

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS**



TESIS

**OPTIMIZACIÓN Y VALIDACIÓN DEL FACTOR DE TRANSMISIÓN Y
SEPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE LAS LÁMINAS DE UN MLC MEDIANTE LA
METODOLOGÍA DE LA AAPM-TG 119 EN TRATAMIENTOS DE VMAT CON
FOTONES DE 6 MV**

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

ELABORADA POR:

JUAN JOSÉ MORI ROJAS

ASESOR:

DR. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVALA

LIMA – PERÚ

2021

DEDICATORIA

A mi madre, por su constante apoyo a lo largo de toda mi vida, a mis hijos y esposa por su comprensión en los momentos de retiro en procura de mi desarrollo profesional.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a los profesores del programa de la maestría por incentivar el desarrollo constante y actualización permanente en procura de la mejora en nuestra especialidad.

Mi eterno agradecimiento a mi asesor Dr. Modesto Edilberto Montoya Zavaleta por su apoyo y asesoría permanente durante el desarrollo de esta tesis.

Un enorme agradecimiento al Hospital de Alta Complejidad “Virgen de la Puerta”, y en especial al Centro de Radioterapia, por disponer de las instalaciones y equipamiento necesario para el desarrollo de este trabajo.

INDICE GENERAL

	Pág.
Carátula	i
Dedicatoria	ii
Agradecimientos	iii
Índice de tablas	vii
Índice de figuras	x
Lista de abreviaturas	xiv
Resumen	xv
Abstract	xvi
Introducción	1
CAPITULO I: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	3
1.1. Planteamiento del problema	3
1.2. Hipótesis	4
1.3. Objetivo general	4
1.4. Objetivos específicos	5
1.5. Justificación	5
CAPITULO II: FUNDAMENTO TEORICO	6
2.1. Radioterapia de intensidad modulada - IMRT	6
2.1.1. Paso e irradiación (step and shoot)	7
2.1.2. Ventana deslizante (sliding window)	8
2.2. Sistema de colimación	8
2.2.1. Colimador primario	9
2.2.2. Colimador secundario	9
2.2.3. Colimador multihojas	10
2.2.3.1 Características físicas del sistema MILLENIUM	11
2.2.3.2 Propiedades dosimétricas	14
2.2.3.2.1 Transmisión	14
2.2.3.2.2 Transmisión entre láminas	15
2.2.3.2.3 Separación dosimétrica entre láminas - DLG	15
2.2.3.2.4 Efecto tongue and groove	16
2.3. Arcoterapia volumétrica modulada - VMAT	17

2.4. Sistema de planificación de tratamientos (TPS) y planificación inversa	18
2.5. Control de calidad en planes de tratamiento dinámicos	20
2.5.1. Diferencia de dosis	20
2.5.2. Distancia de coincidencia (Distance of agreement DTA)	21
2.5.3. Índice gamma	21
CAPITULO III: METODOLOGÍA	24
3.1. Generalidades	24
3.2. Equipos y materiales	24
3.2.1. Acelerador lineal	24
3.2.2. Detectores	25
3.2.2.1 Cámaras de ionización	25
3.2.2.2 PTW Array Seven29	26
3.2.3. Instrumentos de medida	26
3.2.4. Software de adquisición, cálculo y procesamiento de datos	27
3.2.5. Fantomas	27
3.2.5.1 Láminas RW3	27
3.2.5.2 Octavius II	28
3.3. Procedimientos y mediciones	28
3.3.1. Determinación del factor de transmisión	28
3.3.2. Determinación de la separación dosimétrica – DLG	30
3.3.3. Test de comisionamiento TG-119	31
3.3.3.1 Prueba P1: AP/PA	31
3.3.3.2 Prueba P2: Bandas	32
3.3.3.3 Prueba P3: Planes en VMAT	33
3.3.3.3.1 Múltiple blanco	33
3.3.3.3.2 Estructura – próstata	34
3.3.3.3.3 Estructura – cabeza y cuello	35
3.3.3.3.4 Estructura – forma en C	36
CAPITULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIONES	37
4.1. Determinación del factor de transmisión y DLG en técnica isocéntrica	37
4.2. Determinación del factor de transmisión y DLG en técnica SSD	45
4.3. Test de comisionamiento TG-119	52
4.3.1. Prueba P1: AP/PA	52

