



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO MATEMÁTICAS

POSGRADO EN FÍSICA APLICADA

**ANÁLISIS DE LA FLUENCIA DE FOTONES DE 6MeV UTILIZANDO
UNA CÁMARA MULTIALÁMBRICA TRANSPARENTE**

TESIS PRESENTADA AL

COLEGIO DE FÍSICA

PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRÍA EN CIENCIAS, FÍSICA APLICADA

POR

INGRID RUTH VÁSQUEZ BÁEZ

ASESOR(ES):

DR. GUILLERMO TEJEDA MUÑOZ

DR. JAVIER MIGUEL HERNÁNDEZ LÓPEZ

PUEBLA DE ZARAGOZA, DICIEMBRE 2017

Título: Análisis de la fluencia de fotones de 6MeV utilizando una cámara multialámbrica transparente.

Alumna: Ingrid Ruth Vásquez Báez.

COMITÉ

DR. MARIO IVÁN MARTÍNEZ HERNÁNDEZ
PRESIDENTE

DR. BENITO DE CELIS ALONSO
SECRETARIO

DR. MARIO RODRIGUEZ CAHUANTZI
VOCAL

DR. MARTÍN RODOLFO PALOMINO MERINO
SUPLENTE

DR. GUILLERMO TEJEDA MUÑOZ
ASESOR

DR. JAVIER MIGUEL HERNÁNDEZ LÓPEZ
ASESOR

A mis padres:

Mercedes y Roberto, por ser el pilar fundamental en todo lo que soy, en toda mi educación, tanto académica, como de la vida, por su incondicional apoyo perfectamente mantenido a través del tiempo y por creer en mí.

A Alfonso:

Por amarme tal cual soy, por ser mi refugio en los momentos difíciles y por estar a mi lado siempre y sin condiciones.

Agradecimientos

Doy gracias:

Al Posgrado de la Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas (FCFM) de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP), por albergarme en sus instituciones estos dos años y por todo el nuevo conocimiento adquirido.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT), por el apoyo económico brindado durante el tiempo de realización de este proyecto.

Al Departamento de Radioterapia de la Unidad Médica de Alta Especialidad (UMAE) del IMSS, por permitirme el uso del equipo necesario para la realización de este trabajo de tesis.

A la Maestra en Ciencias Eva Medel, por todas sus enseñanzas, por ser mi guía principal para poder lograr este objetivo, por mostrarme lo maravillosa que es la Física Médica, por no desistir nunca, por ser el mejor ejemplo profesional a seguir y sobre todo por ser mi amiga.

A mi asesor Dr. Guillermo Tejeda Muñoz, por el conocimiento y experiencia compartidos, por estar pendiente durante todo este proceso de investigación y por apoyarme en todas aquellas preguntas que llegaron a surgir.

Al doctor Juan Salvador Reyes, por su apoyo y gran disposición para poder llevar a cabo esta investigación.

A mis hermanos Rachel e Irvin, por llenar mi vida de grandes momentos, por escucharme, por ser mi alegría y por estar conmigo siempre a pesar de la distancia.

A mis amigos y compañeros de la maestría, por recorrer conmigo este camino, por todas las alegrías y aventuras que vivimos juntos, siempre estarán en mi corazón.

A mi asesor Dr. Javier Miguel Hernández López, por las enseñanzas durante sus cátedras y por todos sus consejos para mejorar en este proceso de investigación.

A los miembros del comité evaluador, por sus valiosas contribuciones que hicieron al trabajo final y por el tiempo que dedicaron para revisarlo a pesar de tantas actividades que los ocupan.

Finalmente a Dios, por darme la fortaleza, paciencia y serenidad para seguir siempre adelante.

Resumen

En los últimos años, las técnicas de tratamiento para el cáncer basados en radioterapia y las máquinas que ofrecen estos procedimientos han ido evolucionando rápidamente. En conjunto con estos avances surgen nuevas incertidumbres y errores, que hacen necesario emplear innovadoras metodologías de control de calidad (QA) de pre-tratamiento para describir y prevenir cualquier daño potencial al paciente antes de la entrega de dosis. En el presente trabajo se analizó el método de cálculo utilizado por un detector multialámbrico transparente para medir la fluencia de fotones de un acelerador lineal con el fin de determinar parámetros de dosis absoluta y relativa en la verificación del pre-tratamiento en técnicas dinámicas de radioterapia externa: Radioterapia por Intensidad Modulada (IMRT) y Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT). El proceso se llevó a cabo mediante el uso y comparación de dos detectores cuyo diseño se basa en una matriz bidimensional de cámaras de ionización, siendo la cámara multialámbrica 90 % transparente para haces de fotones de energía de 6MeV y usando como interfaz el software COMPASS. Lo anterior permitió establecer las diferencias dosimétricas entre ambos dispositivos y comprender de manera correcta el funcionamiento de la cámara multialámbrica con el fin de establecer las condiciones para su uso en la verificación de dosis en vivo y así obtener la dosis exacta administrada al paciente en tiempo real.

Índice general

Índice de figuras	VII
Índice de tablas	IX
Introducción	XII
Objetivos	XIV
0.1. Objetivo General	XIV
0.2. Objetivos específicos	XIV
1. Fundamentos físicos y dosimétricos	1
1.1. Radioterapia	1
1.1.1. Efecto fotoeléctrico	1
1.1.2. Efecto Compton	2
1.1.3. Producción de pares	3
1.2. Unidades de radiación y mediciones en radioterapia	4
1.2.1. Fluencia	4
1.2.2. Energía de fluencia	5
1.2.3. KERMA y TERMA	5
1.2.4. Exposición	6
1.2.5. Dosis absorbida	7
2. Técnicas dinámicas de tratamiento: IMRT y VMAT	8
2.1. Principios de IMRT	8
2.1.1. Formas de entrega de haces con IMRT	9
2.1.1.1. IMRT con gantry fijo	9
2.1.1.2. IMRT con gantry dinámico	9
2.2. Principios de VMAT	10
2.2.1. Tomoterapia	10
2.2.2. Arcoterapia Volumétrica Modulada	10
2.3. Planeación de tratamiento	11
2.3.1. Planeación inversa	11
3. Aseguramiento de la calidad (QA) en IMRT y VMAT	14
3.1. QA específico del paciente	15
3.1.1. Comparación de la distribución de dosis	15

3.1.1.1.	Diferencia de dosis	15
3.1.1.2.	Distancia a un punto con coincidencia de dosis (DTA)	16
3.1.2.	Análisis de la distribución de dosis: índice gamma (γ)	16
3.1.3.	Sistemas para la verificación de dosis	18
4.	Material y métodos	21
4.1.	Sistema de planeación y unidad de tratamiento	21
4.1.1.	Sistema de planeación de tratamiento Monaco 5.0	21
4.1.2.	Acelerador lineal Elekta Synergy	22
4.2.	Sistema COMPASS	22
4.3.	Detector de matriz bidimensional de camaras de ionización	23
4.4.	Detector de transmisión	24
4.5.	Cálculo, reconstrucción y análisis de dosis	27
4.5.1.	Cálculo de dosis con el motor de cálculo de COMPASS	27
4.5.2.	Cálculo de dosis a partir de la fluencia obtenida por el detector	27
4.5.2.1.	Mediciones con el detector MatriXX y reconstrucción de dosis . .	28
4.5.2.2.	Mediciones con el detector de transmisión y reconstrucción de dosis	29
4.6.	Medición del factor de transmisión del detector	29
4.7.	Pruebas para la implementación adecuada de la IMRT	29
4.8.	Evaluación y verificación de los planes de tratamiento de IMRT y VMAT	31
4.8.1.	Comparación dosimétrica	31
4.8.2.	Evaluación gamma	32
4.8.3.	Evaluación para órganos de riesgo	32
4.8.4.	Verificación diaria de un plan de tratamiento	32
4.8.4.1.	Aplicación de la cámara multialámbrica transparente para verificación de dosis en vivo	33
5.	Resultados y discusión	34
5.1.	Pruebas gamma (γ) para la implementación adecuada de la IMRT	34
5.2.	Análisis de los planes de tratamiento generados por el TPS	39
5.2.1.	Comparación dosimétrica entre el TPS, el motor de cálculo de COMPASS y los detectores	43
5.2.1.1.	TPS vs Motor de cálculo COMPASS (CC)	43
5.2.1.2.	TPS vs cálculo reconstruido con el DT,CR(DT) y TPS vs cálculo reconstruido con M, CR(M)	48
5.3.	Evaluación gamma	53
5.4.	Evaluación para órganos de riesgo	55
5.5.	Factor de transmisión	59
5.6.	Verificación diaria de un plan de tratamiento	60
5.6.1.	Verificación de dosis en vivo	63
6.	Conclusiones	67
	Bibliografía	69

A. Algoritmos de cálculo	72
A.1. Algoritmo de convolución-superposición	72
A.1.1. Algoritmo pencil-beam	73
A.1.2. Algoritmos de cono-colpsado	75
A.1.3. Método de simulación Monte Carlo	76

Índice de figuras

1.1. Efecto fotoeléctrico	2
1.2. Efecto Compton	3
1.3. Producción de pares	3
1.4. Fluencia	4
2.1. Comparación entre 3D CRT e IMRT	9
2.2. Modo de entrega Step and Shoot	10
2.3. Modo de entrega dMLC	10
2.4. Proceso de planeación en RT	12
3.1. Representación geométrica de los criterios diferencia de dosis y DTA	16
3.2. Representación geométrica para la evaluación de índice gamma	18
4.1. Interfaz de COMPASS	22
4.2. Detector MatriXX	23
4.3. Conexión entre el área de tratamiento y el área de control	24
4.4. Arreglo experimental para mediciones con el detector MatriXX	25
4.5. Detector de transmisión	25
4.6. Distribución de las cámaras del detector de transmisión	26
4.7. Arreglo experimental para las mediciones con el detector de transmisión.	26
4.8. Arreglo experimental para la medición del factor de transmisión	30
4.9. Conjunto de estructuras de prueba sugeridas por el TG-119 de la AAPM	32
5.1. Tasa de paso gamma para campos APPA	34
5.2. Distribución de dosis coronal para la prueba de blancos múltiples	36
5.3. Distribución de dosis sagital para la prueba de blancos múltiples	36
5.4. Distribución de dosis coronal para la prueba de Próstata	37
5.5. Distribución de dosis sagital para la prueba de Próstata	37
5.6. Análisis de los planes de tratamiento IMRT	40
5.7. Análisis de los planes de tratamiento VMAT	41
5.8. HDV generado por Monaco para IMRT, cabeza y cuello	41
5.9. HDV generado por Monaco para IMRT, cerebral	42
5.10. HDV generado por Monaco para VMAT, cabeza y cuello	42
5.11. HDV generado por Monaco para VMAT, cerebral	43
5.12. TPS vs CC para un caso de cáncer cabeza y cuello con IMRT	45
5.13. TPS vs CC para un caso de cáncer cerebral con IMRT	45
5.14. TPS vs CC para un caso de cáncer de cabeza y cuello con VMAT	46

5.15. TPS vs CC para un caso de cáncer cerebral con VMAT	46
5.16. TPS vs CC para el 95 % del volumen del PTV con IMRT	47
5.17. TPS vs CC para el 95 % del volumen del PTV con VMAT	47
5.18. TPS vs CR para el 95 % del volumen del PTV con IMRT	49
5.19. TPS vs CR para el 95 % del volumen del PTV con VMAT	50
5.20. TPS vs CR(DT) para un caso de cáncer de cabeza y cuello con IMRT	51
5.21. TPS vs CR(M) para un caso de cáncer de cabeza y cuello con IMRT	51
5.22. TPS vs CR(DT) para un caso de cáncer cerebral con VMAT	52
5.23. TPS vs CR(M) para un caso de cáncer cerebral con IMRT	52
5.24. Tasas de paso de los análisis gamma para casos de IMRT	53
5.25. Tasas de paso de los análisis gamma para casos de VMAT	54
5.26. Tasas de paso gamma para CC, IMRT	54
5.27. Tasas de paso gamma para CR(DT), IMRT	55
5.28. Tasas de paso gamma para CR(M), IMRT	56
5.29. Ejmplo de órganos que presentan traslape con el PTV	58
5.30. Ejmplos de órganos sin recibir radiación.	59
5.31. Factor de transmisión promedio	60
5.32. Tasas de paso gamma para la verificación diaria TPS vs CC	61
5.33. Tasas de paso gamma para la verificación diaria TPS vs CR(DT)	61
5.34. Diferencia de dosis TPS vs CR(DT) para un plan diario	62
5.35. Evaluación Quick Check para diferencia de dosis	64
5.36. Tasa de paso gamma para la verificación en vivo	64
5.37. Histograma de la tasa de paso gamma para la verificación en vivo	65
5.38. Órganos de riesgo involucrados en el plan de tratamiento	66
A.1. Dosis calculada por convolución	73
A.2. Representación de kernels	74
A.3. Cálculo de dosis por el algoritmo de cono colapsado	75

Índice de tablas

4.1. Objetivos de dosis para las estructuras propuestas por el TG119	31
5.1. Resultados TG119	35
5.2. Tasa de paso gamma TG119	38
5.3. Tasa de paso gamma TG119	38
5.4. Análisis en Monaco	40
5.5. Diferencia de dosis TPS vs CC para el PTV, IMRT	44
5.6. Diferencia de dosis TPS vs CC para el PTV, VMAT	44
5.7. Diferencia de dosis TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) para el PTV, IMRT	48
5.8. Diferencia de dosis TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) para el PTV, VMAT	49
5.9. Dosis permitidas a órganos de riesgo	57
5.10. Órganos de riesgo IMRT	57
5.11. Órganos de riesgo VMAT	58
5.12. Factores de transmisión	59
5.13. Dosis recibida por el 95 % del PTV en el TPS, verificación diaria	61
5.14. Dosis recibida por el 95 % del PTV para una verificación diaria pre-tratamiento	62
5.15. Dosis recibida por el 95 % del PTV para el TPS, verificación en vivo	63
5.16. Órganos de riesgo para la verificación en vivo	65

Lista de Abreviaturas

RT Radioterapia

QA Aseguramiento de Calidad

3D CRT Radioterapia Conformada 3D

IMAT Terapia de Arco de Intensidad Modulada

IMRT Radioterapia por Intensidad Modulada

VMAT Arcoterapia Volumétrica Modulada

OAR Órganos de Riesgo

TC Tomografía Computarizada

TPS Sistema de Planeación de Tratamiento

HDV Histograma Dosis-Volumen

EPID Dispositivo de Imagen Portal Electrónico

MLC Colimador Multihojas

dMLC Colimador Multihojas dinámico

CTV Volumen Objetivo Clínico

GTV Volumen Macroscópico Tumoral

PTV Volumen Tumoral de Planificación

Fx Facciones de tratamiento

LC Límite de Confianza

SI Sistema Internacional de Unidades

TCP Probabilidad de Control Tumoral

NTCP Probabilidad de Complicación del Tejido Normal

QUANTEC Análisis Cuantitativo de los Efectos al Tejido Normal en la Clínica

WHO Organización Mundial de la Salud

AAPM Asociación Americana de Física en Medicina

ICRU Comisión Internacional de Medidas y Unidades de Radiación

DTA Distancia a Concordancia

MC Monte Carlo

PB Pencil Beam

C/S CC Convolución-Superposición de Cono Colapsado

DICOM Imagen Digital y Comunicación en Medicina

PDD Porcentaje de Dosis a Profundidad

SSD Distancia de la Fuente a la Superficie

TG119 Grupo de Tareas 119

DE Desviación Estándar

DT Detector de Transmisión

CC Cálculo directo con el software COMPASS

CR(DT) Cálculo Reconstruido con el Detector de Transmisión

CR(M) Cálculo Reconstruido con el detector MatriXX

Introducción

La radioterapia (RT) es el tratamiento de enfermedades neoplásicas utilizando radiaciones ionizantes, que pueden ser electromagnéticas (rayos X, rayos gamma) o corpusculares (electrones, protones, fotones, etc.) [1]. El efecto de la radiación se produce por la energía absorbida en tejidos vivos a través de procesos de ionización y excitación de los átomos y moléculas que los forman y en donde la cantidad de energía absorbida por dichos tejidos se le conoce como dosis de radiación [2]. En los últimos años, la radioterapia se ha posicionado como una de las principales modalidades para el tratamiento del cáncer, siendo además una buena alternativa a la cirugía para el control a largo plazo de tumores de cabeza, cuello, pulmón, cuello del útero, vejiga, próstata y piel [3].

La proporción de pacientes con cáncer que incluye la radioterapia al menos una vez durante el tratamiento de su enfermedad es del 52 % [4] y, aproximadamente el 54 % de estos tratamientos son curativos [5]. En México, el tratamiento del cáncer utilizando radiación, empleando fundamentalmente el Radium, se inició alrededor de los años veinte [6]; a partir de ahí, aproximadamente el 40 % de pacientes con cáncer en nuestro país recibe tratamiento de radioterapia.

Debido a la demanda que se ha venido presentando en el uso de esta técnica, en la práctica del tratamiento es obligatorio determinar la dosis exacta que se aplica al volumen tumoral con el fin de maximizar la eficiencia terapéutica y evitar daño innecesario al tejido normal que rodea al tumor, ya que cualquier error en la dosis administrada puede o bien dar lugar a una subdosificación del mismo o a una complicación para el tejido sano [7, 8].

Actualmente, los tratamientos para el cáncer basados en radioterapia están evolucionando rápidamente. Las máquinas que ofrecen este tipo de procedimientos son más precisas, completas y flexibles que nunca. Junto con estos avances surgen incertidumbres nuevas y desconocidas y en consecuencia, es necesario que se empleen nuevas e igualmente innovadoras metodologías de control de calidad (QA, Quality Assurance) de pre-tratamiento para describir, predecir y mitigar adecuadamente cualquier daño potencial al paciente antes de la entrega del plan [9]. Algunas técnicas en las que se lleva a cabo este QA son Radioterapia por Intensidad Modulada (IMRT) y Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT). Dichas técnicas de tratamiento permiten el escalamiento seguro de dosis al tumor, ya que su forma de entrega se realiza a través de la modulación simultánea de los colimadores del acelerador, el movimiento del cabezal y la tasa de dosis [10].

Un aspecto importante que permite que exista un control de calidad al momento de utilizar alguna de las técnicas mencionadas anteriormente es la verificación y evaluación de la dosis previa a la entrega del tratamiento a partir de la fluencia de las partículas administradas. Éste proceso, debe ser realizado por un método ágil, efectivo y con una precisión que tome en cuenta alguna fluctuación del equipo generador de fotones en tiempo real, así como errores generados por el sistema de planeación.

Con el fin de realizar una verificación y evaluación de dosis pre-tratamiento a los planes de pacientes tratados con IMRT y VMAT, en este trabajo de tesis se utilizaron como herramienta

principal dos detectores: 1) una cámara multialámbrica transparente, llamado comercialmente como Dolphin y 2) un detector basado en un arreglo de matrices bidimensional, llamado comercialmente Matrixx, ambos dispositivos cuentan con tecnología basada en cámaras de ionización [11] y cuya interfaz de análisis de datos es el software COMPASS.

El detector multialámbrico Dolphin, consiste en un arreglo de 1513 cámaras de ionización distribuidas en un área de detección de hasta $24 \times 24 \text{ cm}^2$ cuyo volumen activo de cada cámara de ionización es de 0.016 cm^3 ; Dolphin se puede utilizar tanto para la verificación del pre-tratamiento como para el seguimiento online de la radiación del haz externo ya que no hay cables conectados al detector si no que la transferencia de datos es a través de un módulo WLAN dentro del mismo [12]. Por otro lado, el detector Matrixx es un arreglo de 1020 cámaras de ionización que cubren un área de detección de hasta $24.4 \times 24.4 \text{ cm}^2$ y a diferencia de Dolphin, los datos medidos se transmiten a la PC a través de una interfaz ethernet estándar [12]. En cuanto al software COMPASS, éste tiene integrada la información de comisionamiento del haz de radiación y del modelo del acelerador que se está evaluando; es capaz de realizar un control de calidad tanto del haz como del plan de tratamiento, por lo que se puede considerar como un sistema de planeación adicional. COMPASS reconstruye la dosis a partir de la fluencia medida por el detector, compara el plan del paciente con dicha medición y proporciona información de deposición de dosis 3D dentro de la anatomía del paciente. La evaluación del plan se logra por medios visuales, es decir, la evaluación de la diferencia de dosis/gamma en relación con el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) dentro de la Tomografía Computarizada (TC) del paciente o en una estructura estadística/cuantitativa a través de la comparación de los Histogramas Dosis-Volumen (HDV) generadas por el TPS con los HDV's calculados independientemente de COMPASS [9]. Ya sea con la interfaz de Dolphin o de Matrixx, se evaluó la correcta reproducibilidad de la entrega de dosis de tratamientos dinámicos (IMRT y VMAT) previo a su aplicación en pacientes.

Por otra parte, lo interesante y novedoso de esta práctica fue verificar el uso y la funcionalidad de la cámara multialámbrica transparente, ya que la ventaja que ofrece es que al estar montada sobre el cabezal de tratamiento y por sus propiedades de transparencia a la radiación (atenuación del haz de fotones 10 %) es posible utilizarlo como detector de dosis en vivo; de esta forma, Dolphin es un detector ideal para la verificación y evaluación en línea de tratamientos dinámicos para cada día de tratamiento del paciente permitiendo así la identificación de errores y su origen a través del análisis por medio de COMPASS.

De esta manera, este estudio estudio se enfocó en la garantía de calidad del plan de tratamiento y la administración de la dosis bajo un procedimiento basado en la medición y comparación entre detectores, realizando cada evaluación y verificación con base en los HDV's y las tasas de paso gamma.

Objetivos

0.1. Objetivo General

- Analizar la metodología de cálculo utilizada por un detector multialámbrico transparente en la determinación de parámetros de dosis absoluta y relativa en la verificación pre-tratamiento de técnicas dinámicas de radioterapia externa.

0.2. Objetivos específicos

- Analizar el algoritmo de Convolución-Superposición de Cono Colapsado (C/S CC) del software COMPASS.
- Establecer las diferencias dosimétricas entre la interface del detector Matrixx y la del detector Dolphin.
- Realizar pruebas de Aseguramiento de Calidad (QA) de pacientes específicos usando la interfaz de Dolphin.
- Comparación de dosis absoluta y relativa con la interfaz COMPASS-Dolphin vs cámaras de ionización.

Capítulo 1

Fundamentos físicos y dosimétricos

1.1. Radioterapia

El campo de la radioterapia inició poco después del descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Röntgen en el año de 1895, seguido por el descubrimiento de Becquerel del fenómeno de la radiactividad en el año de 1896 y, en 1898, por Pierre y Marie Curie con el descubrimiento del radio. La aplicación de los rayos X se difundió rápidamente en el campo de la medicina utilizándolos como medio para diagnosticar fracturas en los huesos y localizar objetos extraños en los cuerpos. Para el año 1901, Becquerel y Curie dieron el primer informe sobre los efectos fisiológicos de los rayos de radio sobre células enfermas, lo cual estimuló la especulación de que la radiactividad podría utilizarse no sólo en el diagnóstico de la enfermedad, sino también para su tratamiento.

El fundamento en el que se basa el uso de la radioterapia como tratamiento para el cáncer es el hecho de que es posible lograr un control sobre el crecimiento e incluso la eliminación de tejidos tumorales mediante procesos de interacción de partículas ionizantes con las células cancerígenas, las cuales presentan una mayor susceptibilidad a la radiación que las células normales; esto por lo tanto minimiza la probabilidad de que exista una complicación en el tejido sano con el que inevitablemente interaccionan las partículas ionizantes con el fin de alcanzar el tejido tumoral [13].

Los principales procesos de interacción que suceden entre la radiación y la materia son: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares, siendo el efecto Compton el que domina en los tratamientos de radioterapia. A continuación se describen de manera general cada uno de ellos.

1.1.1. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es un fenómeno en el cual un fotón es absorbido por un átomo y como resultado uno de sus electrones orbitales es expulsado. En dicho proceso, la energía ($h\nu$) del fotón es absorbida por el átomo y posteriormente es transferida al electrón.

La energía cinética del electrón expulsado o fotoelectrón, es igual a:

$$E_{cinética} = h\nu - E_B, \quad (1.1)$$

donde E_B es la energía de unión del electrón.

Este tipo de interacciones tiene mayor probabilidad de presentarse en electrones de las capas internas como: K, L, M o N (Fig.1.1).

Después de que el electrón ha sido expulsado, se crea una vacancia en la órbita dejando al átomo en un estado excitado. Dicha vacancia puede ser llenada con un electrón orbital exterior,

cuando esto sucede ocurre la emisión de un rayo X característico. Existe además la probabilidad de que se emitan electrones Auger, lo cual ocurre cuando la energía liberada debido al electrón exterior que llena la vacante es dada a otro electrón en una órbita mayor, y la cual es expulsada posteriormente [1].

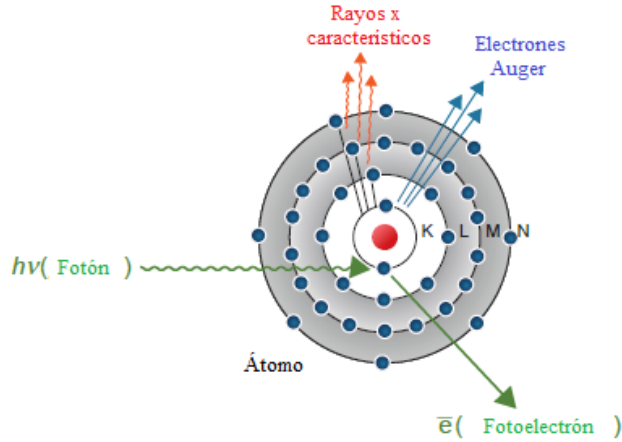


Figura 1.1: Esquema que representa el efecto fotoeléctrico [1].

La probabilidad de absorción fotoeléctrica depende tanto de la energía del fotón incidente como del número atómico del material absorbente. En el primer caso, el fenómeno ocurre si la energía del fotón, $h\nu$, es igual o excede la energía de enlace del electrón en la capa correspondiente; por otro lado, la probabilidad de que se presente el efecto es directamente proporcional a la tercera potencia del número atómico del material absorbente (Z^3).

1.1.2. Efecto Compton

Durante el proceso Compton un fotón interactúa con un electrón atómico o también llamado electrón libre, en donde la energía de enlace del electrón es mucho menor que la energía del fotón incidente. En esta interacción, el electrón recibe parte de la energía del fotón y es emitido en un ángulo θ , a su vez el fotón, con una energía menor que su energía inicial, se dispersa en un ángulo ϕ (Fig.1.2). Dicho fenómeno puede ser analizado en términos de una colisión entre dos partículas, un fotón y un electrón.

Así, si aplicamos las leyes de la conservación de la energía y del momento, se establecen las siguientes relaciones:

$$E = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos\phi)}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)} \quad (1.2)$$

$$h\nu' = h\nu_0 = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)} \quad (1.3)$$

$$\cot\theta = \frac{(1 + \alpha)\tan\phi}{2} \quad (1.4)$$

donde $h\nu_0$, $h\nu'$ y E son las energías del fotón incidente, el fotón dispersado y el electrón, respectivamente, y $\alpha = \frac{h\nu_0}{m_0c^2}$, donde m_0c^2 es la energía de reposo del electrón, que es igual a 0.511 MeV [1].

A bajas energías, la probabilidad de aparición del efecto Compton es pequeña, pero hacia los 35 KeV empieza a ser notable. La probabilidad de interacción por efecto Compton es inversamente proporcional a la energía de la radiación ($P = 1/E$)

Por otro lado, debido a que la interacción de Compton involucra electrones libres en el material, éste es independiente del número atómico Z

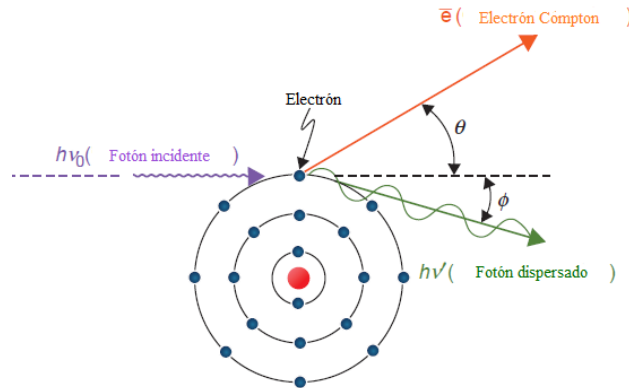


Figura 1.2: Esquema que representa el efecto Compton [1].

1.1.3. Producción de pares

El fenómeno de producción de pares se presenta cuando un fotón interactúa con el campo electromagnético de un núcleo atómico; al ocurrir dicha interacción, el fotón pierde toda su energía produciendo así un electrón negativo (e^-) y un electrón positivo o positrón (e^+) (Fig.1.3). El equivalente en energía de la masa combinada de los dos electrones es:

$$2 \times m_0c^2 = 2 \times 0.51MeV = 1.02MeV \quad (1.5)$$

Por lo tanto, con base en la ecuación 1.5, la energía mínima del fotón en la cual la producción de pares puede ocurrir (en un campo nuclear) es 1.02MeV [2]; cabe mencionar que si el fotón es más energético, la energía sobrante se reparte en el par creado en forma de energía cinética.

Debido a que la producción de pares es el resultado de la interacción entre el campo electromagnético del núcleo, la probabilidad de este proceso aumenta rápidamente con el número atómico [1].

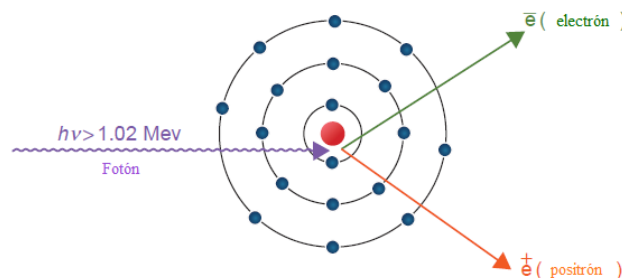


Figura 1.3: Esquema que representa el proceso de producción de pares [1].

1.2. Unidades de radiación y mediciones en radioterapia

Como se mencionó anteriormente, la radioterapia es un proceso en el cual se utiliza radiación ionizante para tratamientos de enfermedades neoplásicas¹ o cáncer y en donde la cantidad de energía de radiación absorbida por los tejidos es llamada dosis de radiación. Es muy importante que dicha dosis de radiación sea controlada con una precisión que tenga un margen de error muy pequeño, esto con el fin de evitar daños al tejido sano.

Para lograr que exista una buena precisión al momento de administrar la dosis, es necesario realizar todo un proceso de dosimetría de radiación, la cual correlaciona cualquier efecto con la cantidad de radiación administrada; es por eso que el término “dosimetría de radiación” cubre todos aquellos procesos de evaluación y cuantificación que se puedan aplicar a los tratamientos.

A continuación se describen los principales conceptos y cantidades dosimétricas que es necesario tener en cuenta al momento de realizar la dosimetría de radiación.

1.2.1. Fluencia

La fluencia Φ es el cociente dN por da , donde dN es el número de partículas incidentes (fotones) sobre una esfera de área transversal da centrada en un punto P (Fig.1.4):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1.6)$$

Φ se expresa en unidades de m^{-2} .

