

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS:

**“VALIDACIÓN EN LA TÉCNICA DE ARCO VOLUMÉTRICO DEL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MÓNACO”**

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN
CIENCIAS CON MENCIÓN EN FÍSICA MÉDICA

ELABORADO POR:

FÁTIMA GUILLERMINA SALAZAR MONTAÑEZ

ASESOR:

Dr. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVALETA

LIMA – PERÚ

2021

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi madre, padre y hermanos por su apoyo incondicional, aliento e impulso para lograr mis objetivos personales y profesionales.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Universidad Nacional de Ingeniería, por brindarme los estudios y asesoría para la culminación del presente trabajo.

Agradezco al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, en especial al Departamento de Radioterapia por facilitar mi investigación de las aplicaciones de la física a la medicina.

A mi profesor y asesor de tesis, Dr. Modesto Montoya Zavaleta, por sus valiosas sugerencias que permitieron la realización del presente trabajo.

A mis colegas Pedro, Fernando, Carlos, Eduardo y John, por su apoyo, guía y consejos que han contribuido directa e indirectamente a la culminación del presente trabajo

ÍNDICE DE CONTENIDO

	Página
PORTADA	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
ÍNDICE DE CONTENIDO	iv
ÍNDICE DE FIGURAS	viii
ÍNDICE DE TABLAS	x
RESUMEN	xii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	6
FUNDAMENTO TEÓRICO	6
1.1 Sistema de planificación con algoritmo Monte Carlo	6
1.1.1. Sistema de planificación Mónaco	6
1.1.2. Modelo de Fluencia de Energía Virtual	7
1.2. Validación del sistema de planificación en técnicas IMRT y VMAT	8
1.2.1. Incertidumbres en la planificación de VMAT	9
1.2.2. Análisis Gamma	10
1.2.3. Límites de tolerancia y acciones a tomar	12
1.2.4. Medición de Control de Calidad de Paciente Específico	13
1.3. Prueba y análisis de resultados del Protocolo TG-119	14
1.3.1. Análisis de dosis acumulativa de tratamiento completo en VMAT	15
1.3.2. Límites de confianza y niveles de acción	16
1.4. Pruebas de validación del protocolo TG-244	17
1.4.1. Prueba de verificación de PDD de campo pequeño	17
1.4.2. Prueba de verificación de factores de campo pequeño definidos con MLC	18
1.4.3. Prueba del TG-119	18
1.4.4. Pruebas clínicas	18
1.4.5. Prueba de performance (prueba de extremo a extremo)	19
1.5. Otros protocolos de medición	19
1.5.1. Pruebas de medición del factor de campo en equipos Gamma Knife	19
1.6. Validación del sistema de planificación Mónaco	20

1.6.1.	Medición de verificación de distribución de dosis y dosis absoluta de campos angostos en el sistema de planificación	20
1.6.2.	Prueba de verificación de distribución de dosis en campos angostos	20
1.6.3.	Prueba de verificación de dosis absolutas en campos angostos	21
1.6.4.	Prueba de simulación de tratamientos del TG-119	21
1.6.5.	Prueba de performance	22
CAPÍTULO II		23
METODOLOGÍA		23
2.1.	Generalidades	23
2.2.	Equipos de dosimetría y software	23
2.2.1.	Dosímetro tipo matriz de cámaras de ionización (Detector 729)	23
2.2.2.	Dosímetro tipo cámara de ionización Farmer	24
2.2.3.	Fantoma Octavius 4D para verificación de dosimetría IMRT y VMAT	24
2.2.4.	Fantoma Homogéneo	25
2.2.5.	Fantoma heterogéneo de torax	25
2.2.6.	Sistema de Planificación Mónaco	26
2.2.7.	Sistema de planificación de tratamientos Xio	27
2.2.8.	Sistema para análisis gamma Verisoft	27
2.3.	Pruebas al sistema de dosimetría Octavius 4D	28
2.3.1.	Prueba de repetibilidad del Octavius 4D	28
2.3.2.	Prueba de linealidad del Octavius 4D	28
2.3.3.	Prueba de respuesta del Octavius 4D a la variación de tasa de dosis	29
2.4.	Procedimiento y medidas para validación de la técnica VMAT del sistema de planificación Monaco	29
2.4.1.	Prueba de verificación de la distribución con geometría de dosis cilíndricas para entrega de dosis con campos angostos	29
2.4.2.	Prueba de verificación de medición de dosis con cámaras de ionización en geometrías de dosis cilíndricas	31
2.4.3.	Pruebas de simulación de tratamientos del TG119	33
2.4.3.1.	Caso prueba de simulación de PTV en cabeza y cuello con VMAT	33
2.4.3.2.	Caso prueba de PTV en forma de C con VMAT	34
2.4.4.	Simulación de tratamientos con fantoma de tórax	35
2.4.4.1.	Simulación de tratamiento en un fantoma de tórax con PTV en zona con equivalencia a agua	36

2.4.4.2.	Simulación de tratamientos con fantoma de tórax con PTV en zona rodeada de heterogeneidades de pulmón y hueso	38
2.5.	Mediciones y análisis Gamma	40
2.5.1.	Análisis gamma de las distribuciones de dosis	41
2.5.2.	Medición de dosis con cámara de ionización en condiciones de no referencia	41
2.5.2.1.	Consideraciones generales sobre medida e incertidumbre de una magnitud	42
A.	Incertidumbre tipo A	42
B.	Incertidumbre de tipo B	43
C.	Incertidumbre combinada de mediciones indirectas	43
D.	Incertidumbre combinada y expandida	43
2.5.2.2.	Incertidumbre asociada a la medición de dosis absoluta	44
A.	Incertidumbre del factor de corrección de presión y temperatura	44
B.	Incertidumbre del factor de calibración N_{DW}	45
C.	Incertidumbre del factor de calibración k_{pol} , k_s y k_q , q_0	45
D.	Incertidumbre de la medida de carga eléctrica MQ	46
E.	Incertidumbre de la dosis absoluta	46
CAPÍTULO III		47
ANÁLISIS DE RESULTADOS		47
3.1.	Resultados de las pruebas de dosimetría al Octavius 4D	47
3.1.1.	Prueba de repetibilidad de Octavius 4D	47
3.1.2.	Prueba de linealidad del Octavius 4D	47
3.1.3.	Prueba de respuesta del Octavius 4D a la variación de tasa de dosis	48
3.2.	Resultados de las pruebas de validación de la técnica VMAT	48
3.2.1.	Resultado de la medición de la distribución con geometrías de dosis cilíndricas para entrega de dosis con campos angostos	49
3.2.2.	Prueba de verificación de medición de dosis con cámaras de ionización en geometrías de dosis cilíndricas	51
3.2.3.	Pruebas de simulación de tratamientos	52
3.2.3.1.	Caso prueba de simulación de PTV en cabeza y cuello con VMAT	52
3.2.3.2.	Caso prueba de PTV en forma de C con VMAT	55
3.3.	Simulación de tratamiento con fantoma de torax	56
3.3.1.	Simulación de tratamiento en fantoma de torax con PTV en zona con equivalencia a agua	56

3.3.2. Simulación de tratamientos con fantoma de tórax en zona rodeada de heterogeneidades de pulmón y hueso	59
CAPÍTULO IV	62
CONCLUSIONES	62
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64
ANEXO I	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Nro.	Descripción	Página
FIGURA 1:	Las imágenes muestran las diferencias clave en un campo de tratamiento entre las diferentes técnicas de tratamiento (a) radioterapia convencional, (b) radioterapia conformacional (RTC-3D) e (c) IMRT.	2
FIGURA 2:	Modelo de fluencia de Energía Virtual.	8
FIGURA 3:	Dosímetro de matriz de detector 729 de la marca PTW.	23
FIGURA 4:	Maniquí Octavius 4D con detector 729.	24
FIGURA 5:	Fantoma Homogeneo de RW3.	25
FIGURA 6:	Fantoma heterogéneo de tórax Cirs con diferentes densidades electrónicas e insertos de cámaras de ionización.	26
FIGURA 7:	Vista de reconstrucción tomográfica 3D del fantoma Octavius 4D y opción para forzar la densidad electrónica del SPT Monaco.	30
FIGURA 8:	Imagen de reconstrucción 3D de PTVs cilíndricos de área transversal de 2 cm y 3 cm en el fantoma Octavius 4D.	31
FIGURA 9:	Imagen de reconstrucción 3D de PTV cilíndricos reconstruida de la imagen tomográfica del fantoma homogéneo A. PTV de 2 cm, B. PTV de 4 cm y C. PTV de 6 cm con contorno de cámara de ionización en el isocentro.	32
FIGURA 10:	Diferentes vistas de la estructura de PTV en cabeza y cuello con la estructura PTV, medula ganglios y glándulas parótida en el fantoma Octavius 4D.	33
FIGURA 11:	Vista del caso prueba de PTV en forma de C con las estructuras de PTV y médula dibujadas en la TC del Octavius 4D.	34
FIGURA 12:	Vista transversal del fantoma Octavius 4D con las estructuras de la prueba de PTV en forma de C.	35
FIGURA 13:	Fantoma antropomórfico de tórax que se utilizó para mediciones con cámara de ionización.	36

FIGURA 14:	Imagen de TC y reconstrucción del fantoma antropomórfico de tórax con contorno de PTV cilíndrico de diámetro mayor y posiciones de cámara de ionización.	37
FIGURA 15:	Imagen de reconstrucción 3D de los contornos de la planificación de PTV cilíndrico de diámetro menor y cámaras de ionización.	38
FIGURA 16:	Imagen transversal de la planificación con PTV en pulmón donde se observa la posición de las cámaras de ionización.	39
FIGURA 17:	Imagen de reconstrucción de contornos en 3D con PTV en médula, se observan la posición de las cámaras de ionización.	40
FIGURA 18:	Imagen de comparación de dosis en el plano sagital del fantoma Octavius 4D en un análisis gamma 2D con 2 % / 2 mm.	49
FIGURA 19:	Imagen de comparación de dosis en el plano transversal del fantoma Octavius 4D en un análisis gamma 2D con 2 % / 2 mm.	50
FIGURA 20:	Imagen de comparación de dosis en el plano coronal del fantoma Octavius 4D en un análisis gamma 2D con 2 % / 2 mm.	50
FIGURA 21:	Imagen de isodosis en el plano que coincide con la simulación de parótida de la planificación de PTV en cabeza y cuello.	53
FIGURA 22:	Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de un cilindro grande en una zona de tejido equivalente a agua.	57
FIGURA 23:	Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de un cilindro pequeño en una zona de tejido con equivalente a agua.	58
FIGURA 24:	Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de la planificación con PTV de pulmón.	59
FIGURA 25:	Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de la planificación con PTV de médula.	60

ÍNDICE DE TABLAS

Nro.	Descripción	Página
TABLA 1:	Factores de campo típicos de un equipo gamma knife modelo C.	19
TABLA 2:	Se establecen los instrumentos a utilizarse y los criterios de tolerancia en diferentes regiones de cálculo.	41
TABLA 3:	Valores de referencia de calibración absoluta del acelerador línea Infinity.	42
TABLA 4:	Medida e incertidumbre de k_{pol} , k_s y k_q , q_0 .	46
TABLA 5:	Resultados de análisis gamma de un campo de 10 cm x 10 cm medido varias veces con el Octavius 4D para la prueba de repetibilidad.	47
TABLA 6:	Resultado de análisis gamma 2D de mediciones con diferentes dosis medidas con el Octavius 4D para la prueba de linealidad.	48
TABLA 7:	Resultado de análisis gamma 2D de mediciones con variación de tasa de dosis con el fantoma Octavius 4D.	48
TABLA 8:	Resultado de análisis gamma 3D de distribuciones de dosis cilíndricas calculadas por el SPT Mónaco y medidas el fantoma Octavius 4D.	49
TABLA 9:	Resultado de la medición de dosis absorbida con cámara de ionización en geometrías de dosis cilíndricas.	51
TABLA 10:	Resultado de cálculo de incertidumbre en las pruebas de medición de dosis con cámara de ionización en geometrías cilíndricas.	52
TABLA 11:	Objetivo y resultado en las planificaciones de la simulación de cabeza y cuello en el SPT Mónaco usando la opción Tight.	52
TABLA 12:	Objetivo y resultado en las planificaciones de la simulación de cabeza y cuello en el SPT Mónaco usando la opción Narrow.	53
TABLA 13:	Objetivo y resultado en las planificaciones de la simulación de cabeza y cuello en el SPT Monaco usando la opción Normal.	54

TABLA 14:	Resultado de análisis gamma para la simulación de cabeza y cuello.	54
TABLA 15:	Objetivo y resultado en las planificaciones de PTV en forma de C en el SPT Mónaco usando la opción Tight.	55
TABLA 16:	Objetivo y resultado en las planificaciones de PTV en forma de C en el SPT Mónaco usando la opción Narrow.	55
TABLA 17:	Objetivo y resultado en las planificaciones de PTV en forma de C en el SPT Mónaco usando la opción Normal.	55
TABLA 18:	Resultado de análisis gamma para PTV en forma de C.	56
TABLA 19:	Resultado de medición de dosis absorbida de un cilindro de diámetro grande en una zona de tejido con equivalencia a agua.	57
TABLA 20:	Resultado de cálculo de incertidumbre en las pruebas de medición de dosis absoluta en cilindro grande en una zona de tejido con equivalente a agua.	57
TABLA 21:	Resultado de medición de dosis absorbida de un cilindro de diámetro grande en una zona de tejido con equivalencia a agua.	58
TABLA 22:	Resultado de cálculo de incertidumbre en las pruebas de medición de dosis absoluta en cilindro grande en una zona de tejido con equivalente a agua.	59
TABLA 23:	Resultado de medición de dosis absorbida con cámara de ionización en PTV de pulmón.	60
TABLA 24:	Resultado de medición de dosis absorbida con cámara de ionización en PTV médula.	61

RESUMEN

En el presente trabajo se realizó la implementación de procedimientos de validación de cálculos del SPT Mónaco para la técnica VMAT con el objetivo de verificar los cálculos de distribuciones de dosis absorbida. La implementación de las pruebas, medición y análisis se basaron en las recomendaciones del TG-119 y TG-244 de la AAPM y el Tecdoc 1583 del OIEA, las cuales se adaptaron para establecer una metodología de validación utilizando el equipamiento que se dispone en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas y de acuerdo a los estándares internacionales para su realización y evaluación. Para la validación se utilizó el sistema de medición de dosis Octavius 4D, cámara de ionización, fantoma homogéneo y fantoma de pulmón con densidades electrónicas equivalente de tejido blando, hueso y pulmón. Se analizó el sistema de medición Octavius 4D mediante “análisis gamma 2D”, con 1 % / 1 mm resultados de una concordancia de 100% en la prueba de repetibilidad, mayor a 99.6 % en la prueba de linealidad y mayor a 98 % en la prueba de variación de tasa de dosis. Para la validación de la técnica VMAT se ha simulado y medido distribuciones de dosis cilíndricas de 2 cm y 3 cm de diámetro en el fantoma Octavius 4D resultando del “análisis gamma 3D” con 1 % / 1 mm de 96.6 % y 94.7 % respectivamente, además en mediciones de dosis absoluta con cámara de ionización en el eje de distribuciones de dosis cilíndricas de 2 cm, 4 cm y 6 cm de diámetro resultados de diferencias de dosis entre el calculado y medido de -1.41 %, -1.63 % y -0.82 % respectivamente. También se analizó los casos prueba recomendados por el TG-119 y TG-244 simulados y medidos en el fantoma Octavius 4D verificándose en el “análisis gamma 3D” con 3 % / 3 mm entre el medido y calculado en el caso prueba de cabeza y cuello mayor a 94.1 % y en la forma C mayor al 91.7 % en las diferentes opciones de cálculo del SPT Mónaco (Tight, Narrow y Normal), además se ha realizado mediciones de dosis absoluta en el fantoma de tórax en inhomogeneidades de pulmón, tejido blando y hueso, con diferencia de dosis entre el medido y calculado no mayores a 1 % en el PTV, y en OAR con presencia de zonas con gradiente de alta dosis o en zona de bajas dosis valores de hasta de 3.4 %. La validación del método ha permitido establecer una adecuada correlación entre los valores calculados por el SPT Mónaco y el medido (dosis absoluta y distribuciones de dosis) para diferentes configuraciones en tratamientos VMAT.

Descriptores: Radioterapia por Intensidad Modulada, VMAT, Análisis Gamma

INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo se describe la implementación de una metodología de validación para la verificación de cálculo del sistema de planificación de tratamiento (SPT) Mónaco para la técnica Radioterapia de Modulación Volumétrica en Arco (VMAT Volumetric Modulated Arc Therapy) en el departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN).

La radiografía fue descubierta el 8 de noviembre 1895 y la radioterapia se inició un año después. En el año 1903 se imprimió el primer libro de texto de radioterapia por Freund posiblemente el "padre de la radioterapia" [1, 2]. Durante casi un siglo la radioterapia convencional utilizó campos en forma rectangular con bloques y cuñas. Con el avance de la tecnología se desarrolló el colimador multiláminas (MLC Multileaf Collimators) para realizar radioterapia convencional 3D conformacional (RTC-3D) el cual permitió dar forma al haz de radiación de acuerdo a la zona de tratamiento [3].

En radioterapia RTC-3D se usan cuñas y compensadores para modificar la intensidad del haz dentro del campo para lograr distribuciones de dosis absorbida con mejor homogeneidad. Los MLC reemplazan el uso de cuñas y compensadores de tejido faltante y se utilizan con la finalidad de dar forma al haz de tal manera que se ajuste a la forma del tumor [4].

El concepto de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT Intensity Modulated Radiation Therapy) surgió con el incremento de la capacidad de cálculo de las computadoras y el desarrollo de algoritmos de optimización de planificación de tratamientos, los cuales calculan el patrón de radiación óptima. Se demostró que un conjunto de haces de intensidad modulada desde múltiples direcciones podían ser diseñados para producir homogeneidad de dosis absorbida dentro del tumor. La IMRT es uno de los avances tecnológicos más importantes en el campo de la radioterapia, su objetivo es el mismo que la RTC-3D [4]. La IMRT es una forma avanzada de RTC-3D, en la figura 1, podemos observar una comparación de la variación de los haces entre las diferentes técnicas para un haz de radiación fijo.

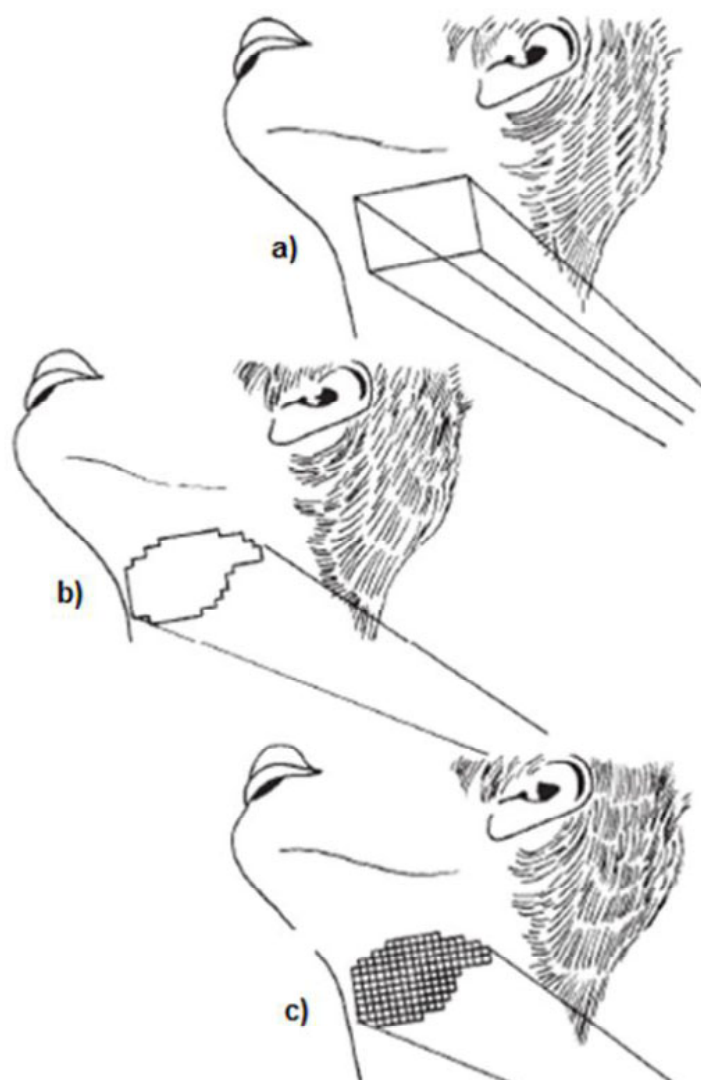


Figura 1. Las imágenes muestran las diferencias clave en un campo de tratamiento entre las diferentes técnicas de tratamiento (a) radioterapia convencional, (b) radioterapia conformacional (RTC-3D) e (c) IMRT [3].

Fuente: S. Webb, Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 2001.