4.3.2. Prueba P2: Bandas	54
4.3.3. Prueba P3	55
• Múltiple Blanco	56
• Estructura – Próstata	57
• Estructura - Cabeza y cuello	57
• Estructura – Forma en C	58
CAPITULO V: CONCLUSIONES	59
CAPITULO VI: REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62
ANEXOS	67
ANEXO A: Equipos y materiales	68
ANEXO B: Datos medidos	75
ANEXO C: Test clínicos del TG-119	96

LISTA DE TABLAS

Nro	Descripción	Pág.
Tabla 2.1	<i>Propiedades de aleación del tungsteno para distintas densidades.</i>	12
Tabla 3.1	<i>Parámetros de referencia para evaluación del factor de transmisión.</i>	29
Tabla 3.2	<i>Parámetros de referencia en prueba AP/PA, con cámara de ionización y PTW 2D Array Seven29.</i>	32
Tabla 3.3	<i>Dosis objetivos para las estructuras cilíndricas.</i>	33
Tabla 3.4	<i>Dosis objetivos para estructuras blanco: próstata, recto y vejiga.</i>	34
Tabla 3.5	<i>Dosis objetivos para estructuras blanco: PTV, médula y parótidas.</i>	35
Tabla 3.6	<i>Dosis objetivos para estructura en C: PTV y médula.</i>	36
Tabla 4.1	<i>Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.</i>	39
Tabla 4.2	<i>Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.</i>	41
Tabla 4.3	<i>Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.</i>	43
Tabla 4.4	<i>Valores promedio del factor de transmisión y DLG con tres tipos de cámaras de ionización vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, campo: 10 x 10 cm².</i>	45
Tabla 4.5	<i>Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.</i>	47
Tabla 4.6	<i>Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.</i>	49
Tabla 4.7	<i>Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara</i>	51

	<i>semiflex, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.</i>	
<i>Tabla 4.8</i>	<i>Valores de transmisión y DLG promedio para energía de 6 MV, SSD: 95 - 100 cm, profundidad 5 cm, campo: 10 x 10 cm².</i>	<i>52</i>
<i>Tabla 4.9</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en prueba P1.</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 4.10</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central CI_{Seven29}, de la matriz PTW-seven29, en prueba P1.</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 4.11</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en prueba P2.</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 4.12</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central CI_{Seven29}, de la matriz PTW-seven29, en prueba P2.</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 4.13</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en prueba "Múltiple Blanco".</i>	<i>56</i>
<i>Tabla 4.14</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central CI_{Seven29}, de la matriz PTW-seven29, en prueba "Múltiple Blanco".</i>	<i>56</i>
<i>Tabla 4.15</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en "Estructura - Próstata".</i>	<i>57</i>
<i>Tabla 4.16</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central CI_{Seven29}, de la matriz PTW-seven29, en "Estructura - Próstata".</i>	<i>57</i>
<i>Tabla 4.17</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en "Estructura - Cabeza y cuello".</i>	<i>57</i>
<i>Tabla 4.18</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central CI_{Seven29}, de la matriz PTW-seven29, en "Estructura - Cabeza y cuello".</i>	<i>58</i>
<i>Tabla 4.19</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en "Estructura – Forma en C".</i>	<i>58</i>
<i>Tabla 4.20</i>	<i>Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central CI_{Seven29}, de la matriz PTW-seven29, en "Estructura – Forma en C".</i>	<i>58</i>
<i>Tabla A.1.1</i>	<i>Tipos de cámaras de ionización y factor de calibración.</i>	<i>68</i>
<i>Tabla A.1.2</i>	<i>Especificaciones técnicas de la cámara de ionización Pinpoint.</i>	<i>68</i>

<i>Tabla A.1.3 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización Semiflex.</i>	69
<i>Tabla A.1.4 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización Farmer.</i>	70
<i>Tabla A.2.1 Especificaciones técnicas de la matriz 2D Array Seven29</i>	71
<i>Tabla A.3.1 Especificaciones técnicas de las láminas RW3 Slab phantom</i>	72
<i>Tabla A.3.2 Especificaciones técnicas del fantoma Octavius</i>	73
<i>Tabla A.3.3 Especificaciones técnicas del MP3-M</i>	74
<i>Tabla B.1 Tablas para la determinación del factor de transmisión y DLG en técnica isocéntrica</i>	75
<i>Tabla B.2 Tablas para la determinación del factor de transmisión y DLG en técnica SSD</i>	84