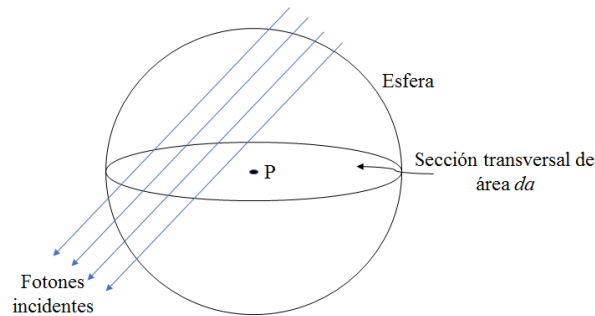


Figura 1.4: Ejemplo de la definición de fluencia

La tasa de fluencia (ϕ) es la fluencia por unidad de tiempo:

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt}, \quad (1.7)$$

con unidades de $m^{-2} \cdot s^{-1}$.

¹Masa anormal de tejido que se produce porque las células que lo constituyen se multiplican a un ritmo superior a lo normal. Una neoplasia puede ser benigna cuando se extiende sólo localmente y maligna cuando se comportan de forma agresiva, comprime los tejidos próximos y se disemina a distancia. A las neoplasias malignas se les denomina como cáncer.

1.2.2. Energía de fluencia

La energía de fluencia (Ψ), es el cociente de dE por da , donde dE es la suma de las energías de todos los fotones que atraviesan la esfera de sección transversal de área da :

$$\Psi = \frac{dE}{da}, \quad (1.8)$$

Las unidades para la energía de fluencia son $J \cdot m^{-2}$.

Para un haz monoenergético, dE es solo el número de fotones dN veces la energía $h\nu$ de cada fotón:

$$dE = dN \cdot h\nu \quad (1.9)$$

La tasa de energía de fluencia (ψ), es la energía de fluencia por unidad de tiempo:

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt}, \quad (1.10)$$

con unidades de $J \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$.

1.2.3. KERMA y TERMA

El término kerma es un acrónimo de *Kinetic Energy Released per unit Mass*, i.e., energía cinética liberada por unidad de masa y está definida como el cociente de dE_{tr} por dm , donde dE_{tr} es el valor esperado de la energía transferida de la radiación indirectamente ionizante (fotones) a partículas cargadas (electrones y positrones) en un volumen elemental dV de masa dm .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.11)$$

La unidad en la que se expresa esta cantidad es la misma en la que se expresa la dosis, J/kg , denominada en el SI como gray (Gy) y en donde $1Gy = 1J/kg$.

La energía transferida de la radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas se puede perder de dos maneras: (i) colisiones que resultan en ionizaciones y (ii) conversión en fotones. En consecuencia, el kerma se puede dividir en dos partes:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (1.12)$$

El kerma de colisión (K_{col}) se relaciona con la parte de la energía cinética de las partículas secundarias cargadas que se pierde en colisiones, dando como resultado la ionización y excitación de átomos en la materia.

Por otro lado, el kerma radiativo (K_{rad}) está relacionado con la parte de la energía cinética inicial de las partículas secundarias cargadas que se convierte en energía de fotones.

En el caso de un haz monoenergético de fotones que irradia un medio, existen relaciones importantes para el kerma. Sea un punto P, en el espacio donde hay una fluencia, Φ , de fotones de energía $h\nu$, el kerma puede calcularse como el producto de la energía de fluencia y el coeficiente de transferencia de energía de masa del material ($\frac{\mu_{tr}}{\rho}$):

$$K = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \Psi \quad (1.13)$$

De forma similar, el kerma de colisión para fotones se relaciona con la fluencia mediante el coeficiente de absorción de energía de masa ($\frac{\mu_{en}}{\rho}$):

$$K_{col} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)\Psi \quad (1.14)$$

Relacionando los coeficientes de absorción y transferencia de energía, la relación entre el kerma de colisión y el kerma total queda establecida como:

$$K_{col} = k(1 - g), \quad (1.15)$$

donde g es la fracción promedio de energía que se pierde por procesos radiativos.

Para fotones en el rango de energía de diagnóstico (150 keV) que interactúan con materiales de bajo número atómico (Z), las diferencias entre los coeficientes de absorción de energía y de transferencia de energía son insignificantes, esto se debe a que la fracción de la energía de electrones convertida en rayos X bremsstrahlung es muy pequeña; por lo que para estas condiciones, el kerma radiativo es insignificante y el kerma de colisión es numéricamente igual al kerma [14].

Por otro lado, para un haz de fotones con fin terapéutico, un gran número de fotones con energía $E(MeV)$ cada uno, inciden sobre el paciente y al conjunto de ellos que alcanzan un punto en el cuerpo se le caracteriza por la energía de fluencia. Así, para una energía de fluencia dada, la energía total liberada por unidad de masa (TERMA) se expresa como el producto del coeficiente de atenuación total de masa ($\frac{\mu}{\rho}$) y la energía de fluencia (Ψ) en un punto [15].

Cabe resaltar que las cantidades de terma, kerma y kerma de colisión, están relacionadas con la energía de fluencia de los fotones mediante la atenuación de masa, la transferencia de energía de masa y los coeficientes de absorción de energía de masa, respectivamente.

1.2.4. Exposición

Cuando rayos X o rayos gamma interactúan con aire, se define una cantidad llamada exposición (X), que se relaciona con el kerma de colisión a través de:

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (1.16)$$

donde la cantidad dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones (de un sólo signo) producida en el aire cuando todos los electrones liberados en aire de masa dm son detenidos completamente. La unidad de exposición en el SI es C/kg .

Con base en lo anterior, la energía perdida para producir la carga dQ corresponde al valor esperado de la energía neta transferida a las partículas cargadas en el aire ($d\varepsilon_{tr}^{neta}$). La relación entre estas dos cantidades se expresa en términos de la cantidad medible de aire \overline{W}_{aire} y la energía promedio perdida en aire seco para formar un par de iones. \overline{W}_{aire} se expresa como:

$$\overline{W}_{aire} = \frac{\Sigma \text{energía cinética de los electrones pérdida en ionización y excitación}}{\Sigma \text{pares de iones producidos por los electrones secundarios en aire}} \quad (1.17)$$

La relación entre el kerma de colisión en aire y la exposición puede obtenerse a partir de:

$$(K_{col})_{aire} = \overline{W}_{aire} X \quad (1.18)$$

El valor para $\overline{W}_{aire} = 33.97 JC^{-1}$

1.2.5. Dosis absorbida

La dosis absorbida describe la cantidad de radiación para todos los tipos de radiación ionizante, incluyendo partículas con carga y sin carga; todos los tipos de materiales y todas las energías. Representa una medida para los efectos biológicamente significantes producidos por la radiación ionizante [1].

La dosis absorbida está definida como el cociente $d\bar{\epsilon}/dm$ donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm . La unidad en la que es expresada dicha cantidad en el SI es el gray (Gy).

Kerma y la dosis absorbida se expresan con las mismas unidades y ambas se relacionan con la cuantificación de la interacción de la radiación con la materia. Mientras que el kerma se utiliza para cuantificar un campo de radiación, la dosis absorbida se utiliza para cuantificar los efectos de la radiación [14].

Capítulo 2

Técnicas dinámicas de tratamiento: IMRT y VMAT

Al hacer incidir directamente haces de radiación sobre un volumen de tratamiento, es inevitable que se irradie el tejido normal, por lo que se busca que éste reciba la menor dosis posible para evitar que se generen daños en él. Actualmente la radioterapia cuenta con diferentes modalidades que permiten irradiar menor cantidad de volumen sano con una menor dosis y a la vez aumentar las dosis al volumen blanco haciendo posible un aumento en el control tumoral (TCP - Probabilidad de Control Tumoral) y una menor probabilidad de efectos colaterales en tejidos sanos (NTCP - Probabilidad de Complicación del Tejido Normal).

Lo anterior se refleja en una rápida evolución en las tecnologías de planificación y entrega en radioterapia durante los últimos años. Estos cambios han sido bien recibidos y cuidadosamente desarrollados para el beneficio de los pacientes con cáncer. Dentro de estos avances se encuentran las técnicas dinámicas de tratamiento de Radioterapia por Intensidad Modulada (IMRT) y Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT).

A continuación se discutirá los principios de la Radioterapia por Intensidad Modulada y posteriormente se introducirá el concepto de la Arcoterapia Volumétrica Modulada, la cual es una técnica dinámica para la administración rotacional de la IMRT.

2.1. Principios de IMRT

La radioterapia por intensidad modulada puede considerarse como una generalización de la Radioterapia Conformada Tridimensional (3D CRT). La radioterapia conformal implica la entrega de múltiples haces estáticos que a menudo se ajustan a la forma del objetivo bloqueando los órganos cercanos en riesgo y, en los cuales la fluencia de fotones es constante. La IMRT es una extensión de esto, en la que la fluencia de fotones puede ser modulada arbitrariamente a través del haz de radiación utilizando a menudo un colimador multihojas (MLC); por lo tanto, mediante la entrega de múltiples haces de IMRT, es posible construir una distribución de dosis altamente conformal dentro del paciente logrando distribuciones de dosis con regiones de alta dosis y bajos gradientes con formas cóncavas brindando en algunos casos mejores soluciones dosimétricas que la radioterapia conformal (Fig. 2.1) [10].

Si bien el uso de esta técnica no elimina la irradiación a los órganos de riesgo (OAR), se limitan en mayor medida las dosis a tejidos que están dentro de la trayectoria del haz disminuyendo la

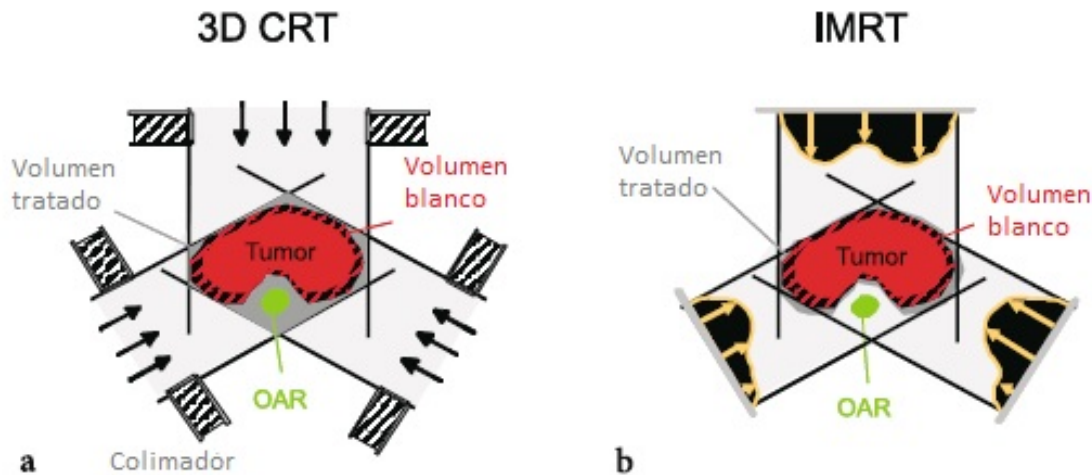


Figura 2.1: Comparación entre los principios de 3D CRT e IMRT [10]

toxicidad de los tratamientos de radioterapia, logrando una mejora a la 3D-CRT.

2.1.1. Formas de entrega de haces con IMRT

Mientras que anteriormente los MLCs se utilizaban sólo para definir una forma de campo, en IMRT las capacidades de modelado y movimiento de los colimadores multihojas se explotan para construir una mejor aproximación a una fluencia ideal.

Los sistemas de entrega en IMRT utilizando MLC puede ser clasificados en dos modalidades: 1)IMRT con gantry fijo y 2) IMRT con el gantry dinámico.

2.1.1.1. IMRT con gantry fijo

Para un ángulo dado del gantry, el colimador multihojas puede programarse para administrar tratamientos de IMRT, los cuales pueden realizarse de dos maneras diferentes:

Step-and-shoot o sSS Esta forma de entrega consiste en el empleo de un haz modulado dividido en subcampos que se forman a partir de posiciones estáticas de las multihojas, estos subcampos son denominados segmentos y cada uno tiene una intensidad uniforme; mientras las hojas se mueven para la conformación de otro haz, la intensidad de radiación se interrumpe (fig. 2.2). Finalmente la dosis total administrada por todos los segmentos crea un campo de intensidad modulada.

Sliding Windows o dMLC A diferencia del método anterior, en el dMLC no hay segmentos individuales, en su lugar, el haz de radiación permanece encendido mientras que las multihojas se mueven a través del campo con velocidades variables (fig. 2.3), logrando así la modulación de la intensidad.

2.1.1.2. IMRT con gantry dinámico

Dentro de la clasificación de entrega de IMRT con el gantry en rotación, se encuentra la Arco-terapia Volumétrica Modulada, la cual será descrita en la siguiente sección.

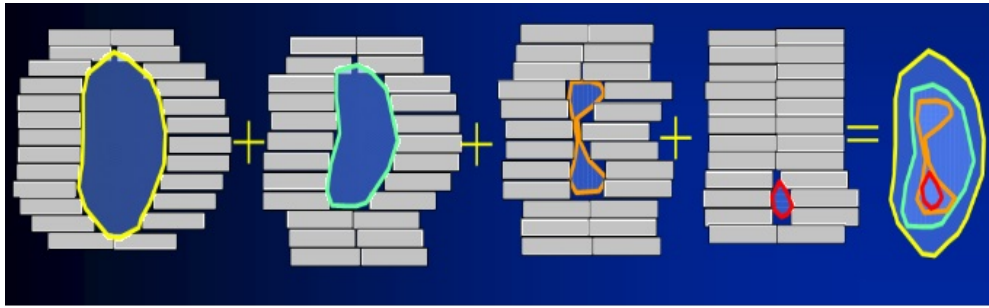


Figura 2.2: Método de entrega de IMRT por Step and Shoot

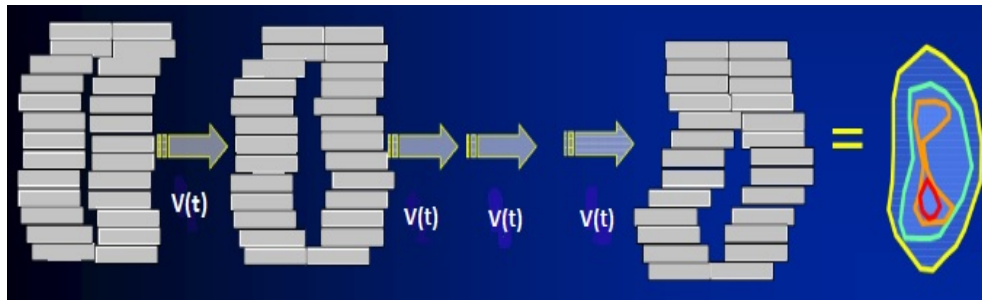


Figura 2.3: Método de entrega de IMRT por dMLC

2.2. Principios de VMAT

La primera forma de terapia de arco, denominada terapia de arco de intensidad modulada (IMAT) fue descrita por primera vez por Yu en 1995 y requirió el uso de múltiples arcos superpuestos para lograr una distribución de dosis satisfactoria.

Existen dos formas principales de terapias basadas en arcos:

2.2.1. Tomoterapia

Las máquinas de tomoterapia (es decir, "terapia de rebanadas") pueden considerarse una combinación de un escáner de tomografía computarizada y un acelerador lineal que puede suministrar la radiación en una distribución con forma de abanico, similar a la imagen de TC con una fuente de radiación de rotación continua mientras que el paciente se mueve a través de la máquina [1].

2.2.2. Arcoterapia Volumétrica Modulada

La arcoterapia volumétrica modulada se introdujo por primera vez en el año 2007 y se describe como una técnica de radiación capaz de lograr distribuciones de dosis altamente conformales, con una mayor cobertura del volumen objetivo y un menor daño en tejidos normales en comparación con las técnicas convencionales de radioterapia. Las técnicas VMAT más recientes han permitido tratar todo el volumen objetivo utilizando uno o dos arcos, aunque los casos complejos pueden requerir más. En una revisión reciente, VMAT se describe esencialmente como una forma de arco simple IMAT, técnica que emplea la variación de la tasa de dosis.

Un beneficio de VMAT en comparación con la tomoterapia es la posibilidad de entregar este

tratamiento en aceleradores lineales convencionales, que están configurados para tener esta capacidad. Actualmente hay varios sistemas VMAT disponibles bajo varios nombres (RapidArc, Varian, SmartArc, Phillips y Elekta VMAT, Elekta).

VMAT trae consigo otras ventajas adicionales, tales como la reducción en el tiempo de entrega del tratamiento comparado con la IMRT y la variación simultánea de tres parámetros durante el suministro de tratamiento, es decir, la velocidad de rotación del gantry, la forma de la apertura de tratamiento a través del movimiento del MLC y la tasa de dosis [16].

2.3. Planeación de tratamiento

Para implementar clínicamente tratamientos de IMRT y VMAT, es necesario contar con un sistema de planificación de tratamiento (TPS) que pueda calcular mapas de fluencia no uniformes para haces múltiples dirigidos desde diferentes direcciones.

Los TPS son programas diseñados para calcular una adecuada distribución de dosis al paciente al momento de aplicar la dosis prescrita al PTV y son comisionados a partir de la información dosimétrica medida por el físico médico para cada equipo de tratamiento en particular. Para representar la anatomía del paciente mediante modelos 3D, el PTV y los OAR son obtenidos de imágenes de TC u otros, como la resonancia magnética.

Varios algoritmos de cálculo son utilizados para modelar las interacciones entre el haz de radiación y la anatomía del paciente para determinar la distribución espacial de la dosis de radiación. Dichos algoritmos han evolucionado desde simples modelos 2D a modelos en 3D y técnicas de Monte Carlo considerando los diferentes tipos de radiación y complejidad computacional, logrando una mayor precisión.

El proceso de planeación de un tratamiento en radioterapia incluye varios pasos descritos en la figura 2.4.

La mayoría de los sistemas de planeación de tratamiento que utilizan IMRT y VMAT, se basan en el principio de "planeación inversa".

2.3.1. Planeación inversa

Este proceso, al igual que la 3D CRT, requiere de la obtención de las imágenes, realización de contornos y ubicación de los haces. Partiendo de estos parámetros se plantea una "receta" para obtener la dosis requerida, esto es, se especifican las restricciones de volumen y límites de dosis al PTV y a los órganos de riesgo; posteriormente el sistema se encargará automáticamente de realizar una optimización que haga posible satisfacer dichas restricciones. Sin embargo, muchas veces la física de las interacciones fotones-tejido limita el logro de los objetivos deseados. Lamentablemente ninguna cantidad que especifique cero porcentaje de dosis a los órganos de riesgo o una alta uniformidad de dosis al PTV puede alcanzarse realmente. La solución a esto radica, hasta el momento, en llegar a un acuerdo razonable entre lo que el médico quiere y lo que se puede lograr [17].

En cuanto al proceso de optimización realizado por el TPS, mediante un algoritmo iterativo el sistema determina las distribuciones de intensidad de cada uno de los haces para producir una distribución de dosis que se aproxime a la deseada; de esta manera, el TPS divide primeramente cada haz en pequeños pixeles o "beamlets" y ajusta la intensidad de cada uno de ellos con la finalidad de lograr el objetivo propuesto por el usuario [1]. Este método iterativo de optimización ajusta los haces para minimizar el valor de alguna función de costo, la cual se debe basar en parámetros

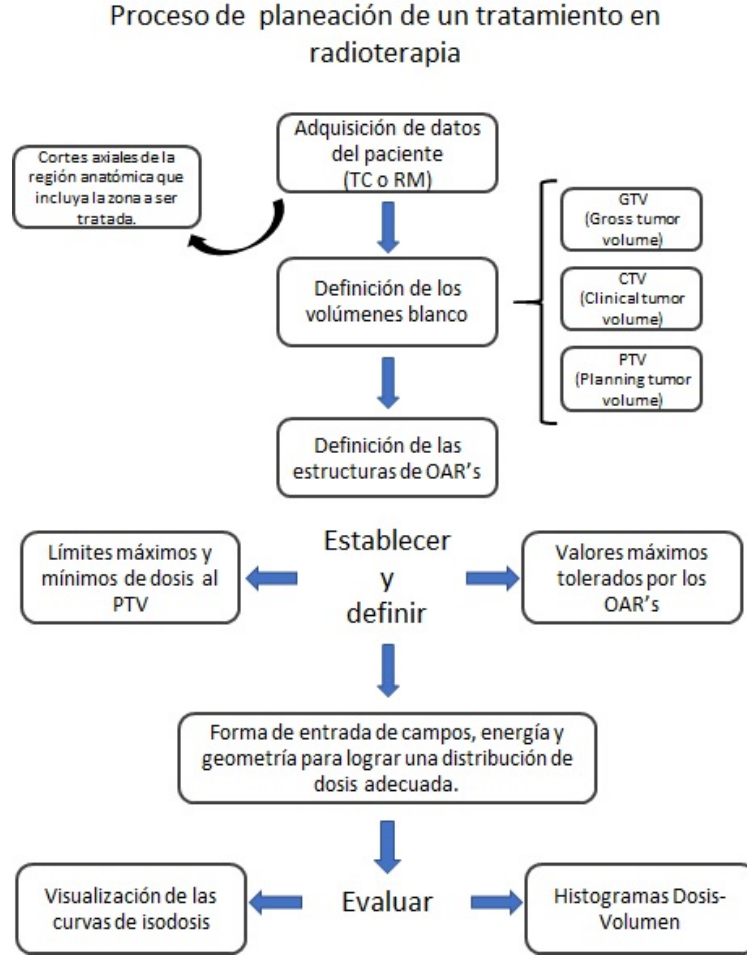


Figura 2.4: Descripción general del proceso de planeación para un tratamiento en Radioterapia

físicos de dosis y volumen que incluyan la dosis prescrita al PTV, términos que cuantifiquen la homogeneidad de la dosis, la dosis máxima y restricciones dosis-volumen a los OAR.

Un ejemplo de una función de costo se expresa en la ecuación 2.1.

$$C_n = \left[\frac{1}{N} \sum_r W(\vec{r}) (D_0(\vec{r}) - D_n(\vec{r}))^2 \right]^{0.5}, \quad (2.1)$$

donde C_n es el costo de la n -ésima iteración, $D_0(\vec{r})$ es la dosis deseada en algún punto \vec{r} en el paciente, $D_n(\vec{r})$ es la dosis calculada en el mismo punto, $W(\vec{r})$ es un factor de peso en términos de las restricciones dadas por el usuario para las diferentes estructuras; la suma se toma en un gran número N de puntos de dosis.

El algoritmo de optimización intenta minimizar el costo total en cada iteración hasta que se alcanza el objetivo deseado [1].

Con base en lo descrito anteriormente, se puede decir que el concepto fundamental de la planificación inversa es que, en lugar de intentar una variedad de configuraciones de los haces y sus pesos hasta obtener un acuerdo adecuado con la dosis prescrita, se realiza lo contrario y que el principal factor para lograr una planeación óptima recae en utilizar la experiencia tanto del físico

médico como del médico para decidir las restricciones adecuadas.

Cabe mencionar que los pacientes candidatos a tratamiento de radioterapia generalmente tienen que someterse a una serie de procedimientos preparatorios extensos y complejos, iniciando desde el diagnóstico del médico radio oncólogo hasta la aplicación del tratamiento.

En términos de seguridad del paciente, cada proceso necesita ser monitoreado cuidadosamente ya que debido a la complejidad de todo el procedimiento pueden ocurrir errores de administración de la dosis, por lo que es importante hacer hincapié en la necesidad de una verificación del tratamiento antes de su aplicación mediante un control de calidad específico del paciente.

Capítulo 3

Aseguramiento de la calidad (QA) en IMRT y VMAT

Como se ha venido mencionando, la radioterapia es una forma de tratamiento dirigido hacia la erradicación de células tumorales y que también tiene el potencial de dañar tejido normal, por lo que errores de calibración en el procedimiento pueden provocar lesiones a pacientes. Debido a esto, diversas organizaciones como la World Health Organization (WHO) [18], la American Association of Physics in Medicine (AAPM) [19] y la International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) [20], proponen que es esencial un enfoque sistemático del aseguramiento de la calidad en todo el proceso de radioterapia.

En nuestro país, existe la Norma Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2016 que señala la importancia de implementar procedimientos de radioterapia que garanticen condiciones de calidad y seguridad en el paciente. Establece que es fundamental ofrecer los tratamientos con radiación de manera segura y específica, por lo que los servicios de radioterapia deben reunir una serie de características y condiciones tanto para instalaciones y equipos, así como para el personal que labora en ellos [21]. Dentro de las generalidades descritas en el documento, se encuentra el papel del físico médico quien es el responsable directo de realizar la optimización de los procedimientos de radioterapia así como el diseño e implementación de los programas de garantía y aseguramiento de calidad para los aspectos físicos y tecnológicos del uso médico de la radiación, incluido el control de calidad de los equipos, la planeación y optimización del tratamiento de acuerdo con la indicación del médico radio oncólogo y principalmente el aseguramiento de la calidad (QA) del paciente en los procedimientos de radioterapia.

El aseguramiento de la calidad ha sido un concepto que ha evolucionado junto con la terapia de radiación desde la primera vez que fue utilizada para tratar el cáncer y otras enfermedades. Según la WHO, el concepto de aseguramiento de la calidad hace referencia a *"todos aquellos procedimientos que aseguran la consistencia de la prescripción médica y el cumplimiento seguro de esa prescripción en lo que respecta a la dosis al volumen objetivo, junto con una dosis mínima al tejido normal, exposición mínima del personal y monitoreo adecuado del paciente para determinar el resultado final de tratamiento."* [22]

En comparación con la radioterapia convencional, la planificación del tratamiento de IMRT y VMAT es más compleja por lo que requiere de una verificación tanto de los parámetros relacionados con la fase de planificación como con la fase de entrega, esto se debe a que los errores potenciales en estas técnicas pueden ocurrir tanto en la etapa de cálculo de dosis en el TPS como en la etapa de administración del haz. Teniendo en cuenta las consecuencias que pueden ser causadas por esos

errores, es necesario realizar un QA antes de la primera fracción de tratamiento para verificar que se destine la dosis correcta y así garantizar la seguridad de los pacientes. Esto se refiere como un QA del plan específico del paciente y el cual fue realizado en este trabajo de tesis.

3.1. QA específico del paciente

En el control de calidad específico del paciente, el plan de tratamiento se verifica en términos de distribución de dosis y de dosis absoluta. La verificación de estos dos parámetros generalmente se realiza sobre un fantoma cuyas mediciones se pueden realizar con una amplia variedad de detectores. Aunque actualmente se cuentan con algoritmos de cálculo bastante precisos, las mediciones de dosis para la verificación siguen siendo necesarias ya que de esta manera es posible tener una representación completa de los efectos de la planificación del tratamiento y de las discrepancias que pueden llegar a presentarse en el acelerador relacionadas con la dosis real suministrada.

Las comparaciones de las distribuciones de dosis entre las mediciones y el TPS generalmente son sometidas a criterios de aceptación establecidos por el protocolo implementado por cada institución en donde se entreguen tratamientos de radioterapia.

A continuación se describen los métodos de comparaciones de dosis realizados en las instalaciones en donde se realizó este estudio.

3.1.1. Comparación de la distribución de dosis

Para la puesta en marcha de los TPS, es necesario realizar rutinariamente una comparación de las distribuciones de dosis medidas y calculadas. Existen dos tipos de evaluaciones, cualitativa y cuantitativa, que deben realizarse para tener una aprobación final de todo el sistema. La evaluación cualitativa se realiza superponiendo distribuciones de isodosis, ya sea utilizando herramientas de software o manualmente y en ella se destacan áreas de desacuerdo significativo. Por otro lado, en la evaluación cuantitativa se comparan directamente los valores de distribución de dosis medidos y calculados. Las distribuciones de dosis en 2 y 3 dimensiones pueden ser comparadas utilizando diferentes métodos:

3.1.1.1. Diferencia de dosis

Van Dyk et al. [23] subdividen las comparaciones de distribución de dosis en regiones de gradientes de dosis alta y baja, cada una con un criterio de aceptación diferente.

En regiones de gradiente bajo, las dosis se comparan directamente considerando una tolerancia de aceptación basada en la diferencia entre las dosis medidas y calculadas. Es posible mostrar una distribución de diferencia de dosis que identifique las regiones en las que las distribuciones de dosis calculadas no están de acuerdo con la medición. En las regiones de gradiente de dosis altas, suponiendo que la extensión espacial de la región es suficientemente grande, un pequeño error espacial, ya sea en la región cálculo o la medición, da como resultado una gran diferencia de dosis entre la medición y el cálculo. Por lo tanto, las diferencias de dosis en regiones de alto gradiente de dosis pueden ser relativamente poco importantes y, el concepto de una distribución de distancia a concordancia (DTA) se utiliza para determinar la aceptabilidad del cálculo de la dosis.

3.1.1.2. Distancia a un punto con coincidencia de dosis (DTA)

El DTA es la distancia entre un punto de datos medidos y el punto más cercano en la distribución de dosis calculada que exhibe la misma dosis. Las evaluaciones de diferencia de dosis y DTA se complementan cuando se usan como determinantes de la calidad del cálculo de la distribución de dosis.

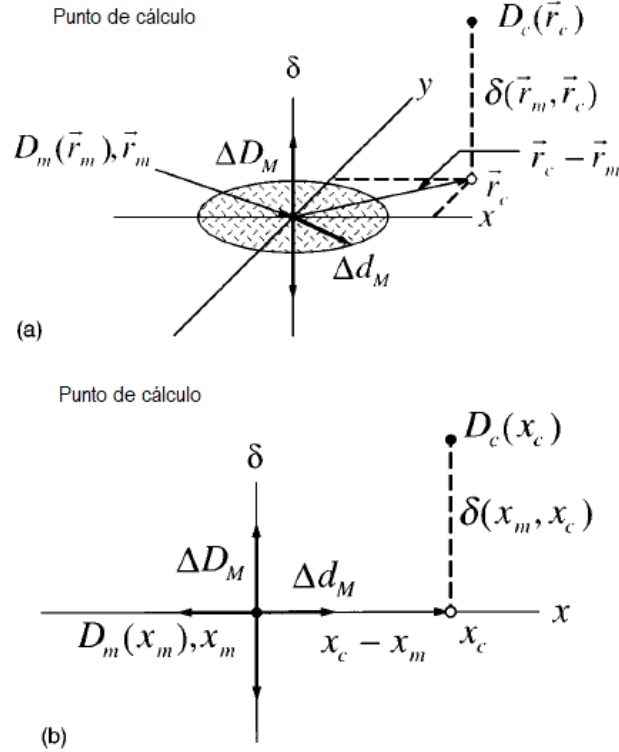


Figura 3.1: Representación geométrica de los criterios de evaluación de la distribución de dosis para las pruebas de diferencia de dosis y distancia a un punto con coincidencia de dosis. a) Representación bidimensional. b) Representación unidimensional. [24]

3.1.2. Análisis de la distribución de dosis: índice gamma (γ)

El análisis gamma es uno de los métodos de comparación más utilizados para realizar un análisis cuantitativo de las distribuciones de dosis medidas en un plano y las distribuciones de dosis calculadas por el TPS para tratamientos IMRT y VMAT. Este método fue presentado por Low et al. [24] y se basa en la comparación de la distribución de dosis en función de la dosis y los dominios espaciales; cuantifica la calidad de la comparación utilizando criterios de aceptación en términos de porcentaje de diferencia de dosis y distancia a acuerdo (DTA), es decir, entre distancia multidimensional entre los puntos comparados en dosis y distancia física.