En la actualidad existen dos formas de generar haces modulados, usando compensadores físicos y un sistema computarizado de control del MLC. También, los tratamientos pueden ser con campos estáticos o arcos, por lo que podríamos dividir la técnica IMRT en tres modalidades: IMRT segmentada (Step and Shoot), IMRT dinámica (Sliding Window), y VMAT. La técnica VMAT en un acelerador lineal permite entregar dosis de radiación en uno o más arcos. Utilizando numerosos haces de intensidad variable de forma cilíndrica y en rotación, el acelerador lineal conforma la dosis, variando

la tasa de dosis, la velocidad de rotación del gantry, y las posiciones del MLC. VMAT, utiliza menores tiempos de tratamientos y unidades monitoras (UM) que la técnica IMRT [4, 5, 6] por lo que resulta un desafío su implementación.

La técnica de IMRT y VMAT, utiliza muchos segmentos de campo denominados beamlets, de diferente intensidad, administrado de diferentes direcciones y su modulación tiene como finalidad lograr la fluencia óptima del campo de radiación para el tratamiento con una distribución de dosis de radiación adecuada. El resultado inmediato de esta evolución es la capacidad de crear distribuciones de dosis absorbida 3D con formas arbitrarias con altos gradientes de dosis absorbidas. Todo esto permite generar distribuciones de dosis absorbida de alta conformidad al volumen blanco de planificación (PTV Planning Target Volume) en un tratamiento preciso y exacto en los tejidos malignos y evitando los órganos de riesgo (OAR Organ at Risk) [4, 7, 8]. La modulación del haz se facilita por el uso del MLC para lograr un flujo de fotones adecuado con características propias del paciente [4]. Sin embargo el uso de muchos segmentos incrementa el número total de UM requeridas para impartir la dosis al PTV, por lo que estas técnicas incrementan la dispersión y entregan una dosis absorbida inferior a un mayor volumen del tejido normal, es decir la energía total depositada en el tejido normal es mayor que en las técnicas de tratamiento convencionales, por lo que ha aumentado la preocupación sobre el potencial riesgo carcinogénico [4] debido a radiación de fuga o dispersa del cabezal del acelerador y el MLC que se considera que es significativa comparado con la RTC-3D [7].

Las técnicas IMRT y VMAT, tienen un gran número de parámetros para la planificación del tratamiento y solo se puede calcular eficazmente con ayuda de optimización computarizada. Los algoritmos de optimización permiten al usuario especificar la distribución de la dosis absorbida deseada en 3D, esto se realiza colocando diferentes parámetros para conseguir una distribución de dosis adecuada [4].

En IMRT y VMAT se optimizan las distribuciones de fluencia de cada haz de radiación implicado en el plan de tratamiento. La optimización se realiza en base a objetivos que se han prescrito en el plan de tratamiento, con especificaciones dosis-volumen tanto al PTV como en los OAR. Es decir, se especifica lo que se quiere obtener y el sistema busca la mejor forma de lograrlo. En algunos sistemas es posible seleccionar el tipo de función de costo, posibilitando la optimización biológica. La teoría de optimización abarca enfoques que permiten resolver problemas complejos y la solución se acerca al resultado deseado. En el caso de la radioterapia, el resultado deseado es una distribución de dosis absorbida que se supone es el más apropiado para tratar al PTV sin afectar a los OAR.

Las distribuciones de dosis en IMRT y VMAT son afectados por diferentes factores físicos relacionados con el equipo de tratamiento tales como características del sistema del haz de fotones, grosor de las láminas del MLC, fuga, borde y ranura del MLC, entre otros [9, 10]. Estos factores afectan la dosis en el PTV y OAR, pero también crean incertidumbres en el cálculo de dosis dependiendo del algoritmo de cálculo utilizado y la complejidad del tratamiento IMRT o VMAT [9].

En la actualidad el IMRT y VMAT han mejorado los resultados del tratamiento por medio de distribuciones de dosis que se ajustan más estrictamente al PTV, preservando tejido normal. Una distribución de dosis altamente conformal permiten el escalamiento de dosis en el PTV, es decir permite incrementar la dosis en el PTV incrementando con esto la probabilidad de control tumoral, sin aumentar la dosis de radiación a los OAR comparada a la RTC-3D [4, 7, 8]. Esto incrementa la complejidad del tratamiento, razón por la cual se hace necesario establecer una metodología para la validación de cálculo de los SPT. Estas nuevas tecnologías abarcan un mayor uso de MLC, radioterapia guiada por imágenes, simulación virtual, sistemas de gestión de datos, nuevos sistemas de planificación de tratamientos, entre otros [7], siendo necesario establecer nuevos controles de calidad durante su implementación como por ejemplo los reportados en el Anexo I, el presente trabajo se ha enfocado en especial en la validación del cálculo del sistema de planificación Mónaco en la técnica VMAT que también puede ser usado para implementar sus controles de calidad.

El control de calidad de estas modalidades de tratamiento requiere un nuevo tipo de verificación dosimétrica con la finalidad de verificar las distribuciones de dosis. El control de la dosis de cada segmento se vuelve inviable debido a la gran cantidad de segmentos y dosis baja de cada segmento. Por lo tanto, es razonable verificar el resultado de haz modulado y/o planificación [10].

Existen diferentes desarrollos en las instituciones en el control de calidad de la técnica de IMRT y VMAT así como el equipo y el software utilizado. En la actualidad hay recomendaciones [11] para un consenso formal sobre el nivel de acuerdo entre el cálculo previsto o esperado y los datos medidos para el control de calidad de paciente específico en IMRT necesario para la aprobación de la planificación [12]. El impacto de no cumplir con un determinado conjunto de criterios en estas mediciones específicas del paciente a menudo no se aborda explícitamente (por ejemplo, volver a medir los campos, generar un plan alternativo, estimar el impacto clínico cualitativamente, etc.). Por lo tanto, es

necesaria una mayor orientación de las organizaciones nacionales en cada una de estas áreas [12].

Parte del objetivo de la puesta en servicio clínico de cualquier SPT es asegurarse que el sistema calcule las distribuciones de dosis absorbida en los pacientes con la mayor precisión y exactitud posible. Los procedimientos de control de calidad del SPT en IMRT y VMAT son mayores a 3D-CRT y requiere diferentes especificaciones y procedimientos [4], el presente trabajo contribuirá a implementar procedimientos de control de calidad del SPT Mónaco.

La puesta en servicio clínico de la técnica IMRT y VMAT sigue siendo un desafío. En un informe de la Radiological Physics Center RPC, sólo 82 % de las instituciones pasó la prueba de acreditación de desempeño con el maniquí antropomórfico de cabeza y cuello, pese a que dicha prueba utiliza criterios gamma amplios de 7 % en dosis y 4 mm en distancia, pasaron el 69 % por ciento de las irradiaciones de TLD con un criterio de 5 % de desviación [3]. Como tal, los criterios de aproximación y de aceptación utilizados para la validación de los cálculos de IMRT/VMAT son de suma importancia por lo que en el presente trabajo se recurrió a adaptar recomendaciones de las publicaciones del grupo de trabajo 119 (TG-119) y 244 (TG-244) de la Asociación Americana de Física Medica (AAPM American Association of Physicist in Medicine) para desarrollar una metodología de validación de sistema de planificación de tratamiento para la técnica de VMAT, dichas publicaciones establecen pruebas y análisis de datos consensuados que permiten establecer una práctica adecuada para la realización de la validación en los tratamientos IMRT y VMAT, y son referentes para la implementación de dichas técnicas.

El Montecarlo (MC) se utiliza actualmente en el cálculo de tratamientos VMAT e IMRT, esto gracias al avance de la tecnología y mejoras en la eficiencia computacional como las técnicas de reducción de varianza y el uso de CPU multinúcleo [13]. También cabe mencionar que el MC ha sido discutida en varias publicaciones y varios grupos de investigación han informado sobre su implementación en clínica para el cálculo de dosis de planificación de tratamiento de radioterapia y verificación de dosimetría para técnicas avanzadas en radioterapia [13]. En el presente trabajo se ha hecho una revisión bibliográfica para la validación del SPT Monaco que utiliza un algoritmo basado en el Método Montecarlo (MC) para el cálculo de tratamientos VMAT.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTO TEÓRICO

1.1. Sistema de planificación con algoritmo Monte Carlo

El método Monte Carlo (MMC) está entre los métodos de cálculo de dosis más precisos para la planificación de tratamientos de radioterapia [13, 14], es un método de simulación estadística, y es utilizado para resolver el problema de transporte de radiación ionizante. A partir de números pseudo aleatorios generados por computador y distribuciones de probabilidad que gobiernan los procesos físicos individuales, con el MMC se simulan historias de partículas individuales mediante el muestreo de cantidades apropiadas para obtener valores promedio de cantidades macroscópicas como la fluencia de partículas, el espectro de energía y distribución de dosis absorbida, se tienen que simular una gran cantidad de partículas [13] para obtener resultados aceptables.

Un SPT para radioterapia externa que utilice MC para el cálculo de dosis, utiliza información detallada sobre la incidencia del haz de radiación en el paciente para simular el transporte de esas partículas a través del paciente y calcular la dosis absorbida [13]. Comúnmente se requiere la información del espacio de fase (EF) en un plano fuera del paciente, que incluye como mínimo conocer la energía, la posición, momento, dirección y el tipo de partículas de radiación dirigidas hacia la superficie del paciente (o modificadores de haz) [13, 14] para iniciar la simulación del transporte de partículas sobre o la superficie del paciente para obtener la distribución de dosis.

El EF proporciona la información de las partículas para iniciar el transporte de las historias de partículas a través del paciente. el SPT basado en MC usualmente utiliza modelos de haz o simulaciones del EF con MC, que proporcionan la información requerida para iniciar los cálculos de dosis del paciente [13] esto permite obtener resultados por MC más rápido.

1.1.1. Sistema de planificación Mónaco

El SPT Mónaco permite el cálculo de distribuciones de dosis IMRT y VMAT mediante el uso del algoritmo de MC y en RTC-3D utiliza el algoritmo de cono

colapsado. Para modelar el haz de radiación en sus diferentes modalidades se miden datos dosimétricos de perfiles de dosis, curvas de dosis en profundidad, factores de campo, entre otros en el acelerador lineal utilizando fantoma de agua y cámaras de ionización, una vez obtenida la información el procedimiento usual en el SPT Mónaco es enviárselo a la empresa Elekta quienes realizan el modelamiento del acelerador lineal y luego devuelven archivos que son instalados en el SPT Mónaco y posteriormente se validara los cálculos para su uso clínico.

El SPT Mónaco con el algoritmo MC, utiliza el modelo de Fluencia de Energía Virtual (VEF virtual energy fluence) y el código montecarlo X-Ray Voxel Monte Carlo (XVMC) para el cálculo de dosis [13, 14] en el paciente.

En Mónaco no se crean EF a partir de simulaciones MC reales, lo hace desde los parámetros del VSM (fotón o electrón, primaria o secundaria), las partículas que se proyectan son encima al plano del colimador donde empiezan todas las historias de las partículas. Usando los datos medidos, la herramienta de modelamiento de Mónaco genera parámetros del Modelo de Fuente Virtual (VSM Virtual Source Model).

Desde el VSM se muestrea: el tipo de fuente, energía, posición y dirección de las partículas. A la vez, se simula una partícula con el XVMC durante todo el trayecto hasta el final simulando en el paciente y se continúa luego con otra historia más de otra partícula. Con estas simulaciones se calcula la distribución de dosis requerida.

1.1.2. Modelo de Fluencia de Energía Virtual

El modelo de cálculo de Fluencia de Energía Virtual consiste de tres fuentes de radiación primaria, secundaria y contaminación de electrones

La radiación primaria y secundaria están ubicadas en el blanco (target) y el filtro aplanador, respectivamente, están tienen forma gaussiana, y la contaminación de electrones (ubicada en el filtro de aplanamiento) tiene una distribución más uniforme, como se observa en la figura 2.

En este modelo de fluencia se ajustan iterativamente los fuentes de radiación primaria, secundaria y la contaminación de electrones y pesos relativos de las fuentes de manera que se busca un mejor acuerdo entre los cálculos analíticos entre la fluencia de energía y los perfiles medidos en el aire, el espectro de energía lo obtienen calculando las dosis de profundidad monoenergética en agua y

minimizando las diferencias entre las mediciones y la superposición de dosis monoenergéticas calculadas. El fantoma incluye un término de ablandamiento fuera del eje. El modelo VEF al compararse con mediciones en un fantoma de agua se encontró que los cálculos estaban de acuerdo dentro del 2 % / 2 mm, en promedio, para dosis en profundidad, perfiles de dosis y factores de campo (Output Factor) [13].

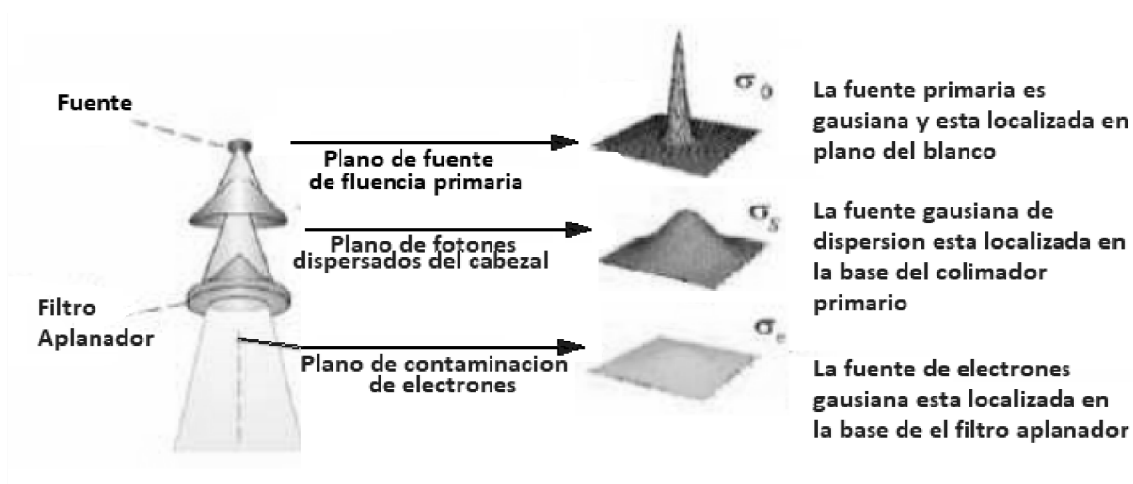


Figura 2. Modelo de fluencia de Energía Virtual.

Adaptado: J. Roldan Arjona, Presentación Power Point: Sistemas de Planificación en radioterapia externa Monaco 3.1 (ELEKTA) [14, 15].

1.2 Validación del sistema de planificación en técnicas IMRT y VMAT

El SPT es un componente esencial de la radioterapia externa, se usan para establecer la configuración de los haces, energías, tamaños de campo, patrones de fluencia y los modificadores que proporcionan distribuciones de dosis óptimas para tratar al PTV y minimizar la dosis a los OAR. Una parte importante de la puesta en servicio de un SPT es garantizar que los parámetros del haz de radiación se encuentran adecuadamente modelados y validados [4, 9].

Por lo tanto la validación del SPT garantiza que los cálculos de dosis sean iguales a las entregadas en el equipo de tratamiento y garantizar la entrega segura y eficaz del tratamiento [4, 9].

Hay varios tipos de sistemas de planificación, desde sistemas comerciales ampliamente utilizados, hasta sistemas de propósito especial, con aplicación limitada a una modalidad de entrega específica. Los algoritmos de cálculo de la dosis van desde simples algoritmos hasta complejos cálculos que utilizan el Método

de Monte Carlo como es el caso del SPT Mónaco de la empresa Elekta [9]. Los sistemas de planificación de tratamientos de IMRT y VMAT utilizan también algoritmos de optimización que envuelven cálculos iterativos y utilizan conceptos o definiciones con objetivos en dosis que producirán planificaciones con resultados aceptables, como por ejemplo “dosis máxima en OAR”.

Las técnicas de tratamiento IMRT y VMAT producen altos gradientes de dosis entre el PTV y los OAR, por lo que es importante durante la validación del SPT asegurarse que los resultados sean adecuados.

En el caso de las técnicas de IMRT y VMAT, el objetivo de la validación de los sistemas de planificación de tratamiento es asegurarse que el sistema calcula distribuciones de dosis absorbida en pacientes tan exactamente como sea posible [4] por lo que se necesita demostrar la correspondencia entre la dosis planificada por el SPT y la entregada en el equipo de tratamiento.

Usualmente la medición de las distribuciones de dosis en los equipos de tratamiento se realizan midiendo con una matriz de detectores (cámaras de ionización o diodos), también se utiliza películas radiocrómicas. La comparación de las distribuciones de dosis calculadas y medidas se analizan mediante el método de análisis gamma, en la actualidad se realizan mediciones de distribuciones de dosis en un plano o en el espacio dependiendo del equipo utilizado. En el caso de VMAT por las características de la técnica sugerimos como parte del trabajo que el análisis gamma de dosis está basado con dosis en el espacio y se utilicen cámaras de ionización para mediciones de dosis absoluta en fantomas cilíndricos.

1.2.1. Incertidumbres en la planificación de VMAT

Hay varias fuentes de error en la planificación de tratamiento como el modelamiento del acelerador lineal, medida de factores de campo para tamaños de campo pequeños, retrodispersión del cabezal, medición de los perfiles de dosis, entre otros. Hay otros factores de cálculo específicos del sistema de planificación como precisión en el cálculo Montecarlo, tamaño mínimo de segmento, selección de tamaño de voxel, corrección de heterogeneidad, entre otros. En VMAT las incertidumbres incluyen: errores de posición de la hoja MLC (aleatorio y sistemática), aceleración / desaceleración de velocidad de hoja MLC, estabilidad rotacional del gantry, estabilidad de movimiento de la mesa y estabilidad del haz (planicidad, simetría, tasa de dosis, segmentos con bajas UM). Además, diferencias

y limitaciones en el diseño del MLC y diseño del cabezal del acelerador, así como la tecnología del acelerador lineal el cual tiene un impacto en la precisión de las técnicas IMRT / VMAT [16].

La validación del cálculo del SPT es esencial para reducir las incertidumbres asociadas con el proceso de planificación y en consecuencia garantizar buena concordancia entre cálculos y mediciones cuando se realiza el control de calidad de paciente específico [16].

Otra fuente de incertidumbre es en las mediciones y análisis de resultados del control de calidad paciente específico VMAT están basados en herramientas de medición y comparación estadísticas. Las herramientas de software tienen varios parámetros que deben elegirse para realizar el análisis y los resultados pueden variar significativamente dependiendo de dicha elección [16], un ejemplo de esta selección es usar la normalización de la dosis global o local para comparar las distribuciones de dosis medidas y calculadas. El estudio multicéntrico realizado en el TG-119 fue importante por encontrar un consenso en los parámetros para análisis y evaluación de resultados del análisis gamma.

1.2.2. Análisis Gamma

La comparación cuantitativa de distribuciones de dosis en las técnicas de IMRT y VMAT entre el calculado por el SPT y el medido en el equipo de tratamiento, es fundamental para un análisis de la distribución de dosis [17]. La simple comparación de la superposición de distribuciones de dosis en un plano podría indicar áreas diferentes, pero no específicamente si pasó o no pasó un determinado criterio en una cantidad cuantitativa. La herramienta más usada de evaluación de dosis involucra la evaluación de diferencias de dosis y la evaluación de posición de una determinada dosis (DTA distance to agreement) entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas, y una combinación de estos parámetros es denominado método de evaluación de análisis gamma [17]. En una zona de bajo gradiente la diferencia relativa entre la dosis calculada y medida es importante, pero en una región de alto gradiente el DTA de la isodosis es más importante. El análisis gamma ha demostrado ser más tolerante para las distribuciones de dosis clínicas [11] combinando el análisis de diferencia de dosis y DTA.

Sin embargo, la utilización del índice gamma pasa por tener una definición clara de tolerancia y criterios de aceptación. Tales criterios de evaluación son necesarios

para el análisis de las distribuciones de dosis considerando que estas son multi dimensionales entre la distribución de dosis a evaluarse y la medida. Se han establecido en el caso de IMRT varios criterios de evaluación de haces solos y de conjunto de haces, sin embargo, en VMAT solo se permitiría la evaluación del tratamiento en su conjunto [5] debido a la técnica.

En el análisis gamma, se utiliza un espacio de dosis y distancia renormalizado. La distancia generalizada se designada como Γ . Donde Γ es la distancia euclidiana generalizada renormalizada de dosis y espacio, donde los ejes de distancia y de dosis se han dividido por los criterios de tolerancia DTA y diferencia de dosis, respectivamente [18].

Tomando en cuenta que la dosis medida D_m en la coordenada con vector posición \vec{r}_m , D_c es la dosis calculada en la coordenada con vector posición \vec{r}_0 , ΔD_m es el criterio de tolerancia de diferencia de dosis, y Δd_m es el criterio de tolerancia de DTA, entonces la distancia generalizada de dosis normalizada en el espacio Γ es definido por [17, 18]:

$$\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_0) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r}_0)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r}_0)}{\Delta D_m^2}} \quad (1.1)$$

La función generalizada Γ se puede calcular para cualquier par de coordenadas \vec{r}_m y \vec{r}_c , entonces para cada punto de referencia, hay tantos valores de Γ como puntos de evaluación. El valor mínimo de Γ es el valor de γ .