LISTA DE FIGURAS

Nro	Descripción	Pág.
Figura 2.1	<i>Conformación de la distribución de dosis a partir de fluencias uniformes en RTC-3D y modulación de la fluencia en IMRT</i>	7
Figura 2.2	<i>Mapa de fluencia de dosis de subcampos generadores del campo suma</i>	8
Figura 2.3	<i>Diagrama de los diferentes componentes que constituyen el sistema de colimación de un Linac</i>	9
Figura 2.4	<i>Esquema del sistema de colimación de un Linac</i>	10
Figura 2.5	<i>Esquema genérico de un sistema de colimación y esquema MLC Varian MILLENIUM 120</i>	11
Figura 2.6	<i>Representación del banco de láminas MILLENIUM 120 de Varian</i>	11
Figura 2.7	<i>Banco de multiláminas con divergencia focalizada hacia el blanco y representación de lámina MILLENIUM 120, Varian</i>	12
Figura 2.8	<i>Relación entre el borde de la luz de campo X_i y la proyección del extremo de la hoja W_i para una hoja en diferentes posiciones</i>	13
Figura 2.9	<i>Diseño de MLC, tongue and groove y transmisión a través de láminas adyacentes para haces de 6 y 15 MV</i>	15
Figura 2.10	<i>Definición esquemática del DLG</i>	16
Figura 2.11	<i>Efecto tongue and Groove, causado por el diseño de las láminas</i>	17
Figura 2.12	<i>Giro del gantry en técnica VMAT y conformación de subcampos en diferentes puntos de control</i>	17
Figura 2.13	<i>Distribución de dosis en 2 dimensiones y en 1 dimensión; siendo ΔD_M y Δd_M los criterios de aceptación para la dosis y distancia de referencia</i>	21
Figura 2.14	<i>Superficie de distribución de dosis del índice gamma</i>	22
Figura 3.1	<i>Acelerador lineal Clinac iX, Centro de Radioterapia, Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta", ESSALUD-Trujillo</i>	25
Figura 3.2	<i>Cámaras de ionización: pinpoint, semiflex y farmer</i>	25
Figura 3.3	<i>PTW 2D – Array Seven29</i>	26
Figura 3.4	<i>Láminas de RW3 (PMMA)</i>	27
Figura 3.5	<i>Fantoma Octavius II</i>	28
Figura 3.6	<i>Disposición geométrica para la medida del factor de transmisión</i>	29

<i>Figura 3.7</i>	<i>Esquema de los puntos de control para la medida del DLG dentro del campo de referencia 10 x 10 cm² con gap deslizante</i>	30
<i>Figura 3.8</i>	<i>Representación geométrica del posicionamiento de cámara de ionización y PTW 2D Array Seven29 en fantoma RW3</i>	32
<i>Figura 3.9</i>	<i>Fantoma OCTAVIUS con estructuras cilíndricas para la planificación en VMAT</i>	33
<i>Figura 3.10</i>	<i>Fantoma OCTAVIUS con estructuras blanco: próstata, recto y vejiga para la planificación en VMAT</i>	34
<i>Figura 3.11</i>	<i>Fantoma OCTAVIUS con estructuras objetivos, PTV, parótidas y médula espinal</i>	35
<i>Figura 3.12</i>	<i>Fantoma OCTAVIUS con estructura objetivo en forma de C (PTV) y médula espinal para fines de planificación</i>	36
<i>Figura 4.1</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm</i>	37
<i>Figura 4.2</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm</i>	38
<i>Figura 4.3</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm</i>	38
<i>Figura 4.4</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm</i>	39
<i>Figura 4.5</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm</i>	40
<i>Figura 4.6</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm</i>	40
<i>Figura 4.7</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm</i>	41
<i>Figura 4.8</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm</i>	42

<i>Figura 4.9</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm</i>	42
<i>Figura 4.10</i>	<i>Valores de factor de transmisión para tres tipos de cámaras de ionización, campo: 10 x 10 cm², SSD 95 cm, profundidad 5 cm</i>	43
<i>Figura 4.11</i>	<i>Valores de dosimetric leaf gap para tres tipos de cámaras de ionización, campo 10 x 10 cm², SSD 95 cm, profundidad 5 cm</i>	44
<i>Figura 4.12</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm</i>	45
<i>Figura 4.13</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm</i>	46
<i>Figura 4.14</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm</i>	46
<i>Figura 4.15</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm</i>	47
<i>Figura 4.16</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm</i>	48
<i>Figura 4.17</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm</i>	48
<i>Figura 4.18</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm</i>	49
<i>Figura 4.19</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm</i>	50
<i>Figura 4.20</i>	<i>Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm</i>	50
<i>Figura 4.21</i>	<i>Valores de factor de transmisión a SSD 100 cm, profundidad 5 cm</i>	51
<i>Figura 4.22</i>	<i>Valores de DLG a SSD 100 cm, profundidad 5 cm</i>	51