La definición de dicho criterio de aceptación en un espacio compuesto por la dosis y las coordenadas espaciales de los puntos a comparar se obtiene tomando la superficie de un elipsoide centrado en el punto en cuestión, cuyos ejes serán los criterios individuales. Si ΔD_M es la tolerancia para la

diferencia de dosis y Δd_M es la tolerancia para DTA, la ecuación que define esta superficie es [24]:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta D_M^2}} \quad (3.1)$$

donde

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_m| \quad (3.2)$$

y

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = D(\mathbf{r}) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (3.3)$$

es la diferencia de dosis en la posición \mathbf{r}_m .

La cantidad del lado derecho de la ecuación (3.1) define un índice de calidad γ en cada punto del plano $\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m$ para el punto medido \mathbf{r}_m , donde el subíndice c corresponde al cálculo y m a la medición:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min \Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) \quad \forall \mathbf{r}_c \quad (3.4)$$

donde

$$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta D_M^2}}, \quad (3.5)$$

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m|, \quad (3.6)$$

y

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (3.7)$$

Es la diferencia entre los valores de dosis de las distribuciones medidas calculadas, respectivamente. Por lo tanto el criterio de aceptación se establece como:

Si $\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1$, el cálculo pasa.

Si $\gamma(\mathbf{r}_m) > 1$, el cálculo falla.

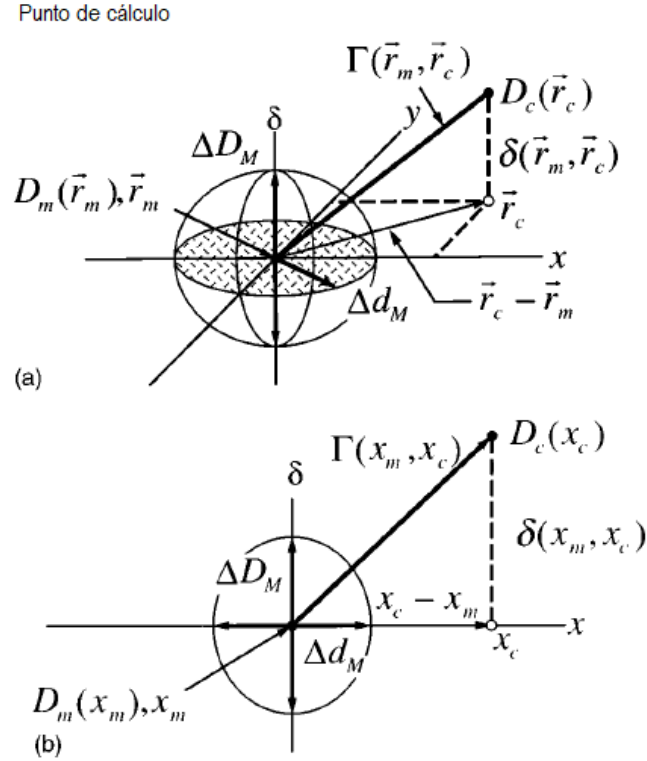


Figura 3.2: Representación geométrica de los criterios de evaluación de la distribución de dosis para la evaluación de índice gamma. a) Representación bidimensional. b) Representación unidimensional. [24]

Este análisis puede ser visualizado de varias maneras, mediante una imagen que muestre el valor del índice γ en cada punto, un gráfico 3D, un histograma, o bien un gráfico de tolerancia donde se indiquen aquellos lugares donde el índice γ es mayor a 1. [24]

En este trabajo, la evaluación gamma se representa mediante histogramas e imágenes que muestran los lugares en los que sus valores son mayores a 1.

3.1.3. Sistemas para la verificación de dosis

Los procedimientos actuales de QA para el plan específico del paciente en técnicas de IMRT y VMAT pueden clasificarse en dosimetría 2D y dosimetría 3D.

La dosimetría 2D se basa en la comparación de distribuciones de dosis planas medidas y calculadas utilizando películas radiográficas y matrices de detectores. Sin embargo, este tipo de verificaciones consumen demasiado tiempo al ser muy laboriosas y en consecuencia reducen la eficacia del procedimiento del QA. Por otro lado, los generadores de imágenes portales tal como el dispositivo de imagen portal electrónico (EPID), también se han utilizado para realizar el QA del plan en donde las fluencias de los fotones se miden directamente y son comparados con los cálculos.

La principal desventaja de la dosimetría en 2D se centra en que la precisión y entrega del plan sólo se verifican en un plano.

En cuanto a las distribuciones de dosis en 3D, la verificación debe tomar en cuenta la comple-

tividad de las técnicas de IMRT y VMAT.

Para verificar la deposición de dosis en la geometría 3D del paciente, existen técnicas basadas en mediciones que utilizan un modelo de fluencia, lo cual es posible describir a través de dos enfoques [25].

El primer enfoque compara la respuesta medida del detector con la respuesta esperada del detector en la geometría de validación y corrige, con base en las perturbaciones encontradas, la dosis calculada en la geometría del paciente mediante técnicas de ray-tracing ¹.

El segundo enfoque utiliza la respuesta medida del detector para reconstruir la fluencia y así recalcular la dosis en la geometría del paciente mediante un motor de cálculo de dosis específico de algún software. En este enfoque, se considera como paso inicial el cálculo de la fluencia esperada a partir de un modelo de fluencia basado en el plan de tratamiento de radioterapia (RTplan). Esta fluencia calculada se utiliza para determinar la respuesta esperada del detector basada en un modelo del detector. Mediante la comparación entre la respuesta calculada y la medida del detector, la fluencia calculada es corregida de acuerdo con la medición. Finalmente, la fluencia corregida se utiliza para recalcular la dosis en una TC (tomografía computarizada) que representa la geometría del paciente y que puede compararse con la distribución de dosis prescrita que permite la verificación “in vivo” de dosis 3D. [25,26]

Los detectores más utilizados para el modelado de fluencia son los EPID's y las matrices de detectores 2D compuestas de cámaras de ionización. Los EPID's se desarrollaron originalmente para mejorar la precisión de la configuración del paciente al generar radiografías del paciente durante la administración del tratamiento. Dicho detector consiste en una pantalla centelleante que genera fotones cuando es golpeado por rayos X, seguido por la detección de estos fotones mediante una placa de silicio amorfo. La luz emitida se puede usar para modelar la fluencia. Un EPID tiene la ventaja de contar con una alta resolución y de estar incorporado dentro de la máquina de tratamiento detrás del paciente, lo que permite modelar la fluencia basada en la medición durante el tratamiento. Sin embargo, el incluir la geometría del paciente tiene el inconveniente de que las diferencias tanto en la respuesta esperada como de la respuesta medida del detector puedan originarse ya sea en el acelerador, la geometría del paciente o ambos.

Por otro lado se encuentran las herramientas de verificación de dosis que utilizan matrices de detectores compuestas por diodos o cámaras de ionización. En comparación con la dosimetría EPID, los detectores de arreglos 2D comúnmente son montados en el linac o posicionados en la mesa de tratamiento sin paciente. Es importante destacar que las matrices de detectores 2D actuales tienen una resolución espacial limitada [27], sin embargo, se ha demostrado que una verificación de alta resolución de dosis se puede realizar utilizando mediciones de baja resolución, por lo que nuevos detectores están siendo desarrollados con el propósito de modelar la fluencia durante el tratamiento del paciente [28].

En general, la verificación de la dosis pre-tratamiento basada en mediciones 2D implican una metodología laboriosa, ya que se debe realizar antes del tratamiento real y exige tiempo del linac, el cual es limitado. Por otra parte, con el aumento en el número de pacientes que actualmente se tratan con técnicas dinámicas, se requiere de una verificación de dosis en 3D, por lo que se necesitan procedimientos de verificación de dosis eficientes y confiables previos al tratamiento como se ha venido mencionando. Un aspecto importante de la verificación de la dosis previa al tratamiento es la evaluación de las diferencias de dosis observadas.

Desde un punto de vista clínico, se debe evitar la dosificación en el tejido tumoral para poder

¹Calcular la intersección de una línea con un volumen o ray-tracing”, como se lo conoce comúnmente, es un componente integral de los algoritmos de cálculo de dosis tridimensionales de radioterapia.

mantener un control sobre el mismo y a la vez evitar la dosificación excesiva para el tejido sano minimizando alguna reacción secundaria que afecte la salud del paciente. Los riesgos que puedan ocurrir deben manejarse prospectivamente y los errores de dosis deben mantenerse dentro de tolerancias aceptables; la dosis de radiación debe administrarse dentro del 5% de la dosis prescrita. Varios estudios han concluido que, para ciertos tipos de tumores, la precisión debería ser incluso mejor (hasta 3.5%) [29].

Como se mencionó anteriormente, las diferencias de dosis se evalúan usando la diferencia de dosis y la distancia a concordancia para un plano 2D y la combinación de éstas da como resultado la evaluación gamma, la cual demostró ser una metodología de evaluación sólida ya que permite una verificación rápida tanto en 2D como en 3D. Sin embargo, la evaluación gamma es difícil de interpretar en términos de relevancia clínica, lo que se ve reflejado en una débil correlación entre las diferencias de dosis y los histogramas de dosis-volumen. Por lo tanto, también es necesario realizar una verificación previa al tratamiento basada en los HDV, lo que dará como resultado un procedimiento de control de calidad específico para el paciente con un mayor enfoque clínico.

De los enfoques descritos anteriormente, en este trabajo de tesis se utilizó la técnica basada en la combinación de cálculos de dosis y modelado de fluencia de alta resolución a partir de mediciones obtenidas directamente del linac utilizando dos tipos de detectores: uno de baja resolución y otro 90% transparente para fotones de 6MeV. Ambos detectores contienen un arreglo de cámaras de ionización.

En cuanto a la resolución del primer detector, ésta limita la precisión de la reconstrucción de fluencia, sin embargo dicha limitación se supera mediante la introducción de un kernel de corrección que corrige la fluencia modelada de alta resolución en caso de una diferencia entre la respuesta del detector medida y la calculada, dicha corrección se describe a detalle en el capítulo 4.

Capítulo 4

Material y métodos

4.1. Sistema de planeación y unidad de tratamiento

4.1.1. Sistema de planeación de tratamiento Monaco 5.0

Para realizar este trabajo de tesis fueron seleccionados 20 casos de cáncer de cabeza y cuello y cerebrales (10 casos tratados con IMRT y 10 casos tratados con VMAT), los cuales fueron implementados entre los años 2014-2016 en nuestro centro. Se eligieron esas regiones de tratamiento debido a que son los casos de cáncer que mayormente se tratan con técnicas IMRT y VMAT.

Todos los planes de tratamiento fueron generados a partir del sistema Monaco 5.0. Los procesos de optimización en Mónico se dividen en dos etapas y la forma en que éstos se involucran en el proceso varía dependiendo del modo seleccionado para la administración del tratamiento. En nuestro caso se utilizó el modo de entrega dMLC denominado secuenciador de barrido (Sweep Sequencer), y es el mismo utilizado para la base de la secuencia VMAT.

En la primera etapa, la distribución de la fluencia ideal de los haces se optimiza para satisfacer la prescripción definida por el usuario; en la segunda etapa, la distribución de fluencia se traduce en un conjunto de segmentos con formas y pesos que se optimizan con base en la misma prescripción. Mónico utiliza el secuenciador de barrido para mejorar significativamente la eficiencia de entrega y minimizar la pérdida de la calidad de entrega de la dosis. El secuenciador de barrido mueve las hojas del MLC de la posición inicial a su posición final de manera continua y unidireccional. Para el caso de VMAT, en la primera etapa de optimización Mónico calcula los sectores estáticos de la longitud total del arco y los incrementos angulares para simular el proceso de planificación IMRT estática, posteriormente tiene lugar el mismo proceso de secuenciador de barrido. [30]

Monaco cuenta con dos tipos de algoritmos de cálculo: finite-size pencil beam (fsPB) y Monte Carlo (MC). El algoritmo fsPB es un algoritmo rápido y preciso diseñado para la optimización en IMRT y fue utilizado en la primera etapa del proceso de optimización; no se recomienda para el cálculo de la dosis final debido a sus limitaciones de diseño que impiden el modelado preciso de la transmisión de las hojas. Monte Carlo fue seleccionado para la segunda etapa de optimización debido a que es más preciso para los cálculos de dosis cerca de las regiones de acumulación (especialmente para las transiciones tejido-hueso y tejido-aire en los casos de cabeza y cuello). [30] Todos los cálculos de dosis fueron realizados en agua y no en medio para su verificación.

Cada plan se generó en Mónico con el objetivo de cumplir con las restricciones a los órganos de riesgo y una buena cobertura a los PTV. Se buscó que un mínimo del 95 % del volumen objetivo recibiera el 100 % de la dosis prescrita.

4.1.2. Acelerador lineal Elekta Synergy

Para la implementación de los planes de tratamiento, nuestro centro dispone de un acelerador lineal Elekta Synergy, dicho dispositivo cuenta con tres energías para fotones (6,10 y 18 MeV) y cinco energías de electrones (4,6,8, 10 y 12 MeV). El modelo Synergy proporciona un campo máximo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y está equipado con un colimador multihojas con un total de 80 láminas, 40 de cada lado con separación de 0.09 mm entre ellas. Esta unidad permite la generación de campos con formas sin necesidad de utilizar dispositivos de bloqueo y tiene la capacidad de administrar tratamientos de IMRT y VMAT.

La distancia de la fuente al isocentro es de 100 cm y la tasa de dosis a la cual opera el acelerador para todas las energías es de 400 UM/min .

Todas las irradiaciones fueron realizadas con una energía de 6 MeV.

4.2. Sistema COMPASS

COMPASS es un sistema de aseguramiento de calidad que consiste en un software de verificación de dosis basado en la anatomía 3D de un paciente o fantoma.

Este software cuenta con dos funciones principales: 1) proporciona un motor de cálculo independiente que permite una verificación redundante de los tratamientos generados por el TPS, y 2) permite el cálculo, reconstrucción y análisis de dosis sobre la anatomía del paciente a partir de las medidas obtenidas con algún detector asociado.

La figura 4.1 es un ejemplo de la interfaz de COMPASS en donde se presenta la comparación entre la distribución de dosis obtenida a partir del TPS (superior izq.) y aquella calculada por el software (superior dcha.); muestra los HDV's correspondiente a cada cálculo (inferior izq.) y la ventana para realizar la evaluación, ya sea de diferencia de dosis o índice gamma (inferior decha.)

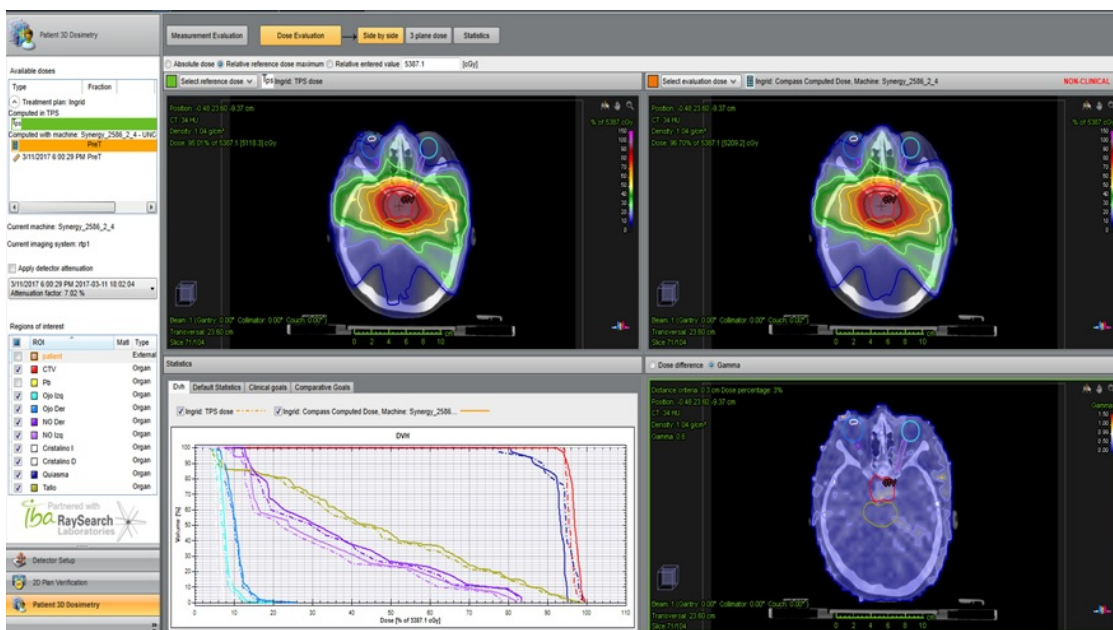


Figura 4.1: Visualización de la interfaz del software COMPASS en donde se presenta un ejemplo de un caso de cáncer cerebral.

El hardware soportado por COMPASS incluye un detector de arreglo de matrices 2D (MatriXX) y un detector de transmisión (Dolphin). Para el caso del detector de transmisión, COMPASS sólo soporta planes de tratamiento con energías de 6MeV.

4.3. Detector de matriz bidimensional de camaras de ionización

El detector MatriXX se utilizó junto con el software de verificación COMPASS para realizar la dosimetría 3D correspondiente de los 20 planes de tratamiento seleccionados.

Este dispositivo consiste en una matriz bidimensional formada por 1020 cámaras de ionización ventiladas por aire, las cuales cuentan con un diámetro y altura de 4.5 mm y 5 mm respectivamente. El volumen activo de cada cámara es de 0.08 cm^3 con una separación de centro a centro entre ellas de 7.62 mm . El área activa del detector es de $24.4 \times 24.4\text{ cm}^2$ (Fig. 4.2).



Figura 4.2: Detector MatriXX

La conexión entre el detector, el software y el área de control se realizó mediante un cable ethernet (Fig. 4.3).

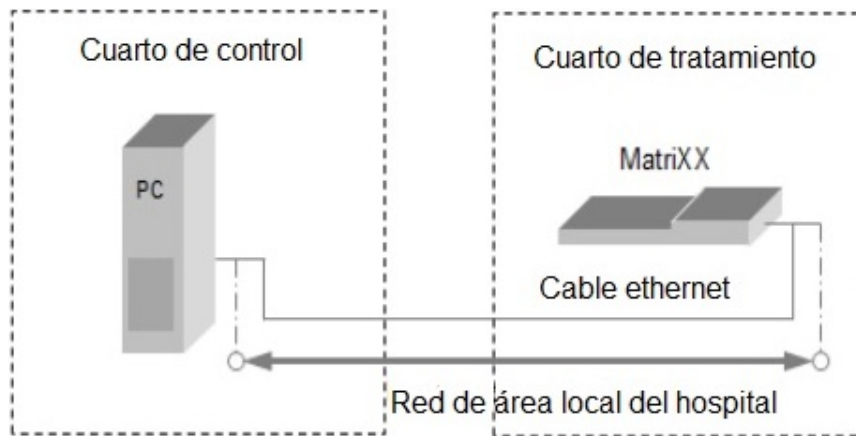


Figura 4.3: Conexión entre el área de tratamiento y el área de control utilizando el detector MatriXX

Para las aplicaciones de COMPASS, fue necesario acoplar el detector al cabezal de la unidad de tratamiento con la ayuda de un soporte especial que permitió el giro conjunto del equipo con el brazo del acelerador (Fig. 4.4). Para las mediciones se utilizaron 5 placas de agua sólida de 1 *cm* cada una, las cuales fueron colocadas en el soporte y sobre la matriz. Con esta configuración, la distancia fuente-detector fue de 100 *cm*.

Previo a cada medición fue necesario calibrar el sensor del ángulo del detector con el fin de asociar la fluencia obtenida por el equipo con el ángulo que es detectada. El sensor posee una tolerancia de $\pm 0.6^\circ$ y debe ser calibrado manualmente por el usuario.

4.4. Detector de transmisión

Al igual que el detector mencionado anteriormente, el detector de transmisión fue utilizado en conjunto con COMPASS para realizar la dosimetría 3D de los 20 planes de tratamiento seleccionados (Fig. 4.5).

Este dispositivo consiste en una matriz bidimensional formada por 1513 cámaras de ionización ventiladas por aire, las cuales cuentan con un diámetro y altura de 3.2 *mm* y 2 *mm* respectivamente. El volumen activo de cada cámara es de 0.016 *cm*³ con una separación de centro a centro entre ellas de 5 *mm* hasta un tamaño de campo de 140 *mm* × 140 *mm*. El área activa del detector es de 24 × 24 *cm*² y es aproximadamente 90% transparente para haces de fotones de 6MeV. Existen tres niveles de densidad de la cámara. Las cámaras en la parte central están distribuidas en un área de 14 *mm* × 14 *mm* y son más densas; fuera de esta área, la distancia de centro a centro de las cámaras varía entre 5 *mm* y 10 *mm*, formando 3 niveles de densidad de cámaras, siendo mayor su separación en las orillas del detector (Fig. 4.6).



Figura 4.4: Arreglo experimental para mediciones con el detector MatriXX y el software COMPASS



Figura 4.5: Detector de transmisión o detector Dolphin.

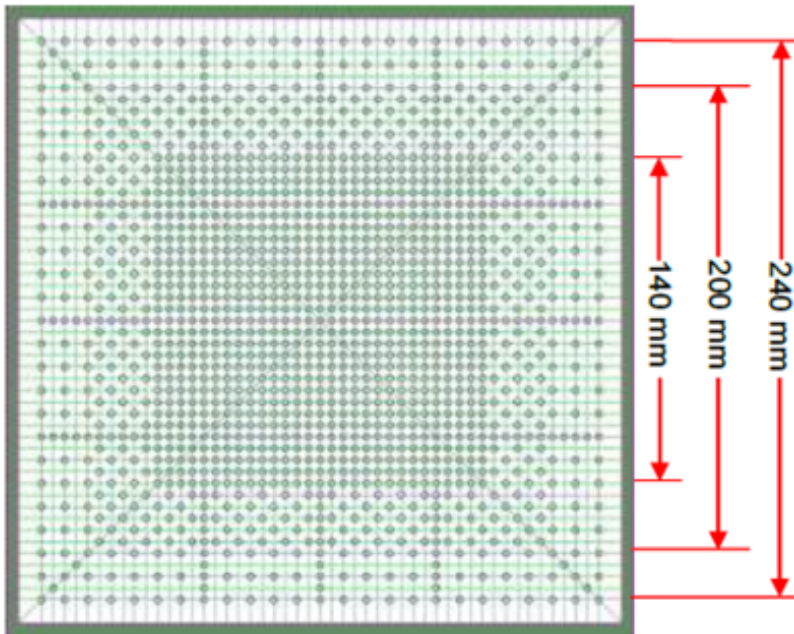


Figura 4.6: Distribución de las cámaras en el área activa del detector de transmisión

Para su aplicación con el software, el detector fue acoplado directamente al cabezal del gantry con un soporte que se encuentra incluido en el mismo dispositivo y la transferencia de datos se realiza a través de un módulo WLAN dentro de la cámara, lo cual representa una ventaja significativa en cuestión de tiempo al momento de realizar la dosimetría (Fig. 4.7).

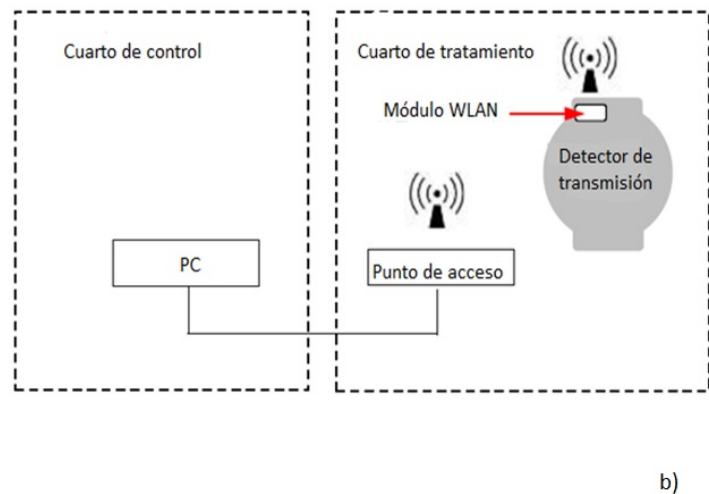
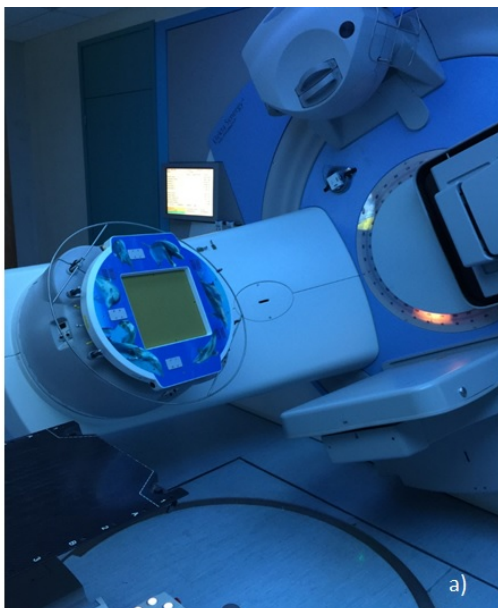


Figura 4.7: a) Arreglo experimental para mediciones con el detector de transmisión. b) Conexión entre el área de tratamiento y el área de control.

A diferencia del detector MatriXX, Dolphin puede ser utilizado tanto para verificación previa al tratamiento como para la monitorización del tratamiento en línea, sin embargo, actualmente este detector sólo está aprobado para la primera opción; la monitorización en línea debe ser autorizada por una confirmación del fabricante [12], por lo que parte de este trabajo fue analizar la utilidad del dispositivo para su uso en la verificación de dosis en vivo con base en los resultados obtenidos.

4.5. Cálculo, reconstrucción y análisis de dosis

Similar a cualquier TPS, COMPASS requiere de un modelado del haz de radiación. Para esto se requiere que el usuario introduzca en el sistema las especificaciones del acelerador lineal (linac) en servicio, tales como: curvas de porcentaje de dosis a profundidad (PDD), perfiles del haz y factores de salida (output factors). Este modelo del haz, en conjunto con el motor de cálculo del software basado en el algoritmo de convolución/superposición de cono colapsado, permitió realizar el cálculo de dosis sobre la tomografía computarizada (TC) del paciente.

4.5.1. Cálculo de dosis con el motor de cálculo de COMPASS

Como se mencionó anteriormente, una de las funciones del software es proporcionar un motor de cálculo independiente que permite una verificación redundante de los tratamientos generados por el TPS. Para realizar dicho proceso, las imágenes de tomografía computarizada de los pacientes, las RT estructuras (RTStruct), los RT planes (RTPlan) y las RT dosis (RTDose) se importaron al sistema a través de la red DICOM del hospital. Con esta información en el software, se realizó el cálculo de dosis usando el algoritmo de convolución/superposición de cono colapsado y a partir de la fluencia extraída del plan.

En este caso, la fluencia predicha (Ψ_P), obtenida del plan importado, se extrae por el sistema a partir del modelado del haz y el sistema calcula (por segmento) la respuesta esperada en el detector y el TERMA y, por tanto, la distribución de dosis sobre el paciente.

$$D(r) = \int \frac{\mu(r')}{\rho(r')} \Psi_P(r') A(r - r') dr' \quad (4.1)$$

donde el TERMA es producto del coeficiente de atenuación másico $\frac{\mu(r')}{\rho(r')}$ y la fluencia predicha Ψ_P y $A(r - r')$ es el núcleo de dispersión puntual. [12]

Con base en este método de cálculo de dosis, se realizó una primera comparación, verificación y evaluación de los 20 tratamientos generados con el TPS con la dosis calculada directamente en el software.

4.5.2. Cálculo de dosis a partir de la fluencia obtenida por el detector

La segunda función proporcionada por el sistema está constituida por el software en conjunto con el equipo detector, para la cual el sistema realiza la reconstrucción y el cálculo de dosis sobre la TC del paciente a partir de la fluencia obtenida con el detector asociado.

A continuación se describe el proceso que se llevó a cabo para el cálculo y reconstrucción de dosis con cada uno de los detectores utilizados.

4.5.2.1. Mediciones con el detector MatriXX y reconstrucción de dosis

Previo a cada medición fue necesario realizar una medición de fondo y una pre-irradiación con un campo de $28 \times 28 \text{ cm}^2$ que cubriera toda el área activa del detector. Esto para comprobar la estabilidad de la señal de las cámaras del dispositivo. La dosis recomendada para realizar la pre-irradiación es de 1000 cGy. También fue necesario realizar la calibración del sensor de ángulos. Hecho lo anterior, se prosiguió a realizar las mediciones.

El proceso de reconstrucción de dosis es más complejo debido a que la dosis se predice con base al RTplan y considerando una corrección derivada de las mediciones del detector. Este método de corrección es necesario ya que una reconstrucción directa de la fluencia con una alta resolución no es posible debido a la resolución limitada de la matriz utilizada. Dicho método de corrección fue planteado por Godart et al (2011). Con base en lo anterior, existe la necesidad de considerar las limitaciones de resolución física del hardware, la cual viene proporcionada por la separación entre las cámaras de 7.62 mm , mientras que la resolución deseada para la comparación con los planes del TPS es de 2 mm . Para superar esta limitación el sistema aplica una función de respuesta calculada por Monte Carlo que describe la respuesta individual dada por cada una de las cámaras del detector (f_i) a un haz de fotones de una energía dada. Esta función se incluye en el software y se aplica según las condiciones de medida. [31]

Partiendo de la convolución entre la fluencia predicha Ψ_P y la función de respuesta de las cámaras (f_i) y, sumando sobre todas las que componen el detector (N_{CI}), se obtiene la respuesta predicha del detector R_P :

$$R_P = \sum_{i=1}^{N_{CI}} f_i(x, y) \cdot \Psi_P \quad (4.2)$$

Esta respuesta es la que se compara con la respuesta medida por el detector (R_m). Posteriormente el sistema realiza una diferencia entre R_P y R_m para generar una fluencia reconstruida (Ψ_R), para esto se emplea un método de corrección de fluencia. En un primer paso se reescala la fluencia para compensar las discrepancias entre la respuesta medida y predicha debido a posibles variaciones en el factor de calibración de la unidad de tratamiento (factor de escala A_{esc}). El segundo paso se denomina *corrección de respuesta residual* y en éste se realiza una corrección de la fluencia con base en las diferencias de respuesta de cada una de las cámaras del detector con un núcleo de corrección de fluencia ($k_{\Psi,i}$) [26] [31]:

$$\Psi_R = A_{esc} \Psi_P + \sum_{i=1}^{N_{CI}} (A_{esc} R_{P,i} - R_{M,i} \cdot k_{\Psi,i}(x, y)) \quad (4.3)$$

El núcleo de corrección de fluencia se interpreta como la fluencia teórica que produciría una respuesta en una única cámara de ionización:

$$k_{\Psi,i}(x, y) = f_i^{-1}(x, y) \quad (4.4)$$

Finalmente el sistema calcula la dosis a partir de la fluencia reconstruida sustituyendo Ψ_P por Ψ_R en la expresión 3.1. El kernel de corrección proporciona al sistema la capacidad de detectar errores relacionados con el posicionamiento de las hojas, lo cual es esencial en el QA de IMRT, ya que una pequeña discrepancia de posición puede inducir a grandes diferencias en la salida de dosis [26].