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_0)\} \quad \forall \{\vec{r}_0\} \quad (1.2)$$

Dónde:

$$r(\vec{r}_m, \vec{r}_0) = |\vec{r}_m - \vec{r}_0|$$

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_0) = D_m - D_0$$

Para que un punto pase el criterio gamma su valor debe estar entre 0 y 1, un valor mayor indicara lo contrario. En el análisis gamma se acostumbra designar la tolerancia en porcentaje de dosis de referencia y el DTA, por ejemplo, un análisis

gamma 2 % / 2 mm indica que el análisis gamma se realizara con 2 % de la dosis de referencia y 2 mm de DTA.

En el presente trabajo para la comparación de la dosis medida y calculada para la técnica VMAT se utilizó el análisis gamma 4D que consideramos más adecuado, porque permite tomar en cuenta la distribución de dosis en el espacio debido a que el equipo de tratamiento gira alrededor del paciente variando continuamente el ángulo del gantry, tasa de dosis y forma del campo.

1.2.3. Límites de tolerancia y acciones a tomar

Las tolerancias en el control de calidad se emplean para validar el rendimiento del sistema. Los límites de acción permiten definir límites que permiten una la diferencia entre la cantidad medida y calculada que pueden ser aceptadas, sin correr el riesgo de dañar al paciente y cumpliendo con los objetivos del tratamiento, se definen como valores límite para cuando se requiere acción clínica [19]. Por ejemplo en el control de calidad paciente específico para IMRT la decisión de no tratar al paciente si la comparación entre una medición de dosis puntuales y el valor planificado excede un criterio de aceptación predefinido (por ejemplo, $\pm 5\%$). Estos límites dependerán de si uno está usando diferencias de dosis relativa o absoluta y / o explícitamente excluyendo regiones de baja dosis del análisis.

Los límites de tolerancia se definen como los límites dentro de un proceso que se considera que está funcionando normalmente, es decir está sujeto a solo errores aleatorios. Los resultados fuera de los límites de tolerancia (o tendencias que se mueven rápidamente hacia estos límites) proporcionan una indicación de que el sistema se está desviando de su condición normal de operación. Los resultados de medición que caen fuera de los límites de tolerancia deben ser investigado para determinar si su causa puede ser identificada y arreglada [19]. La intención de este enfoque es solucionar los problemas antes de que lleguen a los umbrales o límites de acción clínicamente inaceptables. Durante la puesta en servicio, los errores sistemáticos se identifican y eliminan en la medida de lo posible. Este enfoque puede también informar la elección de los límites de acción cuando la ambigüedad existe sobre el impacto clínico de exceder los límites de acción.

1.2.4. Medición de Control de Calidad de Paciente Específico

Para la implementación de las técnicas IMRT y VMAT es necesario un análisis de la distribución de dosis en cada tratamiento planificado y se denomina Control de Calidad de Paciente Específico [9], esto a diferencia de los tratamientos RTC-3D en los cuales la validación de cálculo de los SPT son pruebas generales durante el proceso de comisionamiento las incertidumbres halladas durante las pruebas pueden ser transpuestas a la planificación y tratamiento [17]. La evaluación del control de calidad de paciente específico de la distribución de dosis enfrenta como problema principal establecer la forma de medición y cuantificación de los límites de confianza razonables, dicho problema fue abordado por el TG-119 el cual estableció con un estudio multicéntrico un consenso [9] de los parámetros de análisis de distribuciones de dosis en un plano, en la actualidad existen sistemas que realizan medición de distribuciones de dosis espacial, como el Octavius 4D implementado durante la elaboración del presente trabajo de tesis.

El Análisis Gamma de distribuciones de dosis en un plano (Resultados del TG-119) depende de las mediciones y precisión del equipo de tratamiento y el sistema de medición el cual debe ser abordado durante la implementación. En el presente trabajo se utilizó las recomendaciones del TG-119 el cual estableció para análisis gamma lo siguiente:

1. Las distribuciones de dosis plana (en grupo y campo por campo) se analizó con el criterio de 3 mm de DTA (distance to agreement).
2. Para el análisis del criterio de dosis se utiliza 3 %, para el presente trabajo se consideró dosis máxima volumétrica.
3. El porcentaje que se considera son los gamma menores a 1.00,
4. Para el análisis de las distribuciones de dosis se debe de excluir zonas de dosis bajas, un valor que se estableció y es utilizado es 10 % de la dosis máxima en el plano.

Un importante hallazgo del estudio multicéntrico en el TG-119 es que se concluyó que los niveles de acción en términos de porcentaje de puntos pasando fue 90 % con el criterio gamma es de 3 % / 3 mm, y para mediciones de 88 % a 90 % para irradiaciones de tratamiento completo [20].

La propuesta de Van Dyk sugiere que las mediciones para el comisionamiento deben ser exactas dentro de 3 % en regiones de alta dosis con gradientes menores a 20 % / cm, con 4 % en regiones de gradiente bajos de dosis, y con 4 mm en regiones de alto gradiente de dosis [4], como se observa hay diferentes valores de restricción en regiones de bajo o alto gradiente. De otro lado, el análisis gamma permite en un solo análisis establecer la correspondencia entre los valores medidos y calculados en zonas de bajo gradiente y alto gradiente.

En el presente trabajo para VMAT se realizó una medición tridimensional de la dosis y se utilizó los criterios de análisis gamma 4D para su análisis con la dosis reportada por el sistema de planificación de tratamientos, se utilizó el criterio de 3 % / 3 mm con un porcentaje de puntos pasando el 90 % y excluyendo 10 % de la dosis máxima.

Las pruebas de performance de tipo End to End compromete analizar todo el proceso vinculado al tratamiento de en radioterapia [4], el cual inicia con la tomografía con dispositivos adecuados de simulación y termina con la entrega de dosis en el acelerador lineal, consideramos como herramienta fundamental el análisis gamma debido a que en VMAT se evalúan distribuciones espaciales de dosis absoluta. En el presente trabajo las imágenes tomográficas usadas para la planificación de tratamiento y la medición de dosis absoluta (distribución de dosis y dosis puntual) se realizaron sobre el mismo fantoma de esta manera se evaluó todo el proceso, permitiendo una adecuada verificación de tipo End to End.

1.3. Prueba y análisis de resultados del Protocolo TG-119

Antes de realizarse los estudios del TG-119 no existía un consenso de que pruebas debían de realizarse para la validación de los sistemas de planificación de tratamiento en IMRT y que los cálculos realizados se encuentren en correspondencia con los entregados en los equipos de tratamiento.

En el estudio multicentrico TG-119 se realizaron las mismas planificaciones en diferentes SPT e instituciones, se midieron la dosis en sus equipos de tratamiento, además se utilizaron herramientas de dosimetría estandarizadas con la finalidad de comparación y encontrar un consenso. El objetivo fue producir ejemplos cuantitativos en consenso que debería esperarse para tales pruebas, y de esa manera proporcionar un conjunto útil de datos de referencia.

El TG 119 desarrolló un conjunto específico de pruebas para puesta en servicio de IMRT que son representativos de tratamientos clínicos usuales [16]. Si bien no es exhaustivo, estas pruebas plantean problemas de optimización que requieren patrones de modulación de simple a complejo. Estos representan verificaciones de diferentes tipos y niveles de complejidad que son representativos de tratamientos clínicos [16].

Las diferencias entre la medición y el cálculo del SPT pueden ser causadas por la medición, incertidumbre de la medición, limitaciones en la precisión de los cálculos de dosis y limitaciones en los mecanismos de administración de la dosis. Estas pruebas no sirven para distinguir entre estas fuentes, pero prueban la precisión general del sistema IMRT [8], por lo que podría ser considerado como pruebas de performance (End to End).

Cada prueba incluye estructuras PTV y OAR que se crean o exportan en un fantoma pero con condiciones para realizar las mediciones. Cada prueba incluye una especificación de objetivos de dosis al PTV y OAR para la planificación de IMRT y la disposición del haz que se utilizará. Cada prueba también especifica las medidas que deben tomarse para evaluar la precisión de la administración de la dosis y lo que debe informarse.

En el presente trabajo se han utilizado aquellas estructuras que permiten la máxima complejidad en las distribuciones de dosis como lo recomienda el TG-244, además se ha evaluado diferentes modos de optimización del SPT Múnaco, ya que el sistema permite varias opciones de configuraciones de cálculo para tratamientos de tipo VMAT.

La importancia del estudio realizado en el TG-119 es haber establecido un consenso, además haber cuantificado el concepto de "límite de confianza". Cada vez que se realiza una medición y se compara con un cálculo, uno puede esperar que se note alguna diferencia. Si la diferencia está dentro de un límite de confianza razonable, entonces el resultado puede considerarse aceptable [16].

1.3.1. Análisis de dosis acumulativa de tratamiento completo en VMAT

En el TG119 se analizaron resultados de dosimetría con películas mediante el análisis gamma considerando condiciones de análisis estándar. Los resultados que se comentaran son resultado de una prueba donde se irradiaron todos los haces

IMRT, de tal manera que se evalúa como la combinación de campos producen la distribución de dosis predicha en el fantoma por el SPT. No es posible evaluar la precisión del dosis acumulativas al analizar solamente la distribución de dosis para cada campo en una geometría radicalmente diferente del fantoma o paciente, en el caso específico de VMAT no es posible el análisis de un solo haz en una posición si no es necesario el análisis gamma 4D de la distribución de dosis acumulativa total de todos los haces, ya que permite un análisis más exhaustivo tomando en considerando la distribución espacial de dosis.

La validación de cálculo del SPT prueba todos los componentes del sistema de planificación y el equipo de tratamiento, como un sistema integrado [16]. Los problemas derivados de la entrega que tome en cuenta las direcciones de los haces de tratamiento, movimiento de las láminas, posición del colimador solo puede ser analizado en mediciones que involucren mediciones compuestas, y esto podría ser relevante si se utilizan diferentes condiciones en tratamientos de IMRT y en el caso de VMAT es particularmente crítico ya que el ángulo del Gantry varia continuamente en el tratamiento y el análisis en una dirección no permitiría tener un análisis real.

El porcentaje informado de puntos que pasa criterios gamma depende en gran medida de los detalles de la implementación del análisis de los datos. Los ejemplos del TG-119 incluyen el uso de una región de interés o un umbral para excluir algunos puntos de la evaluación, normalizar las medidas a algún punto de referencia, y definiendo el porcentaje de acuerdo en términos de dosis local o prescripción de dosis. El principal resultado del estudio multicéntrico del TG-119 para el análisis gamma fue que utilizando una normalización a la medida de la cámara de ionización en la región de alta dosis en el mismo plano donde se midió, el promedio de puntos que pasan el análisis gamma es mayor al 95 % dentro de la región de interés utilizando el criterio de 3 % y 3 mm con un límite de confianza entre los que participaron en el análisis multicéntrico del 88 %.

1.3.2. Límites de confianza y niveles de acción

En el estudio multicéntrico TG-119 se estableció límites de confianza para ayudar a establecer la puesta en servicio IMRT. Un límite de confianza es un término estadístico, y su aplicación requiere la adquisición de un número razonable de

conjunto de datos. El TG119 recomienda realizar medidas de un conjunto de pruebas IMRT, imitando casos que se encontrarían en la práctica clínica [16].

El promedio y estándar la desviación de los resultados se puede utilizar para comparar con los obtenidos por este grupo. Si es mucho más grande, es una indicación de que el sistema IMRT local no está comisionado tan bien como podría ser [16]. Sin embargo, esa conclusión supone que el análisis se ha realizado de manera comparable y que el número de pruebas es suficiente para garantizar un juicio estadístico [16]. Las fuentes de desviación entre la dosis planificada y medida entran en una de las siguientes tres categorías principales, sistema de planificación (considerada el más importante mayor a 50%), equipo de tratamiento y sistema de medición [16].

1.4. Pruebas de validación del protocolo TG-244

La validación de cálculos en el SPT para el cálculo de IMRT / VMAT / Helicoidal se basa en medidas individuales y/o medidas de un tratamiento completo [9], por la naturaleza especial el VMAT e helicoidal las medidas se deben hacer de la combinación de todos los campos. En la actualidad todavía no hay mucho consenso y es controvertida [9], es la razón por la que se ha utilizado esta metodología en el presente estudio.

En el TG-244 se recomiendan cinco tipos de pruebas de validación para las modalidades de entrega IMRT / VMAT. Los planes de prueba de tratamiento se desarrollan con la energía más frecuente (a menudo 6 MV), los planes se pueden volver a calcular para las energías restantes. Si hay varias técnicas de entrega disponibles para el mismo acelerador (por ejemplo, IMRT segmentaria, IMRT dinámica, VMAT, tomoterapia), cada una debe validarse por separado [9].

1.4.1. Prueba de verificación de PDD de campo pequeño

La prueba de verificación de PDD de campo pequeño consiste en la verificación de campos pequeños de porcentaje de dosis en profundidad. Esto puede ayudar a comprender los límites del SPT. Si el SPT se proporciona un modelo de haz predefinido, entonces se debe de solicitar al proveedor de datos la referencia para estas mediciones [9], en el caso de Mónaco el modelamiento del haz es realizado por la empresa Elekta por lo que se hace difícil realizar esta prueba.

1.4.2. Prueba de verificación de factores de campo pequeño definidos con MLC

La prueba de verificación de campos de MLC pequeños que no se usan explícitamente en el modelado de haces que representa un campo que podría ser clínicamente utilizado por sí mismo. Como el espacio entre hojas opuestas puede ser de 1 cm o menos en IMRT / VMAT, es imperativo medir la salida de campos pequeños con forma de MLC, incluidos los campos de tipo IMRT donde las mordazas son sustancialmente más abiertas que la "apertura" del MLC. Se debe medir los factores de salida hasta un tamaño de campo de 2 cm x 2 cm para una profundidad clínicamente relevante [9], luego comparar los resultados medidos con los cálculos del sistema de planificación de tratamiento. Las mandíbulas deben colocarse para reflejar su estado durante la IMRT / VMAT. En el caso de Mónaco el modelamiento del haz es realizado por la empresa Elekta por lo que se hace difícil realizar esta prueba así que se planteó una alternativa que cumple la misma finalidad de evaluación en VMAT.

1.4.3. Prueba del TG-119

Esta prueba plantea realizar las planificaciones basados en dos pruebas TG-119: simulacro de cabeza y cuello y forma de C ya que ofrecen la mayor complejidad en la planificación [9]. Estas se realizaron considerando los contornos directamente en el fantoma de evaluación de tal manera de evaluar directamente la comparación de dosis calculada y medida.

1.4.4. Pruebas clínicas

Para estas pruebas se recomienda usar al menos dos conjuntos de imágenes para la optimización y la verificación de la entrega que sean representativos de los casos clínicos previstos para ser tratados. Cada modalidad (IMRT, VMAT, tomoterapia) y la energía deben validarse por separado. Los usuarios pueden usar sus propios casos o descargar conjuntos de datos y objetivos de muestra. Los planes de esta prueba deben usar la misma resolución de cuadrícula de dosis (y resolución de punto de control angular para VMAT) que se utilizará clínicamente [9].

Nota: Las pruebas 1.4.3. y 1.4.4. se usan para probar el proceso de control de calidad paciente específico. Los planes se entregarán a un fantomas con dosímetros apropiados que permitirán al usuario comparar las distribuciones de dosis calculadas y medidas.

1.4.5. Prueba de performance (prueba de extremo a extremo)

La prueba de performance que consiste en escanear un fantoma antropomórfico, importar las imágenes al sistema de planificación, establecer los volúmenes de PTV y OARs, realizar una planificación de tratamiento con el algoritmo a evaluar, irradiar el fantoma con el tratamiento calculado, realizando mediciones con dosímetros en él, y la evaluación de los dosímetros para su revisión externa. Se debe realizar al menos una prueba de extremo a extremo para cada modalidad comisionada [9].

Además, si se va a emplear IMRT / VMAT en la región torácica, se debe realizar una segunda prueba de extremo a extremo con un fantoma torácico heterogéneo. Incluso con algoritmos modernos de cálculo de dosis basados en modelos, diferencias sistemáticas entre las dosis calculadas y las medidas en el pulmón y pueden empeorar con parámetros configurables por el usuario. Es recomendable, si no es posible realizar una evaluación de dosimetría por correo postal formal de un tercero, los resultados de las pruebas de extremo a extremo deben, como mínimo, ser revisados por un Físico Medico independiente [9]. Esta prueba se realizó con cámaras de ionización ubicadas en el fantoma antropomórfico en diferentes configuraciones con la finalidad de comparar las dosis absolutas calculadas y reportadas por el SPT Mónaco.

1.5. Otros protocolos de medición

1.5.1. Pruebas de medición del factor de campo en equipos Gamma Knife

La unidad de Leksell Gamma Knife modelo C es un equipo que contiene diferentes cascos con 210 colimadores con tamaños de 4, 8, 14 y 18 mm de diámetro en el isocentro y distribuidos en una geometría de segmento esférico este utiliza fuentes de Co-60. El sistema de planificación de tratamiento proporcionado por la empresa Elekta [10], requiere el ingreso del casco con los datos del colimador de 18 mm entre ellos el rendimiento. El rendimiento en Gy / min se mide a una distancia fuente detector de 400 mm y una profundidad de 80 mm en un fantoma esférico equivalente a agua utilizando una cámara de ionización de volumen adecuado.

Además, debido a que los diámetros de los colimadores de 4 mm, 8 mm y 14 mm son mucho más pequeños que las cámaras de ionización es imposible la medición directamente de los factores de campo. Los factores de colimador típicos referentes al modelo C e incorporados en el software se indican en la tabla 1.

Tabla 1. Factores de campo típicos de un equipo gamma knife modelo C.

Diámetro de colimador	Factor de campo
18 mm	1.000
14mm	0.984
8mm	0.956
4 mm	0.800

La medición de los factores de campo en Gamma Knife es irradiando películas radiocrómicas previamente calibradas, las mediciones se realizan en un fantoma esférico, evaluando como factor de campo la combinación de todos los pequeños campos estáticos que convergen en el isocentro. Se propone en VMAT realizar mediciones similares de la combinación de los haces de tratamiento entregados en geometría cilíndrica y medir de esta manera la dosis y su distribución espacial en un fantoma cilíndrico que tome en consideración la naturaleza particular de este tratamiento.

1.6. Validación del sistema de planificación Mónaco

1.6.1. Medición de verificación de distribución de dosis y dosis absoluta de campos angostos en el sistema de planificación

En el sistema de planificación Mónaco con el algoritmo Montecarlo, si se quiere realizar las pruebas (1.4.1) y (1.4.2), podría realizarse de dos formas: la primera alternativa es solicitar a la empresa Elekta que proporcione el cálculo en condiciones estáticas de dichos valores para ser comparados y la segunda alternativa es la que proponemos y es simular el tratamiento en PTV con geometrías cilíndricas con diferente diámetro y que haga que el sistema utilice campos angostos de esta manera medir la dosis en un tratamiento es una combinación de todos los campos VMAT con la finalidad de evaluar al SPT Mónaco, con el mismo objetivo de evaluación de dosis y distribución de dosis para campos pequeños. En el presente trabajo se optó por realizar las mediciones en un fantoma de geometría cilíndrica con PTV cilíndrico y con la cámara de ionización. Esto permite la medición directa de la dosis en PTV de geometrías cilíndrica y comparar los resultados directamente con los resultados que proporciona el sistema de planificación Mónaco.

1.6.2. Prueba de verificación de distribución de dosis en campos angostos

La prueba del TG119 para el SPT Mónaco es muy dependiente del proveedor debido a que el modelamiento del haz es realizado por la empresa Elekta y no es

posible la creación de campos estáticos para el análisis de ellos utilizando el algoritmo VMAT, es por eso que se ha propuesto la variante basado en las pruebas de verificación de campos similar a los utilizados en el GammaKnife, por lo que se procedió a la simulación en el SPT Mónaco de un PTV de geometría cilíndrica y se entregue la dosis con campos angostos con VMAT, la distribución de dosis volumétrica medida y calculada se analizó en un fantoma con una matriz de cámaras de ionización y con análisis gamma 3D con los criterios de 3 % / 3 mm y 2 % / 2 mm de acuerdo a las recomendaciones del TG- 244 de la AAPM.

1.6.3. Prueba de verificación de dosis absolutas en campos angostos

La Prueba de verificación de factores de campo pequeño es la verificación de relación de dosis de campos con el campo de 10 cm x 10 cm de MLC que no se usan explícitamente en el modelado de haces. En el caso del SPT Mónaco presenta el mismo problema descrito en la Prueba de verificación de irradiación de campo pequeño, por lo que en el presente trabajo se ha optado por medir dosis absoluta para irradiaciones de PTV de geometrías cilíndricas que al planificarse se tratara con campos angostos la medición se realizara con cámara de ionización colocada en un fantoma homogéneo, para el análisis se comparó los resultados con los valores de dosis registrados en el eje de sus respectivas planificaciones y ver si se encuentran dentro de los márgenes de tolerancia. Se mensuró la dosis hasta un cilindro PTV de 2 cm de radio en un fantoma homogéneo con la cámara de ionización coincidiendo con el eje de la cámara y el eje del gantry, luego se comparó los resultados medidos con los calculados por el sistema de planificación de tratamiento, el valor promedio de la dosis registrada con un volumen cilíndrico que simula la cámara de ionización.

