cámara haya sido identificado correctamente en el TPS.

Como se puede observar, el promedio en los porcentajes de tolerancia obtenidos para los tratamientos de cáncer cabeza y cuello presentan una mayor variación, lo cual se puede presentar por los cambios que presentan este tipo de planes en los gradientes y que a pesar de que se mide en una región donde el gradiente tenga menores cambios, por el volumen menor de estos PTV, aumenta la probabilidad de estar cercano a un cruce de dosis de diferentes gradientes.

5.2 Análisis de distribución de dosis con cámara de ionización tipo Semiflex

Para el análisis con cámara de ionización Semiflex se evalúa de la misma forma que el sistema anterior, variando únicamente el tipo de cámara utilizada. Se busca un área de medición en el plan de tratamiento con el menor cambio de gradiente, anotando la dosis del plan TPS para posteriormente compararlo con lo obtenido de los planes medidos. Las variaciones de acuerdo con la tolerancia fueron menores al 3% para los 20 planes evaluados.

La variación promedio obtenida entre la dosis medida y la dosis calculada para los planes de cáncer ginecológico es de 1.02%, donde el 100% de los planes cumplieron con la tolerancia menor al 3% como se puede observar en la Tabla 8.

Tabla 8. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Semiflex de los planes para tratamiento de cáncer ginecológico.

Nº	Plan Medido Dosis (cGy)	Plan TPS Dosis (cGy)	Tolerancia (%)
Px 1	248.5	246.1	0.96
Px 2	252.3	253.4	0.44
Px 3	194.8	192.8	1.04
Px 4	209.2	207.9	0.62
Px 5	225.1	226.7	0.71
Px 6	203.1	208.3	2.56
Px 7	222.9	221.6	0.60
Px 8	212.7	211.7	0.46
Px 9	220.3	221.3	0.46
Px 10	176.4	180.7	2.44

Lo obtenido entre la dosis medida y la dosis calculada para los planes de cáncer cabeza y cuello es de 1.31%, donde el 100% de los planes cumplieron con la tolerancia menor al 3% como se puede observar en la Tabla 9.

Tabla 9. Resultados obtenidos con la cámara de ionización tipo Semiflex de los planes para tratamiento de cáncer cabeza y cuello.

Nº	Plan Medido Dosis (cGy)	Plan TPS Dosis (cGy)	Tolerancia (%)
Px 1	226.5	225.6	0.41
Px 2	209.6	205.1	2.17
Px 3	194.9	189.3	2.85
Px 4	184.5	180.9	1.95
Px 5	191.3	185.9	2.82
Px 6	174.1	174	0.07
Px 7	188.6	183.4	2.74
Px 8	201.0	205.5	2.23
Px 9	184.4	183.4	0.56
Px 10	185.9	184.8	0.61

Específicamente, el problema potencial con las cámaras de pequeño volumen es que en la medida en que haya gradientes de dosis cerca de la cámara, pequeños errores de posicionamiento causarán grandes diferencias aparentes en las dosis medidas en relación con la dosis del TPS. Como es posible observar, la variación encontrada en los pacientes evaluados de cabeza y cuello fue mayor, por los cambios de gradientes en este tipo de volúmenes más pequeños y que requieren una modulación mayor de las MLC, en comparación a los planes ginecológicos.

5.3 Análisis de distribución de dosis con sistema Octavius 4D

Para esta prueba se analizó el porcentaje de aprobación del índice gamma, calculado por el sistema VeriSoft, para la restricción de 3mm/3% con referencia a la dosis máxima que se calculó en el volumen en 3D para los pacientes de cáncer ginecológico a los que se pudo realizar el plan con el uso de la matriz 729 (Tabla 10). Los pacientes 4, 8, 9, 10 de cáncer ginecológico, no fueron medidos debido a las dimensiones en su campo máximo que exceden los 27x27 cm² del detector.

Tabla 10. Porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción 3%/3mm de los planes de tratamiento de cáncer ginecológico, medidos con Octavius 4D.