4.5.2.2. Mediciones con el detector de transmisión y reconstrucción de dosis

Para realizar las mediciones con este detector fue necesario realizar una pre-irradiación con un campo de $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ para cubrir toda el área activa del dispositivo y con una dosis recomendada de 1000cGy , posteriormente se realizó una medición de fondo para comprobar la estabilidad de la señal de las cámaras. También fue necesario realizar la calibración del sensor de ángulos.

Para la reconstrucción de dosis a partir de las medidas obtenidas con este detector, COMPASS utiliza el método descrito anteriormente, ya que tiene la posibilidad de ser aplicado a otro tipo de detectores, tales como detectores de matrices 2D y detectores de transmisión como en el caso de este trabajo.

Cabe mencionar que de acuerdo con el trabajo realizado por Venkataraman et al (2009), existen otros factores que influyen al momento de obtener la dosis cuando se utiliza un detector de transmisión, tales como los tamaños de campo y las SSDs, ya que existe un aumento en la dosis superficial con el detector en la trayectoria del haz para tamaños de campo grande y SSDs pequeños. Por otro lado se considera también la influencia del factor de transmisión y que existe un aumento de la dosis en las regiones de acumulación (build-up) en un haz de 6MeV [28]. Tales resultados coinciden con el trabajo realizado por Thoelking et al (2016) quien recientemente realizó un análisis sobre la influencia del detector de transmisión Dolphin en donde de igual forma observaron un aumento en la dosis superficial dependiente de las SSDs y los tamaños de campo, además de que reportaron que el factor de transmisión para dicho detector depende ligereamente del tamaño de campo [32]

4.6. Medición del factor de transmisión del detector

Con el fin de corroborar el porcentaje de atenuación de dosis reportado por el fabricante para la cámara multialámbrica transparente, se obtuvo el factor de transmisión de dicho dispositivo. Para evaluar este parámetro fue utilizada la cámara de ionización CC13 (Scandinatrix TNC 4637) y las mediciones se realizaron con y sin el detector para tamaños de campo de $5 \times 5\text{ cm}^2$, $10 \times 10\text{ cm}^2$, $20 \times 20\text{ cm}^2$ y $30 \times 30\text{ cm}^2$, a profundidades de 1.4 cm , 5 cm y 10 cm y para SSDs de 80 cm , 100 cm y 120 cm .

En la figura 4.8 se muestra el arreglo experimental utilizado para la obtención de este factor.

4.7. Pruebas para la implementación adecuada de la IMRT

Se realizaron pruebas con campos estáticos regulares y campos dinámicos de relevancia clínica con el fin de valorar la capacidad del sistema para la implementación de tratamientos con IMRT. Para realizar esto se utilizaron las estructuras y especificaciones propuestas por el Task Group 119 (TG-119) de la AAPM, el cual propone un conjunto de cuatro estructuras geoméricamente diferentes (Fig.4.9) y con objetivos de dosis previamente especificados.

De acuerdo a la figura 4.9, en a) se muestra la geometría de blancos múltiples, que consta de tres objetivos de forma cilíndrica, cada uno con una longitud y diámetro de 4 cm ; en b) se muestra una geometría simulando una próstata, en la cual el CTV tiene forma elipsoidal con una concavidad posterior de 4 cm de ancho, 2.6 cm de espesor y 6.5 cm de longitud; el PTV se expande 0.6 cm del CTV; el recto es un cilindro de 1.5 cm de radio incluyéndose $1/3$ en el PTV; la vejiga es un elipsoide de 5 cm de ancho, 4 cm de espesor y 5 cm de largo; en c) se muestra la geometría simulada de la cabeza y el cuello, que consiste en un PTV central grande con glándulas parótidas a ambos lados y una médula espinal. La distancia entre el PTV y la médula espinal 1.5 cm ; en d)

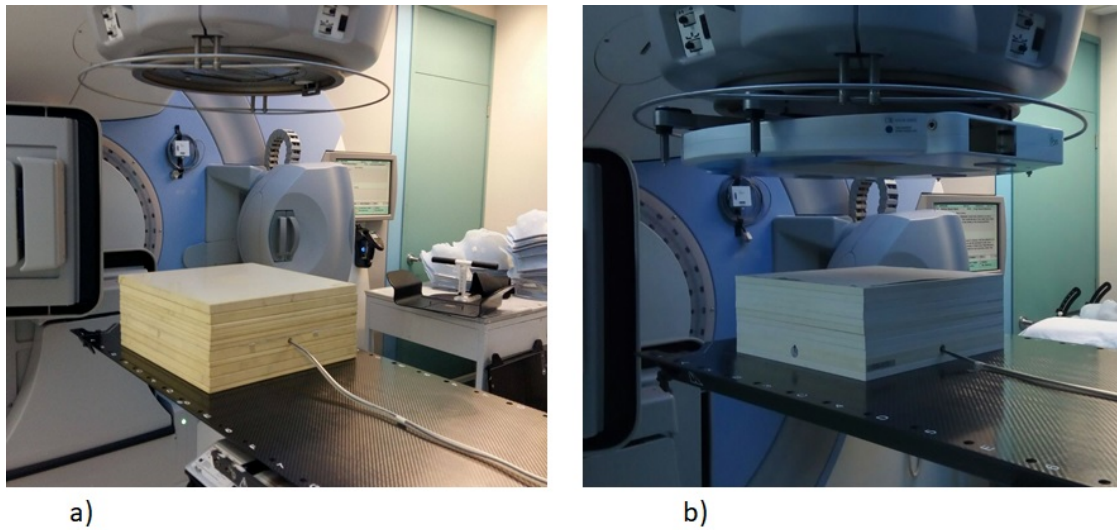


Figura 4.8: Arreglo experimental utilizado para realizar la medición del factor de transmisión del DT en sus diferentes configuraciones. a) Se muestra sin el detector y b) con el detector colocado en el gantry del acelerador.

se muestra la geometría en forma de C, que consta de sólo dos estructuras, un objetivo exterior con un radio exterior de 3.7 cm y 9 cm de longitud y un blanco central con un radio de 1 cm y 10 cm de largo. La separación entre las dos estructuras es de 0.5 cm .

En cuanto a las prescripciones para los volúmenes blanco y órganos de riesgo propuestos por el TG119, se describen en la siguiente tabla:

Blancos múltiples				
Estructura	Objetivo del plan (cGy)	Promedio (cGy)	Desviación estandar	Coefficiente de variación
Blanco central D_{99}	> 5000	4955	162	0.033
Blanco central D_{10}	< 5300	5455	173	0.032
Blanco superior D_{99}	> 2500	2516	85	0.034
Blanco superior D_{10}	< 3500	3412	304	0.089
Blanco inferior D_{99}	> 1250	1407	185	0.132
Blanco inferior D_{10}	< 2500	2418	272	0.112
Próstata				
Próstata D_{95}	> 7560	7566	21	0.003
Próstata D_5	< 8300	8143	156	0.019
Recto D_{30}	< 7000	6536	297	0.045
Recto D_{10}	< 7500	7303	150	0.020
Vejiga D_{30}	< 7000	4394	878	0.200
Vejiga D_{10}	< 7500	6269	815	0.130
Cabeza y cuello				
PTV D_{90}	5000	5028	58	0.013

4.8. EVALUACIÓN Y VERIFICACIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO DE IMRT Y VMAT31

Estructura	Objetivo del plan (cGy)	Promedio (cGy)	Desviación estandar	Coficiente de variación
PTV D_{99}	> 4650	4704	58.2	0.011
PTV D_{20}	< 5500	5299	93	0.018
Médula Máx	< 4000	3741	250	0.067
Parótida D_{50}	< 2000	1798	184	0.102
Forma C				
PTV D_{95}	5000	5010	17	0.003
PTV D_{10}	< 5500	5440	52	0.010
Núcleo D_{10}	< 2500	2200	314	0.0141

Tabla 4.1: Objetivos de dosis para las estructuras propuestas por el TG119. Se muestran las medias y desviaciones estándar de los resultados de planeación obtenidos por las instituciones involucradas

Para llevar a cabo las pruebas, tanto los campos regulares estáticos como los planes dinámicos se impartieron y calcularon sobre 16 cm de agua sólida blanca a 8 cm de profundidad. Para realizar la medición de la dosis y su comparación con el cálculo y reconstrucción del software COMPASS, se utilizó una cámara de ionización CC13 (Scandinatrix TNC 4596) con un factor de calibración de 26.71 ± 0.82 % cGy/nC y el detector de transmisión.

Las evaluaciones de los resultados se llevaron a cabo en términos de los límites de confianza definidos en el informe de la AAPM TG119. Se usaron las siguientes definiciones de los límites de confianza (LC) para las mediciones de dosis puntuales y distribuciones de dosis planares:

$$LC_{puntual} = M \pm 1.96 * DE \quad (4.5)$$

$$LC_{puntual} = (100 - M) \pm 1.96 * DE \quad (4.6)$$

donde M y DE son el valor medio y la desviación estándar de los datos medidos, respectivamente.

El nivel de acción recomendado por el TG119, con base al estudio multi-institucional que ahí se presenta, para mediciones de dosis puntuales en términos del LC fue del 5% para dosis altas y el 7% para dosis bajas en regiones de bajo gradiente.

4.8. Evaluación y verificación de los planes de tratamiento de IMRT y VMAT

Con base en lo descrito anteriormente, finalmente se realizó la verificación y evaluación de los 20 casos clínicos. Se consideraron 2 regiones anatómicas: cabeza y cuello (11 tratamientos, 6 para IMRT y 5 VMAT) y cerebral (9 tratamientos, 4 para IMRT y 5 para VMAT).

4.8.1. Comparación dosimétrica

La comparación dosimétrica tridimensional basada en la anatomía del paciente se realizó utilizando la función de histograma dosis-volumen disponible en el software de verificación COMPASS.

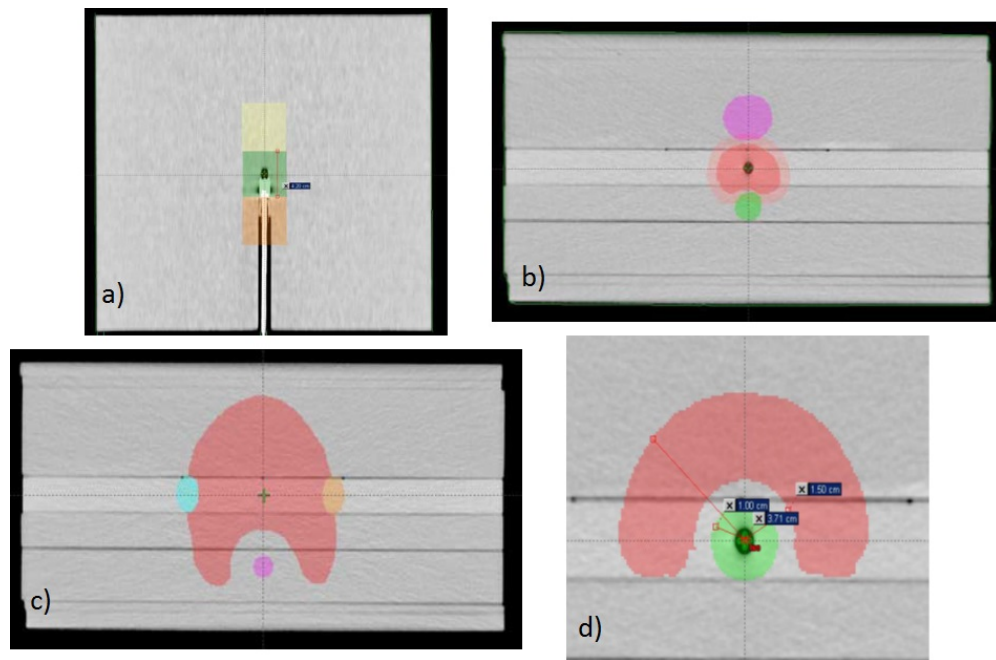


Figura 4.9: Conjunto de estructuras de prueba sugeridas por el TG-119 de la AAPM [33]. a) conjunto de blancos múltiples, b) conjunto de próstata, c) conjunto de cabeza y cuello y d) conjunto en forma de "C"

En primer lugar, se analizó la diferencia entre el plan calculado en Monaco y dosis calculada en el sistema con el algoritmo C/S CC. Como segunda evaluación, se compararon las dosis calculadas en el TPS y la dosis reconstruida en COMPASS a partir de la fluencia medida por el detector.

4.8.2. Evaluación gamma

El análisis cuantitativo se realizó con base en el método de evaluación de índice gamma probado por Low et al. [24], con el criterio gamma de paso/falla de 3 *mm* por distancia a concordancia y 3% por diferencia de dosis.

4.8.3. Evaluación para órganos de riesgo

Para evaluar las dosis a órganos de riesgo se efectuó una comparación a partir de parámetros dosimétricos representativos extraídos de los HDV obtenidos de las dos evaluaciones mencionadas anteriormente. La dosis al 1% del volumen se tomó como dosis máxima para los órganos seriales como el quiasma, los nervios ópticos, cristalinos, mandíbula, la médula espinal y el lóbulo temporal. Con base en el protocolo seguido en nuestra institución, se analizó la dosis media para los órganos paralelos como la parótida y los pulmones. Además, se analizaron dosis al 20% de volumen en pulmón derecho e izquierdo.

4.8.4. Verificación diaria de un plan de tratamiento

Se seleccionó un plan de tratamiento realizado con la técnica VMAT para un cáncer cerebral y antes de la entrega se realizó la evaluación y verificación del mismo con base en los parámetros de

4.8. EVALUACIÓN Y VERIFICACIÓN DE LOS PLANES DE TRATAMIENTO DE IMRT Y VMAT33

diferencia de dosis del HDV y la tasa de paso gamma.

Este procedimiento se consideró como un primer acercamiento al uso en vivo del detector de transmisión.

4.8.4.1. Aplicación de la cámara multialámbrica transparente para verificación de dosis en vivo

Con base en las pruebas realizadas en este trabajo de tesis y el factor de atenuación obtenido, se seleccionó un caso de cáncer cerebral tratado con VMAT para su verificación en vivo utilizando el detector de transmisión.

Para esto se normalizó la dosis del plan al 90 % con el propósito de compensar el porcentaje de atenuación del detector.

La verificación se realizó en tiempo real utilizando las herramientas de chequeo rápido proporcionadas por el software en donde se realizan las comparaciones de diferencias de dosis y análisis de tasa de paso gamma correspondientes.

Capítulo 5

Resultados y discusión

A continuación se presentan todos los resultados obtenidos en este trabajo de tesis con base a los procedimientos descritos en el capítulo anterior.

5.1. Pruebas gamma (γ) para la implementación adecuada de la IMRT

Las dosis puntuales calculadas y medidas con cámara de ionización para la prueba preliminar realizada con campos AP y PA en el isocentro fueron de 196.4 cGy y 195.2 cGy respectivamente.

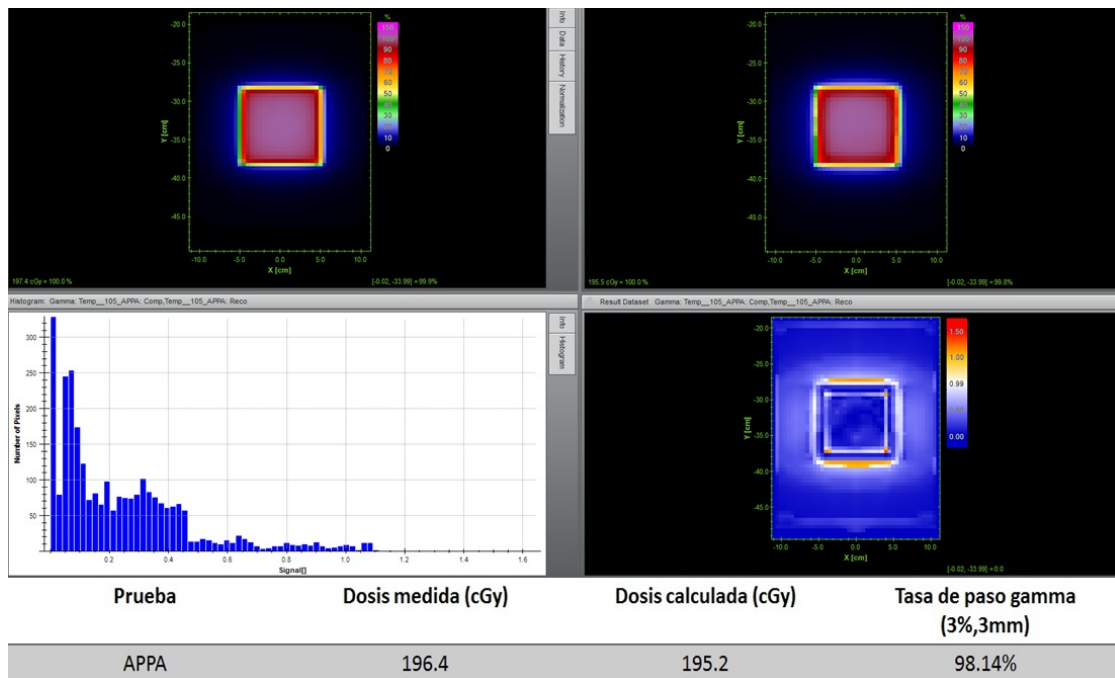


Figura 5.1: Imagen que muestra la tasa de paso gamma para la prueba preliminar de campos APPA, la cual resultó de un 98.14 %

En la figura 5.1 se observa el porcentaje de puntos que pasaron los criterios gamma para las

mediciones con el detector de transmisión, el cual fue mayor al 95 % de pixeles y que indica la eficiencia del sistema de administración de dosis para la técnicas de campos estáticos.

Para todos los planes de prueba clínicos, los resultados obtenidos a partir de las mediciones de la cámara de ionización en las regiones de dosis alta y baja se muestran en la tabla 5.1.

Prueba	Dosis prescrita (cGy)	Posición	Dosis medida (cGy)	Dosis planeada (cGy)	Región de alta dosis	Región de baja dosis
	C		A	B	(A-B)/C	(A-B)/C
Multitarget	200	Isocentro	202.73	203.56	-0.0042	
		4cm sup.	123.38	124.42	n/a	-0.0052
		4cm inf.	79.076	80.44	n/a	-0.0068
Próstata	180	Isocentro	181.41	182.31	-0.005	n/a
		2.5cm post.	147.67	148.86	n/a	-0.0066
Cabeza y cuello	200	Isocentro	213.59	212.33	0.0063	n/a
		4cm post.	204.35	205.73	n/a	-0.0069
Forma C	200	Isocentro	177.82	174.02	n/a	0.019
		2.5cm ant.	199.87	203.38	-0.0176	n/a
Promedio					-0.0051	-0.0013
Desviación estándar (DE)					0.0098	0.0114
Límite de confianza = promedio + (1.96*DE)					0.0242	0.0236

Tabla 5.1: Resultados obtenidos para los puntos de alta y baja dosis en las estructuras utilizando cámara de ionización y los límites de confianza asociados.

La relación de diferencia de dosis medida en las regiones de dosis alta fue -0.0051 ± 0.0098 que corresponde al límite de confianza (CL) de 0.0242. Este valor está por debajo del CL propuesto por el TG119 CL de 0.045 para dosis altas; para regiones de dosis baja fue -0.0013 ± 0.0114 que corresponde al límite de confianza de 0.0236, que está por debajo del CL reportado en el TG119 CL de 0.047 para dosis bajas.

Las figuras 5.2 y 5.3 presentan como ejemplo la comparación entre el TPS calculado y la reconstrucción con la cámara multialámbrica transparente de la distribución de dosis coronal y sagital para la prueba de blancos múltiples, las figuras 5.4 y 5.5 corresponden a la prueba de próstata; se puede observar además el histograma correspondiente al resultado del análisis gamma.

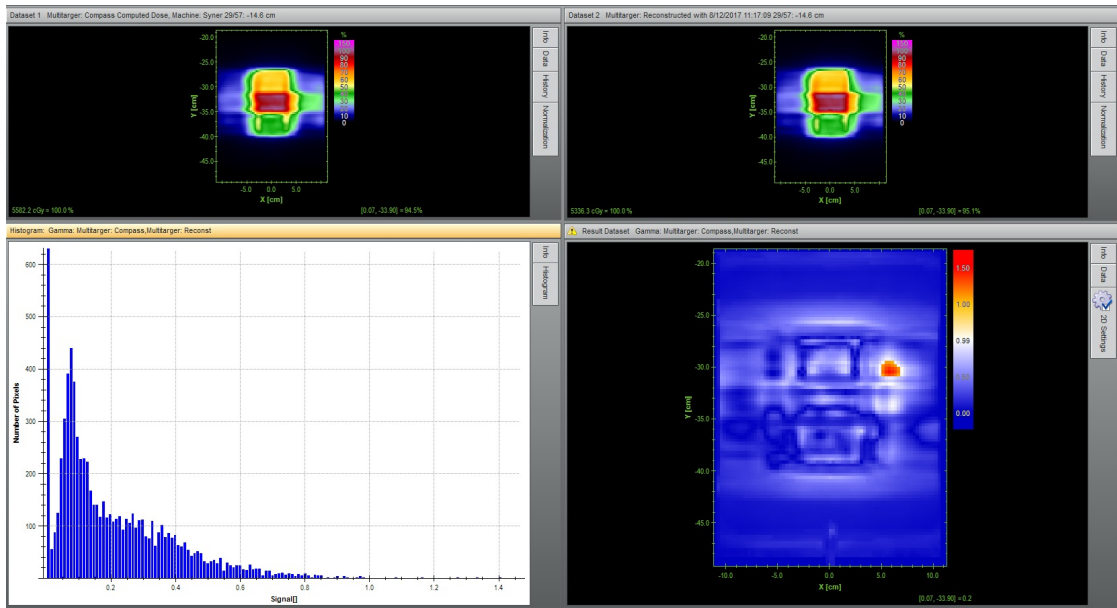


Figura 5.2: Imagen que muestra la comparación entre el cálculo del TPS con la reconstrucción con el detector de transmisión para las distribución de dosis coronal de la prueba de blancos múltiples

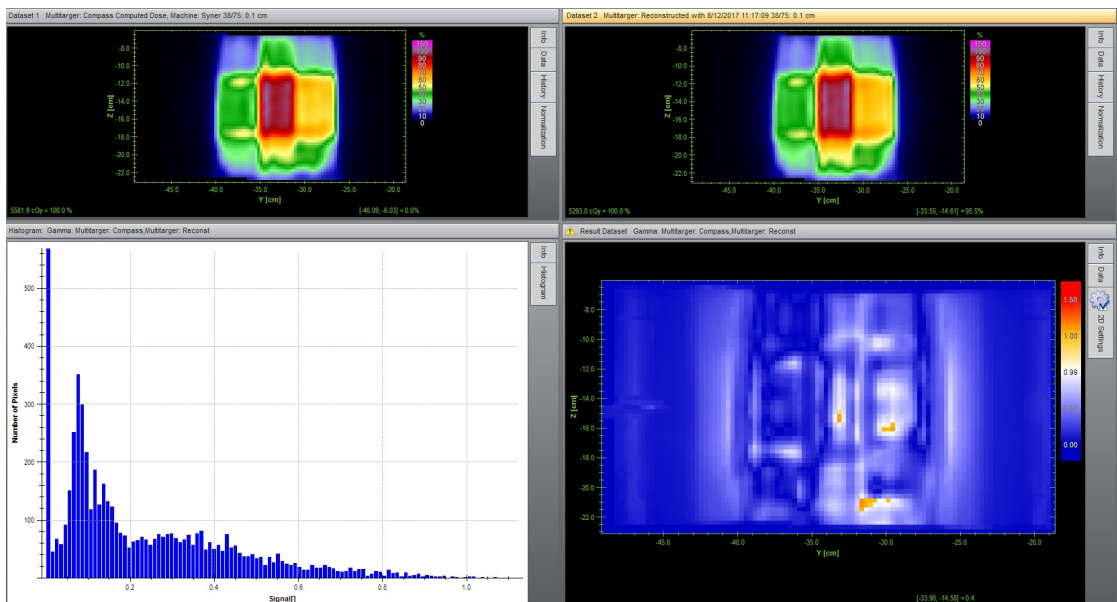


Figura 5.3: Imagen que muestra la comparación entre el cálculo del TPS con la reconstrucción con el detector de transmisión para las distribución de dosis sagital de la prueba de blancos múltiples

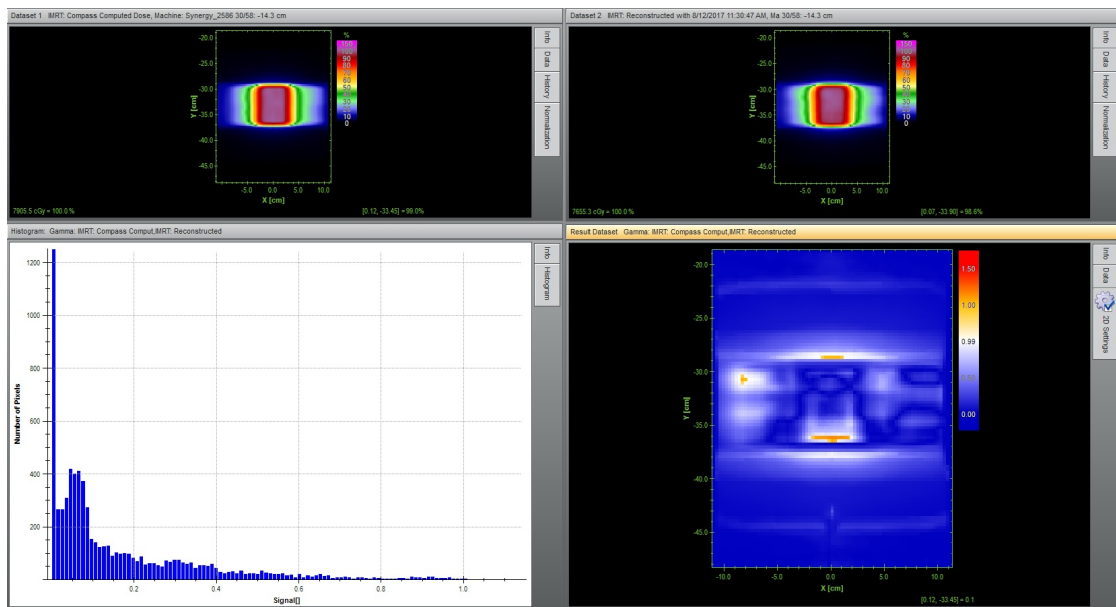


Figura 5.4: Imagen que muestra la comparación entre el cálculo del TPS con la reconstrucción con el detector de transmisión para las distribución de dosis coronal de la prueba de próstata

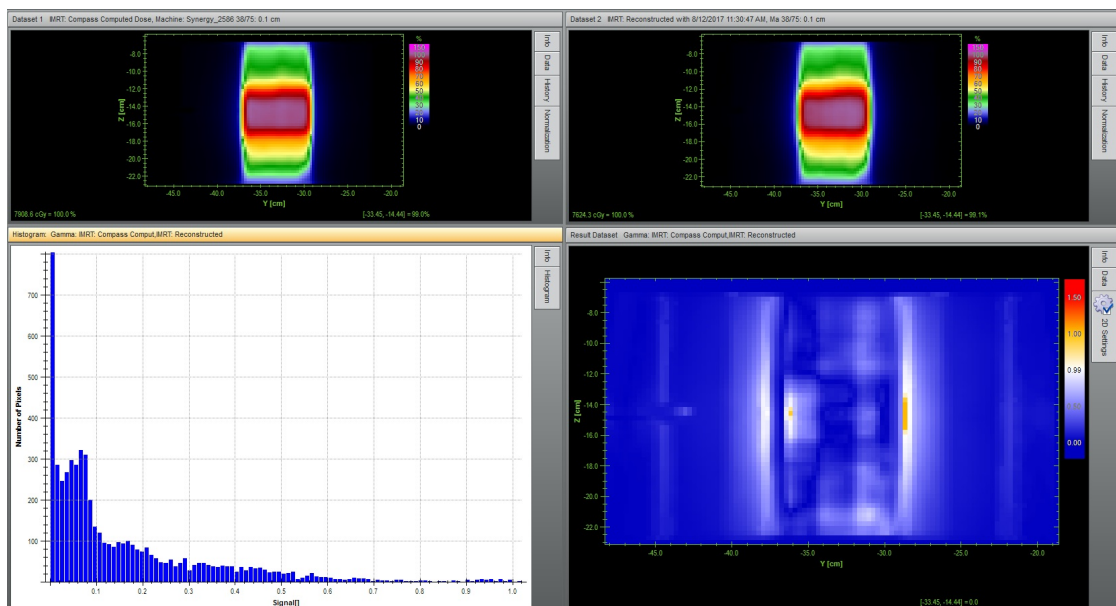


Figura 5.5: Imagen que muestra la comparación entre el cálculo del TPS con la reconstrucción con el detector de transmisión para las distribución de dosis sagital de la prueba de próstata

Se evaluó también la distribución de dosis planar tanto coronal como sagital utilizando el detector de transmisión, los resultados de la tasa de paso gamma por este método se muestran en la tabla 5.2 y 5.3, respectivamente. El porcentaje promedio de puntos que pasaron los criterios gamma de 3% DD y 3 mm DTA para la distribución de dosis planar coronal fue de $97.98 \pm 2.02\%$

lo que corresponde al límite de confianza de 5.97 (es decir, 94.03% de paso). Esto indica que el porcentaje de puntos que pasan los criterios gamma debe ser más del 94.03%, aproximadamente el 95% para la distribución de dosis planar coronal. La tasa de paso gamma para la distribución de dosis planar sagital fue de $98.31 \pm 1.83\%$ lo que corresponde al límite de confianza de 5.28 (es decir, 94.03% de paso), lo que indica que el porcentaje de puntos que pasan los criterios gamma debe ser más del 94.72%, aproximadamente el 95%, al igual que el anterior. Esto demuestra que los resultados están dentro del nivel de acción dado por el informe TG119.

Como se mencionó en el capítulo anterior, la estimación del límite de confianza local utilizando el AAPM TG119 es un estudio que nos permite estimar la precisión general del sistema IMRT. Los resultados obtenidos se encuentran dentro de los niveles de acción indicados en el informe TG119, lo cual brinda la confianza de que se está realizando una administración del tratamiento IMRT adecuada y da paso a poder implementar el QA a los tratamientos realizados con técnicas dinámicas.

Tasa de paso gamma (3%,3 mm), plano coronal		
Pruebas	Plano coronal	Tasa de paso gamma (%)
Multitarget	Isocentro	99.66
Próstata	Isocentro	99.73
Cabeza y cuello	Isocentro	96.76
Forma C	Isocentro	95.77
Promedio		97.98
Desviación estándar (DE)		2.02
Límite de confianza = $(100 - \text{promedio}) + (1.96 * \text{DE})$ 5.97 (94.03%)		

Tabla 5.2: Porcentaje de la tasa de paso gamma dosis planares coronales medidas utilizando el detector de transmisión

Tasa de paso gamma (3%,3mm), plano sagital		
Pruebas	Plano coronal	Tasa de paso gamma (%)
Multitarget	Isocentro	99.76
Próstata	Isocentro	99.9
Cabeza y cuello	Isocentro	97.44
Forma C	Isocentro	96.14
Promedio		98.31
Desviación estándar (DE)		1.83
Límite de confianza = $(100 - \text{promedio}) + (1.96 * \text{DE})$ 5.28 (94.72%)		

Tabla 5.3: Porcentaje de la tasa de paso gamma dosis planares sagitales medidas utilizando el detector de transmisión

5.2. Análisis de los planes de tratamiento generados por el TPS

Los planes de tratamiento se evaluaron con base en la información obtenida de los histogramas dosis-volumen proporcionados por el software Monaco. Se procuró que en cada plan la dosis recibida por el 95 % del volumen tumoral (D_{95}) fuera del 100 % de la dosis prescrita.