1.6.4. Prueba de simulación de tratamientos del TG-119

Las planificaciones de tratamiento prueba son las que representan la máxima complejidad en el estudio multicéntrico del TG-119, las pruebas de forma de C y de cabeza y cuello, esta recomendación es realizada por el TG-244, en el presente trabajo se realizará el análisis gamma del 3 % / 3 mm y 2 % / 2 mm con la finalidad de verificar los objetivos del TG-119 y que zonas presentan una mayor diferencia.

1.6.5. Prueba de performance

Para la prueba de extremo a extremo se tomó la tomografía del fantoma de torax, y se realizaron diferentes planificaciones de tratamiento, luego en el acelerador se reprodujo el tratamiento calculado tratando al fantomas como un paciente, se colocaron cámaras de ionización en diferentes ubicaciones para verificar que la dosis entregada es la adecuada en el PTV y OARs. Además, se consideraron configuraciones de PTV ubicados en zonas críticas como dentro de hueso y pulmón, se evaluó con cámara de ionización en diferentes zonas con la finalidad de detectar cualquier discrepancia entre el valor calculado y medido.

- A. Simulación de tratamientos en un fantoma de tórax en zona con equivalencia a agua.
- B. Simulación de tratamiento en un fantoma de tórax en zona rodeada de heterogeneidades de pulmón y hueso.

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2.1. Generalidades

La complejidad de los tratamientos de VMAT requiere pruebas que evalúen la precisión global de las planificaciones y la distribución de dosis en los tratamientos. En este trabajo se recogen las recomendaciones de la AAPM del Reporte del Grupo de Trabajo 119 para la técnica IMRT [3, 9, 11] y Grupo de Trabajo 244 [9] para la técnica de VMAT.

Este trabajo es una investigación de aplicación del tipo cualitativo y cuantitativo, en el cual se empleara haces de fotones de 6 MV de energía nominal generados por un Acelerador Lineal Elekta modelo Infinity, perteneciente al Departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), se validará el cálculo del SPT Mónaco para las técnicas de VMAT, se utilizaron dosímetros tipo cámaras de ionización y tipo matriz de cámara de ionización, fantasmas de simulación de tratamientos de diferentes materiales y configuraciones y software de análisis gamma.

2.2. Equipos de dosimetría y software

2.2.1. Dosímetro tipo matriz de cámaras de ionización (Detector 729)

El detector 729, es un dosímetro de medición de distribuciones de dosis [12]. El cual es una matriz de detectores con 729 cámaras de ionización abiertas al aire.

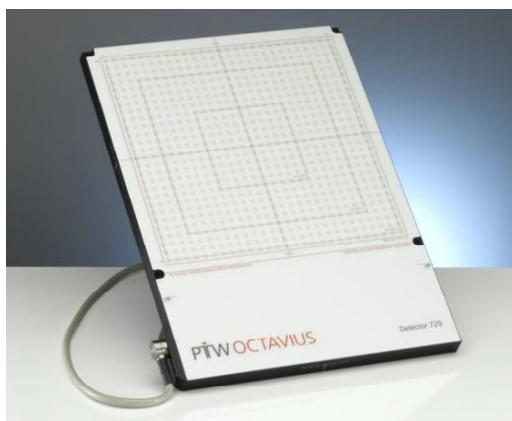


Figura 3. Dosímetro de matriz de detector 729 de la marca PTW.

Fuente: PTW-Freiburg.

2.2.2. Dosímetro tipo cámara de ionización Farmer

La cámara de ionización Farmer tiene un volumen efectivo de $0,6 \text{ cm}^3$ es sumergible en agua y se usa para dosimetría absoluta y dosimetría relativa, son construidas abiertas al aire por lo que su lectura requiere de factores de corrección de presión y temperatura por cambios en la densidad del aire [13].

La cámara de ionización fue calibrada en un laboratorio secundario de calibración dosimétrica en la calidad de Co-60, es utilizada para calibración del acelerador lineal, se ha usado el protocolo TRS 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) para el cálculo de dosis absoluta en condiciones de referencia y no referencia.

2.2.3. Fantoma Octavius 4D para verificación de dosimetría IMRT y VMAT

El sistema de medición Octavius 4D se utiliza para la verificación de los planes de tratamiento de VMAT.

El Maniquí Octavius 4D es una herramienta de medición que permite la verificación de los planes de tratamiento de los pacientes en VMAT. El componente básico del Octavius 4D es el detector 729. La matriz de detectores se coloca en un maniquí cilíndrico que rota de forma sincronizada con el gantry. Con esta configuración se obtiene una geometría de medición isotrópica.

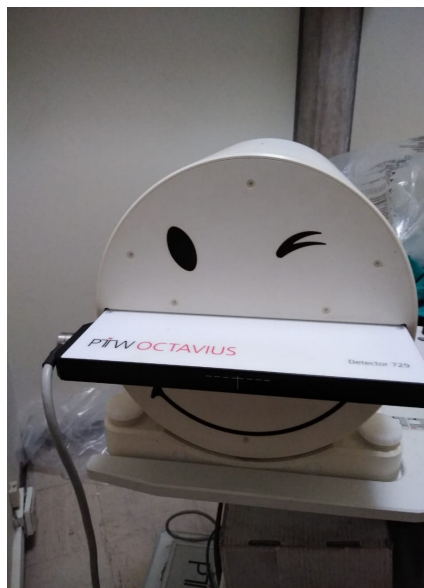


Figura 4. Maniquí Octavius 4D con detector 729.

El fantoma Octavius 4D y el software verisoft permiten la medición de la distribución de dosis absoluta volumétrica en el interior del fantoma y permite su comparación entre el medido y calculado por el SPT.

2.2.4. Fantoma Homogéneo

El fantoma homogéneo de IBA Dosimetry, consiste en un cubo y consta de dos accesorios adicionales para formar un fantoma en forma de abdomen. El material es de agua sólida denominado RW3, con dimensiones de 36 cm × 18 cm × 18 cm. El fantoma consta de varias placas de 1 cm de ancho y de cilindros con sección transversal cuadrada de 1 cm x 1 cm, además dispone de insertos con la forma de cámara de ionización, que se pueden colocar en casi cualquier posición en el interior del fantoma permitiendo de esta manera medir dosis absoluta en cualquier posición de interés.

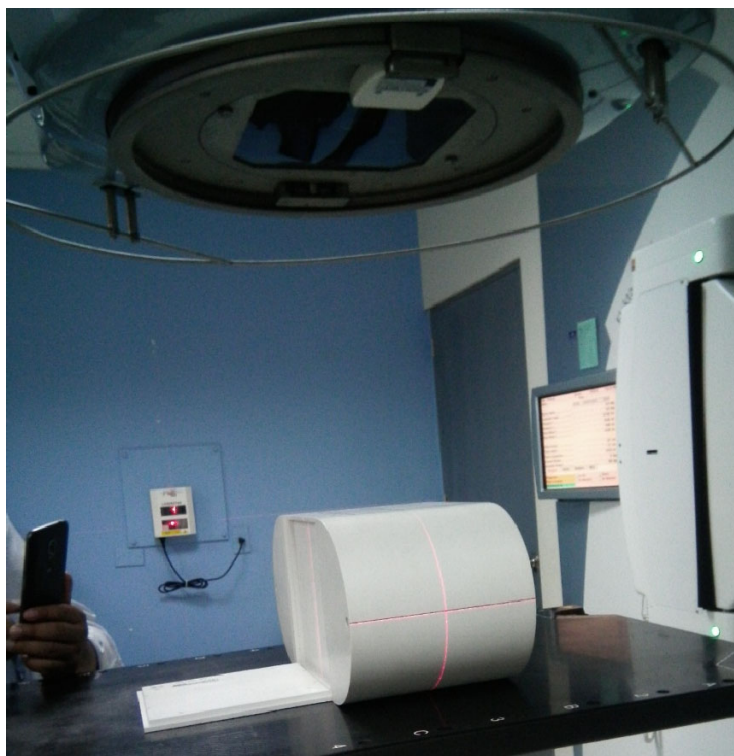


Figura 5. Fantoma Homogeneo de RW3.

2.2.5. Fantoma heterogéneo de torax

Este fantoma es referenciado en el documento técnico Tecdoc 1583 [21] del OIEA para mediciones de validación de SPT. El fantoma de tórax Cirs es cilíndrica con área transversa elíptica y representa un torso humano promedio el cual tiene proporción, densidad y estructura bidimensional que se repite en el cilindro. El

fantoma tiene un cuerpo de plástico con secciones de agua, pulmón y huesos con orificios para sujetar insertos de varilla intercambiables. Además, dispone de insertos de varilla intercambiables equivalentes con agujeros con las dimensiones de cámaras de ionización permitiendo dosis absoluta con cámaras de ionización, La mitad del fantoma se divide en 12 secciones con placas de 1 cm de espesor, para soportar películas radiográficas o radiocrómicas lo que permite mediciones con películas en múltiples planos dentro del fantoma. La disposición de placas e insertos permite la medición de dosis absoluta en las áreas más críticas de cálculo de dosis por los SPT (pulmón, hueso y tejido blando). El montaje y la orientación adecuada del fantoma en el acelerador lineal se realizan con el uso de una base de alineación, dispositivo de sujeción [21] y marcas de ubicación del centro geométrico del fantoma. Las marcas del centro geométrico se encuentran en la superficie del fantoma y consta de una marca de cruz en la parte superior del fantoma, y dos marcas laterales adicionales.



Figura 6. Fantoma heterogéneo de tórax Cirs con diferentes densidades electrónicas e insertos de cámaras de ionización.

2.2.6. Sistema de Planificación Mónaco

El INEN cuenta con el SPT Mónaco el cual utiliza los algoritmos de Cono Colapsado para la planificación de RTC-3D y el algoritmo de Montecarlo para IMRT,

VMAT y Radiocirugía Estereotáctica, en el Ítem (1.1.) se da un mayor alcance del algoritmo de cálculo.

El SPT Mónaco permite la importación de imágenes DICOM de TC, PET-TC y resonancia magnética, además dispone de opciones integradas para el marcado de volúmenes de tratamiento (PTV y OAR). El SPT Mónaco para la técnica VMAT e IMRT tiene herramientas de optimización e integra funciones de costo multicriterio físicas y biológicas para la optimización de tratamientos.

2.2.7. Sistema de planificación de tratamientos Xio

El SPT Xio es una aplicación de planificación de tratamientos 3D e IMRT, utiliza el sistema operativo Linux. El SPT Xio tiene herramientas que permiten la simulación de unidades de tratamiento utilizando un algoritmo de pencil beam que permite el cálculo de dosis absorbida, es un software que puede importar imágenes DICOM de TC y resonancia magnética, dispone de herramientas de contorno. El SPT Xio utilizado ha sido validado para tratamientos de RTC-3D por lo que se ha utilizado en el presente trabajo para calcular tiempos de dosis en el centro del fantoma Octavius 4D en una configuración RTC-3D.

2.2.8. Sistema para análisis gamma Verisoft

Verisoft es un software diseñado para la verificación del plan del paciente en las técnicas de VMAT e IMRT mediante medición permite un cálculo independiente de la distribución de dosis, útil como control de calidad en la rutina clínica.

Verisoft compara las matrices de dosis medidas (por ejemplo, las obtenidas con el detector 729) con las correspondientes matrices calculadas (a partir de los sistemas de planificación de tratamiento), además verifica y compara las distribuciones de dosis en VMAT e IMRT utilizando el análisis gamma 2D y 3D utilizando parámetros de análisis definido por el usuario. Las distribuciones de dosis y las comparaciones de matrices son evaluadas y los resultados estadísticos de análisis gamma de la comparación del medido y calculado son presentados de forma numérica y gráfica para un posterior análisis.

2.3. Pruebas al sistema de dosimetría Octavius 4D

2.3.1. Prueba de repetibilidad del Octavius 4D

El objetivo de esta prueba es verificar que para las mismas condiciones de irradiación el Octavius 4D tendrá la misma respuesta. Para el análisis de esta prueba se utilizó el campo de 10 cm x 10 cm con un ángulo de gantry a 0°, ángulo de colimador a 0° con tiempos de tratamiento calculados en el isocentro para entregar una dosis de 100 cGy en el isocentro del fantoma Octavius 4D, se irradió cinco veces, tomando como referencia la primera medida.

El Octavius 4D para medición se alinea con el centro geométrico del fantoma con el eje de giro del gantry del acelerador lineal con su centro geométrico coincidiendo con el isocentro mecánico, se coloca utilizando el sistema de láseres o la luz de campo con las marcas laterales y superior del fantoma.

El análisis se realizó con el software Verisoft utilizando el “análisis gamma 2D” con el criterio de 2 % / 2 mm, 1 % / 1 mm y 0.5 % / 0.5 mm, se eliminó dosis bajas por debajo del 10 % de la dosis máxima global calculada, se comparó con el campo de referencia siendo este la primera medición realizada en esta prueba.

2.3.2. Prueba de linealidad del Octavius 4D

Esta prueba es con la finalidad de verificar que el sistema de dosimetría Octavius 4D tiene una respuesta lineal a diferentes dosis de radiación. Para el análisis de esta prueba se utilizará el campo de 10 cm x 10 cm con ángulo de gantry a 0° y ángulo de colimador a 0°, el fantoma Octavius 4D se irradió con una dosis de 50 cGy, 100 cGy, 200 cGy y 400 cGy calculado en el centro del fantoma Octavius 4D calculado por el sistema de planificación Xio. Las mediciones de 50 cGy, 200 cGy y 400 cGy se compararon con la dosis de 100 cGy utilizando un factor de escala para igualar las respuestas de las dosis.

El Octavius 4D para medición se alinea con el centro geométrico del fantoma con el eje de giro del gantry del acelerador lineal con su centro geométrico coincidiendo con el isocentro mecánico, se coloca utilizando el sistema de láseres o la luz de campo con las marcas laterales y superior del fantoma.

El análisis se realizó con el software Verisoft mediante “análisis gamma 2D” con el criterio de 2 % / 2 mm, 1% / 1 mm y 0.5 % / 0.5 mm, se eliminó las dosis bajas por

debajo del 10 % de la dosis global máxima calculada, se comparó con la imagen de dosis referencial de 100 cGy para lo cual se usó el factor de escala del software verisoft para transformar la dosis a 50 cGy, 200 cGy y 400 cGy, las cuales fueron comparadas con las dosis medidas correspondientes.

2.3.3. Prueba de respuesta del Octavius 4D a la variación de tasa de dosis

Esta prueba es con la finalidad de verificar que la respuesta del sistema de dosimetría Octavius 4D es independiente de la tasa de dosis del acelerador lineal, es muy importante debido a que en la técnica VMAT cambia continuamente la tasa de dosis. Para el análisis de la prueba de linealidad se utilizara el campo de 10 cm x 10 cm con ángulo de gantry a 0° y ángulo de colimador a 0° con una dosis de 100 cGy calculado en el centro del fantoma Octavius 4D calculado por el sistema de planificación Xio, el fantoma se irradió con el tiempo calculado en UM con diferentes tasas de dosis en el acelerador lineal de 500 UM / min, 250 UM / min y 125 UM / min.

El Octavius 4D para medición se alinea con el centro geométrico del fantoma con el eje de giro del gantry del acelerador lineal con su centro geométrico coincidiendo con el isocentro mecánico, se coloca utilizando el sistema de láseres o la luz de campo con las marcas laterales y superior del fantoma.

El análisis se realizó con el software Verisoft utilizando el “análisis gamma 2D” con el criterio de 2 % / 2 mm, 1 % / 1 mm y 0.5 % / 0.5 mm, se eliminó dosis bajas por debajo del 10 % de la dosis global máxima calculada, se comparó con la imagen de referencia siendo esta la distribución de dosis medida con la tasa de 500 UM / min.

2.4. Procedimiento y medidas para validación de la técnica VMAT del sistema de planificación Monaco

Las pruebas para validación de cálculo del sistema de planificación Monaco en la técnica VMAT son las siguientes:

2.4.1. Prueba de verificación de la distribución con geometría de dosis cilíndricas para entrega de dosis con campos angostos

Para esta prueba se utilizó PTV con geometría cilíndrica con áreas transversales circulares de 2 cm y 3 cm de diámetro en dos planificaciones diferentes, las cuales fueron contorneadas en el fantoma cilíndrico Octavius 4D. Con la finalidad de que

se genere con la técnica VMAT un tratamiento con campos angostos y distribuciones de dosis cilíndricas en el fantomas.

Al fantoma Octavius 4D se le tomó una imagen tomográfica, dicha imagen se importó en el SPT Mónaco, cabe mencionar que el fantoma presenta una cavidad de aire utilizada para realizar correcciones durante el proceso de medición, pero cuando se calcula dosis en el fantoma debe ser considerado homogéneo de acuerdo a recomendaciones del fabricante, la densidad del fantoma debe forzarse a 1.016 de densidad electrónica relativa al agua. En el fantoma en el SPT Mónaco se le dibujaron los dos PTV cilíndricos de área transversal circular de 2 cm y 3 cm que coincidan con el eje de giro del fantoma.

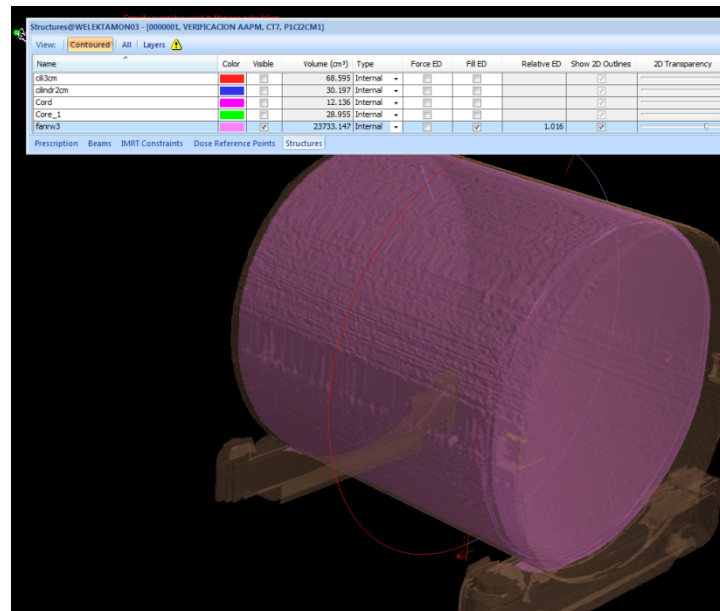


Figura 7. Vista de reconstrucción tomográfica 3D del fantoma Octavius 4D y opción para forzar la densidad electrónica del SPT Monaco.

Se realizó una planificación con una dosis de 300 cGy en una sola fracción en planificaciones separadas.

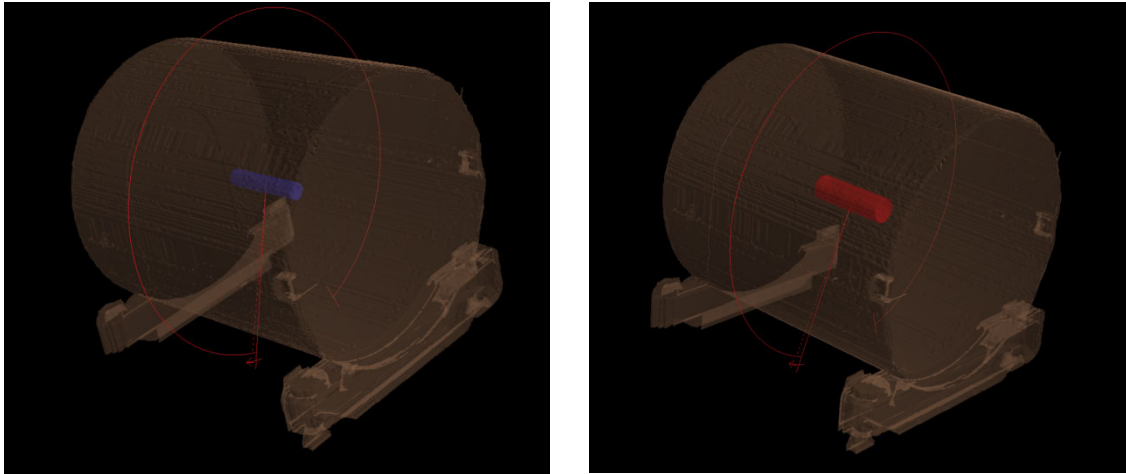


Figura 8. Imagen de reconstrucción 3D de PTVs cilíndricos de área transversal de 2 cm y 3 cm en el fantoma Octavius 4D.

Las medidas se realizaron en el fantoma Octavius 4D y el software de dosimetría Verisoft, y el análisis gamma 3 % / 3 mm y 2 % / 2 mm mediante el uso del software de dosimetría Verisoft.