Nº	Índice gamma
Px 1	96.1%
Px 2	96.9%
Px 3	96.4%
Px 4	Sin medición
Px 5	96.5%
Px 6	96.3%
Px 7	96.1%
Px 8	Sin medición
Px 9	Sin medición
Px 10	Sin medición

Con los planes de tratamiento para cáncer de cabeza y cuello, donde permanece la dependencia angular en el plan completo, se analizó el criterio de restricción de 3% en la diferencia de dosis y 3mm de distancia a la concordancia para el índice gamma y como criterio de aprobación se consideró el cumplimiento de al menos 96% de los voxeles evaluados (Tabla 11).

Tabla 11. Porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción 3%/3m de los planes de tratamiento de cáncer de cabeza y cuello, medidos con Octavius 4D.

N°	Índice gamma
Px 1	96.4%
Px 2	96.7%
Px 3	97%
Px 4	96.4%
Px 5	97.1%
Px 6	96.3%
Px 7	96.4%
Px 8	97%
Px 9	96.3%
Px 10	96.2%

5.4 Análisis de distribución de dosis con película radiocrómica EBT2

En la Tabla 12 se muestran los resultados obtenidos del análisis gamma de los 10 pacientes de cáncer ginecológico con película radiocrómica, evaluados utilizando el criterio de restricción de 3% en la diferencia de dosis y 3 mm de distancia en concordancia, con los campos de cada plan en angulación de 0°.

Tabla 12. Resultados del análisis del índice gamma, porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción de acuerdo con 3%/3mm de los planes de tratamiento de cáncer ginecológico, medidos con película radiocrómica EBT2.

N°	Índice gamma
Px 1	97.3%
Px 2	96.4%
Px 3	96.8%
Px 4	96.7%
Px 5	97.4%
Px 6	98.3%
Px 7	96.1%
Px 8	97.6%
Px 9	97.3%
Px 10	96.7%

Para los planes de tratamiento de cáncer de cabeza y cuello, donde permanece la angulación a 0° para todos los campos de cada plan, se analizó el criterio de restricción de 3% en la diferencia de dosis y 3mm de distancia en concordancia para el índice gamma y como criterio de aprobación de al menos 96% de los voxeles evaluados (Tabla 13).

Tabla 13. Resultados del análisis del índice gamma, porcentaje de voxeles que cumplen con la restricción de acuerdo con 3%/3mm de los planes de tratamiento de cáncer de cabeza y cuello, medidos con película radiocrómica EBT2.

N°	Índice gamma
Px 1	96.4%
Px 2	96.7%
Px 3	97%
Px 4	96.4%
Px 5	97.1%
Px 6	96.3%
Px 7	96.4%
Px 8	97%
Px 9	96.3%
Px 10	96.2%

6. Conclusiones y trabajo futuro

La medición de dosis puntuales con cámaras de ionización tiene la ventaja de poder usarse para verificar la precisión de los cálculos de unidades monitor realizados por el TPS, porque estas miden la dosis absoluta en lugar de solo la dosis relativa. La limitación es que las cámaras de ionización Semiflex y Farmer miden la dosis en un solo punto (una pequeña región de volumen promedio) y, si esta dosis medida se compara con el plan de tratamiento, no proporciona suficiente información para validar la precisión general del plan, por lo que lo ideal sería realizar la medición en diferentes puntos del plan.

Las mediciones de la dosis total en un punto con cámara de ionización muestran un margen de diferencia de dosis aceptable entre los registros de la cámara y los datos del sistema de planeación, por lo cual el uso de las cámaras de ionización tipo Farmer y Semiflex es confiable para este propósito.

El análisis gamma realizado con el sistema Octavius 4D da como resultado que los 16 planes que pudieron ser analizados cumplen con la condición de un índice γ para al menos un 96% de los puntos evaluados, con el criterio de 3%/3mm. Sin embargo, existe la limitante para los cuatro planes de tratamiento restantes que no fueron evaluados con este método, debido a que las dimensiones de PTV en ellos exceden los 27x27 cm², que es la restricción del tamaño del área sensible de la matriz de detectores.

El análisis gamma realizado con la utilización de las películas radiocrómicas mostró que el 100% de los planes evaluados cumplen con la restricción de un γ mayor al 96% para el criterio de 3%/3 mm. Siendo así el uso de películas radiocrómicas una opción viable para el análisis de distribuciones de dosis en tratamientos de IMRT. Esto, siguiendo cuidadosamente las recomendaciones para su manejo y considerando que requieren un mayor tiempo para la obtención de los resultados desde el corte de las películas hasta su posterior análisis. Por último, aunque son bastante precisas, su característica de ser un dosímetro relativo implica que su calibración deba realizarse correctamente para obtener resultados confiables.