Los resultados obtenidos para los 20 pacientes tratados con IMRT y VMAT se muestran en la tabla 5.4; también se presentan los volúmenes en centímetros cúbicos (cc) correspondientes a los PTVs.

Casos de cabeza y cuello tratados con IMRT				
Casos	Volumen PTV (cc)	Dosis prescrita (cGy)	D_{95} (cGy)	D_{95} (%)
Tiroides	572.61	4500	4513.1	100.3
Laringe	874.72	3750	3426	91.4
Laringe	471.89	5000	4958.9	99.2
Laringe	67.17	7000	7076.7	101.1
Laringe	507.82	4500	4497.6	99.9
Hipofaringe	420.67	4500	4522.2	100.5
Promedio				98.7
Desviación estándar				3.7
Casos cerebrales tratados con IMRT				
Glioma	51.73	5400	5456	101
Meningioma	10.91	5000	5133.9	102.6
Cráneo	8.07	5040	5107.3	101.3
Tumor pilineal	12.64	5040	5105.4	101.3
Promedio				101.6
Desviación estándar				0.7
Casos de cabeza y cuello tratados con VMAT				
Tiroides	142.34	2000	2071.2	103.5
Laringe	66.62	2000	2016.5	100.8
Hipofaringe	178.81	3420	3327.5	97.3
Laringe	121.82	2000	2035.9	101.8
Tiroides	698.91	3750	3405.2	90.8
Promedio				98.9
Desviación estándar				5.0
Casos cerebrales tratados con VMAT				
Meningioma	9.49	5040	5222.7	103.6
Adenoma de hipófisis	9.05	5040	5241.0	103.9
Glioma	84.21	5220	5206.8	99.7
Nasoangiofibroma	182.30	4500	4336.1	96.4
Meningioma	109.44	5400	5367.5	99.4

Casos	Volumen PTV (cc)	Dosis prescrita (cGy)	D_{95} (cGy)	D_{95} (%)
Promedio				100.6
Desviación estándar				3.2

Tabla 5.4: Análisis de los planes de tratamiento generados en Monaco

Se tomaron los promedios de los resultados obtenidos para cada región (cabeza y cuello y cerebrales) y todos los datos se presentan en porcentaje de dosis recibida al 95 % del volumen tumoral junto con la desviación estándar (DE). Para los casos de cabeza y cuello con IMRT se observó un promedio de 98.7% con una desviación estándar de 3.7%; para los casos cerebrales fue de 101.6% y 0.7% respectivamente. En cuanto a la técnica VMAT, para los casos de cabeza y cuello se tiene un promedio de 98.9% y 5.0% de desviación estándar; de igual manera para los casos cerebrales 100.6% y 3.2% respectivamente.

En las gráficas de las figuras 5.6 y 5.7 se observa que el 70 % de los casos cumple con la condición anteriormente mencionada, mientras que el 30 % no alcanza a tener una cobertura del 100 % de la dosis prescrita; los casos que entran en este último porcentaje corresponden en su mayoría a la región de cabeza y cuello debido a que la combinación entre la complejidad inherente de la forma del tumor y la densidad muy poco homogénea de los tejidos hace que sea mucho más compleja tanto la planificación como la entrega del tratamiento.

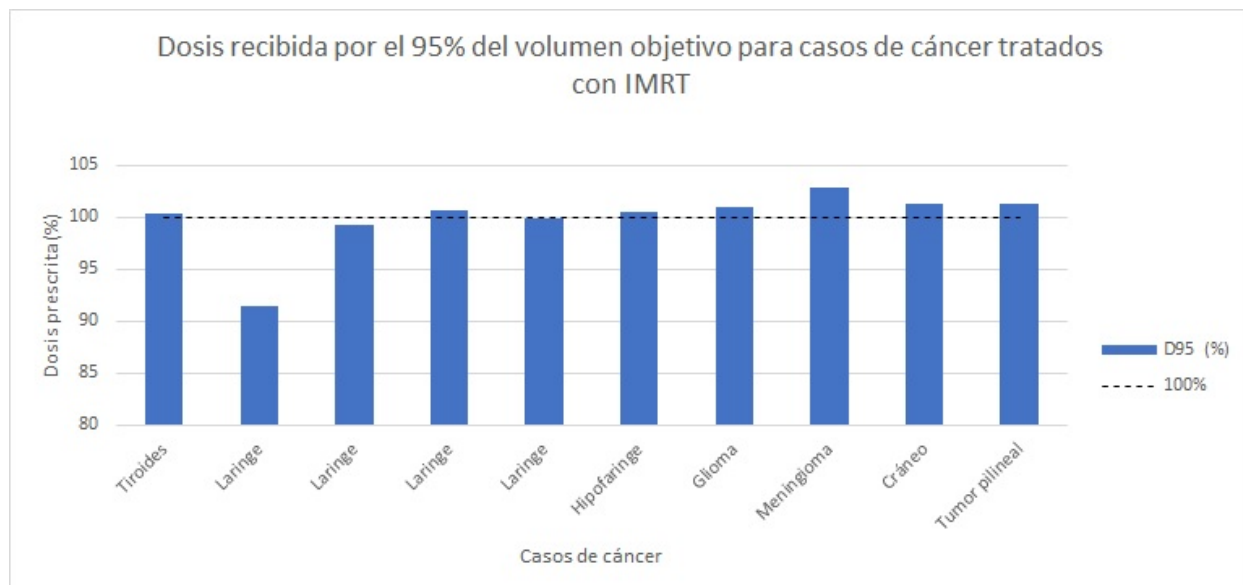


Figura 5.6: Gráfica que muestra el porcentaje de dosis recibida por el 95 % del volumen del PTV para casos tratados con IMRT

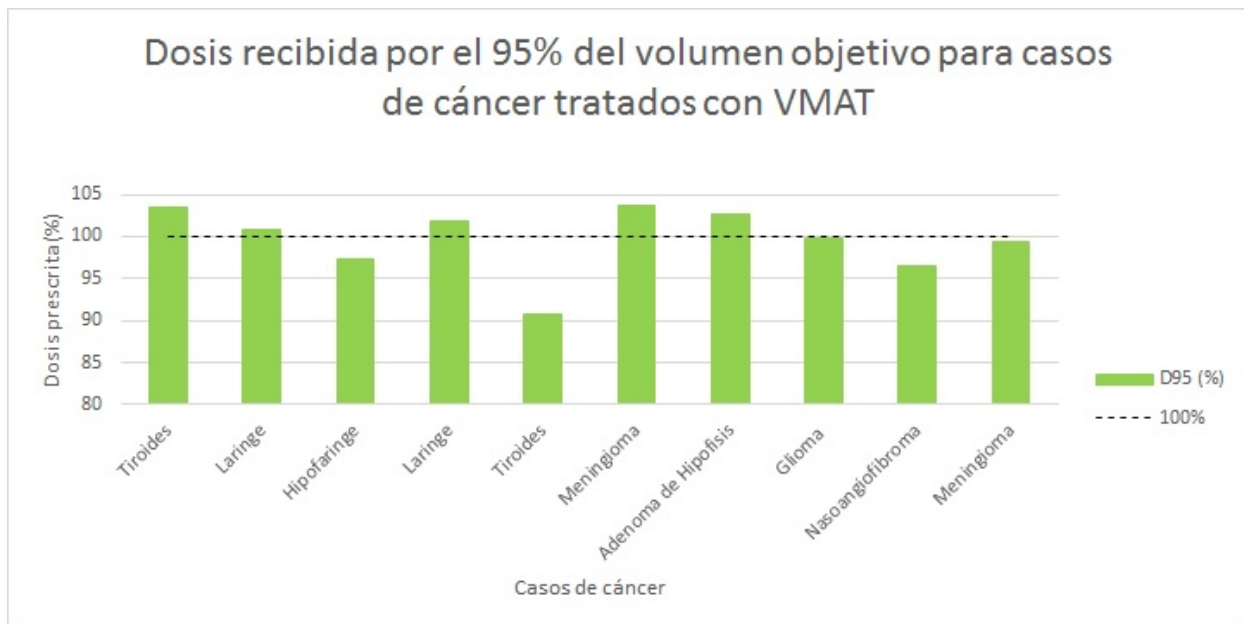


Figura 5.7: Gráfica que muestra el porcentaje de dosis recibida por el 95 % del volumen del PTV para casos tratados con VMAT

Las figuras 5.8 y 5.9 muestran dos HDV para la técnica de IMRT para cabeza y cuello y cerebral, respectivamente, en donde se cumple la condición anteriormente mencionada. Por otro lado las figuras 5.10 y 5.11 muestran dos casos para VMAT, cabeza y cuello y cerebral, respectivamente.

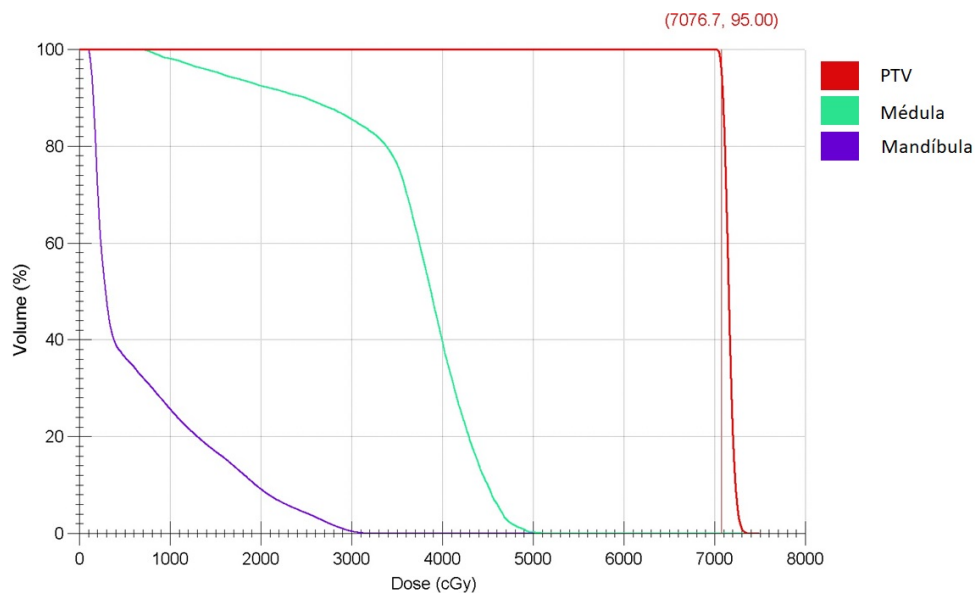


Figura 5.8: HDV generado por el TPS Monaco para un plan de tratamiento de un caso de cáncer cabeza y cuello con IMRT. En la gráfica es posible observar la dosis que le llega al volumen objetivo. Considerando que la dosis prescrita para este caso fue de 7000 cGy, el porcentaje que le llega al 95 % del tumor es de 101.1 %.

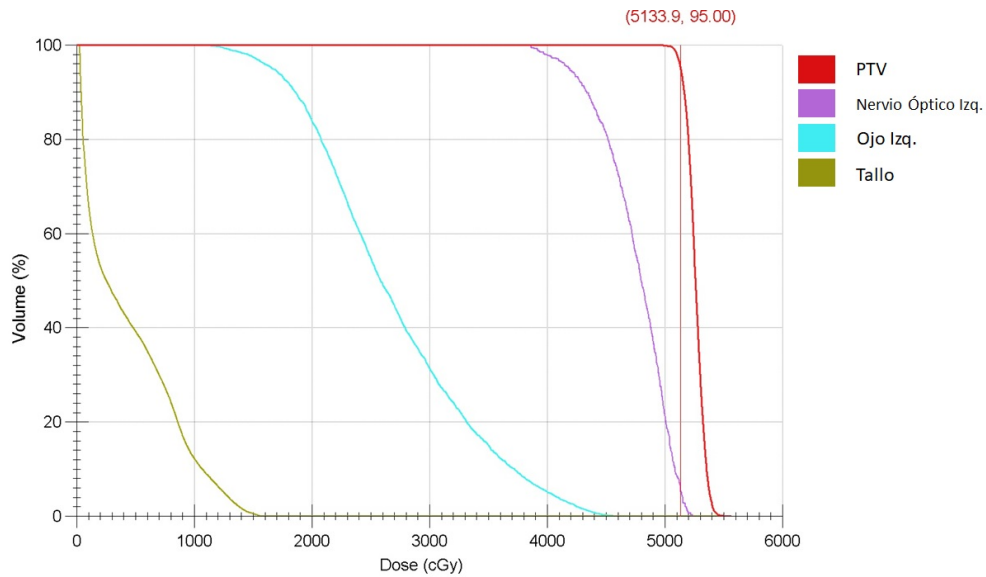


Figura 5.9: HDV generado por el TPS Monaco para un plan de tratamiento de un caso de cáncer cerebral con IMRT. En la gráfica se observa la dosis que le llega al volumen objetivo. Considerando que la dosis prescrita para este caso fue de 5000 *cGy*, el porcentaje que le llega al 95% del tumor es de 102.6%.

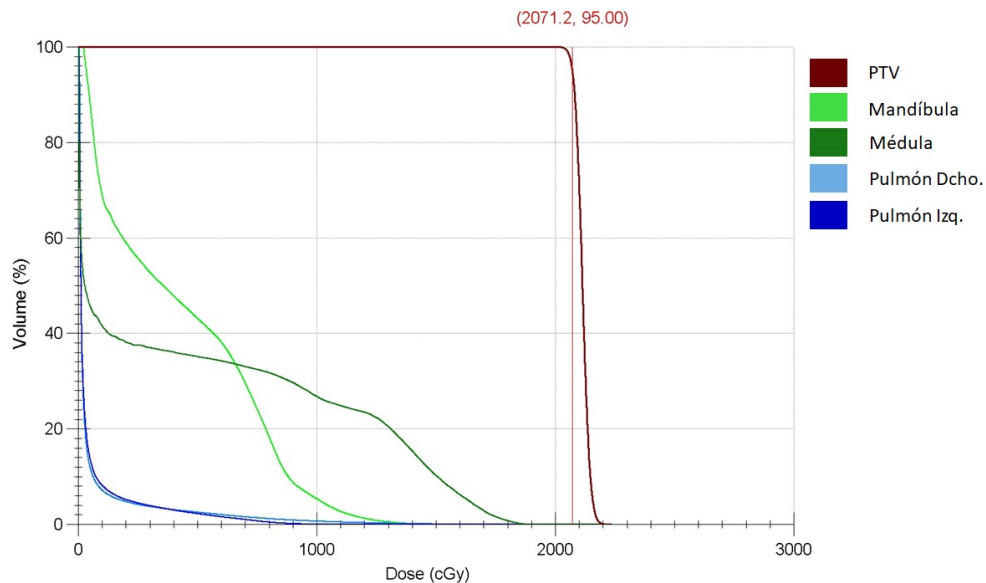


Figura 5.10: HDV generado por el TPS Monaco para un plan de tratamiento de un caso de cáncer de cabeza y cuello con VMAT. En la gráfica se observa la dosis que le llega al volumen objetivo. Considerando que la dosis prescrita para este caso fue de 2000 *cGy*, el porcentaje que le llega al 95% del tumor es de 103.5%.

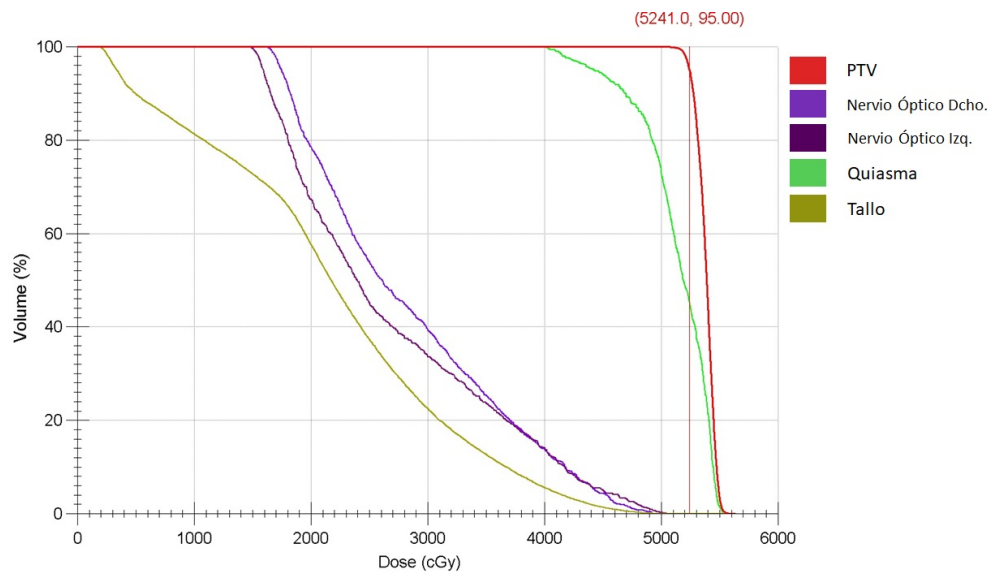


Figura 5.11: HDV generado por el TPS Monaco para un plan de tratamiento de un caso de cáncer cerebral con VMAT. En la gráfica se observa la dosis que le llega al volumen objetivo. Considerando que la dosis prescrita para este caso fue de 5040 *cGy*, el porcentaje que le llega al 95 % del tumor es de 103.9 %.

5.2.1. Comparación dosimétrica entre el TPS, el motor de cálculo de COMPASS y los detectores

Los planes calculados con el TPS se compararon con los datos obtenidos a partir del motor de cálculo del software COMPASS (CC) y de los datos reconstruidos a partir de las mediciones de fluencia obtenidas con el detector MatriXX CR(M) y el detector de transmisión Dolphin CR(DT). Las comparaciones se basaron en los siguientes índices dosimétricos derivados del histograma de dosis-volumen proporcionado por el software: la dosis recibida por 95 % del volumen objetivo y las dosis recibidas por los órganos de riesgo.

5.2.1.1. TPS vs Motor de cálculo COMPASS (CC)

Las tablas 5.5 y 5.6 muestran la comparación (diferencia en porcentaje) entre el TPS vs CC para los casos de IMRT y VMAT correspondiente a la dosis recibida por el 95 % del volumen tumoral (D_{95}). Las medidas dosimétricas de D_{95} se observaron para cada sitio y técnica y se calcularon la diferencia promedio y la desviación estándar para analizar el acuerdo de distribución de dosis dentro del PTV. Dicha información fue extraída a partir de los HDV proporcionados por el software.

En la tabla 5.5, para los 10 casos de IMRT, se mostró una mayor desviación estándar de 2.1 % para los casos de cabeza y cuello, para los casos cerebrales la DE fue de 1 %. De manera similar para los casos de VMAT mostrado en la tabla 5.3, la máxima desviación estándar se presentó en los casos de cabeza y cuello y la menor para los cerebrales, 3.1 % y 0.7 % respectivamente.

Casos de cáncer tratados con IMRT			
Sitio			
Cabeza y cuello	TPS	CC	$D_{95}(\%)$
Tiroides	4513.1	4747.7	5.2
Laringe	3426	3743.7	9.3
Laringe	4958.9	5201.9	4.9
Laringe	7041.7	7295.8	3.6
Laringe	4497.6	4714.8	4.8
Hipofaringe	4522.2	4679.8	3.5
Promedio			5.2
Desviación estándar			2.1
Cerebrales			
Glioma	5456	5497	0.8
Meningioma	5140.1	5239.8	1.9
Cráneo	5107.3	5080.3	-0.5
Tumor pilineal	5105.4	5154.4	1.0
Promedio			0.8
Desviación estándar			1.0

Tabla 5.5: Diferencia de dosis para la comparación entre los valores obtenidos con el TPS y el motor de cálculo en COMPASS para el PTV.

Casos de cáncer tratados con VMAT			
Sitio			
Cabeza y cuello	TPS	CC	$D_{95}(\%)$
Tiroides	2069.4	2109.8	2.0
Tiroides	2016.5	2028	0.6
Hipofaringe	3327.5	3502	5.2
Laringe	2035.9	2058	1.1
Tiroides	3405.2	3674.3	7.9
Promedio			3.4
Desviación estándar			3.1
Cerebrales			
Meningioma	5222.7	5372.4	2.9
Adenoma de hipófisis	5171.4	5256.7	1.6
Glioma	5206.8	5303.3	1.9
Nasoangiofibroma	4336.1	4381.1	1.0
Meningioma	5367.5	5468.2	1.9
Promedio			1.9
Desviación estándar			0.7

Tabla 5.6: Diferencia de dosis para la comparación entre los valores obtenidos con el TPS y el motor de cálculo en COMPASS para el PTV.

Las figuras 5.12 y 5.13 muestran un ejemplo de los HDV's proporcionados por el software COMPASS en los que se aprecia la comparación entre el TPS vs CC para un caso de cabeza y

cuello y uno cerebral tratados con la técnica de tratamiento IMRT.

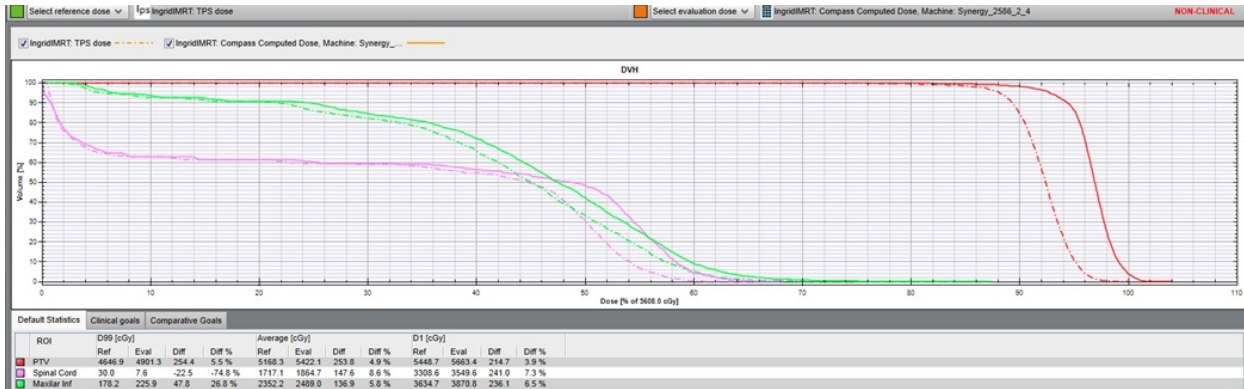


Figura 5.12: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CC para un caso de cáncer de cabeza y cuello tratado con la técnica de IMRT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software.

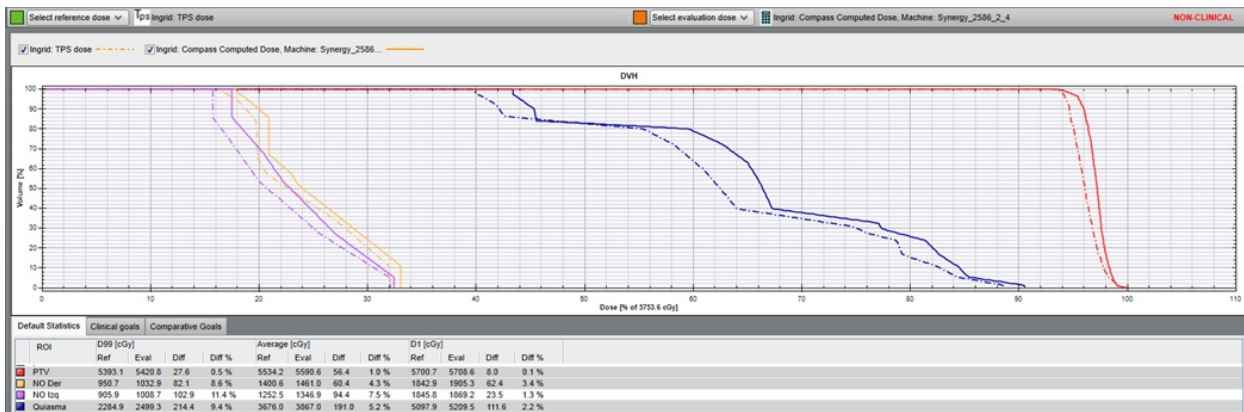


Figura 5.13: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CC para un caso de cáncer cerebral tratado con la técnica de IMRT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software.

Así mismo, las figuras 5.14 y 5.15 muestran un ejemplo de los HDV's proporcionados por COMPASS en los que se aprecia la comparación entre el TPS vs CC para un caso de cabeza y cuello y uno cerebral tratados con la técnica VMAT.



Figura 5.14: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CC para un caso de cáncer de cabeza y cuello tratado con la técnica de VMAT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software.



Figura 5.15: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CC para un caso de cáncer cerebral tratado con la técnica de VMAT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software.

Las figuras 5.16 y 5.17 muestran gráficamente los resultados expuestos en la tabla 5.6. Se observa que las diferencias individuales del 60% de los 20 casos analizados están dentro de los límites clínicamente aceptables ($\pm 3\%$ en diferencia de dosis) en comparación con los valores calculados por TPS.

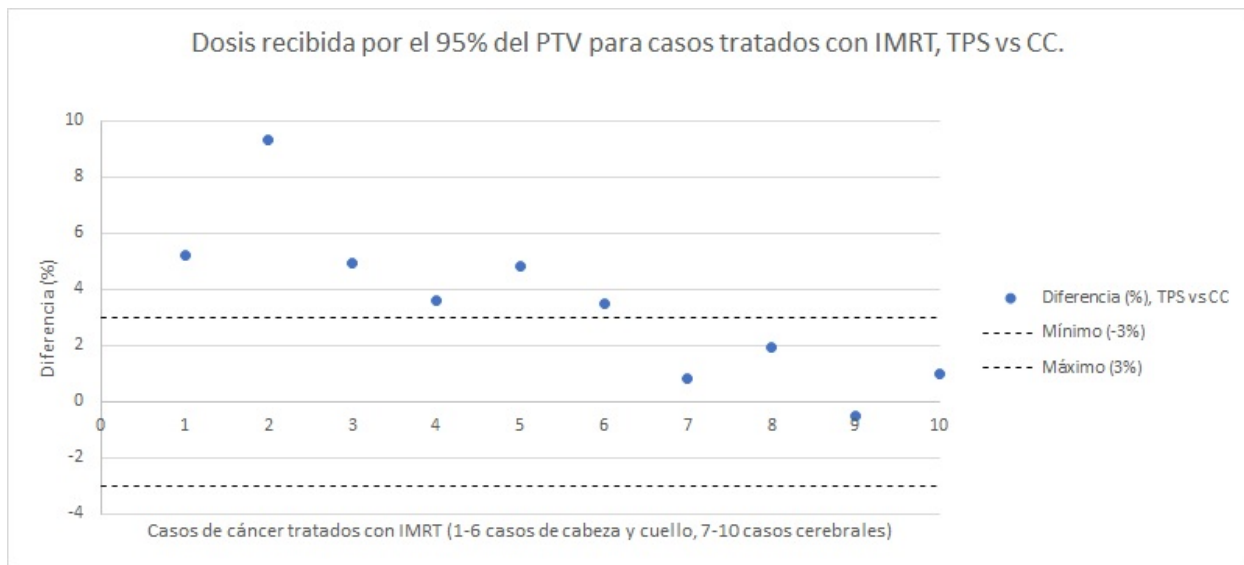


Figura 5.16: Gráfica que muestra la comparación entre el TPS vs CC (% en diferencia de dosis) para los casos de IMRT

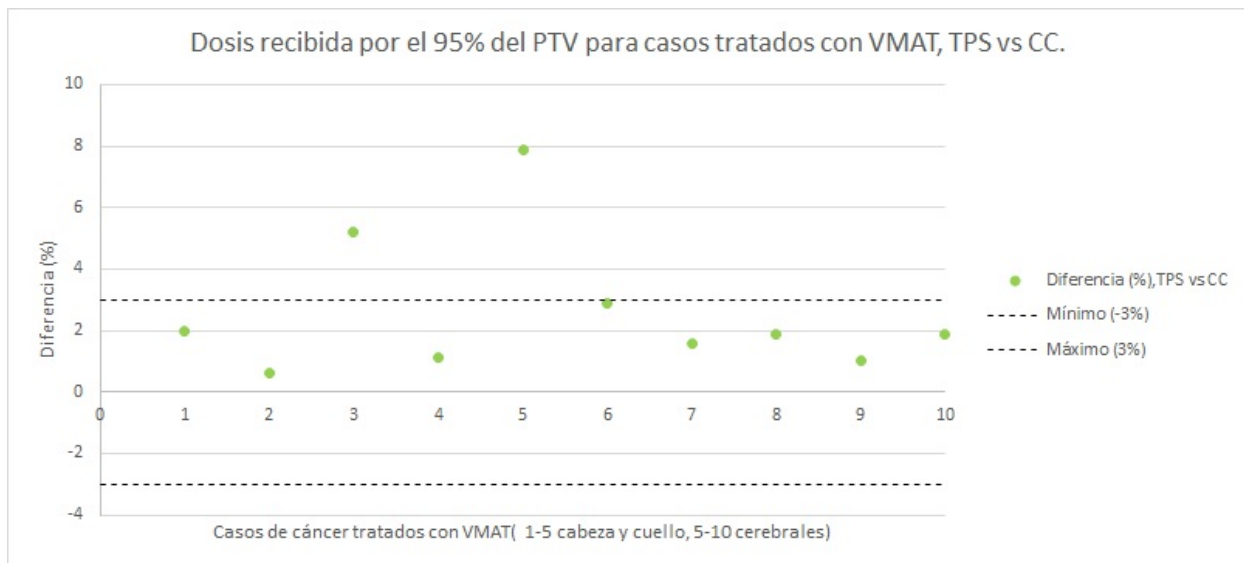


Figura 5.17: Gráfica que muestra la comparación entre el TPS vs CC (% en diferencia de dosis) para los casos de VMAT

Las discrepancias presentadas en esta primera evaluación pueden atribuirse a las diferencias de precisión de los algoritmos utilizados en el método de cálculo de cada software, Monte Carlo para el TPS y C/S Cono Colapsado para COMPASS.

Debido a que en los cálculos convencionales de radioterapia externa en donde se utilizan algoritmos tipo pencil beam y C/S CC se reporta la dosis absorbida en agua (D_a) y a aquellos que utilizan algoritmos MC reportan la dosis absorbida en medio (D_m) directamente, los planes fueron re-calculados utilizando como medio agua e importados al software con el fin de poder realizar las

comparaciones correspondientes.

Este cálculo fue necesario ya que las diferencias entre D_a y D_m pueden resultar significativas.

En general, los resultados muestran que es posible utilizar la verificación de dosis proporcionada por el motor de cálculo de COMPASS como una herramienta precisa para la verificación del cálculo de la dosis secundaria.