2.4.2. Prueba de verificación de medición de dosis con cámaras de ionización en geometrías de dosis cilíndricas

Para realizar esta prueba se midió dosis absoluta usando del protocolo de dosimetría TRS 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica, además se usó el fantoma homogéneo. Se realizarán tres planificaciones con contornos de PTV cilíndricos con áreas transversales circulares de 2 cm, 4 cm y 6 cm de diámetro. Los resultados del sistema de planificación se compararán con las mediciones realizadas con la dosis en el eje central.

Al fantoma homogéneo se le tomó una imagen TC, dicha imagen se exportó al SPT Mónaco. El fantoma ya importado en el SPT Mónaco se le dibujaran tres PTV cilíndricos con áreas transversales circulares de 2 cm, 4 cm y 6 cm de diámetro que coincidan con el eje de giro del fantoma, además se contorneo la posición de la cámara de ionización en el fantoma.

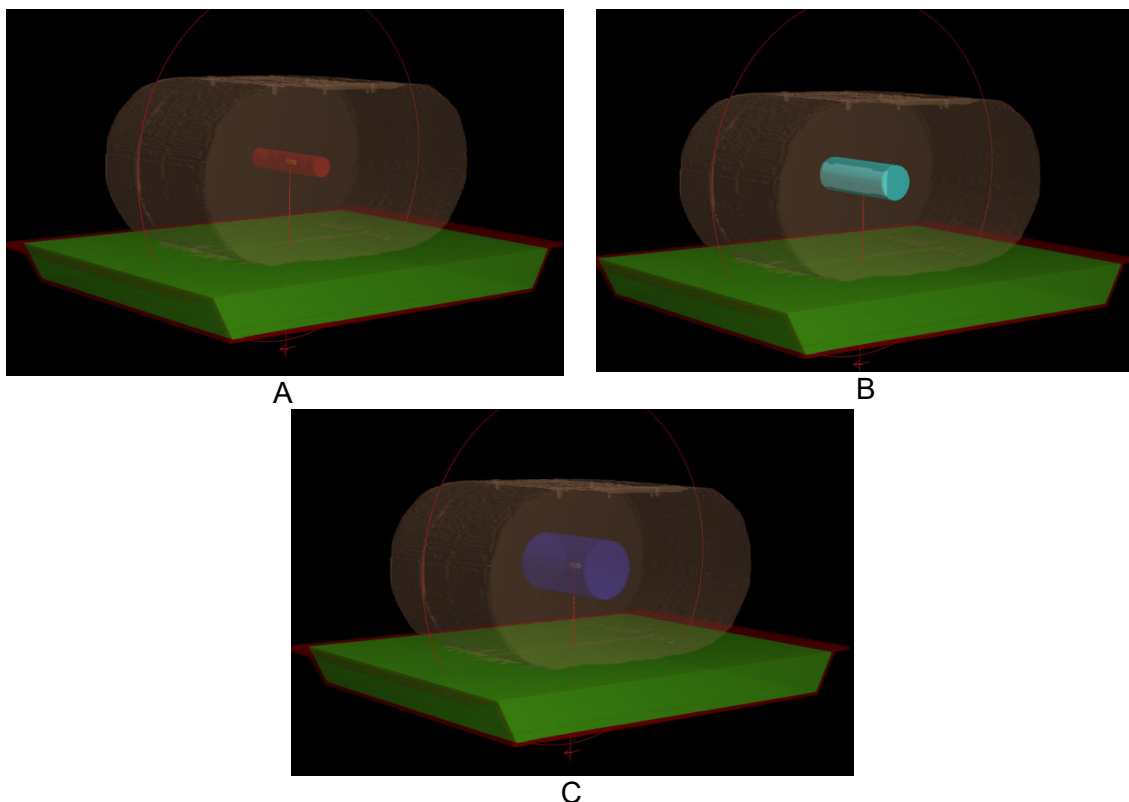


Figura 9. Imagen de reconstrucción 3D de PTV cilíndricos reconstruida de la imagen tomográfica del fantoma homogéneo A. PTV de 2 cm, B. PTV de 4 cm y C. PTV de 6 cm con contorno de cámara de ionización en el isocentro.

Las planificaciones se realizan con el fantoma homogéneo y se especificó una dosis de 600 cGy al volumen PTV, se dibujó una estructura que consideró el volumen de la cámara de ionización en el centro geométrico y se tomó el valor medio de la dosis calculado por el SPT Mónaco para ser comparado con el valor medido por la cámara de ionización.

Se midieron las dosis con cámara de ionización utilizando el protocolo TRS 398 del OIEA, la evaluación de los resultados se realizó de acuerdo a las recomendaciones del documento técnico Tecdoc 1540 [21, 22] del OIEA, en el cual se calcula el error relativo (Error (%)) a partir del valor calculado por el sistema de planificación de tratamiento (D_{cal}) y la dosis medida (D_{med}) por la siguiente expresión:

$$\text{Error (\%)} = 100 \left(\frac{D_{cal} - D_{med}}{D_{med}} \right) \% \quad (2.1)$$

2.4.3. Pruebas de simulación de tratamientos del TG119

2.4.3.1. Caso prueba de simulación de PTV en cabeza y cuello con VMAT

Se realizó la planificación de un PTV en Cabeza y Cuello con los contornos recomendados por la publicación del TG-119 de la AAPM que incluye un PTV típico de tratamientos de cabeza y cuello y como OAR los ganglios del cuello posterior, las glándulas parótidas en la parte superior del PTV y médula.

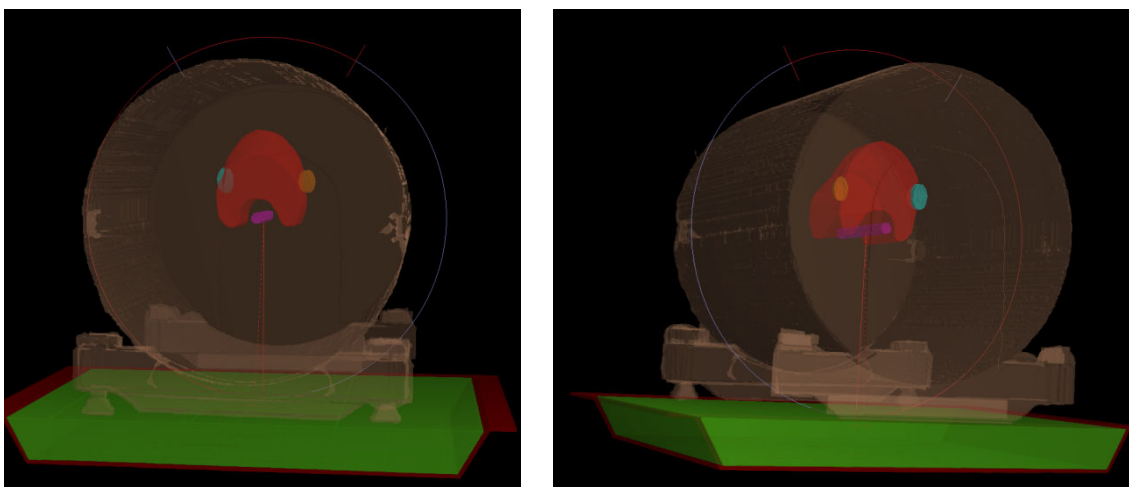


Figura 10. Diferentes vistas de la estructura de PTV en cabeza y cuello, médula ganglios y glándulas parótida en el fantoma Octavius 4D.

Estructuras adaptadas: AAPM, “TG-119 IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning , Measurement and Analysis”, 2009.

Al fantoma Octavius 4D se le tomó una imagen tomográfica, dicha imagen se importó al SPT Mónaco, cabe mencionar que el fantoma presenta una cavidad de aire utilizada para realizar correcciones durante el proceso de medición, pero cuando se calcula dosis en el fantoma debe ser considerado homogéneo de acuerdo a recomendaciones del fabricante, la densidad del fantoma debe forzarse a 1.016 de densidad electrónica relativa al agua. Sobre la estructura de cabeza y cuello en el fantoma Octavius 4D se realizaron tres planificaciones utilizando las opciones de optimización de Tight, Narrow y Normal del SPT Mónaco. La planificación de tratamiento se realizó con un arreglo de 4 semiarcos con haces de fotones de 6 MV de energía nominal y utilizando la técnica VMAT con el algoritmo Montecarlo y una incertidumbre estadística de 0.5 % en el cálculo.

El análisis gamma se realizó utilizando el software Verisoft con el criterio de 3 % / 3 mm y 2 % / 2 mm. La dosis a entregarse se planificó en 25 fracciones lo que permitirá evaluar el tratamiento en condiciones clínicas.

2.4.3.2. Caso prueba de PTV en forma de C con VMAT

En esta prueba el PTV en forma de C y rodea a una estructura central que se evita, el núcleo central es un cilindro de 1 cm de radio que simula el OAR Médula. La separación entre el núcleo y el PTV es 0.5 cm, por lo que el arco interior del PTV es 1.5 cm de radio. El arco exterior de la PTV es de 3.7 cm de radio. El PTV es de 8 cm de largo y el núcleo es 10 cm de largo.

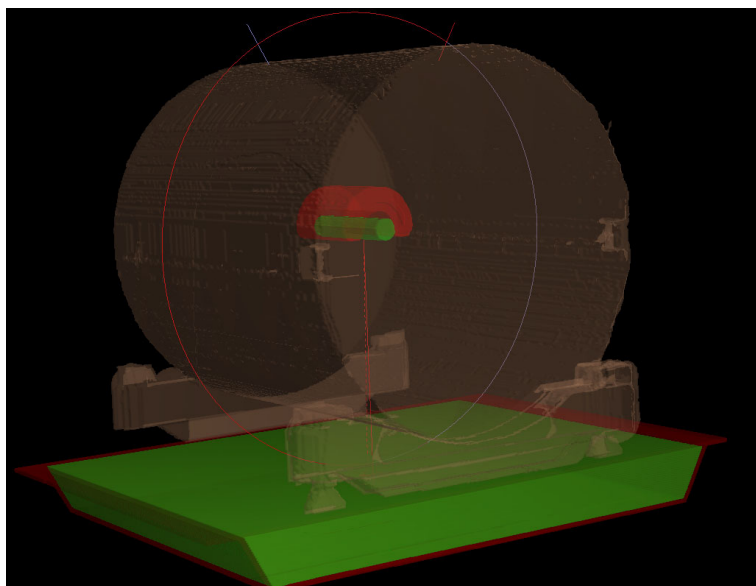


Figura 11 Vista del caso prueba de PTV en forma de C con las estructuras de PTV y médula dibujadas en la TC del Octavius 4D.

Estructuras adaptadas de AAPM, "TG-119 IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning, Measurement and Analysis", 2009.

Al fantoma Octavius 4D se le tomó una imagen tomográfica, dicha imagen se importó al SPT Mónaco, cabe mencionar que el fantoma presenta una cavidad de aire utilizada para realizar correcciones durante el proceso de medición, pero cuando se calcula dosis en el fantoma debe ser considerado homogéneo de acuerdo a recomendaciones del fabricante, la densidad del fantoma debe forzarse a 1.016 de densidad electrónica relativa al agua. Tomando en cuenta las estructuras en el fantoma Octavius 4D se realizaron tres planificaciones utilizando las opciones de optimización de Tight, Narrow y Normal del SPT Mónaco.

La planificación de los tratamientos se realizó con un arreglo de 4 semiarcos de 6MV de energía nominal utilizando la técnica VMAT con algoritmo Montecarlo con una incertidumbre estadística de 0.5 % de cálculo. Esta prueba se analizó utilizando el criterio gamma 3D de 3 mm / 3 %, 2 mm / 2 %. La dosis a entregarse será en 25 fracciones lo que permitirá evaluar el tratamiento bajo condiciones clínicas.

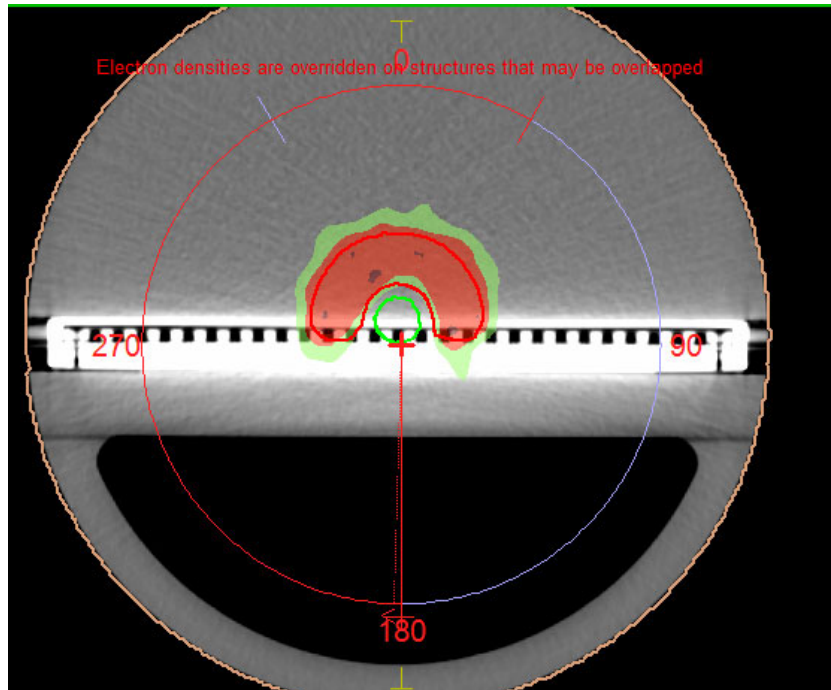


Figura 12. Vista transversal del fantoma Octavius 4D con las estructuras de la prueba de PTV en forma de C.

2.4.4. Simulación de tratamientos con fantoma de tórax

Para la realización de esta prueba se consideraron cuatro planificaciones con el isocentro mecánico del acelerador lineal dentro tanto en el interior como exterior del PTV.

Se realizaron tomografías para poder establecer diferentes condiciones de medida y la posibilidad de mover la cámara de ionización a posiciones reproducibles durante la medición.

Se verificó el cálculo de dosis absoluta realizado por el SPT Mónaco con medidas de cámara de ionización en posiciones definidas dentro del fantoma antropomórfico de tórax en tratamientos VMAT.

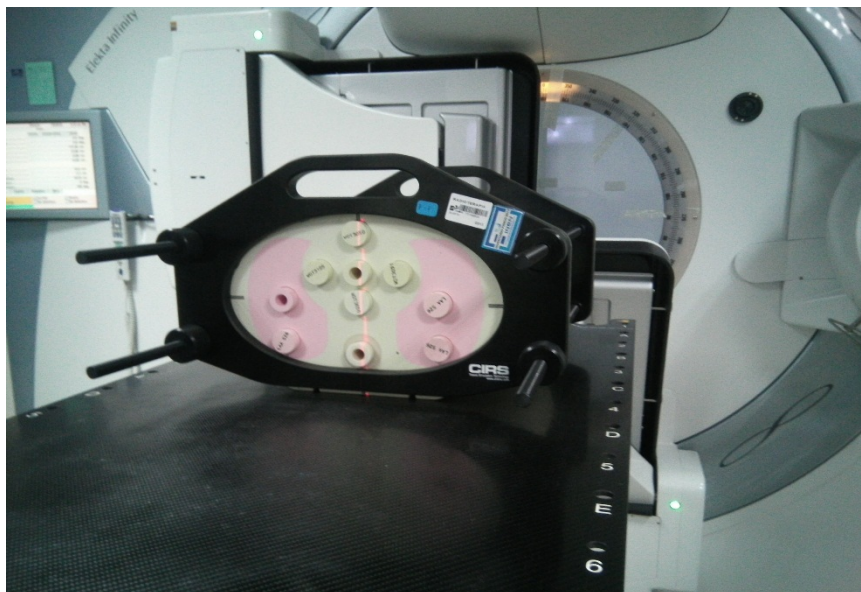


Figura 13. Fantoma antropomórfico de tórax que se utilizó para mediciones con cámara de ionización.

2.4.4.1. Simulación de tratamiento en un fantoma de tórax con PTV en zona con equivalencia a agua

Para realizar la presente prueba se simularon dos planificaciones con diferente PTV cilíndricos. La planificación consistirá en la planificación en la técnica VMAT utilizando un solo arco con 360° de giro del gantry.

Se especificó una dosis de 300 cGy en condiciones predeterminadas para el uso clínico, se dibujo estructuras que consideran el volumen de la cámara de ionización en tres ubicaciones que coincidan con los insertos en el fantoma y se tomó el valor medio de la dosis calculado por el SPT Mónaco para ser comparado con el valor medido de la cámara de ionización.

- A. En la primera prueba se utilizó un PTV cilíndrico de diámetro grande ubicado en una zona de tejido equivalente se colocaron las cámaras de ionización en las siguientes ubicaciones: punto A ubicado en el interior del PTV, punto B ubicado en el OAR pulmón y punto C ubicado en el OAR pulmón.
- B. En la segunda prueba se utilizó un PTV cilíndrico de diámetro pequeña ubicado en una zona de tejido equivalente se colocaron las cámaras de ionización en las siguientes ubicaciones: punto A ubicado en el interior del PTV, punto B ubicado en el OAR pulmón y punto C ubicado en el OAR médula.

Se determino la dosis absoluta con cámara de ionización utilizando el protocolo TRS 398 del OIEA en tres posiciones, la evaluación de los resultados se realizó de acuerdo a las recomendaciones del documento técnico Tecdoc 1540 [21, 22] del OIEA, en el cual se calcula el error relativo (Error (%)) ver ecuación 2.1) a partir del valor calculado por el sistema de planificación de tratamiento (D_{cal}) y la dosis medida (D_{med}).

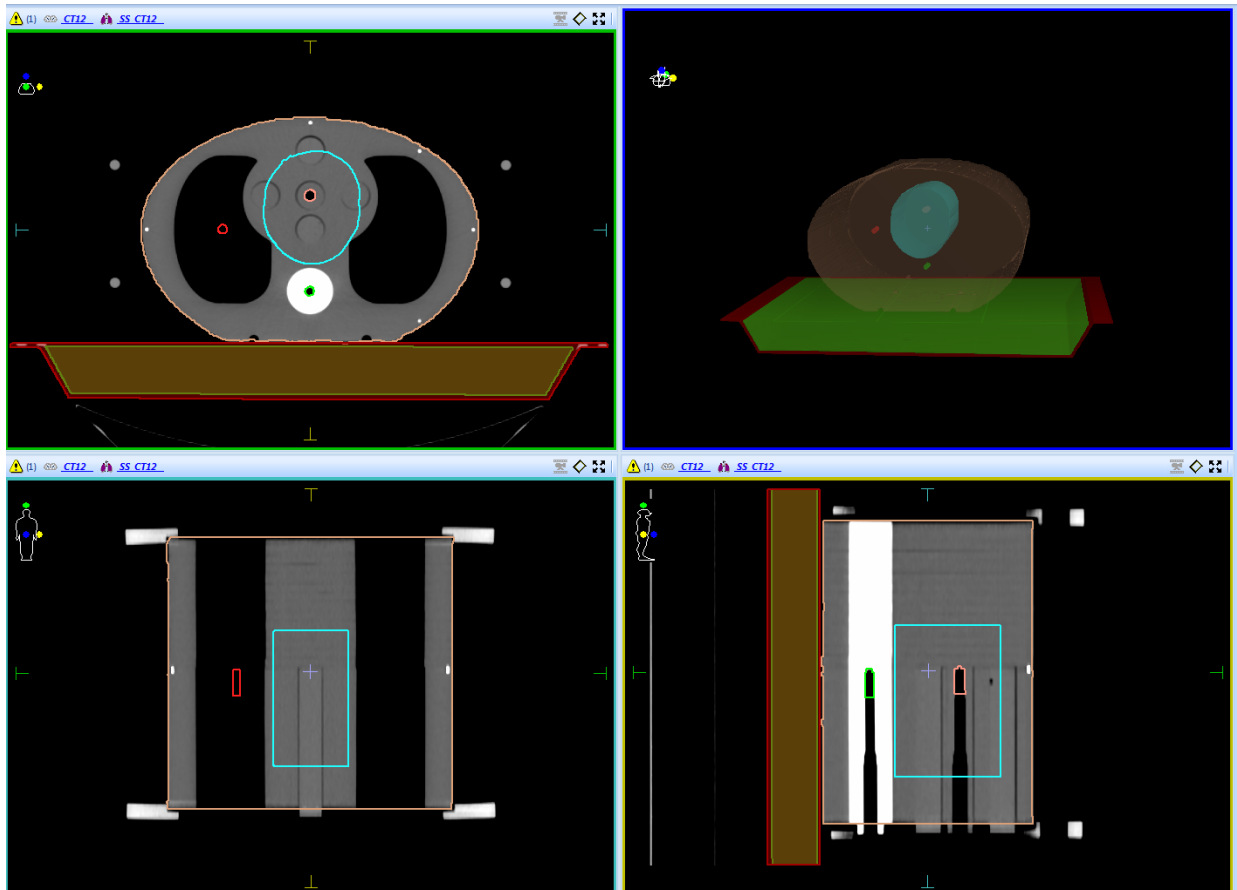


Figura 14. Imagen de TC y reconstrucción del fantoma antropomórfico de tórax con contorno de PTV cilíndrico de diámetro mayor y posiciones de cámara de ionización.