Con este trabajo se asientan las bases para el uso correcto de los cuatro sistemas propuestos para el Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca, determinando de esta manera y de acuerdo con los requerimientos o limitantes de cada plan, el uso del sistema que mejor se adapte para realizar la verificación previa a los tratamientos, realizados con la técnica IMRT.

7. Referencias

1. Gibbons, J. (ed.) (2020) *Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology*. Sexta edición. Nueva Orleans, Louisiana.
2. Torres, C. (2018) *Control de calidad para IMRT y VMAT utilizando el fantoma OCTAVIUS 4D con un arreglo de detectores 729 PTW*. Tesis de Maestría. Ciudad de México, Instituto Politécnico Nacional.
3. AAPM. (1994) *Comprehensive QA for Radiation Oncology*. Volumen 21. Estados Unidos de América.
4. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. (2011) *Dosimetry tools and techniques for IMRT*. Med Phys. 1313-38.
5. Cheung, K. (2006) *Intensity modulated radiotherapy: advantages, limitations and future developments*.
6. Meyer, J. (ed.) (2007). *IMRT, IGRT, SBRT – Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy*. Volumen 40. San Francisco, California.
7. AAPM. (2018) *Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218*. Estados Unidos de América.
8. Agazaryan, N. (2003). *Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy*. Journal of Applied Clinical Medical Physics. Volume 14. pp.40-50.

9. IAEA TECDOC 1588. International Atomic Energy Agency: *Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy*, IAEA TECDOC-1588 [Internet]. 2024;(Junio)
10. Low, D. Moran, J. et al. (2011). *Dosimetry tools and techniques for IMRT*. AAPM. Volume 38, pp. 1313-1338
11. McKenzie. et al. (2014). *Toward optimizing patient-specific IMRT QA techniques in the accurate detection of dosimetrically acceptable and unacceptable patient plans*. Medical Physics. Volume 41.
12. Naizzir Olave, O. E. (2014). *Caracterización y Comisionamiento de un Sistema de Imágenes Portales para Verificación Pre-tratamiento en Radioterapia de Intensidad Modulada* (Tesis de Maestría). Universidad Nacional de Colombia.
13. Tzec Quiñones, I. U. (2017). *Control de calidad en tratamientos de IMRT con película radiocrómica Gafchromic EBT3* (Tesis de Maestría). Universidad Autónoma del Estado de México.
14. Devic, S. et al. (2010). *Radiochromic film is superior to ion chamber arrays for IMRT quality assurance*. Medical Physics. Volume 37. pp. 959-961
15. Torres Lavanderos, C. A. (2018). *Control de calidad para IMRT y VMAT utilizando el fantoma OCTAVIUS 4D con un arreglo de detectores 729 PTW*. Instituto Politécnico Nacional.

16. Organización Panamericana de la Salud (OPS). *Cancer: [Cáncer - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud \(paho.org\)](#)*. Consultado 28 de febrero del 2024.

17. GLOBOCAN. (2020). *Global Cancer Observatory: Cancer Today*. (GLOBOCAN, Editor) Obtenido de Ferlay J., Ervik M., Lam F.: <https://gco.iarc.who.int/media/globocan/factsheets/populations/484-mexico-factsheet.pdf>

18. Cárcamo, M. (2018). *Epidemiología y Generalidades del Tumor de Cabeza y Cuello*. Revista Clínica Las Conde, 388-396.

19. International Agency for Research on Cancer (IARC). (2024). *Global cancer observatory: Causes of cancer*. GLOBOCAN. <https://gco.iarc.who.int/en/causes>. Consultado el 20 de junio de 2024.

20. International Agency for Research on Cancer (IARC). (2024). *Global cancer observatory: Cancer tomorrow - head and neck cancer isotype table*. GLOBOCAN. https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/isotype?populations=484&single_unit=50&cancers=3&years=2040. Consultado el 24 de junio del 2024.

21. International Federation of Gynecology and Obstetrics (FIGO). (2021). *FIGO cancer report 2021*. FIGO. <https://www.figo.org/figo-cancer-report-2021>. Consultado el 26 de junio de 2024.