5.2.1.2. TPS vs cálculo reconstruido con el DT,CR(DT) y TPS vs cálculo reconstruido con M, CR(M)

Las tablas 5.7 y 5.8 muestran la comparación (diferencia en porcentaje) entre el TPS vs CR(DT) y entre TPS vs CR(M) para los casos de IMRT y VMAT correspondiente a la dosis recibida por el 95 % del volumen tumoral (D_{95}). Similar al apartado anterior, las medidas dosimétricas de D_{95} se observaron para cada sitio y técnica y se calcularon la diferencia promedio y la desviación estándar para analizar el acuerdo de distribución de dosis dentro del PTV.

Para los 20 casos analizados se mostró una desviación estándar mayor para la región de cabeza y cuello en comparación con los cerebrales.

En los casos medidos con el detector de transmisión la DE para los casos de IMRT mostrados en la tabla 5.4 fue de 4.4 % correspondiente a la zona de cabeza y cuello, mientras que para los casos cerebrales fue de 1.7 %. Estos resultados fueron consistentes para los casos de VMAT mostrados en la tabla 5.5, en los casos de cabeza y cuello y cerebrales la desviación estándar fue de 5.4 % y 1.6 % respectivamente.

Con respecto al detector MatriXX, los resultados obtenidos fueron similares, es decir, desviaciones estándar mayores para cabeza y cuello y menores para cerebros. Para los casos de IMRT la DE obtenida fue de 3.9 % en cabeza y cuello y de 1.5 % en cerebrales. Para VMAT se tienen valores de 2.3 % y 1.6 % respectivamente.

Casos de cáncer tratados con IMRT					
Sitio	TPS	CR(DT)	D_{95} (%)	CR(M)	D_{95} (%)
Cabeza y cuello					
Tiroides	4513.1	4509.8	-0.1	4484.6	-0.6
Laringe	3426	3768.6	10.0	3772.1	10.1
Laringe	4958.9	4882.2	-1.5	4984.4	0.5
Laringe	7041.7	6972.1	-1.0	7230.5	2.7
Laringe	4497.6	4490.6	-0.2	4535.9	0.9
Hipofaringe	4522.2	4488.9	-0.7	4567.9	1.0
Promedio			1.1		2.4
Desviación estándar			4.4		3.9
Cerebrales					
Glioma	5456	5253.9	-3.7	5384.7	-1.3
Meningioma	5140.1	4980.5	-3.1	5229.1	1.7
Cráneo	5107.3	4786.5	-6.3	5114.4	0.1
Tumor pilineal	5105.4	4980.7	-2.4	5018.6	1.7
Promedio			-3.9		0.2
Desviación estándar			1.7		1.5

Tabla 5.7: Diferencia de dosis obtenidas a partir de la comparación entre los valores de dosis proporcionados por el TPS y las dosis reconstruidas a partir de la medición de fluencia con cada uno de los detectores.

Casos de cáncer tratados con VMAT					
Sitio	TPS	CR(DT)	D_{95} (%)	CR(M)	D_{95} (%)
Cabeza y cuello					
Tiroides	2069.4	2010.9	-2.8	2084.5	0.7
Tiroides	2016.5	1955.3	-3.0	2037.7	1.1
Hipofaringe	3327.5	3375	1.4	3481.3	4.6
Laringe	2035.9	1963.9	-3.5	2016.4	-1.0
Tiroides	3405.2	3719	9.2	3367.7	1.1
Promedio			0.2		1.4
Desviación estándar			5.4		2.3
Cerebrales					
Meningioma	5222.7	5105.3	-2.2	5285.4	1.2
Adenoma de hipófisis	5171.4	5069.6	-2.0	5290	2.3
Glioma	5206.8	5007.2	-3.8	5259.6	1.0
Nasoangiofibroma	4336.1	4334.4	0.0	4414.3	1.8
Meningioma	5367.5	5092.9	-5.1	5303.1	1.2
Promedio			-2.6		1.6
Desviación estándar			1.6		0.6

Tabla 5.8: Diferencia de dosis obtenidas a partir de la comparación entre los valores de dosis proporcionados por el TPS y las dosis reconstruidas a partir de la medición de fluencia con cada uno de los detectores.

Las figuras 5.18 y 5.19 muestran de manera gráfica la comparación entre los valores reconstruidos por COMPASS a partir de las mediciones obtenidas con cada uno de los detectores utilizados con respecto al TPS .

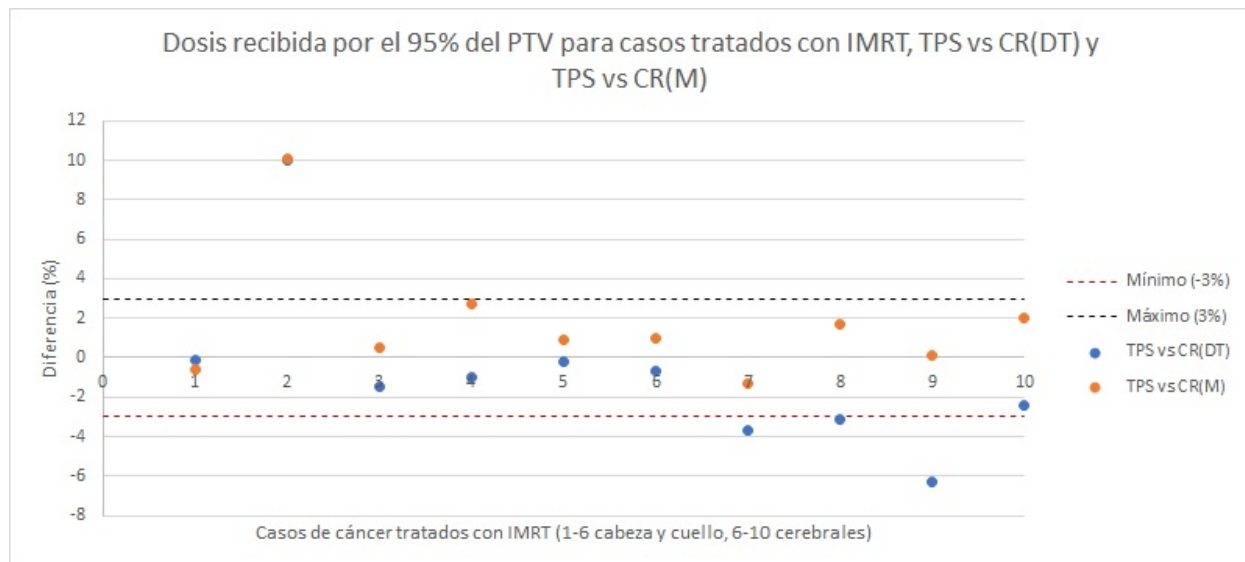


Figura 5.18: Gráfica que muestra la comparación entre el TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) (% en diferencia de dosis) para los casos de IMRT

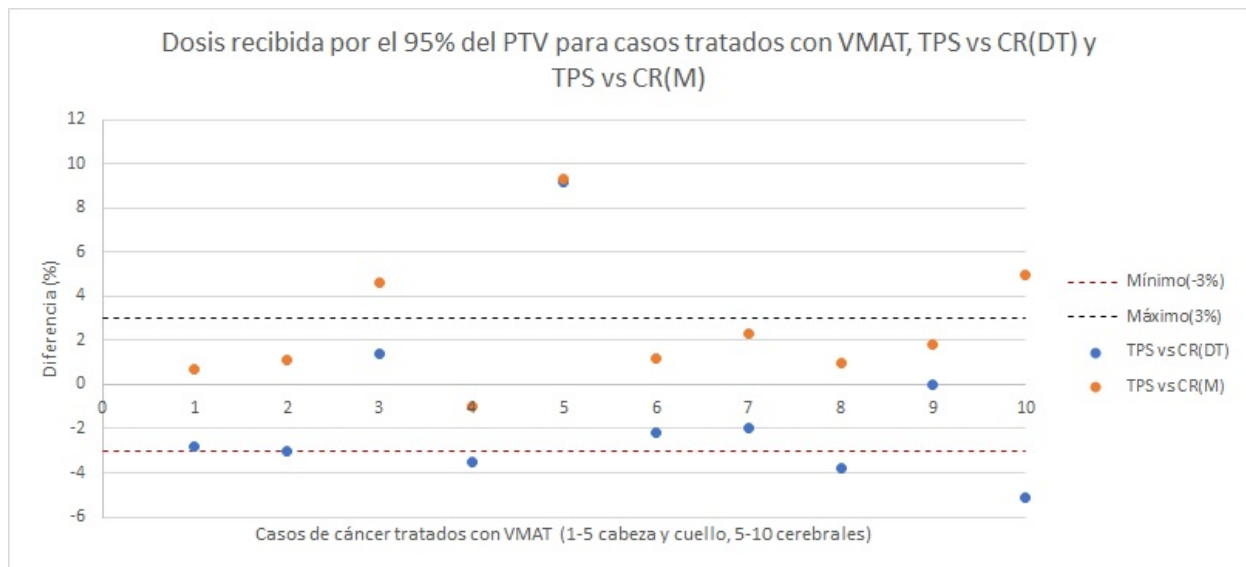


Figura 5.19: Gráfica que muestra la comparación entre el TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) (% en diferencia de dosis) para los casos de VMAT

Esta representación nos permite observar que para el detector de transmisión, el 40 % de los casos medidos rebasa el límite clínicamente aceptable ($\pm 3\%$ de diferencia de dosis) para la evaluación de los planes de tratamiento, mientras que sólo el 20 % de los planes medidos con el detector MAtriXX está fuera de este rango.

En este caso, dichas diferencias no se pueden atribuir a las diferencias de precisión de cálculo entre los algoritmos de Monte Carlo y el C/S CC como sucedió en la evaluación anterior. Lo más probable es que tenga que ver con la puesta en marcha del software y a la diferencia en resolución de ambos detectores. Como se mencionó en la sección de materiales y métodos, COMPASS propone un método para mitigar los efectos de baja resolución del detector asociado que consiste en la corrección del kernel, sin embargo éste procedimiento puede conducir a dos inexactitudes. La primera se refiere a la dependencia de la ubicación en donde se realiza la reconstrucción de dosis, esto se presenta en los campos de IMRT con varios segmentos en donde la corrección del kernel tiene muy poco impacto como para cuantificar un error. La segunda se debe al tamaño del kernel de corrección lo cual puede generar inexactitudes cerca de los bordes de los campos de segmentos individuales en la IMRT. Esto puede ser engañoso al momento de realizar el QA, ya que la dosis máxima en los puntos calientes puede sobre estimarse, lo cual se puede ver reflejado en el análisis realizado con el HDV [26].

Las figuras 5.20 y 5.21 muestran ejemplos de los HDV's generados por COMPASS en donde se muestra la diferencia entre TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M), respectivamente, para un caso de cáncer de cabeza y cuello tratado con IMRT. Por otro lado las figuras 22 y 23 muestran la misma comparación pero esta vez para un caso cerebral tratado con la técnica VMAT.



Figura 5.20: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CR(DT) para un caso de cáncer de cabeza y cuello tratado con la técnica de IMRT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software a partir de la fluencia medida por el detector de transmisión.

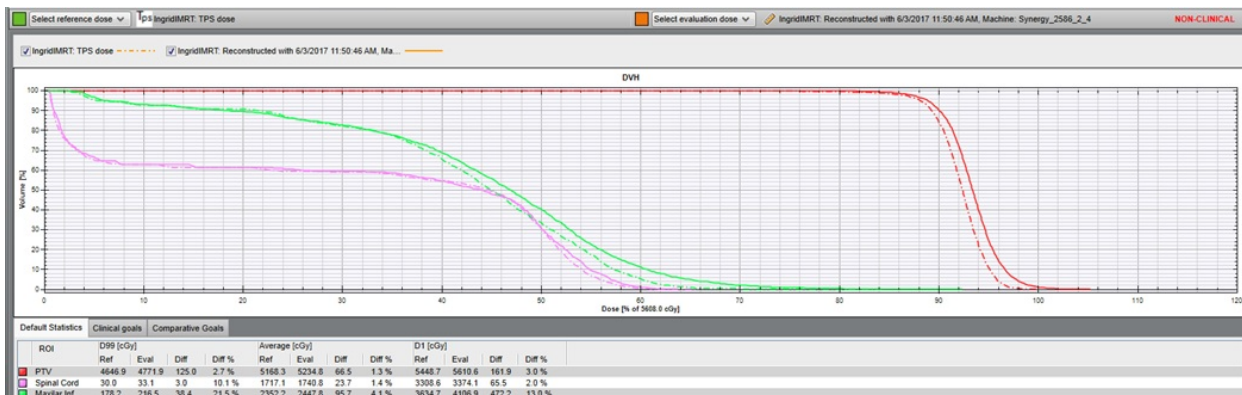


Figura 5.21: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CR(M) para un caso de cáncer cerebral tratado con la técnica de IMRT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software a partir de las mediciones realizadas con el detector MatriXX.

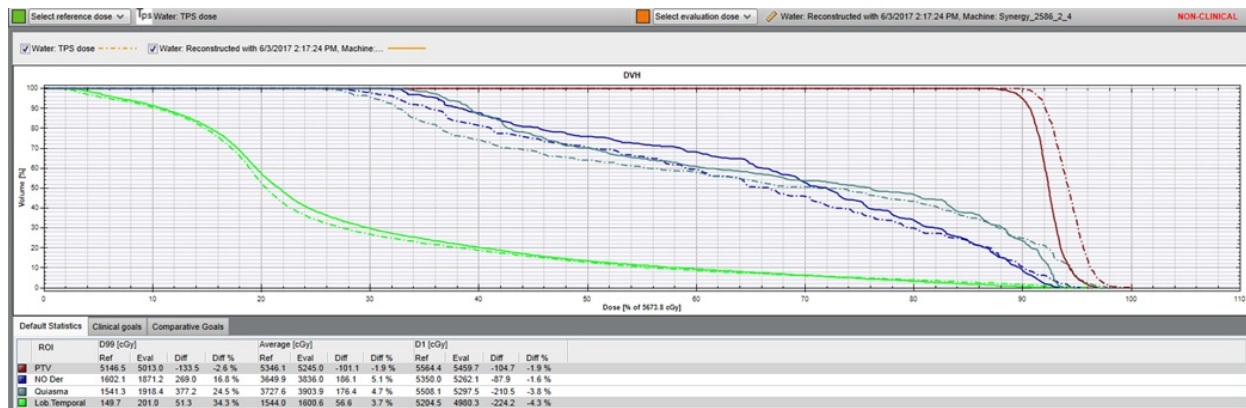


Figura 5.22: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CR(DT) para un caso de cáncer cerebral tratado con la técnica de VMAT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software partiendo de la fluencia medida con el detector de transmisión.

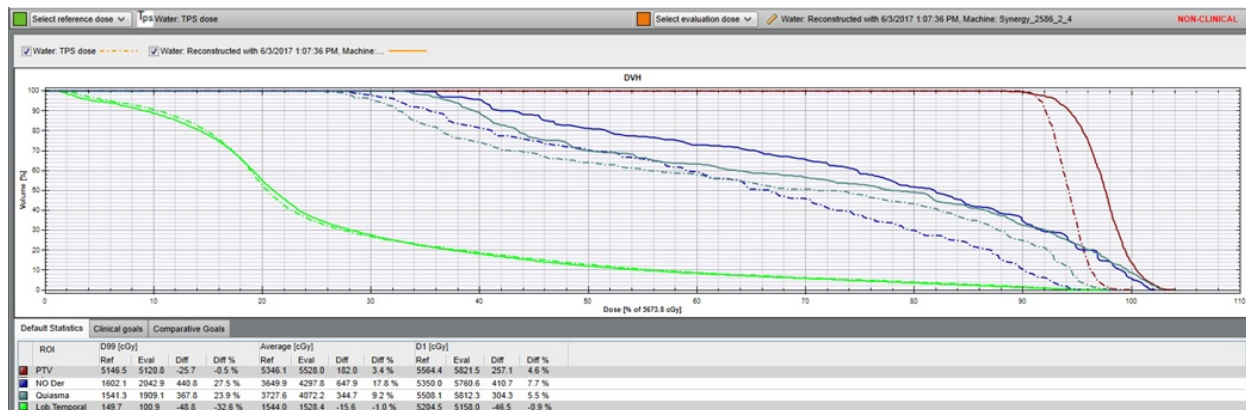


Figura 5.23: Histograma dosis-volumen proporcionado por COMPASS en donde se observa la comparación entre TPS vs CR(M) para un caso de cáncer cerebral tratado con la técnica de VMAT. La línea punteada corresponde al TPS, mientras que la línea sólida corresponde al cálculo realizado por el software a partir de la medición obtenida con el detector MatriXX.

Cabe mencionar que a pesar que los errores o diferencias encontrados podrían atribuirse directamente al método de corrección del kernel del sistema COMPASS, es importante tener en cuenta que dicho análisis no considera aquellas inexactitudes que pueden presentarse debido al modelo de fluencia, modelo del detector o errores de salida del detector.

Por otro lado, en cuanto a las diferencias entre las comparaciones de los resultados obtenidos con los dos detectores, éstas pueden relacionarse directamente con la resolución de los mismos. Al tener el detector de transmisión una mayor resolución, fue posible identificar más diferencias, las cuales no solían presenciarse con el detector MatriXX debida a su baja resolución. Es por esto que un menor porcentaje de planes pasan el criterio de evaluación al ser medidos con el DT.

5.3. Evaluación gamma

Las figuras 5.24 y 5.25 muestran las tasas de paso gamma medidas con los detectores y las extraídas por Compass con base en la información obtenida por el TPS.

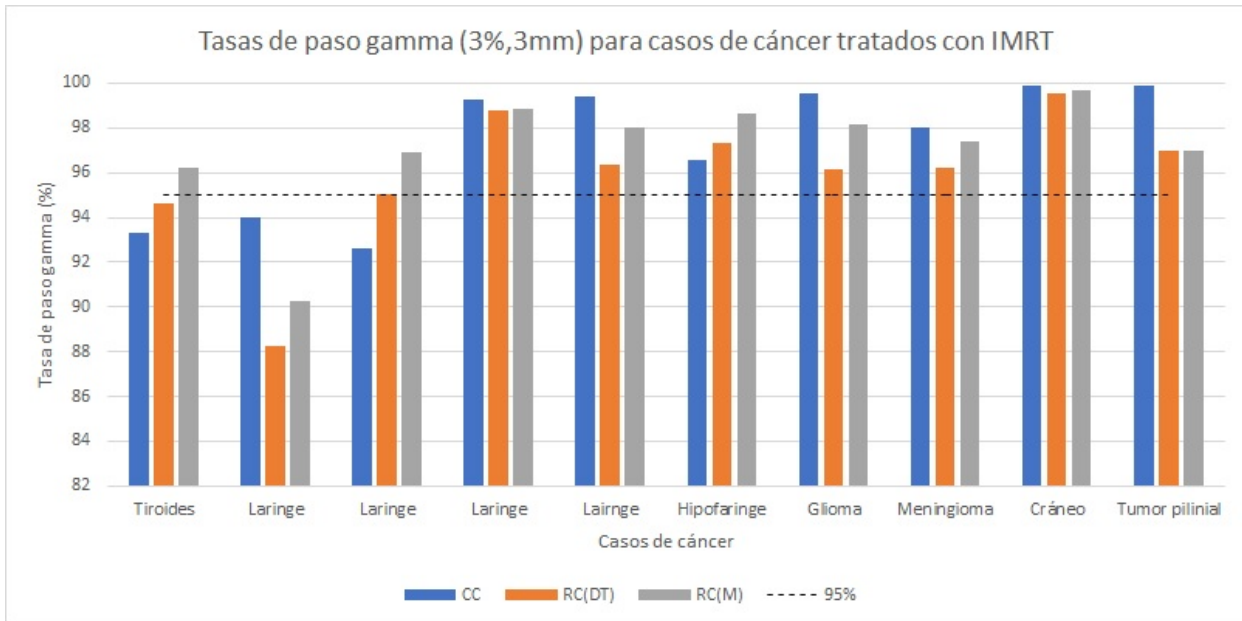


Figura 5.24: Tasas de paso de los análisis gamma (3%, 3mm) para la comparación entre los valores calculados y reconstruidos por Compass. Se muestran los resultados para cada uno de los 10 casos clínicos tratados con IMRT.

La tasa de paso promedio para los cálculos realizados por Compass es del $(98.97 \pm 0.38)\%$ y para los valores en el caso de la reconstrucción con el detector de matriz bidimensional y la cámara multialábrica transparente, las tasas promedio resultaron de $(94.19 \pm 2.33)\%$ y $(93.54 \pm 1.81)\%$ respectivamente. A pesar de que la tasa gamma promedio es baja (por debajo del 95%), el 70% de los planes de tratamiento tiene una tasa de paso gamma superior o igual al 95%.

Las figuras 5.26, 5.27 y 5.28 muestran la tasa de paso gamma para cada uno de los casos evaluados, CC, CR(DT) y CR(M) respectivamente, las cuales corresponden a un caso de cáncer cerebral tratado con la técnica IMRT.

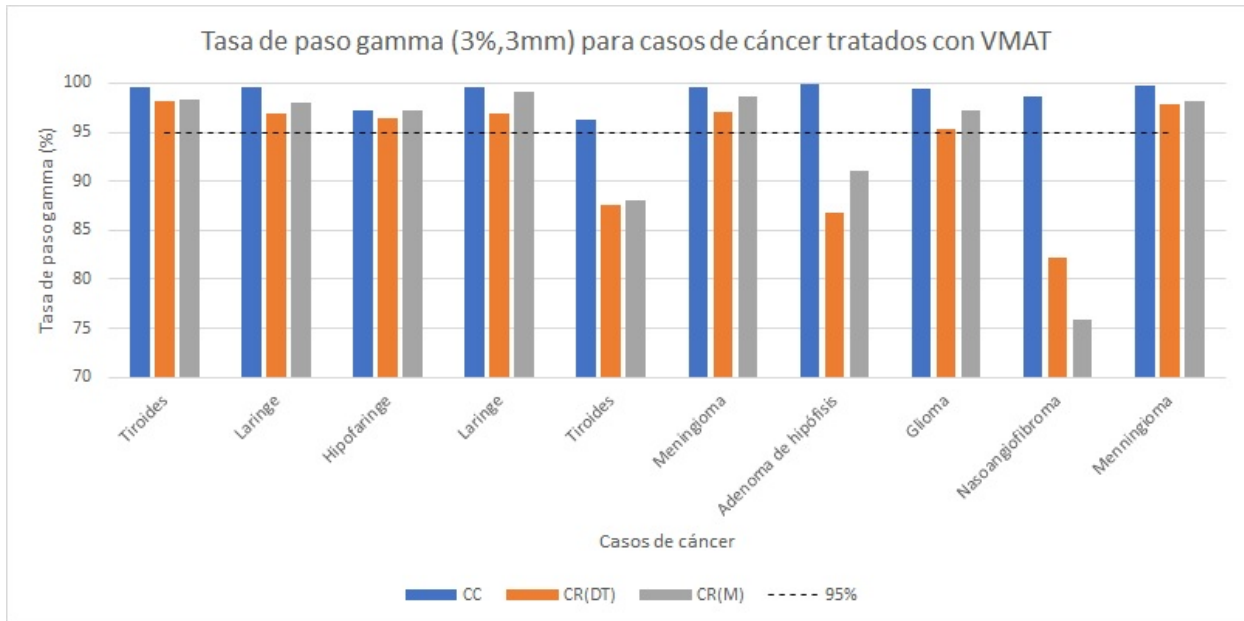


Figura 5.25: Tasas de paso de los análisis gamma (3%, 3mm) para la comparación entre los valores calculados y reconstruidos por Compass. Se muestran los resultados para cada uno de los 10 casos clínicos tratados con VMAT.

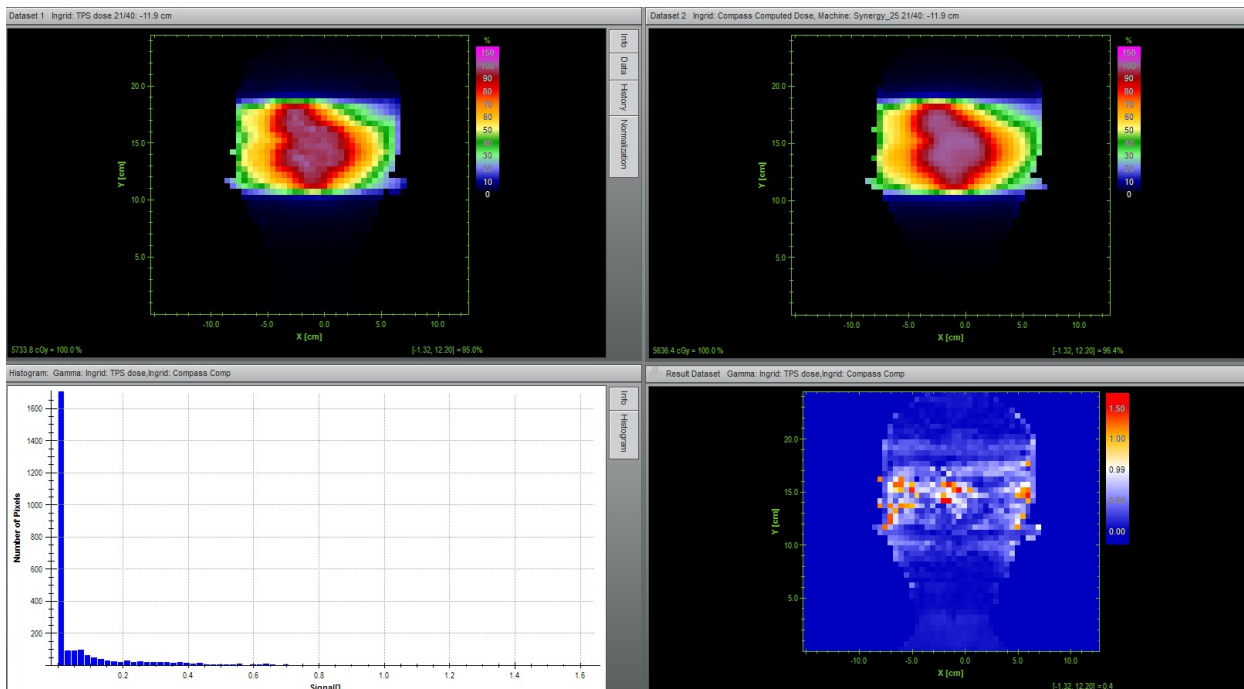


Figura 5.26: Tasa de paso gamma correspondiente al cálculo realizado con el motor de cálculo de dosis del software. La figura nos muestra uno de los casos de cáncer cerebral tratados con la técnica de IMRT. En la esquina sup. izq. se muestra la distribución de dosis del TPS, en la esquina sup. dcha. la distribución calculada con el software. En las ventanas inferiores se muestra la tasa de paso gamma entre ambas distribuciones y el histograma correspondiente.

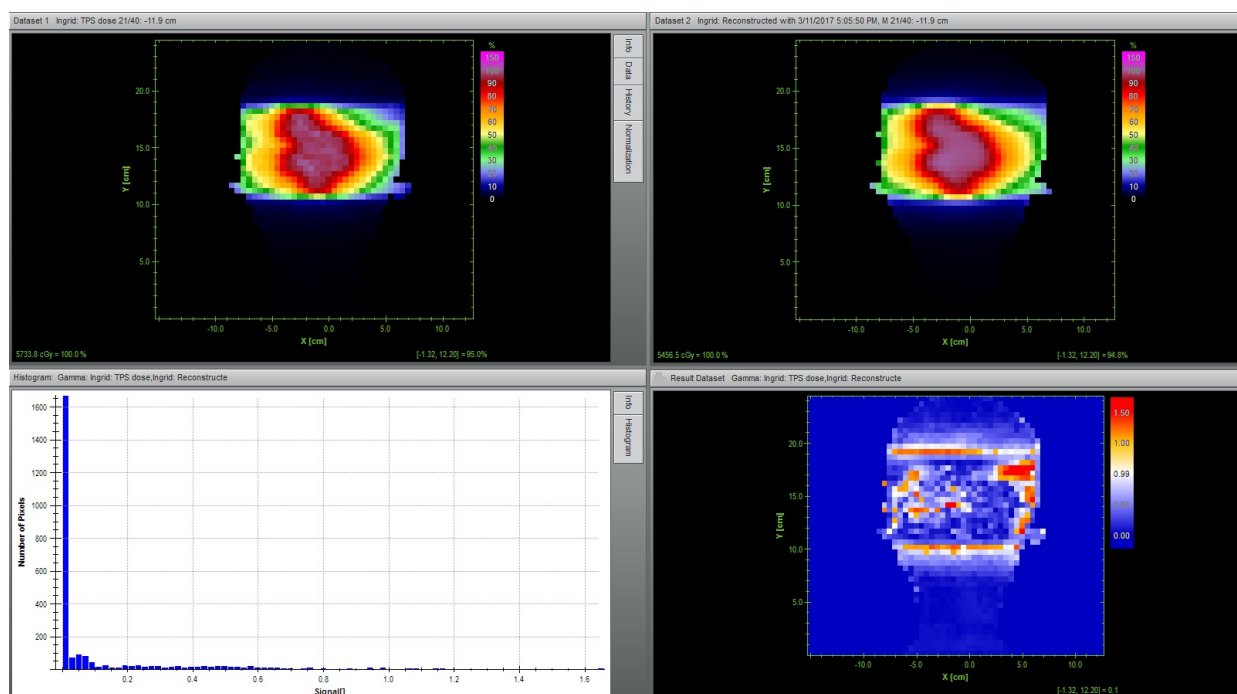


Figura 5.27: Tasa de paso gamma correspondiente al cálculo realizado por el software a partir de la fluencia medida con el DT para el mismo caso de la figura 5.26. En la esquina sup. izq. se muestra la distribución de dosis del TPS, en la esquina sup. dcha. la distribución calculada a partir de las mediciones realizadas con el detector de transmisión. En las ventanas inferiores se muestra la tasa de paso gamma entre ambas distribuciones y el histograma correspondiente.

Anteriormente, con las tasas de aprobación gamma para la verificación de fluencia en 2D no solía presentarse alguna desviación significativa, lo cual no sucede en los resultados obtenidos a partir de la dosimetría 3D. Con la verificación 2D es posible identificar entregas aceptables en el plan con algunas discrepancias que, aunque obviamente no son peligrosas para el paciente, pueden crear demoras innecesarias en el flujo de trabajo. En general si un plan es rechazado en las métricas de la evaluación gamma 2D, no está claro en dónde afectará dicha discrepancia al paciente y qué tan graves podrían ser las posibles consecuencias, sin embargo los resultados de la dosimetría 3D revelan una desviación a la cobertura de volumen objetivo tal y como se muestra en las gráficas 5.12 y 5.13. El análisis de dosis basado en el volumen proporcionado por el software COMPASS en conjunto con los detectores, muestra la interpretación de los errores de entrega dentro de la anatomía del paciente, permite una evaluación cuantitativa más completa que en un análisis en 2D, lo cual puede ayudar a comprender mejor la existencia de un daño potencial al paciente y, por lo tanto, tomar decisiones correctas para un procedimiento posterior.