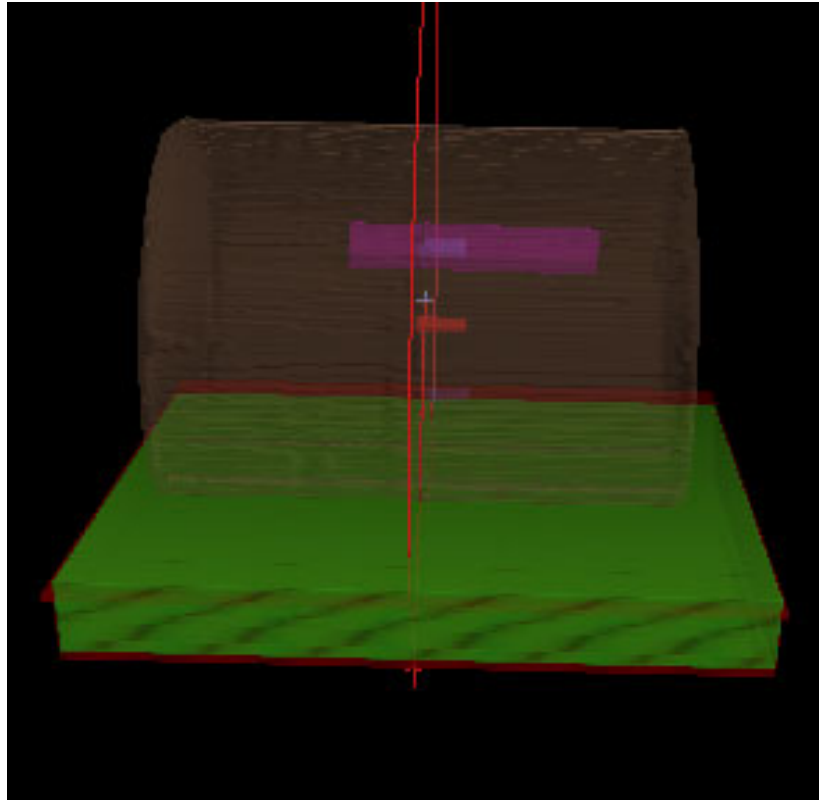


Figura 15. Imagen de reconstrucción 3D de los contornos de la planificación de PTV cilíndrico de diámetro menor y cámaras de ionización.

2.4.4.2. Simulación de tratamientos con fantoma de tórax con PTV en zona rodeada de heterogeneidades de pulmón y hueso

En el presente tratamiento se realizó dos planificaciones utilizando PTV cilíndrico, un PTV en pulmón para lo cual se colocó un inserto con equivalencia a agua en la ubicación del fantoma de tórax, la otra planificación se realizó con un PTV rodeado de hueso en inserto con equivalente a agua. La planificación consistirá en una planificación en la técnica VMAT utilizando un solo arco de 360° de giro del gantry.

Se especificó una dosis de 300 cGy en condiciones predeterminadas para su uso clínico, se dibujó estructuras que consideran el volumen de la cámara de ionización en cuatro ubicaciones que coincidan con los insertos en el fantoma y se tomó el valor medio de la dosis calculado por el SPT Mónaco para ser comparado con el valor medido de la cámara de ionización, la ubicación de las cámaras de ionización corresponden según la posición del PTV y son las siguientes.

- A. En la primera planificación con PTV ubicado en el pulmón, la ubicación de las cámaras de ionización son las siguientes: punto ubicado en el PTV pulmón (posición A), OAR1 (posición B), OAR2 (posición C) y OAR Médula (posición D).

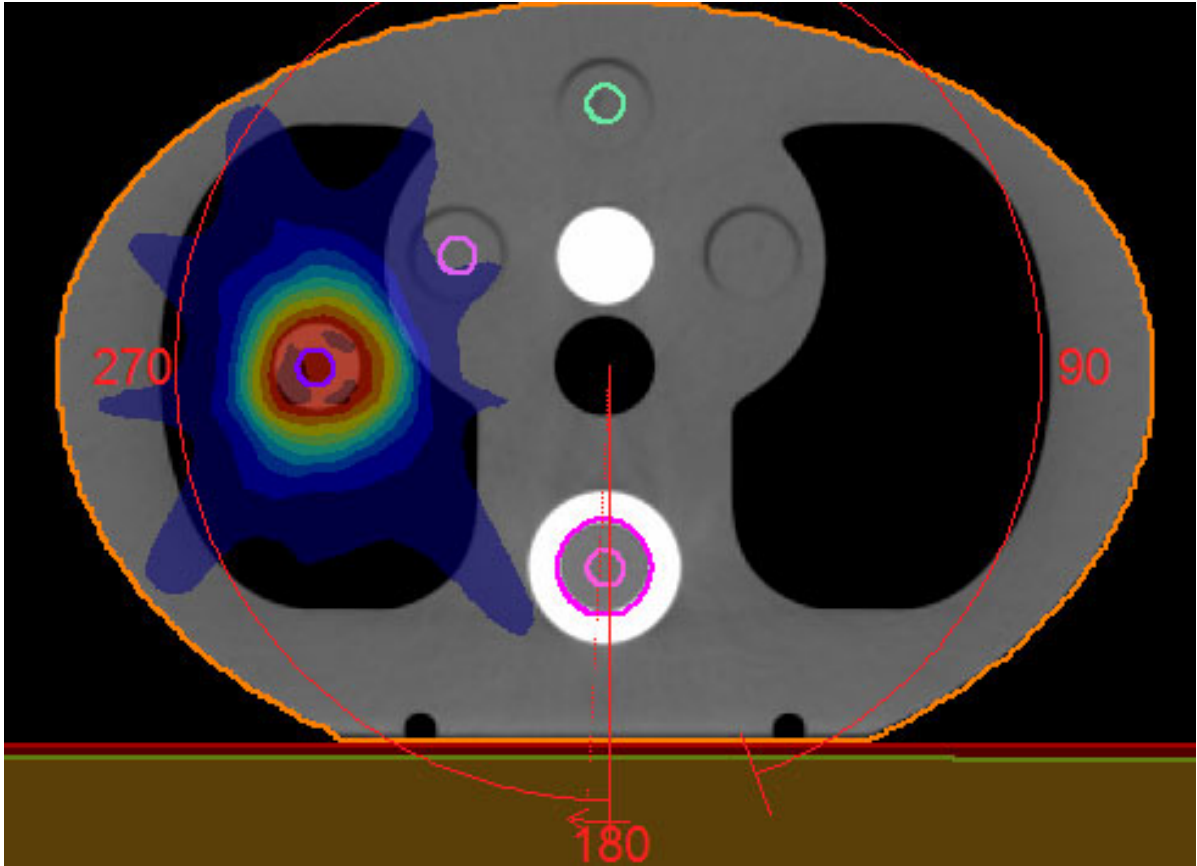


Figura 16. Imagen transversal de la planificación con PTV en pulmón donde se observa la posición de las cámaras de ionización.

- B. En la segunda planificación se considerará un PTV ubicado en la médula con la ubicación de las cámaras de ionización, son las siguientes: punto ubicado en el OAR Pulmón (posición A), OAR1 (posición B), OAR2 (posición C) y PTV medula (posición D).

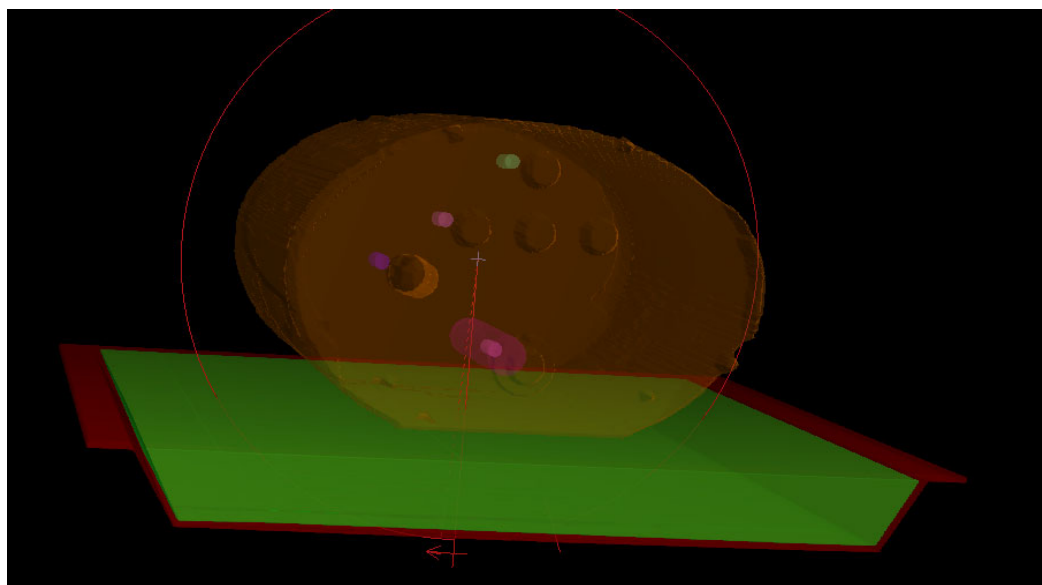


Figura 17. Imagen de reconstrucción de contornos en 3D con PTV en médula, se observan la posición de las cámaras de ionización.

Se especificó una dosis de 300 cGy al volumen PTV, se dibujó estructuras que consideran el volumen de la cámara de ionización en las cuatro ubicaciones que coincidan con los insertos en el fantoma y se tomó el valor medio de la dosis calculada por el SPT Mónaco en los volúmenes designados para las cámaras de ionización para ser comparado con el valor medido de la cámara de ionización.

Se determinó la dosis con cámara de ionización utilizando el protocolo TRS 398 del OIEA en tres posiciones: en el interior del PTV, en médula rodeado de hueso y en pulmón, la evaluación de los resultados se realizó de acuerdo a las recomendaciones del documento técnico Tecdoc 1540 [21, 22] del OIEA, en el cual se calcula el error relativo (Error (%)) ver ecuación 2.1) a partir del valor calculado por el sistema de planificación de tratamiento (D_{cal}) y la dosis medida (D_{med}).

2.5. Mediciones y análisis Gamma

En el presente trabajo las mediciones se realizaron con el Octavius 4D y la cámara de ionización. El Octavius 4D proporciona mediciones de distribuciones de dosis absoluta por lo que podemos utilizar el análisis gamma como método de análisis y la cámara de ionización para mediciones de dosis absoluta, en ambos casos para la validación del SPT se comparó los valores medidos en el acelerador lineal con los valores calculados por el SPT Mónaco.

2.5.1. Análisis gamma de las distribuciones de dosis

El análisis gamma 3D y 2D se realizó con el criterio de 3 % y 3 mm de distancia con porcentaje de puntos gamma ≤ 1.00 no deberá ser menor a 90 %. Se considerará además como normalización el punto de dosis máxima global y no se considerarán dosis umbral menores a 10% de la dosis máxima global.

Se realizó la evaluación de análisis gamma con 2 % / 2 mm para enfatizar áreas en desacuerdo. La aplicación de un criterio gamma 2 % / 2 mm es para descubrir áreas con problemas fácilmente corregibles pueden estar ocultos en el criterio más alto de 3 % / 3 mm como índice de aprobación.

En la siguiente tabla 2 se resume la evaluación para la técnica VMAT.

Tabla 2. Se establecen los instrumentos a utilizarse y los criterios de tolerancia en diferentes regiones de cálculo.

Método de medición	Región	Tolerancia
Cámara de ionización	Región de PTV de bajo gradiente	2% de dosis prescrita
	Región OAR	3% de dosis prescrita
de matriz de cámaras	Todas las regiones	Criterio de aceptación: 3%/3mm, pero se analizarán áreas que no pasan 2%/2mm,
Prueba de Desempeño	Región PTV de bajo gradiente	5% de dosis prescrita

2.5.2. Medición de dosis con cámara de ionización en condiciones de no referencia

La medición de la dosis se da utilizando el protocolo TRS 398 [23], para el cual se utilizó la siguiente fórmula:

$$D_{w,Q} = M_Q k_{pol} k_s k_{tp} N_{D,w,Q} k_{q,q0} \quad (2.2)$$

Los valores de k_{pol} (factor de corrección por polarización), k_s (factor de corrección por recombinación) y $k_{q,q0}$ (corrección por la calidad del haz) fueron obtenidos de la calibración absoluta del acelerador lineal en condiciones de referencia. k_{tp} es el factor de corrección de presión y temperatura, M_Q es la medida de la carga de

ionización y N_{D,w,q_0} es el factor de calibración en agua entregada por un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica en la calidad de energía de Co-60 (q_0).

La calibración absoluta del acelerador lineal es bajo condiciones de referencia, a 100 cm de distancia fuente superficie, se utiliza un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm y la dosis de referencia es a 1.5 cm de profundidad en agua para que el equipo entregue 1 cGy / UM, usualmente se mide a 5 cm ó 10 cm y con el porcentaje de dosis en profundidad se calcula la dosis de referencia.

Tabla 3. Valores de referencia de calibración absoluta del acelerador línea Infinity

Distancia fuente superficie	Tamaño de campo	Profundidad (cm)	Tasa de dosis cGy / UM	Técnica
100 cm	10 cm x 10 cm	1.5	1.00	DFS constante

2.5.2.1. Consideraciones generales sobre medida e incertidumbre de una magnitud

El Comité Internacional de Pesas y Medidas, establece que la incertidumbre está asociada a una medida y un parámetro que caracteriza la dispersión de los valores “que podrían atribuirse razonablemente al mensurando”. Es una medida de la falta de conocimiento exacto después de haber eliminado todos los efectos sistemáticos reconocidos aplicando las correcciones apropiadas [23].

En un conjunto de varias medidas, la mejor estimación de la magnitud x_i es el valor promedio de las medidas [23].

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (2.3)$$

Las incertidumbres de las medidas usualmente se expresan como incertidumbres típicas relativas, además la clasificación de las incertidumbres típicas se basa en su forma de evaluación y se clasifican en tipo A y tipo B.

A Incertidumbre tipo A

La evaluación de las incertidumbres de tipo A se realiza con análisis estadístico de una serie de mediciones [23].

La denominada desviación típica de valores medidos x_i , alrededor de la media aritmética \bar{x} puede caracterizarse por la desviación típica [23]:

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (2.4)$$

La desviación típica del valor medio [23] se calcula con la siguiente fórmula:

$$s(\bar{x}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n - 1)}} \quad (2.5)$$

La incertidumbre típica de tipo A es la desviación típica del valor medio [23]:

$$\Delta x_A = s(\bar{x}) \quad (2.6)$$

B Incertidumbre de tipo B

Su evaluación se basa en diferentes métodos del análisis estadístico [23].

C Incertidumbre combinada de mediciones indirectas

Considerando el siguiente mensurando:

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_j) \quad (2.7)$$

Entonces la incertidumbre combinada de mediciones indirectas de las incertidumbre Δy_c esta dada por la siguiente expresión:

$$\Delta y_c = \sqrt{\sum_{i=1}^j \left(\frac{\partial y}{\partial x_i}\right)^2 (\Delta x_i)^2} \quad (2.8)$$

Donde todas las magnitudes x_i son independientes.

D Incertidumbre combinada y expandida

Sean las incertidumbres Δx_A y Δx_B tipo A y B respectivamente, la incertidumbre típica combinada es:

$$\Delta x = \sqrt{\Delta x_A^2 + \Delta x_B^2} \quad (2.9)$$

La incertidumbre estándar de medición no es adecuada para demostrar la conformidad de un valor medido con una especificación. Es cierto que indica la calidad de un resultado de medición, sin embargo, la prueba de conformidad requiere un rango que cubra una alta fracción de valores consistentes con la condición de medición. El comercio y la industria utilizan la incertidumbre expandida de medición derivada de la incertidumbre estándar de medición.

Se elige un factor de cobertura (k) de modo que el intervalo de incertidumbre cubra una amplia fracción de valores de tal manera que pueda ser utilizada para comparar.

$$U = k \Delta y \quad (2.10)$$

$$I_y = [y - U; y + U] \quad (2.11)$$

2.5.2.2. Incertidumbre asociada a la medición de dosis absoluta

A Incertidumbre del factor de corrección de presión y temperatura

Para la evaluación de la incertidumbre de la presión se utilizó la de tipo A. Durante la medición el valor de la presión se encontró en $P_m = 995.1$ hPa y se evaluó una desviación típica del valor medio durante las mediciones de $\Delta P = 0.06$ hPa debido a lo cual podemos considerar una incertidumbre relativa de la presión es de:

$$\frac{\Delta P}{P_m} = 0.01 \% \quad (2.12)$$

La incertidumbre de la temperatura se evaluó considerando el tipo B. Durante la medición de la temperatura se encontró que en promedio fue de $T_m = 21.23$ °C con una incertidumbre relativa de 0.015 % considerando un factor de cobertura de k=1, tendremos un valor relativo de incertidumbre de:

$$\frac{\Delta T}{273,15 + T_m} = 0.01 \% \quad (2.13)$$

Si utilizando la fórmula de propagación de incertidumbre podemos deducir la ecuación para el cálculo más probable de la incertidumbre del factor de corrección de presión y temperatura dada por la siguiente ecuación:

$$\frac{\Delta k_{TP}}{k_{TP}} = \sqrt{\left(\frac{\Delta P}{P_m}\right)^2 + \left(\frac{\Delta T}{273.15 + T_m}\right)^2} \quad (2.14)$$

De donde:

$$\frac{\Delta k_{TP}}{k_{TP}} = 0,014 \quad \% \quad (2.15)$$

B. Incertidumbre del factor de calibración $N_{D,w}$

Para la evaluación de la incertidumbre del factor de calibración se ha considerado la de tipo B además se ha considerado con un factor de cobertura de 1. De acuerdo con el certificado de calibración, la incertidumbre asociada es de 1.3 % con un factor de cobertura de $k = 2$ por lo que para un factor de cobertura de $k = 1$ será 0.65 %.

$$\frac{\Delta N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q}} = 0.65 \quad \% \quad (2.16)$$

C. Incertidumbre del factor de calibración k_{pol} , k_s y $k_{q,q0}$

Para la evaluación de la incertidumbre k_{pol} , k_s y $k_{q,q0}$ se realizó con una evaluación de tipo A y la incertidumbre de la lectura cámara de ionización se estimó en base a lecturas de anteriores calibraciones para determinar la desviación típica del valor medio como valor de incertidumbre.

La incertidumbre de la medida de la corrección de la calidad del haz $k_{q,q0}$ tiene una incertidumbre tipo B de acuerdo al protocolo de calibración dosimétrica TRS-398 ya que presenta una incertidumbre típica combinada de 1 % [23].

El cálculo de la incertidumbre de la dosis se realizó a partir de varias fechas y se utilizó la fórmula (2.5) para determinar la incertidumbre tipo A de k_{pol} , k_s y $k_{q,q0}$, los resultados se han colocado en la tabla 4, utilizando la ecuación (2.9) la Incertidumbre combinada de $k_{q,q0}$ es 1.0 %.

Tabla 4. Medida e incertidumbre de k_{pol} , k_s y $k_{\text{q,q0}}$.

Magnitud	Promedio	Δk_A (%)	Δk_B (%)	Δk (%)
k_{pol}	1.001	0.24	--	0.24
k_s	1.002	0.05	--	0.05
$k_{\text{q,q0}}$	0.9896	0.02	1	1.00

Δk_A : Incertidumbre tipo A

Δk_B : Incertidumbre tipo B

Δk : Incertidumbre combinada

D. Incertidumbre de la medida de carga eléctrica M_Q

Para la evaluación de la incertidumbre de M_Q se estimó considerando un tipo A usando las medidas directamente, los valores calculados serán consignados en resultados.

E. Incertidumbre de la dosis absoluta

Para estimar la incertidumbre de las mediciones se calcularán por separado las incertidumbres de las magnitudes independientes, además la incertidumbre de la dosis absoluta D se calcula de la ecuación de incertidumbre combinada de mediciones independientes.

La incertidumbre de la medida de dosis (ΔD) estará dado por la ecuación (2.17) la cual se deduce de las ecuaciones (2.2) y (2.8).

$$\frac{\Delta D}{D} = \sqrt{\left(\frac{\Delta M_Q}{\bar{M}_Q}\right)^2 + \left(\frac{\Delta k_{\text{pol}}}{\bar{k}_{\text{pol}}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta k_s}{\bar{k}_s}\right)^2 + \left(\frac{\Delta k_{\text{TP}}}{\bar{k}_{\text{TP}}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta N_{\text{D,w,Q}}}{\bar{N}_{\text{D,w,Q}}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta k_{\text{q,q0}}}{\bar{k}_{\text{q,q0}}}\right)^2} \quad (2.17)$$

CAPÍTULO III

ANALISIS DE RESULTADOS

3.1. Resultados de las pruebas de dosimetría al Octavius 4D

3.1.1. Prueba de repetibilidad de Octavius 4D

En esta prueba se ha realizado análisis gamma 2D de un campo de 10 cm x 10 cm, se considera la primera medición (P1) como imagen de referencia (REF), se observa de los resultados de la tabla 5 para el análisis de 0.5 % / 0.5 mm valores mayores a 97 % y en promedio de 97.5 %. Además, en el análisis gamma 2D de 1 % / 1 mm y 2 % / 2 mm resultados de 100%, considerando que el análisis de 2 % / 2 mm es un análisis muy restrictivo podemos considerar que el Octavius 4D presenta una adecuada respuesta a la prueba de repetibilidad.