22. World Health Organization (WHO). (2024). *Cervical cancer fact sheet*. Organización Mundial de la Salud. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cervical-cancer>. Consultado el 20 de junio de 2024.
23. Bhatla, N. et al. (2021). *Cancer of the cervix uteri: 2021 update*. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, 155, 28-44. <https://doi.org/10.1002/ijgo.13865>
24. International Agency for Research on Cancer (IARC). (2024). *Global cancer observatory: Cancer tomorrow - gynaecological cancer isotype table*. GLOBOCAN. https://gco.iarc.who.int/tomorrow/en/dataviz/isotype?populations=484&single_unit=500&cancers=23&years=2040. Consultado el 26 de junio del 2024.
25. American Cancer Society (ACS). (2024). *Tipos de tratamiento*. [Tipos de tratamiento](#). Consultado 06 de julio del 2024.
26. American Cancer Society (ACS). (2024). *Como se usa la cirugía de cáncer*. [Cirugía del cáncer](#). Consultado 12 de julio del 2024.
27. Guillen Ponce, C., Molina Garrido, M. J. (2023). *Qué es, cómo funciona y tipos de quimioterapia*. Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM). seom.org.
28. Zelefsky, M. et al., (2020) *Clinical experience with Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) in prostate cancer*. *Radioterapy and Oncology*, Volume 55, Issue 3, pp. 241-249.

29. Mohan, R., et al. (2000) *Radiobiological considerations in the design of fractionation strategies for intensity-modulated radiation therapy of head and neck cancers*. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 46(3):619-630.
30. GLOBOCAN. (2020). *Global Cancer Observatory: Cancer Today*. (GLOBOCAN, Editor) Obtenido de Ferlay J., Ervik M., Lam F.: <https://gco.iarc.who.int/media/globocan/factsheets/populations/484-mexico-factsheet.pdf>
31. Organización Mundial de la Salud (OMS). (1988) *Quality Assurance in Radiotherapy*,
32. Fundamentos de Física Medica, Vol. 3: *Radioterapia Externa I. Bases físicas, equipos determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. Sociedad Española de Física Medica. Madrid, España.
33. T. LoSasso., et al. *Physical and dosimetric aspects of multileaf collimation system used in the Dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy*. Med Phys. Octubre 1998, 25 (10): 1919-1927.
34. E.B. Podgorsak. (2005) *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
35. Manríquez Lira, Víctor. (2013) *Protocolo de control de calidad en IMRT*. Tesis de Maestría. Ciudad de México.

36. Attix, F. H. (2004). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. (2nd ed.). Wiley-Interscience.
37. IAEA (2005) *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un código de practica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua*. Viena: Colección de informes técnicos No. 398.
38. IAEA International Atomic Energy Agency. *Absorbed dose determination in photon and electron beams, Technical Report 277*. IAEA, Vienna (1990).
39. Das, Saikat. et al. (2022). *Gamma Index Analysis as a Patient-Specific Quality Assurance Tool for High-Precision Radiotherapy*. Cureus.
40. Steers JM, Fraass BA. *IMRT QA and gamma comparisons: the impact of detector geometry, spatial sampling, and delivery technique on gamma comparison sensitivity*. Med Phys. 2021;48(9):5367-5381.
41. Ezzell G.A., et al. *Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee*. Med Phys. 2003; 30(8); 2089-2115.
42. Fraser, D. (2009). *Characterization of cylindrical ionization chambers for patient specific IMRT QA*. Journal of Applied Clinical Medical Physics. Volume 10. pp.241-251.

43. Manual del usuario OCTAVIUS 4D PTW. *OCTAVIUS Unidad de rotación T40056 hasta el N° de serie 199, OCTAVIUS Unidad del control T40058, Inclinómetro T43035.*
44. Ju, S. G., et al. *Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: dosimetric evaluation.* Med. Phys. 351-355, 2002.
45. Depuydt, T., et al. *A quantitative evaluation of IMRT dose distribution: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation,* 2002.
46. Butson, M. J., et al. *Dose and absorption spectra response of EBT2 Gafchromic film to high energy x-rays.* Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 2009. P. 196-203
47. Ezzell G. A., et al. *IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119.* Med Phys. 2009; 36: 5359-73.