5.4. Evaluación para órganos de riesgo

En la tabla 5.9 se presentan las restricciones a órganos de riesgo involucrados en las áreas anatómicas de cabeza y cuello y cerebrales. Se muestran los valores empleados habitualmente en el centro en donde se realizó este trabajo los cuales se basan en las revisiones recientes del QUANTEC (Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic), el cual es un documento que resume

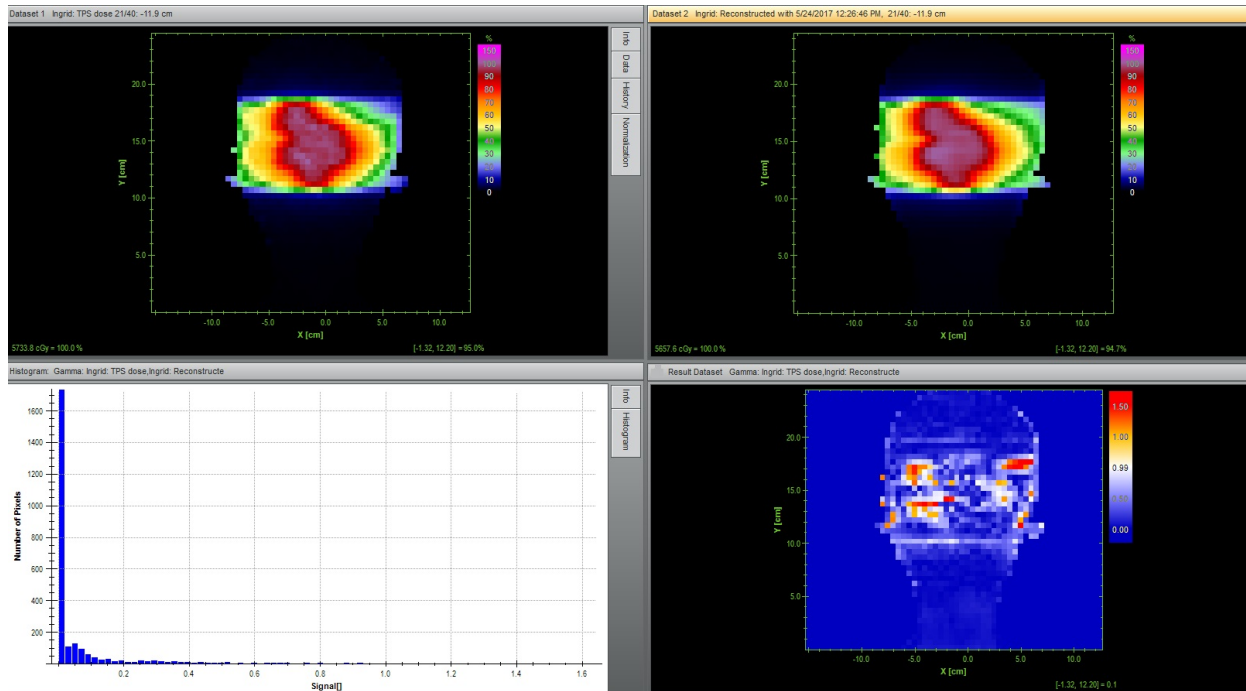


Figura 5.28: Tasa de paso gamma correspondiente al cálculo realizado por el software a partir de la medición con el detector MatriXX para el mismo caso de la figura 5.26. En la esquina sup. izq. se muestra la distribución de dosis del TPS, en la esquina sup. dcha. la distribución calculada a partir de las mediciones realizadas con MatriXX. En las ventanas inferiores se muestra la tasa de paso gamma entre ambas distribuciones y el histograma correspondiente.

los datos tridimensionales de dosis/volumen/consecuencia disponibles para actualizar y refinar las pautas normales de tolerancia de dosis/volumen a los tejidos proporcionadas por el Emami et al. publicado en 1991 [34].

Para realizar este análisis, se consideraron los órganos de riesgo involucrados en cada caso de cabeza y cuello y cerebrales y, posteriormente se obtuvo el promedio de diferencia de dosis de cada uno de ellos obtenida a partir de las comparaciones realizadas entre el TPS vs CC, CR(DT) y CR(M).

Las tablas 5.10 y 5.11 muestran la comparación entre las dosis calculadas por el TPS vs CC, TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) para los órganos de riesgo de los casos de cáncer tratados con ambas técnicas dinámicas. Las dosis críticas de órganos para el lóbulo temporal, parótida y mandíbula se observaron sólo en un caso de los diez pacientes tratados con VMAT por lo que no se obtuvo un promedio y por lo tanto no se presentan incertidumbres para estas medidas.

Las dosis absolutas calculadas por COMPASS están en buen acuerdo con las dosis calculadas del TPS. Dosis medias y al 20% del volumen para los pulmones reportaron más diferencias en comparación con la situación de dosis a volúmenes pequeños.

Las mediciones con el detector de transmisión respecto con el detector MatriXX mostraron una mayor desviación, sin embargo la mayoría de las mediciones con ambos detectores muestran discrepancias $\geq 3\%$, sobre todo en órganos de volúmenes pequeños como los nervios ópticos y en órganos que en el plan de tratamiento muestran traslapes con el PTV, como son los pulmones para los casos de cabeza y cuello (Fig. 5.29).

Tolerancia permitida para tejidos normales			
Cabeza y cuello	Parámetro (Volumen-Dosis)	D_{max} (Gy)	D_{prom} (Gy)
organo			
Mandíbula		< 71	
Médula espinal		< 50 – 54	
Pulmón	$V_{20} < 30\%$		< 20
Cerebrales	Parámetro (Dosis-Volumen)	D_{max} (Gy)	D_{prom} (Gy)
Cristalino		< 7	
Nervio óptico		55-66	
Quiasma		55-66	
Tallo		< 54	
Lóbulo temporal			
Parótida			< 20

Tabla 5.9: Dosis permitidas a los órganos de riesgo de las partes anatómicas cabeza y cuello y cerebrales.

Órganos de riesgo involucrados en los casos de cáncer tratados con IMRT			
Sitio	TPS vs CC	TPS vs CR(DT)	TPS vs CR(M)
Cabeza y cuello			
Mandíbula	3.07 ± 1.42	3.99 ± 1.98	6.88 ± 2.05
Médula espinal	1.83 ± 0.80	3.26 ± 1.06	-2.39 ± 0.58
Pulmón Dcho. D_{med}	2.87 ± 0.61	-3.90 ± 4.74	-6.33 ± 5.3
Pulmón Izq. D_{med}	3.01 ± 0.64	-0.41 ± 2.84	-2.57 ± 2.41
Pulmón Dcho. D_{20}	1.63 ± 2.05	-3.27 ± 8.08	-6.94 ± 7.17
Pulmón Izq. D_{20}	1.3 ± 1.9	1.68 ± 5.11	-0.84 ± 4.14
Cerebrales			
N.O. Decho.	2.27 ± 1.11	3.89 ± 6.80	10.98 ± 1.33
N.O. Izq.	2.52 ± 1.06	4.17 ± 6.57	12.27 ± 5.09
Tallo	0.37 ± 0.23	-5.37 ± 0.84	1.14 ± 1.85
Quiasma	1.71 ± 1.92	-3.99 ± 2.43	0.48 ± 1.84

Tabla 5.10: Comparación de dosis a órganos de riesgo entre TPS vs CC, TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) para casos tratados con IMRT

Órganos de riesgo involucrados en los casos de cáncer tratados con VMAT			
Sitio	TPS vs CC	TPS vs CR(DT)	TPS vs CR(M)
Cabeza y cuello			
Mandíbula	2.03 ± 1.16	5.07 ± 5.33	4.63 ± 1.46
Médula espinal	2.25 ± 1.03	6.35 ± 2.35	2.98 ± 2.09
Pulmón Dcho. D_{med}	-2.77 ± 1.03	7.93 ± 5.25	1.05 ± 1.04
Pulmón Izq. D_{med}	-1.40 ± 1.02	1.53 ± 5.48	-6.65 ± 0.45
Pulmón Dcho. D_{20}	-4.21 ± 3.68	9.84 ± 5.99	-0.45 ± 10.73
Pulmón Izq. D_{20}	-1.77 ± 2.33	8.50 ± 5.88	-9.62 ± 4.97
Cerebrales			
N.O. Decho.	2.07 ± 1.03	1.97 ± 3.03	9.70 ± 4.10
N.O. Izq.	1.47 ± 0.66	-3.50 ± 2.14	1.43 ± 4.02
Tallo	0.90 ± 0.38	1.17 ± 1.88	-0.17 ± 2.50
Quiasma	2.34 ± 1.44	0.60 ± 1.74	5.63 ± 2.31
Lóbulo temp.	4.1	3.7	-1.0
Parótida Dcha.	0.4	-1.6	3.2
Mandíbula	-2.0	-0.4	3.4

Tabla 5.11: Comparación de dosis a órganos de riesgo entre TPS vs CC, TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) para casos tratados con VMAT

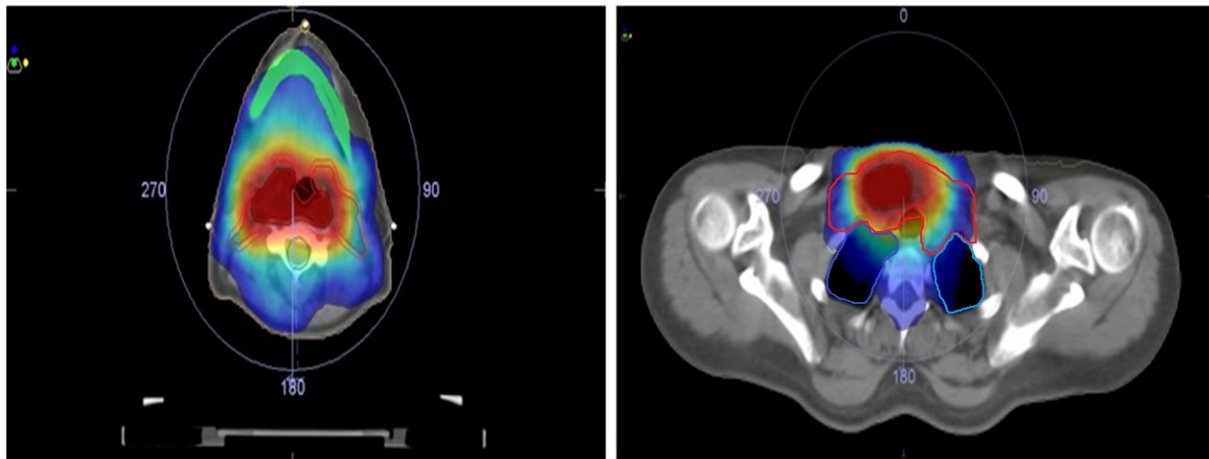


Figura 5.29: En la imagen de la izquierda se muestra un ejemplo de órganos que no se encuentran cerca del PTV pero reciben radiación debido a la forma del tumor. En la imagen de la derecha se puede observar cómo los pulmones pueden llegar a sufrir un pequeño traslape con el PTV, lo cual presenta un problema al momento de realizar la medición con el detector, ya que el pulmón puede llegar a confundirse con el tumor.

Para este análisis, se descartaron aquellos órganos que no estuvieran involucrados al momento de dar el tratamiento ya que al obtener el resultado de las mediciones arrojaban diferencias de dosis muy grandes lo cual podría interpretarse como un error significativo en la verificación. En la figura 5.30 se muestran algunos ejemplos para casos cerebrales en los que órganos como los cristalinos y nervios ópticos no reciben ninguna dosis de radiación.

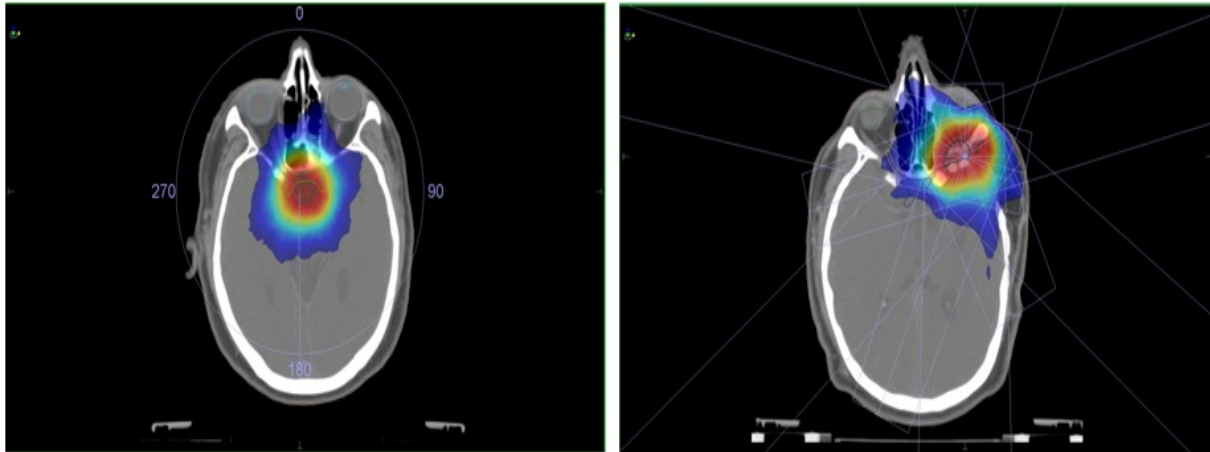


Figura 5.30: Imágenes que muestran tratamientos de casos cerebrales en los que algunos órganos no reciben radiación y por lo tanto se descartaron del análisis (izq. tratamiento con VMAT, dcha. tratamiento con IMRT).

5.5. Factor de transmisión

En la tabla 5.12 se muestran los resultados de los factores de transmisión obtenidos para la cámara multialámbrica transparente. Dichas mediciones mostraron un aumento de 0.898 a 0.919 para un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a $30 \times 30 \text{ cm}^2$ y fueron consistentes a través de todas las profundidades y SSDs medidas. Para el tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ se midió una atenuación del 10.2 % mientras que se redujo a 8.1 % para el tamaño del campo de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ (Fig. 5.31). El valor promedio obtenido para el factor de transmisión fue de 0.906, lo que equivale a un porcentaje de atenuación de la dosis de 9.3 % y específicamente para un campo de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ a profundidad de 10 cm y $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ dicho valor corresponde a un valor de 9.7 %.

Tamaño de campo (cm^2)	Profundidad (cm)	FT (SSD=80 cm)	FT (SSD=100 cm)	FT (SSD=120 cm)	FT	DE
5 × 5	1.4	0.899	0.896	0.898	0.898	0.002
	5	0.901	0.901	0.902	0.901	0.001
	10	0.901	0.897	0.903	0.900	0.003
10 × 10	1.4	0.903	0.902	0.901	0.902	0.001
	5	0.902	0.901	0.903	0.902	0.001
	10	0.903	0.903	0.902	0.903	0.001
20 × 20	1.4	0.91	0.906	0.905	0.907	0.003
	5	0.912	0.909	0.906	0.909	0.003
	10	0.91	0.909	0.909	0.909	0.001
30 × 30	1.4	0.915	0.916	0.913	0.915	0.002
	5	0.919	0.917	0.915	0.917	0.002
	10	0.921	0.919	0.916	0.919	0.003
Promedio					0.906	0.002

Tabla 5.12: Factores de transmisión medidos para diferentes tamaños de campo, que van de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a $30 \times 30 \text{ cm}^2$, SSDs de 80 cm , 100 cm y 120 cm y profundidades de 1.4 cm , 5 cm y 10 cm .

La importancia de medir este factor de transmisión se relaciona directamente con la aplicación del detector para la verificación de dosis en vivo ya que es necesario hacer una normalización de

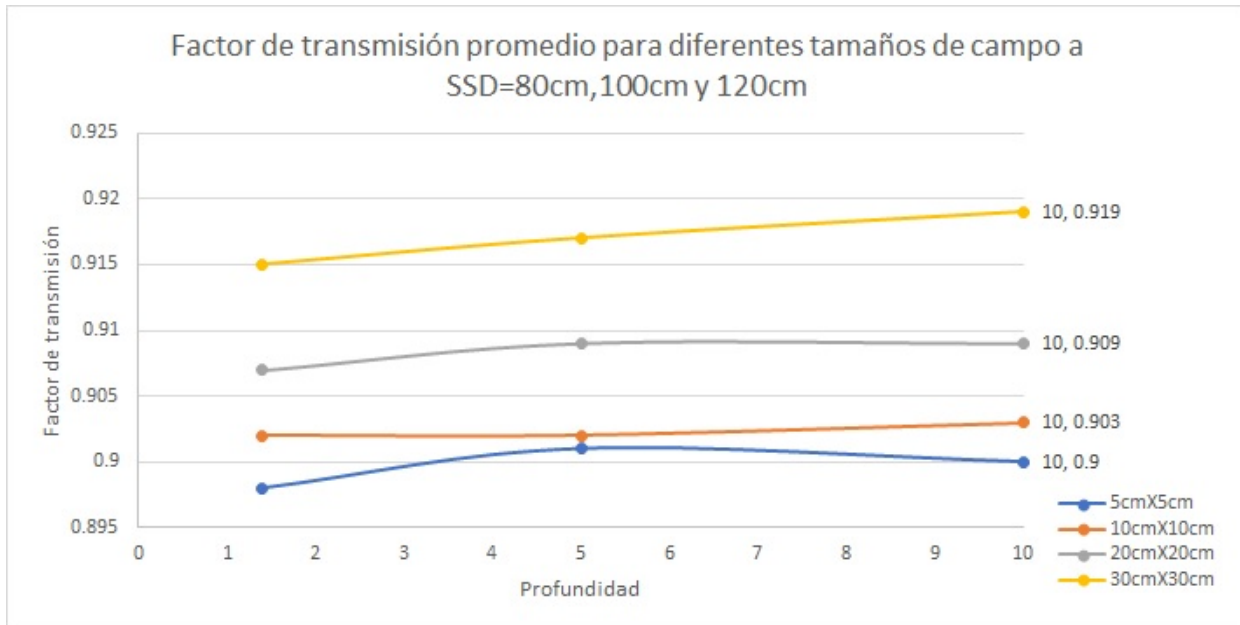


Figura 5.31: Factor de transmisión promedio para diferentes tamaños de campo a SSD's= 80cm, 100cm y 120cm

la dosis para compensar la atenuación, es decir, si el factor de transmisión es de un 9.7%, la dosis se tiene que normalizar a un 90% aproximadamente.

Los resultados obtenidos para este factor coinciden con aquellos reportados por Thoenking et al [32], quienes recientemente realizaron una caracterización del detector para la verificación de planes en línea.

5.6. Verificación diaria de un plan de tratamiento

Se realizó la verificación diaria de un plan de tratamiento para un caso de cáncer cerebral para el cual se realizaron todas las verificaciones anteriormente descritas.

Con respecto a la verificación de la tasa de paso gamma, se obtuvo que al comparar el plan de tratamiento realizado con el TPS vs el motor de cálculo de COMPASS se obtuvo que el 99.91% de los pixeles pasan este criterio (Fig. 5.32), mientras que la tasa de paso gamma para la comparación entre el TPS vs la reconstrucción de dosis a partir de la fluencia medida con el detector de transmisión resultó con un 98.89% de pixeles que pasan (Fig. 5.33).

Mediante la herramienta de HDV proporcionada por el software, se realizó la evaluación dosimétrica de diferencia de dosis para 14 fracciones de tratamiento, es decir, para 14 días.

Para esto, al igual que los planes anteriores se procuró que el 95% del volumen tumoral recibiera el 100% de la dosis prescrita. La tabla 5.13 muestra los resultados para esta primer evaluación, logrando que el 95% del PTV recibiera un 100.1% de la dosis prescrita y cumpliendo con este primer objetivo.

Volumen PTV (cc)	Dosis prescrita	$D_{95}(cGy)$	$D_{95}(\%)$
92.72	5400	5406.8	100.1

Tabla 5.13: Tabla que muestra la dosis prescrita y la dosis recibida por el 95 % del volumen tumoral para el caso de plan cerebral verificado diariamente.

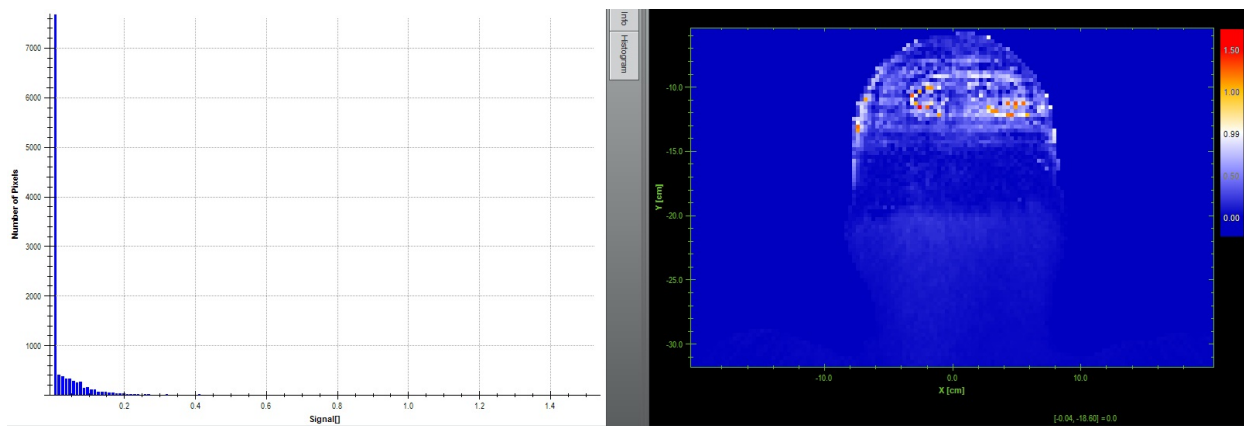


Figura 5.32: Tasa de paso del análisis gamma (3%, 3 mm) para la comparación entre el TPS vs CC para el caso de cáncer cerebral verificado diariamente antes de la entrega del tratamiento.

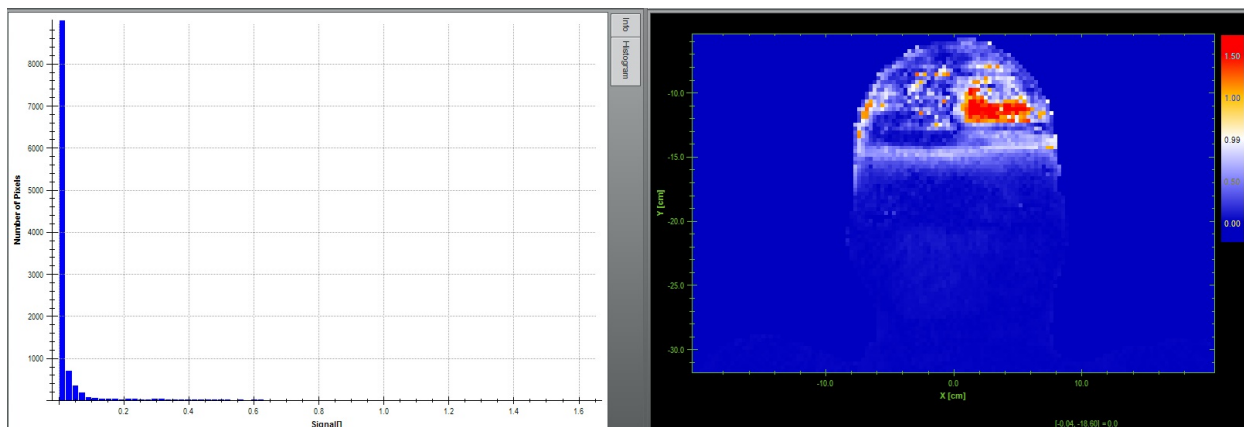


Figura 5.33: Tasa de paso del análisis gamma (3%, 3 mm) para la comparación entre el TPS vs CR(DT) para el caso de cáncer cerebral verificado diariamente antes de la entrega del tratamiento.

A partir del valor reportado en la tabla 5.13, se realizaron las evaluaciones diarias con el fin de ir monitoreando la dosis entregada en cada fracción.

Fracción	Dosis prescrita (cGy)	Dosis medida (cGy)	<i>Dif</i> (%)
1	5400.0	5312.7	1.6
2	5400.0	5321.8	1.4
3	5400.0	5329.8	1.3
4	5400.0	5377.1	0.4
5	5400.0	5302.9	1.8
6	5400.0	5322.3	1.4
7	5400.0	5328.5	1.3
8	5400.0	5315.2	1.6
9	5400.0	5381.6	0.3
10	5400.0	5360.1	0.7
11	5400.0	5376.1	0.4
12	5400.0	5390.6	0.2
13	5400.0	5384.9	0.3
14	5400.0	5375.9	0.4
Promedio		5348.5	1.0
Desviación estándar		32.0	0.6

Tabla 5.14: Tabla que muestra la dosis prescrita y la dosis recibida por el 95 % del volumen tumoral para el caso de plan cerebral verificado diariamente.

Cada día se midió con el detector de transmisión la fluencia y se realizó la reconstrucción de dosis correspondiente. En la tabla 5.14 se observan los resultados obtenidos de estas mediciones obteniendo una buena correspondencia en diferencia de dosis. Todas las mediciones entran dentro del rango de referencia del $\pm 3\%$, siendo la mayor diferencia de dosis 1.8 %.

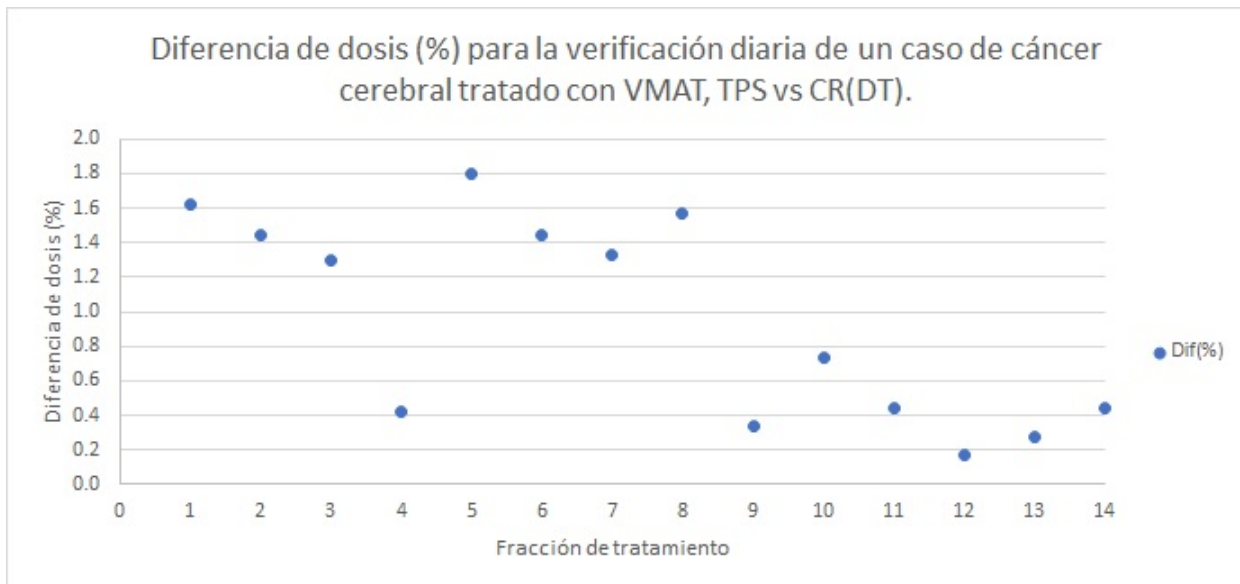


Figura 5.34: Diferencia de dosis en porcentaje para cada fracción de un plan de tratamiento verificado diariamente antes de su entrega.

La figura 5.34 muestra gráficamente las variaciones en porcentaje de dosis para la verificación

diaria de cada plan, es posible observar que en algunas fracciones la diferencia es grande, sin embargo, ninguna de ellas sobrepasa el 3%, lo cual nos indica que el plan de tratamiento es aceptable.

5.6.1. Verificación de dosis en vivo

Con base en las pruebas efectuadas para el factor de transmisión del detector multialámbrico, se evaluó y verificó en vivo la entrega de un plan de tratamiento para un caso de cáncer cerebral realizado con la técnica VMAT.

En una primera evaluación, correspondiente al plan generado en el TPS, se procuró que el 95 % del volumen tumoral recibiera aproximadamente el 100 % de la dosis prescrita. La tabla 5.15 muestra el resultado obtenido para este criterio. Se observó una cobertura al 95 % del volumen tumoral del 98.6 % de la dosis prescrita, esto debido a la complejidad del caso y por la importancia de cumplir las restricciones de dosis a los OAR's.

Volumen PTV (cc)	Dosis prescrita	$D_{95}(cGy)$	$D_{95}(\%)$
216.01	5200	5131.3	98.6

Tabla 5.15: Tabla que muestra la dosis prescrita y la dosis recibida por el 95 % del volumen tumoral para el caso de plan cerebral verificado en vivo.

Posteriormente se dio paso a la evaluación y verificación del plan con base en las mediciones obtenidas por la cámara multialámbrica. Dicho proceso se realizó en cinco días intermedios durante todo el tratamiento para verificar la dosis administrada en tiempo real y que ésta se encontrara dentro de los límites de tolerancia aceptables en cuanto a diferencia de dosis ($\pm 3\%$), tanto para el PTV como para los OAR's involucrados.

El tratamiento completo del paciente correspondió a una dosis prescrita de 5200 cGy en 26 fracciones¹ (5200 cGy/26 Fx). A partir de esta prescripción, el tratamiento se dividió en dos partes, la primera sin el DT, correspondiente a 4200 cGy/21 Fx y la segunda con el detector, correspondiente a 1000 cGy/5 Fx.

Cabe señalar que, para la parte en la que se utilizó la cámara multialámbrica, la dosis fue normalizada con el fin de compensar el porcentaje de atenuación de dosis correspondiente al detector y poder realizar la medición sin afectar el plan de tratamiento.

Mediante el uso de la herramienta "Quick Check" facilitada por el software COMPASS, en la que se establecen los criterios de aceptación para diferencia de dosis, fue posible verificar la dosis inmediatamente después de la entrega del plan, la cual durante los cinco días de medición estuvo dentro de los rangos de tolerancia aceptables.

La figura 5.35 muestra la interfaz del software en donde se despliegan los resultados obtenidos en tiempo real para la diferencia de dosis.

¹El número de fracciones equivale al número de días destinados para el tratamiento.

Measurement	Machine	Plan	Beam/Arc	Result	Action
11/29/2017 11:39:15 AM	Synergy_2586_2,4	Passed	Passed	Passed	Add to report
12/1/2017 10:58:54 AM	Synergy_2586_2,4	Passed	Passed	Passed	Add to report
12/4/2017 11:12:29 AM	Synergy_2586_2,4	Passed	Passed	Passed	Add to report

Name	Result	Description
Plan: VMATDolphin	Passed	(Passed) 1.7% of the points have a value less than -3.0% max limit = 5.0% (Passed) 0.4% of the points have a value greater than 3.0% max limit = 5.0% (Passed) average = 0.3% min limit = -1.0% (Passed) average = 0.3% max limit = 1.0%
2. Beam: 'arc02': 180.0° to 180.0°, 1. section(s)	Passed	(Passed) 1.7% of the points have a value less than -3.0% max limit = 5.0% (Passed) 0.4% of the points have a value greater than 3.0% max limit = 5.0% (Passed) average = 0.3% min limit = -1.0% (Passed) average = 0.3% max limit = 1.0%

Figura 5.35: Verificación rápida “Quick Check” en donde se evalúa el parámetro de diferencia de dosis inmediatamente después de la entrega del plan. El ícono verde en la figura nos indica que el plan pasó dicho criterio de aceptación.