Tabla 5. Resultados de análisis gamma de un campo de 10 cm x 10 cm medido varias veces con el Octavius 4D para la prueba de repetibilidad.

Prueba	Análisis gamma 2D (%)		
	2 % / 2 mm	1 % / 1 mm	0.5 % / 0.5 mm
P1	REF	REF	REF
P2	100	100	97.7
P3	100	100	97.4
P4	100	100	97.8
P5	100	100	97.2
Promedio	100	100	97.53

3.1.2. Prueba de linealidad del Octavius 4D

Para el análisis de linealidad se midió diferentes dosis con el Octavius 4D, se comparó y utilizo la imagen de 100 cGy como referencia, las imágenes se compararon utilizando un factor de escala de dosis que puede ser ingresado en la aplicación Verisoft, se utilizó un factor de 2 para la dosis de 50 cGy, un factor de 0.5 para 200 cGy y un factor de 0.25 para la dosis de 400 cGy, como se observa de las comparaciones con la dosis de 100 cGy dichos factores permiten establecer una excelente correspondencia, encontrándose una adecuada linealidad de la respuesta

del Octavius 4D, siendo para un análisis de 1 % / 1 mm con valores promedio de 99.8 % y valores que superan el 99.6 %, y en un análisis de 2 % / 2 mm de 100 % que es considerado muy restrictivo.

Tabla 6. Resultado de análisis gamma 2D de mediciones con diferentes dosis medidas con el Octavius 4D para la prueba de linealidad.

Dosis	Análisis gamma 2D (%)		
	2 mm / 2 %	1 mm / 1 %	0.5 mm / 0.5 %
50 cGy	100	99.9	95.3
100cGy	REF	REF	REF
200 cGy	100	99.9	95.6
400 cGy	100	99.6	81.6

3.1.3. Prueba de respuesta del Octavius 4D a la variación de tasa de dosis

Para el análisis de respuesta del Octavius 4D se comparó la medición hecha de la misma dosis a diferentes tasas de dosis, se utilizó la imagen obtenida con la tasa de referencia de 500 UM/min, en la tabla 7 se observa una excelente respuesta del Octavius 4D a la variación de tasa de dosis, en el análisis gamma 2D con 1 % / 1 mm una correspondencia de 98.0 % de puntos menores a 1, siendo 100 % para un análisis de 2 % / 2 mm que es considerado muy restrictivo. Podemos considerar de estos resultados que el Octavius 4D es independiente de la variación de la tasa de dosis.

Tabla 7. Resultado de análisis gamma 2D de mediciones con variación de tasa de dosis con el fantoma Octavius 4D.

Dosis	Análisis gamma 2D (%)		
	2 mm / 2 %	1 mm / 1 %	0.5 mm / 0.5 %
125 UM / min	100	98.0	85.4
250 UM / min	100	99.2	93.2
500 UM / min	REF	REF	REF

3.2. Resultados de las pruebas de validación de la técnica VMAT

Los resultados de las pruebas son las siguientes:

3.2.1. Resultado de la medición de la distribución con geometrías de dosis cilíndricas para entrega de dosis con campos angostos

Los resultados del análisis gamma 3D obtenidas con el software verisoft se observan en la tabla 8, se ha comparado la distribución de dosis volumétrica calculada por el SPT Mónaco y medida por el sistema Octavius 4D. Los resultados muestran hay una buena correspondencia entre la dosis calculada Mónaco y medida con resultados mayores a 99 % en un análisis de 3 mm / 3 % y mayores a 94 % en un análisis de 2 mm / 2 %.

Tabla 8. Resultado de análisis gamma 3D de distribuciones de dosis cilíndricas calculadas por el SPT Mónaco y medidas el fantoma Octavius 4D.

Diámetro de PTV cilíndrico	Análisis gamma 3D (%)	
	3 mm / 3 %	2 mm / 2 %
2 cm	99.8	96.6
3 cm	99.6	94.7

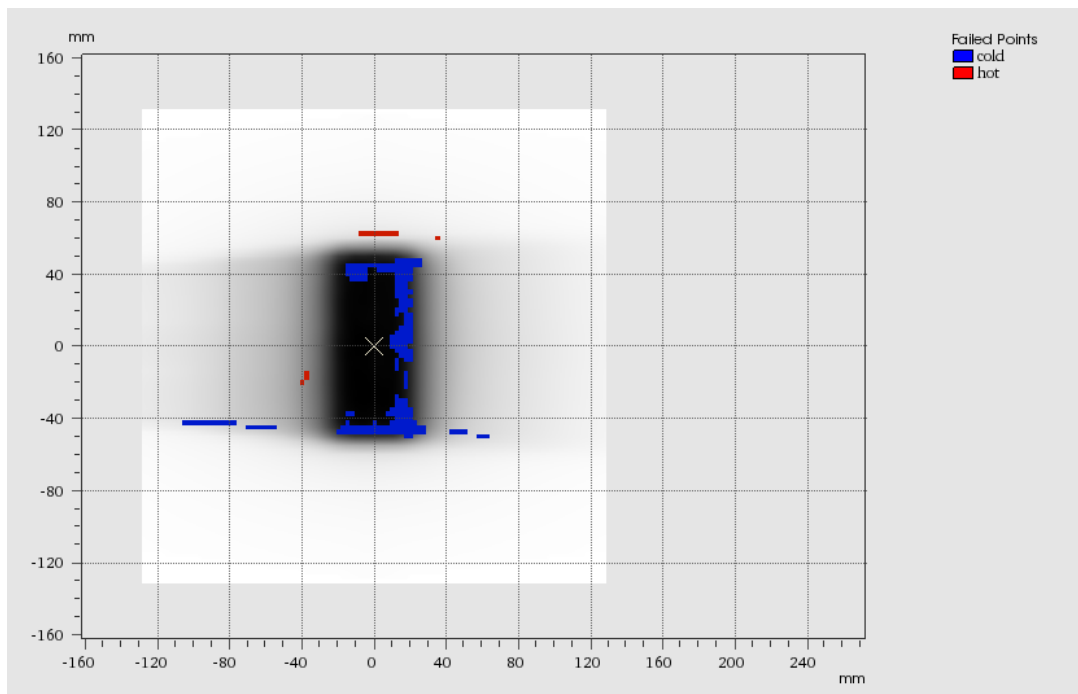


Figura 18. Imagen de comparación de dosis en el plano sagital del fantoma Octavius 4D en un análisis gamma 2D con 2 % / 2 mm.

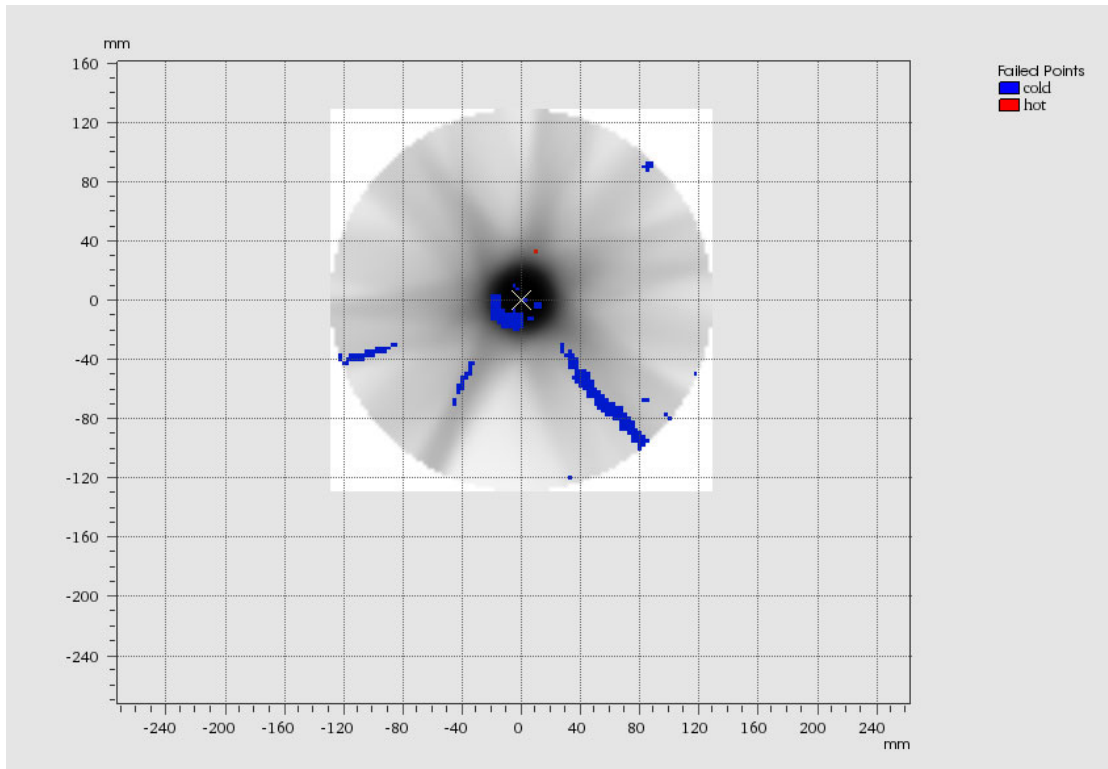


Figura 19. Imagen de comparación de dosis en el plano transversal del fantoma Octavius 4D en un análisis gamma 2D con 2 % / 2 mm.

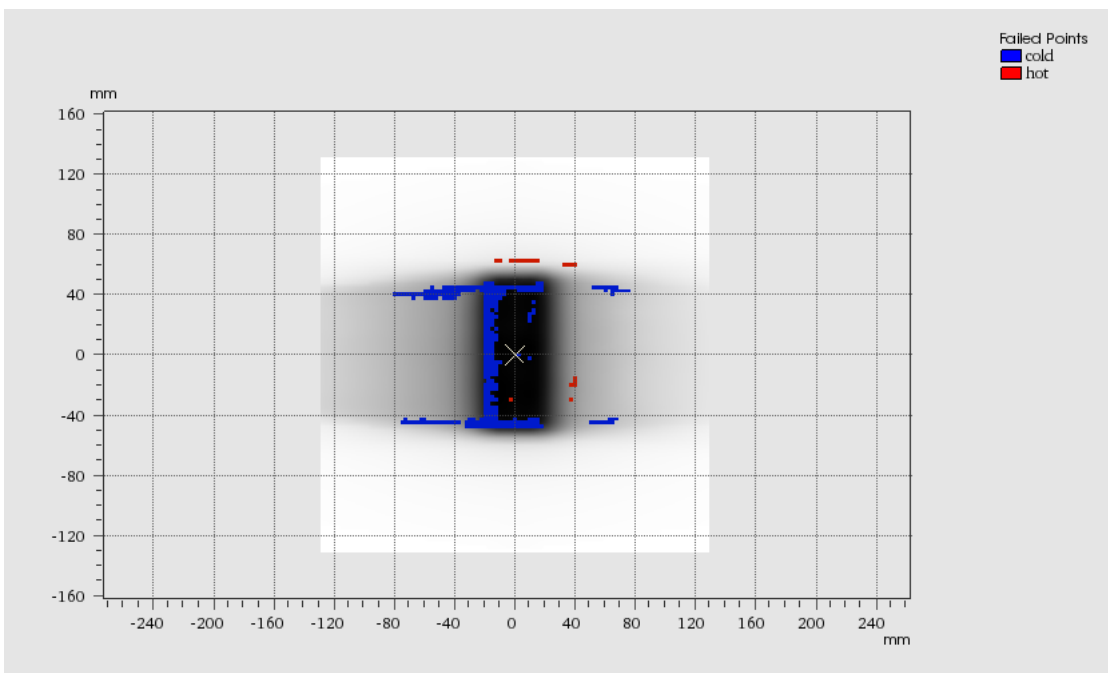


Figura 20. Imagen de comparación de dosis en el plano coronal del fantoma Octavius 4D en un análisis gamma 2D con 2 % / 2 mm.

De la figura 18, 19 y 20 se observa que la zona con gamma mayores a 1 son zonas de alto gradiente y zonas de baja dosis comparada con la planificada, esto debido a que la incertidumbre de cálculo es mayor, sin embargo se debe considerar que un análisis gamma 2D de 2 % / 2 mm es muy restrictivo que permite detectar las zonas de mayor discrepancia.

3.2.2. Prueba de verificación de medición de dosis con cámaras de ionización en geometrías de dosis cilíndricas

En la tabla 9, se muestra la comparación entre la dosis calculada por el SPT Mónaco y medida con una cámara de ionización en el eje del cilindro para diferentes tamaños de diámetro, como se observa el máximo error detectado en el cilindro de 4 cm con -1.63 %. Como la tolerancia en esa zona es de 2 % podemos concluir que tenemos un adecuado valor.

Tabla 9. Resultado de la medición de dosis absorbida con cámara de ionización en geometrías de dosis cilíndricas.

	Diámetro (cm)	Dosis absorbida medida (cGy)	Incertidumbre de dosis absorbida (%)	Dosis absorbida calculada por el SPT Mónaco (cGy)	Error (%)
Prueba 1	2 cm	619.36	1.22	610.6	-1.41
Prueba 2	4 cm	621.15	1.23	611.0	-1.63
Prueba 3	6 cm	615.96	1.22	610.9	-0.82

Para calcular las incertidumbres de dosis absorbida de la tabla 9, se utilizó la ecuación (2.17), y los valores utilizados están reportados en la tabla 10.

Tabla 10. Resultado de cálculo de incertidumbre en las pruebas de medición de dosis con cámara de ionización en geometrías cilíndricas.

Incertidumbres	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
$\Delta k_{TP} (\%)$	0.01	0.01	0.01
$\Delta N_{D,w,Q} (\%)$	0.65	0.65	0.65
$\Delta k_{pol} (\%)$	0.24	0.24	0.24
$\Delta k_s (\%)$	0.05	0.05	0.05
$\Delta k_{q,q_0} (\%)$	1.00	1.00	1.00
$\Delta M_Q (\%)$	0.1	0.2	0.1
$\Delta D (\%)$	1.22	1.23	1.22

3.2.3. Pruebas de simulación de tratamientos

3.2.3.1. Caso prueba de simulación de PTV en cabeza y cuello con VMAT

Los resultados de la planificación de tratamiento en el SPT Mónaco utilizando las diferentes opciones de cálculo se muestran en las tablas 11, 12 y 13 dichas planificaciones se realizaron con 0.5 % de precisión para la incertidumbre Montecarlo en el SPT Mónaco.

Tabla 11. Objetivo y resultado en las planificaciones de la simulación de PTV en cabeza y cuello en el SPT Mónaco usando la opción Tight.

Estructura	Objetivo	Resultado
PTV Cabeza y Cuello	90 % de Volumen recibe al menos 5000 cGy	90 % recibe 5000 cGy
PTV Cabeza y Cuello	99 % de volumen recibe al menos 4650 cGy	
PTV Cabeza y Cuello	No más de 20 % del volumen recibe más de 5500 cGy	2.39 % del volumen recibe más de 5500 cGy
Médula	Ninguna parte del volumen recibe más de 4000 cGy	0.13 % recibe 4000 cGy
Parótida izquierda	50 % del volumen recibe al menos 2000 cGy	43.79 % recibe menos de 2000 cGy
Parótida derecha	50 % del volumen recibe al menos 2000 cGy	45.50 % recibe menos de 2000 cGy

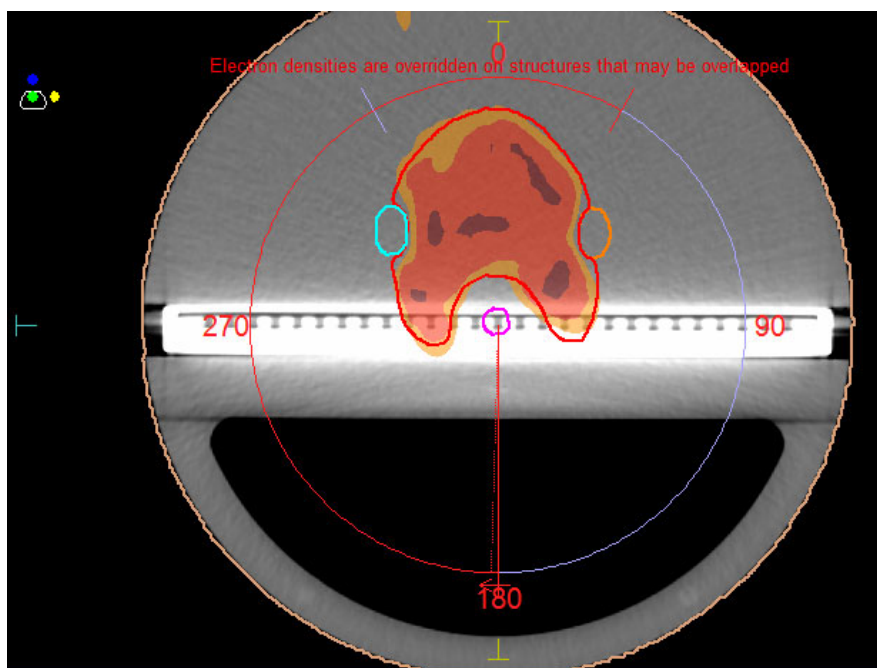


Figura 21. Imagen de isodosis en el plano que coincide con la simulación de parótida de la planificación de PTV en cabeza y cuello.

Tabla 12. Objetivo y resultado en las planificaciones de la simulación de PTV en cabeza y cuello en el SPT Mónaco usando la opción Narrow.

Estructura	Objetivo	Resultado
PTV Cabeza y Cuello	90 % de Volumen recibe al menos 5000 cGy	90 % recibe 5000 cGy
PTV Cabeza y Cuello	99 % de volumen recibe al menos 4650 cGy	
PTV Cabeza y Cuello	No más de 20 % del volumen recibe más de 5500 cGy	2.72 % del volumen recibe más de
Médula	Ninguna parte del volumen recibe más de 4000 cGy	0.33 % recibe 4000 cGy
Parótida izquierda	50 % del volumen recibe al menos 2000 cGy	43.74 % recibe menos de 2000 cGy
Parótida derecha	50 % del volumen recibe al menos 2000 cGy	45.95 % recibe menos de 2000c Gy

Tabla 13. Objetivo y resultado en las planificaciones de la simulación de PTV en cabeza y cuello en el SPT Monaco usando la opción Normal.

Estructura	Objetivo	Resultado
PTV Cabeza y Cuello	90 % de Volumen recibe al menos 5000 cGy	90 % recibe 5000 cGy
PTV Cabeza y Cuello	99 % de volumen recibe al menos 4650 cGy	97.78 % recibe 4650 cGy
PTV Cabeza y Cuello	No más de 20 % del volumen recibe más de 5500 cGy	
Médula	Ninguna parte del volumen recibe más de 4000 cGy	0.001 % recibe 4000 cGy
Parótida izquierda	50 % del volumen recibe al menos 2000 cGy	42.41 % recibe menos de 2000cGy
Parótida derecha	50 % del volumen recibe al menos 2000 cGy	45.61 % recibe menos de 2000 cGy

En la tabla 11, 12 y 13 se muestran los objetivos utilizados con las diferentes opciones de cálculo Montecarlo que son Tight, Narrow y Normal. Dichas planificaciones se realizaron sobre el fantoma Octavius 4D (ver figura 21), y posteriormente fueron exportadas al acelerador lineal, realizando el tratamiento sobre el fantomas Octavius 4D se midió la distribución de dosis volumétrica y esta fue comparada con su correspondiente distribución de dosis calculada en su modalidad de cálculo. El resultado del análisis gamma 3D se muestra en la tabla 14, para el análisis se usaron los criterios de 3 mm / 3 % y 2 mm / 2 %. Se puede observar que los valores se encuentran por encima de 94 % en un análisis gamma 3D que garantiza que nuestros resultados son aceptables, además se observa que en el análisis de 2 % / 2 mm más restrictivo estamos por debajo de 80 % eso se debe a la complejidad del procedimiento debido a los altos gradientes en la distribución de dosis ocasionados por los requerimientos de dosis en los OAR.

Tabla 14. Resultado de análisis gamma para la simulación de PTV en cabeza y cuello.

Prueba TG119	Opción de cálculo	Análisis gamma 3D (%)	
		3 mm / 3 %	2 mm / 2%
Cabeza y Cuello	Tight	95.3	78.8
Cabeza y Cuello	Narrow	94.6	77.6
Cabeza y Cuello	Normal	94.1	

3.2.3.2. Caso prueba de PTV en forma de C con VMAT

Los resultados de la planificación de tratamiento en el SPT Mónaco utilizando las diferentes opciones de cálculo se muestran en las tablas 15, 16 y 17, dichas planificaciones se realizaron con 0.5 % de precisión para la incertidumbre Montecarlo en el SPT Mónaco.