La diferencia de dosis promedio obtenida para estas mediciones fue de $2.97 \pm 0.06 \%$.

Por otro lado se obtuvo la tasa de paso gamma entre el TPS vs CR(DT). La figura 5.36 muestra la tasa de paso gamma para este plan de tratamiento con la respectiva distribución de dosis.

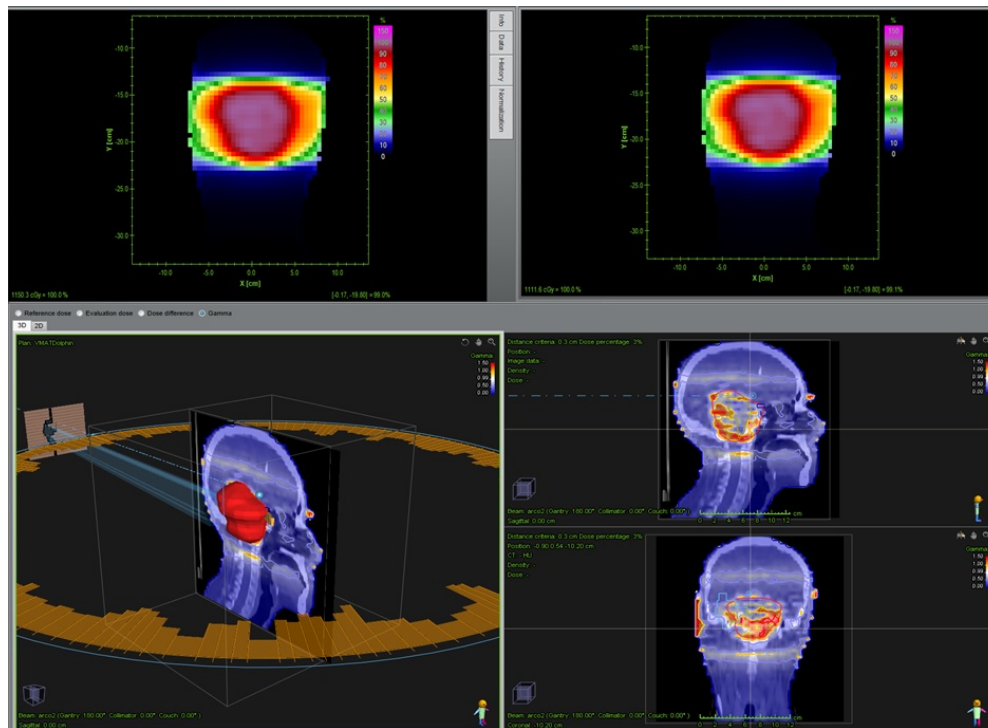


Figura 5.36: Tasa de paso gamma correspondiente al plan de tratamiento. En la parte sup. izq. se muestra la distribución de dosis correspondiente al TPS, la parte sup. dcha. corresponde a la distribución de dosis obtenida con las mediciones del DT. En la parte inf. izq. se muestra la tasa de paso gamma para los planos sagital(arriba) y coronal(abajo). Finalmente en la parte inf. dcha. se muestra la reconstrucción en 3D del PTV y el arco seguido por el tratamiento.

La figura 5.37 muestra el histograma correspondiente a la tasa de paso gamma, la cual resultó ser de un 95.13 % de pixeles que pasan dicho criterio y que se encuentra dentro del rango aceptable según lo obtenido en las pruebas basadas en el TG119.

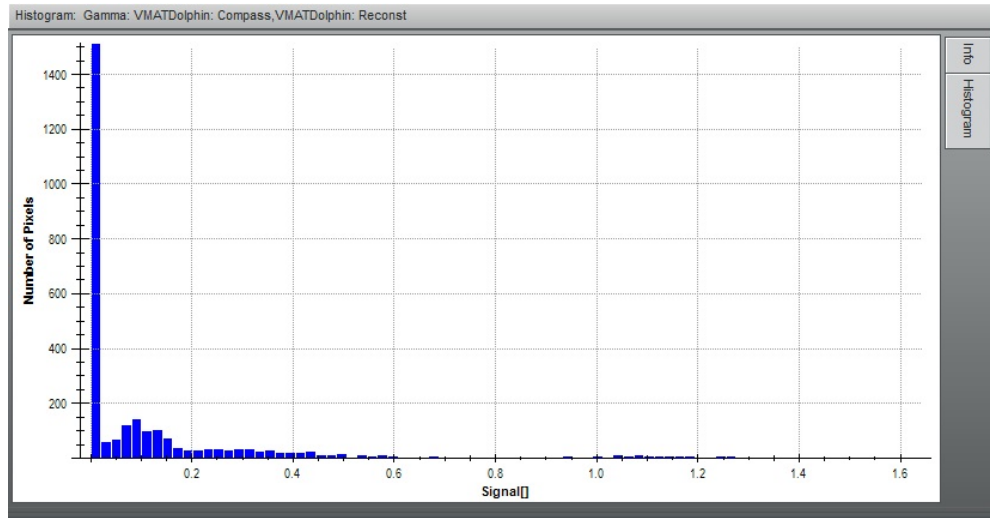


Figura 5.37: Histograma correspondiente a la tasa de paso gamma para el plan de tratamiento de el caso de cáncer cerebral verificado en vivo.

Finalmente, en cuanto a los órganos de riesgo involucrados, se consideró la dosis al 1 % del volumen como dosis máxima. En la tabla 5.16 se muestran las diferencias de dosis en porcentaje obtenidas entre el TPS vs CR(DT) con sus respectivas incertidumbres.

Órganos de riesgo involucrados en el plan de tratamiento	
OAR	TPS vs CR(DT) Dif(%)
N.O. Derecho	-2.66 ± 0.02
N.O Izquierdo	0.13 ± 0.02
Quiasma	-3.53 ± 0.06
Tallo	-3.33 ± 0.02

Tabla 5.16: Comparación de dosis a órganos de riesgo entre TPS vs CC, TPS vs CR(DT) y TPS vs CR(M) para casos tratados con IMRT

Podemos ver que los nervios ópticos se encuentran dentro del rango de diferencia $\pm 3\%$, sin embargo el quiasma y el tallo están fuera de este parámetro, esto se debe a que éstos últimos se encuentran inmersos en el PTV (ver fig. 5.38) por lo que, como se explicó anteriormente, estas condiciones en los órganos de riesgo pueden causar conflicto al momento de medir la dosis que le llega solamente al OAR lo cual ocasiona que se presenten dichas diferencias.

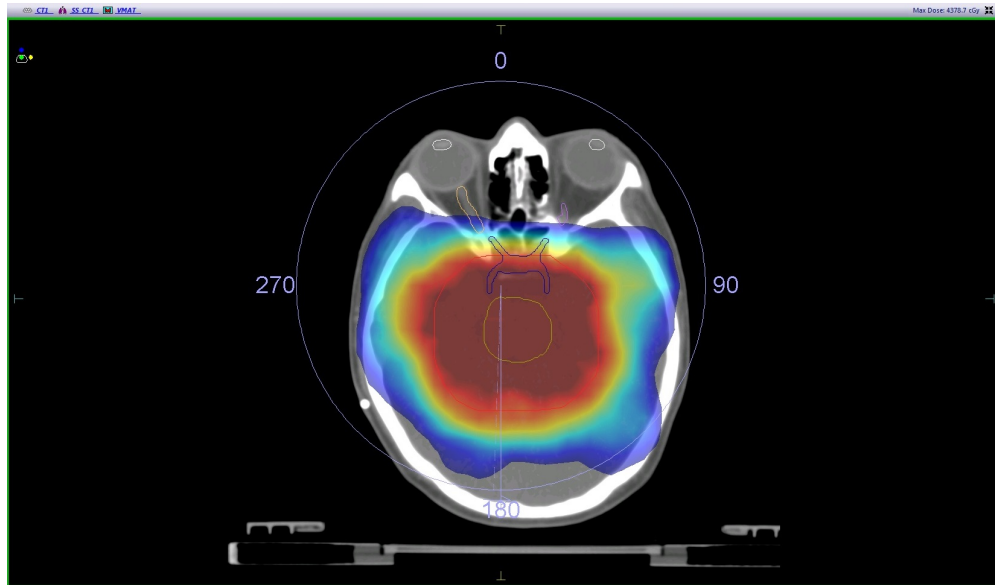


Figura 5.38: Imagen que muestra los órganos involucrados en el caso de cáncer cerebral en donde puede observarse que el quiasma (estructura azul) y el tallo (estructura verde) se encuentran inmersos en el PTV.

De esta manera fue posible constatar la funcionalidad de la cámara multialámbrica transparente para la verificación y evaluación de los planes de tratamiento en vivo, pues permite identificar al momento de la entrega del plan algún error dosimétrico e incluso geométrico que pueda llegar a presentarse.

Capítulo 6

Conclusiones

La entrega de planes realizados con técnicas dinámicas IMRT y VMAT requiere de un programa riguroso de aseguramiento de la calidad del pre-tratamiento, ya que la alta modulación en la dosis está directamente relacionada con un mayor riesgo para el paciente a diferencia de otras técnicas más sencillas como 3D-CRT. En este trabajo se realizaron una serie de pruebas y análisis con el fin de implementar un sistema de QA utilizando dosimetría 3D para dichas técnicas dinámicas utilizando como herramienta principal una cámara multialámbrica transparente.

Las pruebas gamma (γ) y de medición de dosis puntuales iniciales realizadas para campos estáticos y dinámicos, aplicadas sobre conjuntos de estructuras propuestas por el informe TG119 de la AAPM, resultaron muy útiles para estimar la precisión general del sistema IMRT. Los límites de confianza obtenidos estuvieron dentro de los niveles de acción recomendados por dicho informe, lo cual brinda la certeza de que la administración de los tratamientos de IMRT son adecuados.

Las comparaciones dosimétricas entre el TPS vs el motor de cálculo de COMPASS, permitieron identificar diferencias relacionadas con el método de cálculo para la optimización de dosis utilizado por cada sistema de planeación, Monte Carlo y C/S CC, respectivamente. Esta comparación resultó en un buen acuerdo para ambos algoritmos de cálculo mostrando una diferencia de dosis dentro del rango establecido de $\pm 3\%$.

Las diferencias obtenidas tanto para las comparaciones entre el TPS y la distribución de dosis reconstruida a partir de la fluencia medida con cada detector, así como para el índice gamma, se atribuyen a la resolución de cada dispositivo. Debido a que el detector de transmisión cuenta con una mayor resolución, se encontraron más diferencias de dosis que salen del rango de $\pm 3\%$, así como tasas de paso gamma entre el 95% y 97%.

Con base en las pruebas realizadas (diferencias de dosis y tasa de paso gamma), se evaluó el potencial del detector de transmisión en conjunto con el software COMPASS para la evaluación y verificación de dosis a partir de la comparación con los resultados obtenidos con el detector MatriXX. Dicha evaluación, mostró que el DT es una herramienta eficaz para el control de calidad del paciente y para la verificación de dosis antes del tratamiento ya que permite visualizar errores y diferencias que antes no eran posibles con la evaluación clásica en 2D realizada con el detector de arreglo bidimensional no transparent.

A partir de la reconstrucción 3D del paciente y los mapas de fluencia obtenidos con la interfaz Dolphin-COMPASS, es posible mostrar directamente errores dosimétricos en la anatomía del paciente y así evitar cualquier error aleatorio o sistemático.

En general, la funcionalidad del DT permite establecer un muy buen criterio de evaluación en el control de calidad pre-tratamiento partiendo de parámetros puramente geométricos y do-

simétricos (test gamma) a parámetros clínicamente relevantes representados por histogramas de dosis-volumen.

La aplicación para uso en vivo de la cámara multialámbrica resultó ser eficiente siempre y cuando exista una compensación de la dosis basada en el porcentaje de atenuación obtenido y en el modelado del haz registrado en el software de verificación.

Debido a la gran optimización del tiempo en cuestión de evaluación y verificación de planes que proporciona el detector Dolphin en comparación con MatriXX, se pretende en un futuro incluir este detector como herramienta principal para el proceso de QA específico del paciente, lo cual permitirá ofrecer un tratamiento confiable y de mayor calidad al paciente.

Bibliografía

- [1] Khan, F. & Gibbons, J.. (2014). The physics of radiation therapy. USA: Wolters Kluwer.
- [2] Jayaraman, S. & Lanzl, H.L.. (2004). Clinical Radiotherapy Physics. Berlin Heidelberg New York : Springer.
- [3] Michael Joiner, A. v (2002). Basic Clinical Radiobiology. London: Hodder Arnold.
- [4] Delaney, G., Jacob, S., Featherstone, C. & Barton, M. (2005). The role of radiotherapy in cancer treatment: estimating optimal utilization from a review of evidence-based clinical guidelines, *Cancer* **104**(6): 1129–1137.
- [5] SBU (2003). Radiotherapy for Cancer: A Systematic Literature Review, Stockholm: The Swedish Council on Technology Assessment in Health Care. <http://www.sbu.se/en/Published/Yellow/Radiotherapy-for-cancer/>
- [6] Historia, Sociedad Mexicana de Oncología. Retrived March, 2015 from <https://www.smeo.org.mx/index.php/quienes-somos/historia>
- [7] García Garduño O. A., Lárraga Gutiérrez J.M. (2015) Breviario sobre la dosimetría de campos pequeños para radioterapia. México: Secretaría de Salud.
- [8] Hendee, W. R. (2011). Quality and Safety in Radiotherapy. USA: Taylor & Francis.
- [9] Narloch Nick (2016) On the clinically relevant detector resolution and error detection. capability of COMPASS 3D plan verification.IBA.
- [10] Bortfeld, T., Schmidt-Ullrich, R., De Neve, W. & Wazer, E., D.(2006): Image-Guided IMRT. USA Springer.
- [11] Knoll, G. F. (2000). Radiation Detection and Measurement. New York, USA: John Wiley & Sons, Inc
- [12] Compass 4.0 User's Guide, (2016) IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck
- [13] Brandan, M., Gamboa, M., Avila, M., Treviño, C., Fossion, R., Moreno, E. & Torres, E.. (2015). Estado del Arte de la Investigación en Física Médica. Mexico DF: Red Temática de Física Médica.
- [14] Dance,D.,Christofides,S.,Maidment, A.,McLean,I. & Ng, K., (2014). Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: IAEA.
- [15] AAPM No. 85,Tissue inhomogeneity corrections for megavoltaje photons beams, USA, (2004).

- [16] Teoh, M., Clark, C.H., Wood, K., Whitaker, S., & Nisbet, A., (2011): Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British Journal of Radiology*, **84**, 967-996.
- [17] Weeb, S. (2003): The physical basis of IMRT and inverse planning. *The British Journal of Radiology*, **76**, 678-689
- [18] World Health Organization, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs371/en/>
- [19] American Association of Physics in Medicine, <http://www.aapm.org/search/search.asp?age=1&keyword=QA+radiotherapy&submit=Go>.
- [20] International Commission on Radiation Units and Measurements, <https://academic.oup.com/jicru/article-abstract/14/2/93/4035823?redirectedFrom=fulltext>
- [21] Norma Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2016, Para la organización y funcionamiento de los servicios de radioterapia.
- [22] Mayles, P., Nahum, A. & Rosenwald, J.C. (2007). *Handbook of radiotherapy physics, theory and practice*. USA: Taylor & Francis.
- [23] J. Van Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, and P. C. Shragge (1993): Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Radiat. Oncol., Biol., Phys.*, **26**, 261-273
- [24] Daniel A. Low, William B. Harms, Sasa Mutic, and James A. Purdy: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. (1998)
- [25] Ruurd Visser, (2017). Pre-treatment 3D dose verification for intensity modulated radiotherapy (IMRT) (tesis para obtener el grado de doctor). Universidad de Groningen.
- [26] Godart, J., Korevarr, E. W., Visser, R., Wauben, D. J. L. y van't Veld, A. A. (2011) Reconstruction of high-resolution 3D dose from matrix measurements: error detection capability of the COMPASS correction kernel method. *Phys. Med. Biol.*, **56**, 5029-5043.
- [27] Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, Willborn KC, Harder D. (2006) Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys.*, **33**, 1005-15.
- [28] Venkataraman S, Malkoske KE, Jensen M, Nakonechny KD, Asuni G, McCurdy BM. (2009) The influence of a novel transmission detector on 6 MV x-ray beam characteristics. *Phys Med Biol*, **54**, 3173-83.
- [29] WHO (2008). *Radiotherapy Risk Profile-Technical Manual*, Geneva: World Health Organization. http://www.who.int/patientsafety/activities/technical/radiotherapy_risk_profile.pdf
- [30] Monaco Training Guide, version 3.20, Elekta, Impac Medical Systems, Inc.
- [31] Narloch, N., On the clinically relevant detector resolution and error detection capability of COMPASS 3D plan verification. *IBA dosimetry*.
- [32] Thoelking, J., Sekar, Y., Fleckenstein, J., Lohr, F., Wenz, F., y Wertz, H. (2016) Characterization of a new transmission detector for patient individualized online plan verification and its influence on 6MV X-ray beam characteristics. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, **26**, 200-208.

- [33] Ezzell, G., Burmeister, J., Dogan, N., LoSassoT, Mechalakos, J., Mihailidis, D., et al.(2009) IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys*, **36**, 5359-73.
- [34] Marks L, Yorke E, Jackson A, Ten Haken R, Constine L, Eisbruch A, et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (2010).
- [35] Brosed, A. & Millán, E.. (2013). *Fundamentos de Física Médica, Volumen 4*. España: ADI.
- [36] Ahnesjo A.: Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med. Phys.*, **16**, 577-592.
- [37] Ahnesjo A., Aspradakis M.M. (1999). Dose calculations for external photon beams in radioterapy. *Phys. Med. Biol. Nov*; **44**(11):R99-155. Review.
- [38] Ahnesjo A., Saxner M. & Trepp A., (1992): A pencil beam model photon dose calculations. *Med. Phys.* **19**, 263-273.

Apéndice A

Algoritmos de cálculo

En esta sección se describirán de manera general los algoritmos de cálculo de los sistemas de planificación utilizados en este trabajo de tesis. Estos algoritmos realizan el cálculo de la dosis a partir de la fluencia, por lo que son adecuados para el cálculo de distribuciones de dosis en condiciones de una modulación de la intensidad del haz.

A.1. Algoritmo de convolución-superposición

Este tipo de algoritmos calculan la dosis absorbida a partir de núcleos de deposición de energía^I mediante la convolución del TERMA en cada punto de interacción y el núcleo de deposición de energía.

Esto se puede expresar como:

$$D(r) = \int_E \int \int \int_V T_E(r') A(E, r - r') dr' dE \quad (\text{A.1})$$

donde $A(E, r - r')$ corresponde al núcleo puntual^{II} de convolución para la energía E y representa la distribución de la dosis impartida por un haz de fotones que interactúan en un volumen infinitesimal centrado en r' (Fig. A.1). Para que ocurra la convolución en la integral (A.1), el núcleo de deposición de energía debe ser invariante, lo cual solo ocurre cuando el medio irradiado es homogéneo y el haz no diverge.

T_E es el TERMA para la energía $E = h\nu$, el cual se relaciona con la fluencia a partir de la expresión:

$$T_E(r') = \Phi_E(r') \left(\frac{\mu}{\rho}(E, r') \right) h\nu = \Psi_E(r') \left(\frac{\mu}{\rho}(E, r') \right) \quad (\text{A.2})$$

donde Φ_E y Ψ_E denotan la fluencia y la energía de fluencia para fotones de energía E , respectivamente. El término $\frac{\mu}{\rho}(E, r')$ denota el coeficiente de atenuación másico para la energía E y es dependiente de r' . Si se considera un medio homogéneo, $\frac{\mu}{\rho}(E, r') = \frac{\mu}{\rho}(E)$.

^ILos núcleos de deposición de energía se definen como la distribución de energía impartida a cada elemento de volumen en un medio, debido a un haz de fotones incidiendo en el origen de coordenadas del núcleo [37]

^{II}El núcleo que describe la distribución de la energía impartida en un medio infinito por interacción de un fotón primario único se denomina núcleo puntual.

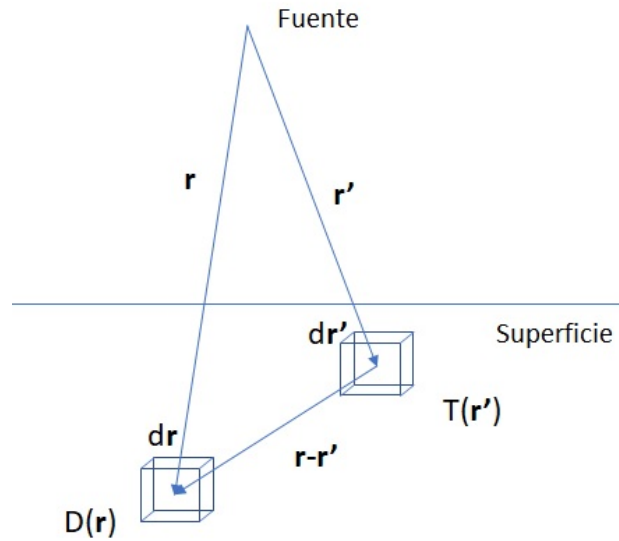


Figura A.1: Representación geométrica de la dosis calculada por convolución.

Si se consideran las inhomogeneidades, entonces la distancia radiológica^{III} entre dos puntos deja de tener una correspondencia con la distancia geométrica, por lo tanto el kernel ya no es espacialmente invariante, por lo que la integral (A.1) pasa de representar una **convolución** a representar una **superposición** de diferentes kernels con un peso relativo y promediado a partir de la fluencia en cada punto de interacción entre el haz con el volumen absorbente.

Cuando se trata de una superposición, se complica aplicar la transformada de Fourier para realizar los cálculos, perdiendo además la rapidez en el mismo. Debido a esto, se han propuesto técnicas para agilizar el cálculo de la integral de superposición como lo es la aproximación de cono colapsado propuesta por Ahnesjö et al. [36], el cual se explicará más adelante.

A.1.1. Algoritmo pencil-beam

Partiendo de la ecuación (A.1), se considera sólo la fluencia en la superficie de entrada del medio absorbente y se sustituye el kernel puntual por un kernel que represente la deposición de dosis debido a un haz de fotones interactuando a lo largo de una recta, llamado pencil beam kernel (Fig. A.2).

^{III}La distancia radiológica es aquella que tiene en cuenta las diferentes densidades del medio

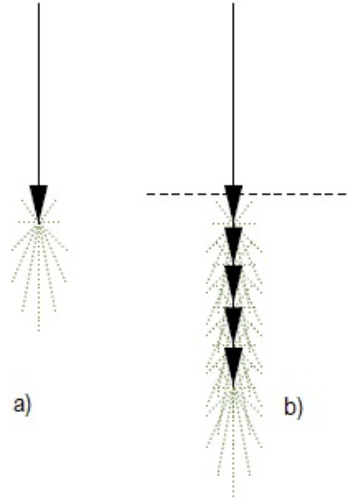


Figura A.2: Representación de los kernels o núcleos: a) kernel puntual, b) pencil beam kernel. [35]

El principio general de este tipo de algoritmos se basa en calcular la dosis absorbida mediante una convolución bidimensional de la fluencia primaria a partir de núcleos o pencil beam kernels a diferentes profundidades. Cabe mencionar que pasar de una convolución tridimensional a una bidimensional genera una mayor rapidez en el cálculo.

Un ejemplo de algoritmo pencil beam es el desarrollado por Ahnesjö et al. [38], quien calcula núcleos pencil beam monoenergéticos por Monte Carlo (MC) y, conociendo el espectro energético del acelerador, realiza un ajuste para núcleos pencil beam polienergéticos:

$$k(r, z) = \frac{A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}}{r} \quad (\text{A.3})$$

donde A_z , a_z , B_z y b_z son parámetros de ajuste que dependen de la profundidad y r es el radio desde el eje del núcleo hasta el punto de interés.

Si se emplean núcleos pencil beam polienergéticos, promediados para el espectro del acelerador, es posible omitir en la ecuación A.1 la integración respecto a E , así la dosis puede calcularse como:

$$D(x, y, z) = \int \int_S \Phi(x', y') k(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (\text{A.4})$$

donde $\Phi(x', y')$ representa la fluencia en la superficie S del paciente y K es el núcleo pencil beam ajustado para el espectro del acelerador.

Para calcular inhomogeneidades, es necesario realizar una modificación del kernel en función de la densidad radiológica del medio [38]. Esto supone una mayor inexactitud en el cálculo de inhomogeneidades laterales^{IV} para el algoritmo de convolución-superposición. Dicho error puede superarse sustituyendo una integral 3D por una 2D, lo cual permite un ahorro de tiempo considerable al momento de realizar el cálculo.

La ventaja principal de los algoritmos PB es la capacidad que tienen para calcular rápidamente campos irregulares con una fluencia variable, lo cual los hace muy útiles para la planificación inversa en IMRT y VMAT. Sin embargo, sus mayores limitaciones suelen ser el cálculo en medios

^{IV} zona lateral del kernel donde la densidad no coincide con la densidad en el eje para una misma profundidad.

heterogéneos y para maniqués pequeños con campos grandes, esto debido a que estos algoritmos se precálculan para medios semiinfinitos y, por lo cual existe una sobreestimación de la dosis absorbida.

A.1.2. Algoritmos de cono-colpsado

Debido a que los haces de interés clínico no son ni monoenergéticos ni paralelos y el medio de interacción es inhomogéneo, la aplicación de la ecuación A.1 resulta limitada, por lo que surge entonces la propuesta del algoritmo de cono colpsado.

considerando núcleos puntuales para haces monoenergéticos calculados por MC para agua, Ahnesjö [36] emplea una fórmula analítica para el núcleo polienergético que se ajusta a partir de núcleos monoenergéticos y conociendo el espectro del acelerador:

$$h(r, \theta) = \frac{A_\theta - a_\theta r + B_\theta - b_\theta r}{r^2}$$

donde (r, θ) son las coordenadas polares, r es la distancia al punto de interacción y θ es el ángulo frente a la dirección de incidencia del fotón primario (ángulo de dispersión). A_θ , B_θ , a_θ y b_θ son parámetros de ajuste que dependen de θ . Si sustituimos el núcleo h por el núcleo A en la ecuación A.1 y se considera el terma total T para todas las componentes energéticas en lugar del terma diferencial en energía T_E , la integral respecto a la variable E desaparece.

Esta aproximación consiste en dividir el espacio alrededor de cada punto de interacción en conos esféricos de geometría 4π cubriendo toda una esfera, lo que significa discretizar el núcleo $h(r, \theta)$ con el fin de agilizar el cálculo. Al convolucionar el terma con el núcleo, toda la radiación que se libera dentro de un cono se transporta, absorbe y atenúa a lo largo de los voxels que se encuentran situados en el eje de dicho cono, es decir, como si el cono colapsara en su eje (Fig. A.3).

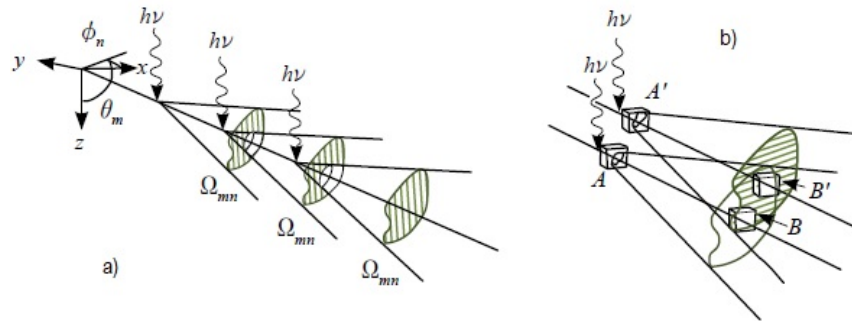


Figura A.3: Cálculo de dosis a partir del algoritmo de cono colapsado. ω_{mn} representa el ángulo sólido. [36]

A partir de cada voxel de cálculo, se trazan una serie de líneas que corresponden a los ejes de los conos y entonces es posible calcular la dosis absorbida en cada voxel pasando una sola vez por cada línea que lo interseca [35]. A mayor número de líneas, mejor es la aproximación. Entre más lejos se encuentre el punto de interacción del lugar en donde ocurre la absorción de energía, la aproximación será peor. Debido a que $h(r, \theta)$ decae rápidamente con el radio, lo anterior no representa un inconveniente en la práctica.

Esta aproximación significa que, sólo la energía radiante proveniente de los voxels localizados en los ejes de los conos es utilizada para el cálculo de la dosis absorbida en el voxel receptor.

Comparaciones con cálculos de Monte Carlo muestran que el modelo propuesto de cono colapsado calcula la dosis en medios no homogéneos con una precisión muy alta, siempre que haya equilibrio presente de partículas cargadas. Además, la dosis se calcula en unidades absolutas y la influencia del tamaño del campo, etc., se modela correctamente. Cabe mencionar que aunque el transporte de partículas cargadas no está perfectamente modelado, su comportamiento general está correctamente predicho [36].

A.1.3. Método de simulación Monte Carlo

El método de Monte Carlo (MC) parte de un muestreo aleatorio de distribuciones de probabilidad conocidas para dar solución a un problema físico o matemático.

En el campo de la radioterapia se han desarrollado diversos códigos MC, los cuales se consideran como la manera más exacta de calcular y conocer la dosis absorbida en un paciente ya que utilizan distribuciones de probabilidad bastante cercanas a la naturaleza del problema y las aproximaciones realizadas son pocas [35].

En particular, este tipo de algoritmos son los que mejor reproducen la retrodispersión en materiales de alto número atómico como el hueso y las perturbaciones en la dispersión producidas en cavidades de aire. MC realiza su cálculo en términos de dosis absorbida en el medio y no en agua a diferencia de otros algoritmos (s/C CC por ejemplo), por lo que es preciso aclarar qué dosis absorbida se quiere expresar. Cabe mencionar que la diferencia entre ambas dosis en tejidos de densidad cercana a la del agua no es muy grande, pero sí es más significativa en densidades cercanas a las del hueso [35].

Para problemas asociados al transporte de la radiación, como en el caso de la radioterapia, la técnica de Monte Carlo consiste en utilizar distribuciones de probabilidad bien establecidas que rijan las interacciones individuales de electrones y fotones para simular su transporte a través de la materia. Además MC se utiliza para caracterizar el haz clínico, para producir núcleos de convolución, como puntos de referencia de cálculo y para calcular directamente las distribuciones de dosis de fotones.

El método de Monte Carlo reduce la incertidumbre de errores sistemáticos a expensas de la introducción de incertidumbres estocásticas o al azar. Cuanto mayor es el número de historias, menor es la incertidumbre. Ignorando los efectos de la atenuación y la dispersión, el número de partículas simuladas (historias) que deben dirigirse hacia un volumen objetivo está aproximadamente dado por:

$$N = \frac{A}{\mu\sigma l^3} \quad (\text{A.5})$$

donde A es el área del haz expuesto, σ es el porcentaje de error relativo (es decir, la relación de desviación estándar con respecto a la media expresada como fracción) que se busca, μ es el coeficiente de atenuación y l es una dimensión de vóxel típica.

Una ventaja de este método es que no importa si los fotones se dirigen al objetivo desde una dirección o desde muchas; el mismo número de historias puede ser utilizado. Por lo tanto, las simulaciones por MC pueden tomar menos tiempo que las técnicas analíticas para técnicas de rotación o de haces múltiples.