Tabla 15. Objetivo y resultado en las planificaciones de PTV en forma de C en el SPT Mónaco usando la opción Tight.

Estructura	Objetivo	Resultado
PTV de forma C	95 % de Volumen recibe al menos 5000 cGy	95 % recibe 5000 cGy
PTV de forma C	10 % de volumen recibe al menos 5500 cGy	2.49 % recibe 5500 cGy
Médula	20 % del volumen recibe no más de 2500 cGy	8.51% recibe 2500 cGy

Tabla 16. Objetivo y resultado en las planificaciones de PTV en forma de C en el SPT Mónaco usando la opción Narrow.

Estructura	Objetivo	Resultado
PTV de forma C	95 % de Volumen recibe al menos 5000cGy	95 % recibe 5000 cGy
PTV de forma C	10 % de volumen recibe al menos 5500 cGy	
Médula	20 % del volumen recibe no más de 2500 cGy	8.31 % recibe 2500 cGy

Tabla 17. Objetivo y resultado en las planificaciones de PTV en forma de C en el SPT Mónaco usando la opción Normal.

Estructura	Objetivo	Resultado
PTV de forma C	95 % de Volumen recibe al menos 5000 cGy	
PTV de forma C	10 % de volumen recibe al menos 5500 cGy	
Médula	20 % del volumen recibe no más de 2500 cGy	8.03 % recibe 2500 cGy

En la tabla 15, 16 y 17 se muestran los objetivos utilizados con las diferentes opciones de cálculo Montecarlo que son Tight, Narrow y Normal. Dichas planificaciones se realizaron sobre el fantoma Octavius 4D y posteriormente fueron exportadas al acelerador lineal, realizando el tratamiento sobre el fantoma Octavius 4D se midió la distribución de dosis volumétrica y esta fue comparada con su correspondiente distribución de dosis calculada en su modalidad de cálculo. El resultado del análisis gamma 3D se muestra en la tabla 18, para el análisis se usaron los criterios de 3 mm / 3 % y 2 mm / 2 %. Se puede observar que los valores se encuentran por encima de 91.7 % en un análisis gamma 3D que garantiza que nuestros resultados son aceptables, además se observa que en el análisis de 2 % / 2 mm más restrictivo estamos por debajo de 80 % eso se debe a la complejidad del procedimiento debido a los altos gradientes en la distribución de dosis ocasionados por los requerimientos de dosis en la estructura denominada Médula.

Tabla 18. Resultado de análisis gamma para PTV en forma de C.

Prueba TG119	Opción de cálculo	Análisis gamma 3D	
		3 % / 3 mm	2 % / 2 mm
Forma C	Tight	91.7%	71.3%
Forma C	Narrow	91.7%	71.2%
Forma C	Normal	94.4%	78.8%

3.3. Simulación de tratamiento con fantoma de torax

3.3.1. Simulación de tratamiento en fantoma de torax con PTV en zona con equivalencia a agua

A. Esta prueba consistió en simular un cilindro de diámetro mayor que abarca una gran parte del tejido blando en el centro del fantoma de tórax como se observa en la figura 22, se realizó la planificación sobre el fantoma de tórax en el SPT Mónaco y se irradió en el acelerador lineal con la planificación calculada, se midieron las dosis con la cámara de ionización en las ubicaciones A (PTV), B (Pulmón) y C (Médula), los resultados de comparación de dosis se consignan en la tabla 19, la mayor desviación que se observa es en el pulmón con una diferencia de 2.77 %, se debe de considerar que se encuentra en una zona de alto gradiente y la medición es en pulmón por lo que se espera mayor incertidumbre en la medición, sin embargo se encuentra dentro de la tolerancia de 3 %, al igual que el registrado en médula. Los

resultados de las medidas en PTV, Pulmón y Médula permiten establecer la adecuada correspondencia entre los valores calculados y medidos.

Tabla 19. Resultado de medición de dosis absorbida de un cilindro de diámetro grande en una zona de tejido con equivalencia a agua.

Ubicación de la cámara de ionización	Estructura simulada	Dosis absorbida medida (cGy)	Incertidumbre de dosis absorbida (%)	Dosis absorbida calculada por el SPT Mónaco (cGy)	Error (%)
A	PTV	338.34	1.22	339.6	0.40
B	Pulmón	162.37	1.23	167	2.77
C	Medula	127.5	1.23	124.4	-2.49



Figura 22. Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de un cilindro grande en una zona de tejido equivalente a agua.

Para calcular las incertidumbres de dosis absorbida de la tabla 19, se utilizó la ecuación (2.17), y los valores utilizados están reportados en la tabla 20.

Tabla 20. Resultado de cálculo de incertidumbre en las pruebas de medición de dosis absoluta en cilindro grande en una zona de tejido con equivalente a agua.

Incertidumbres	A	B	C
Δk_{TP} (%)	0.014	0.014	0.014
$\Delta N_{D,w,Q}$ (%)	0.65	0.65	0.65
Δk_{pol} (%)	0.24	0.24	0.24
Δk_s (%)	0.05	0.05	0.05
$\Delta k_{q,q_0}$ (%)	1.00	1.00	1.00
ΔM_Q (%)	0.03	0.20	0.20
ΔD (%)	1.22	1.23	1.23

B. La segunda prueba consistió en simular un cilindro de diámetro menor en comparación con el cilindro simulado en la parte A como se observa en la figura 23, se realizó la planificación sobre el fantoma de tórax en el SPT Mónaco y se irradió en el acelerador lineal con la planificación calculada, se midieron las dosis con la cámara de ionización en las ubicaciones A (PTV), B (Pulmón) y C (Médula), de la tabla 21 observamos que la mayor desviación es en el pulmón con una diferencia de 1.6 %, se debe de considerar que se encuentra en una zona de bajo gradiente, y la medición se ha realizado en pulmón donde se espera mayores incertidumbre. Además, el resultado en PTV de 0.17 % y en médula de -0.49 %, nos permiten asegurar lo adecuado de la correspondencia entre los valores calculados y medidos.

Tabla 21. Resultado de medición de dosis absorbida de un cilindro de diámetro grande en una zona de tejido con equivalencia a agua.

Ubicación de la cámara de ionización	Estructura simulada	Dosis absorbida medida (cGy)	Incertidumbre de dosis absorbida (%)	Dosis absorbida calculada por el SPT Mónaco (cGy)	Error (%)
A	PTV	338.34	1.22	338.9	0.17
B	Pulmón	49.71	1.40	50.5	1.59
C	Médula	30.75	1.28	30.6	-0.49

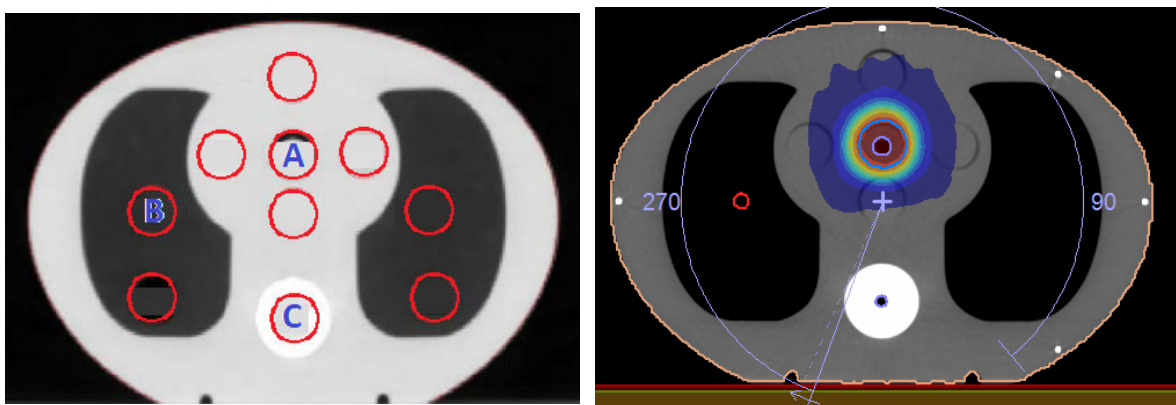


Figura 23. Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de un cilindro pequeño en una zona de tejido con equivalente a agua.

Para calcular las incertidumbres de dosis absorbida de la tabla 21, se utilizó la ecuación (2.17), y los valores utilizados están reportados en la tabla 22.

Tabla 22. Resultado de cálculo de incertidumbre en las pruebas de medición de dosis absoluta en cilindro grande en una zona de tejido con equivalente a agua.

Incertidumbres	A	B	C
$\Delta k_{TP} (\%)$	0.01	0.01	0.01
$\Delta N_{D,w,Q} (\%)$	0.65	0.65	0.65
$\Delta k_{pol} (\%)$	0.24	0.24	0.24
$\Delta k_s (\%)$	0.05	0.05	0.05
$\Delta k_{q,q_0} (\%)$	1.00	1.00	1.00
$\Delta M_Q (\%)$	0.10	0.7	0.40
$\Delta D (\%)$	1.22	1.40	1.28

3.3.2. Simulación de tratamientos con fantoma de tórax en zona rodeada de heterogeneidades de pulmón y hueso

A. La planificación de PTV en el pulmón (ver figura 24) se realizó sobre el fantoma de tórax en el SPT Mónaco, se observa en la tabla 23 que todos los valores se encuentran dentro del valor de tolerancia, se midieron las dosis con la cámara de ionización en las ubicaciones de PTV Pulmón, OAR 1, OAR 2 y OAR médula, la máxima desviación es en el OAR 2 con 2.74 % de diferencia entre el planificado con el calculado, dicha zona tiene incertidumbre mayores porque es una zona de bajo gradiente y baja dosis ya que la dosis medida representa el 12 % comparado con la dosis en el PTV pulmón. De los resultados podemos asegurar la adecuada correspondencia entre los valores calculados y medidos.

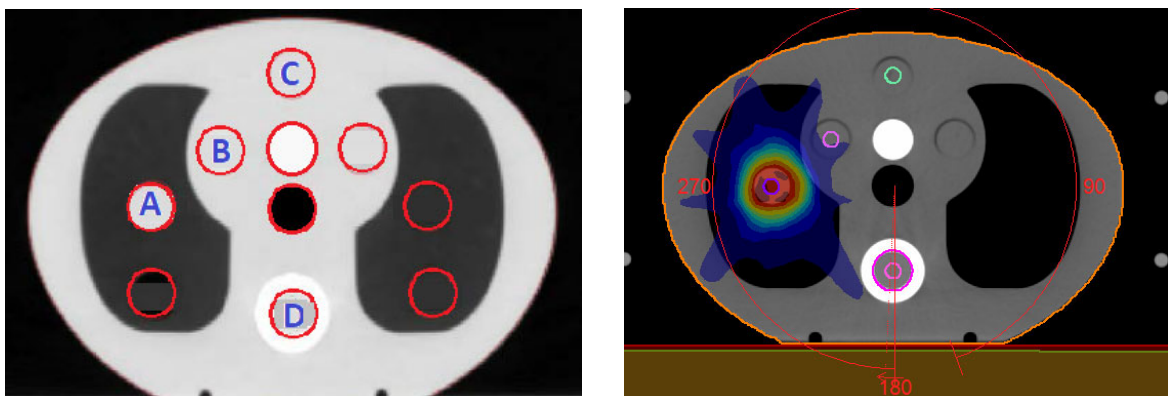


Figura 24. Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de la planificación con PTV de pulmón.

Tabla 23. Resultado de medición de dosis absorbida con cámara de ionización en PTV de pulmón.

Ubicación de la cámara de ionización	Estructura simulada	Dosis absorbida medida (cGy)	Dosis absorbida calculada por el SPT Monaco (cGy)	Error (%)
A	PTV Pulmón	310.24	312.2	0.63
B	OAR 1	91.27	93.0	1.86
C	OAR 2	39.2	40.3	2.74
D	OAR médula	35.81	35.6	-0.58

B. Se realizó la planificación de PTV en médula (ver figura 25) sobre el fantoma de tórax en el SPT Múnaco, los resultados se muestran en la tabla 24 donde la máxima desviación es en el OAR pulmón con 3,40 % de diferencia entre el planificado con el calculado, considerando que la dosis medida en el punto OAR pulmón es una zona que representa el 17 % de la dosis en el PTV médula y por lo tanto podemos considerarlo baja dosis, es una zona que se podría considerar fuera del área de tratamiento y se espera una incertidumbre mayor en la medida por lo que consideramos al punto como en tolerancia. Las otras mediciones OAR 1, OAR 2 y PTV Médula se encuentran por debajo del 2 %. De los resultados podemos asegurar la adecuada correspondencia entre los valores calculados y medidos.

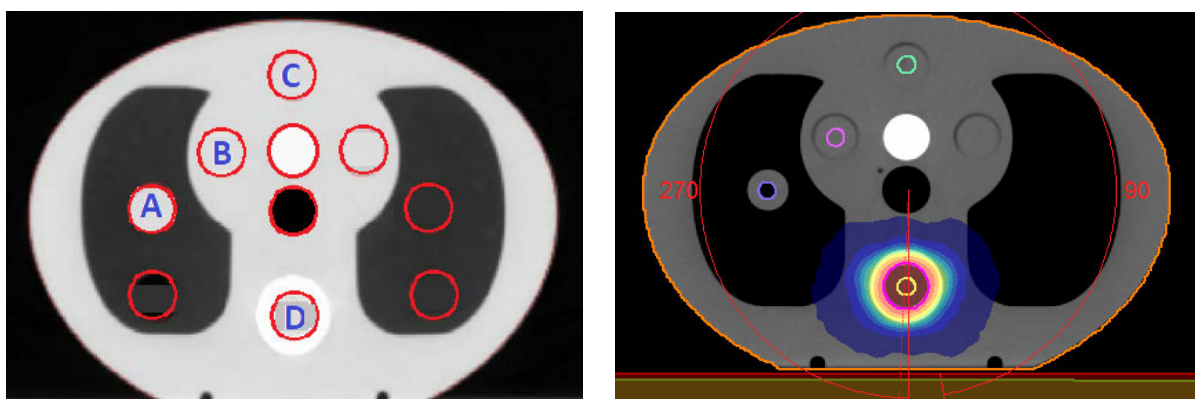


Figura 25. Imagen de posiciones de las cámaras en la prueba de medición de dosis absoluta de la planificación con PTV de médula.

Tabla 24. Resultado de medición de dosis absorbida con cámara de ionización en PTV médula.

Ubicación de la cámara de ionización	Estructura simulada	Dosis absorbida medida (cGy)	Dosis absorbida calculada por Mónaco (cGy)	Error (%)
A	OAR Pulmón	55.32	57.2	3.40
B	OAR 1	52.51	53.4	1.69
C	OAR 2	28.0	27.5	-1.79
D	PTV médula	331.2	337.4	1.87

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES

1. El fantomas Octavius 4D constituye un sistema dosimétrico que permite la reconstrucción 3D de la dosis, herramienta necesaria para el análisis de técnicas VMAT, dicho fantomas presenta variaciones muy bajas en las zonas de alto gradiente del campo de 10 cm x 10 cm, considerando que en las pruebas de linealidad, repetibilidad y respuesta ante cambio de tasa de dosis el equipo presenta valores de 100 % o cercanos para un análisis gamma de 1 mm / 1 %, lo que permite tener una alta confiabilidad del fantomas.
2. El análisis gamma 3D permite un análisis más preciso de la distribución de dosis necesarios para el análisis de técnicas como VMAT, comparado a un análisis 2D los cuales solo permiten la evaluación en un solo plano, pero que es necesario la medición de dosis con cámara de ionización, en el presente trabajo se simuló geometrías cilíndricas de tal manera que la cámara de ionización durante la medición pueda ser colocado en el eje del gantry con la finalidad de disminuir el área efectiva y pueda realizarse mediciones con campos más angostos.
3. Las pruebas que se escogieron en el TG244 del TG119, son las más complejas por los objetivos de dosis que se establecen para realizar la planificación, razón por la cual han sido consideradas como parte de las pruebas para validación de los sistemas de planificación de tratamientos, los resultados nos demuestran que nuestros resultados están dentro de los criterios de análisis gamma 3 mm / 3 %, además el análisis 2 mm / 2 % nos muestra las discrepancias mayores se encuentran en las zonas de más alto gradiente y baja dosis.
4. En las pruebas realizadas podemos considerar que se exploró todo el proceso de cálculo desde la simulación hasta el tratamiento midiendo distribuciones de dosis con el fantoma Octavius 4D y con la cámara de ionización para verificar la correspondencia entre los valores calculados y medidos.
5. El fantoma de tórax ha permitido la evaluación la influencia de los incertidumbres ligadas a las heterogeneidades como el pulmón y hueso, además de su evaluación de la dosis absoluta en su interior.

6. Probar las opciones de cálculos durante la validación permite conocer los factores que pueden afectar una planificación de tratamientos.
7. El presente trabajo puede ser como punto de inicio para la implementación de controles de calidad mensual o anual o auditoría interna de cálculo en el SPT Monaco. Los controles de calidad de paciente específico son necesarios realizarlos antes de cada tratamiento ya que permitirá hallar correspondencia entre la dosis medida y la calculada por el sistema de planificación de tratamientos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. Webb, "The physical basis of IMRT and inverse planning," *Br. J. Radiol.*, 76 (2003) 678.
- [2] L. Freund, "Elements of general radio-therapy for practitioner," (Rebman company, New York, 1904).
- [3] S. Webb, "Intensity Modulated Radiation Therapy," (Institute of Physics, Publishing, Philadelphia, 2001).
- [4] M. E. Brandan, E. Fantuzzi, V. Gregoire, R. W. Howell, and H. G. Paretzke, "Prescription, recording, and reporting photon beam Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) - ICRU Report 89," *J. ICRU*, 13 (2013) 260.
- [5] L. J. Murray *et al.*, "Developing a class solution for Prostate Stereotactic Ablative Body Radiotherapy (SABR) using Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)," *Radiother. Oncol.*, 110 (2014) 298.
- [6] M. Rao *et al.*, "Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: Plan quality, delivery efficiency and accuracy," *Med. Phys.*, 37 (2010) 1350.
- [7] P. Ortiz López *et al.*, "Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies," *Ann. ICRP - Publ.* 112, 39 (2009) 3.
- [8] M. Mattia, P. Del Giudice, and B. Caccia, "IMRT optimization: Variability of solutions and its radiobiological impact," *Med. Phys.*, 31 (2004) 1052.
- [9] J. B. Smilowitz *et al.*, "AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 16 (2015) 14.
- [10] M. Bucciolini, F. Banci Buonamici, and M. Casati, "Verification of IMRT fields by film dosimetry," *Med. Phys.*, 31 (2003) 161.

- [11] M. Miften *et al.*, "Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218," *Med. Phys.*, 45 (2018) e53.
- [12] J. M. Moran *et al.*, "Safety considerations for IMRT: Executive summary," *Med. Phys.*, 38 (2011) 5067.
- [13] C. M. C. Ma *et al.*, "Beam modeling and beam model commissioning for Monte Carlo dose calculation-based radiation therapy treatment planning: Report of AAPM Task Group 157," *Med. Phys.*, 47 (2020) e1.
- [14] M. Fippel, F. Haryanto, O. Dohm, F. Nüsslin, and S. Kriesen, "A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation," *Med. Phys.*, 30 (2003) 301.
- [15] J. M. Roldán Arjona, "*Sistemas de planificación en radioterapia externa, 2012.*" [Online]. Available: <https://docplayer.es/9621240-Monaco-3-10-elekt-a-jornada-de-sistemas-de-planificacion-en-radioterapia-externa-antequera-23-de-junio-de-2012.html>. [Accessed: 25-Jan-2021].
- [16] G. A. Ezzell *et al.*, "IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119," *Med. Phys.*, 36 (2009) 5339.
- [17] B. Mijnheer and D. Georg, "Guidelines for the verification of IMRT - Booklet N° 9." (ESTRO, Brussels, 2008).
- [18] D. A. Low, "Gamma Dose Distribution Evaluation Tool," *J. Phys. Conf. Ser.*, 250 (2010) 12071.
- [19] American Association of Physicists in Medicine, "AAPM's TG-46 Comprehensive QA for radiation oncology," *Med. Phys.*, 21 (1994) 581.
- [20] American Association of Physicists in Medicine, "TG-119 IMRT Commissioning Tests Instructions for Planning , Measurement and Analysis," . [Online]. Available: https://www.aapm.org/pubs/tg119/TG119_Instructions_102109.pdf. [Accessed: 03-Jan-2021].

- [21] International Atomic Energy Agency, "Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems : Testing for Typical External Beam Treatment Techniques Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems : Testing for Typical External Beam Treatment Techniques," TECDOC 1583, (IAEA, Austria, 2008).
- [22] International Atomic Energy Agency, "Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems," TECDOC, NO. 1540, (IAEA, Austria, 2007)
- [23] International Atomic Energy Agency, "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos," TRS 398, (IAEA, Austria, 2005).

ANEXO I

Prueba de control de calidad de MLC "Picket Fence"