<i>Figura 4.23</i>	<i>Arreglo en prueba P1 con CI y definición de volumen CI, en TPS</i>	52
<i>Figura 4.24</i>	<i>Comparación de dosis planar del TPS Eclipse y dosis planar medida en prueba P1</i>	53
<i>Figura 4.25</i>	<i>Arreglo empleado para el análisis de dosis planar en prueba P2 y matriz de detectores PTW Seven29</i>	54
<i>Figura 4.26</i>	<i>Comparación de dosis planar del TPS Eclipse y dosis planar medida en prueba P2</i>	55
<i>Figura A.1.1</i>	<i>Dimensiones de la cámara de ionización pinpoint 0.016 cm³</i>	69
<i>Figura A.1.2</i>	<i>Dimensiones de la cámara de ionización semiflex 0.125 cm³</i>	70
<i>Figura A.1.3</i>	<i>Dimensiones de la cámara de ionización farmer 0.6 cm³</i>	71
<i>Figura A.3.1</i>	<i>Dimensiones de las láminas RW3 slab phantom</i>	72
<i>Figura A.3.2</i>	<i>Componentes del fantoma Octavius II</i>	73

LISTA DE ABREVIATURAS

Notación	Descripción
mlc.	colimador multiláminas
AAPM	Asociación Americana de Física Medica
TG	trabajo grupal
VMAT	Arcoterapia volumétrica modulada
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada
IMAT	Arcoterapia de intensidad modulada
DLG	separación dosimétrica de las láminas
TPS	Sistema de planificación de tratamientos
PTV	Volumen blanco de planificación
sw.	ventana deslizante
fff.	Libre de filtro aplanador
RTC	Radioterapia conformacional
vt.	volumen tratado
SAD	distancia fuente-isocentro
SSD	distancia fuente-superficie
TAC	tomografía axial computarizada
QC	control de calidad
OAR	órgano de riesgo
CTV	volumen clínico de tratamiento
DD	diferencia de dosis
DTA	distancia de coincidencia
CI	cámara de ionización
FT	factor de transmisión
Fig.	Figura

RESUMEN

El objetivo del presente estudio ha sido la optimización y validación del factor de transmisión y separación dosimétrica de las láminas (DLG), mediante la metodología propuesta por la American Association of Physicists in Medicine AAPM-TG 119 en tratamientos de VMAT con fotones de 6 MV, teniendo en consideración el grado de concordancia entre la dosis determinada por el sistema de planificación ECLIPSE y la dosis medida en los controles de calidad de los planes de tratamiento, consiguiendo la reducción de las discrepancias encontradas en los valores de aceptabilidad del índice gamma de 3 % / 3 mm. La toma de datos se llevaron a cabo en el Centro de Radioterapia del Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta"-ESSALUD, de la ciudad de Trujillo, en un acelerador lineal VARIAN, modelo IX, que cuenta con un colimador multiláminas, modelo MILLENIUM 120 y cuya metodología consistió en determinar el factor de transmisión y separación dosimétrica de las láminas (DLG) con tres tipos de cámaras de ionización, como son la pinpoint 0.016 cm³, semiflex 0.125 cm³ y farmer 0.6 cm³, en las técnicas de tratamiento SSD y SAD; adicionalmente los valores optimizados fueron validados mediante el análisis puntual y planar de la dosis, a través del índice gamma, que se estableció a una distancia de coincidencia de la dosis de 3 mm y a un porcentaje de desviación de la dosis no mayor al 3 %, además de contar con una aceptabilidad mayor o igual al 95 % del total de puntos analizados. Los resultados mostraron que el factor de transmisión es independiente del punto y la técnica que se emplea para su medida y que por el contrario, el DLG si depende de la ubicación del punto de medida, debido a la divergencia del haz, sin embargo el nivel de aceptabilidad obtenido fue mayor al 97 % en todos los casos , concluyendo que es de suma importancia la optimización y validación de dichos parámetros al momento que se decida implementar nuevas técnicas de tratamiento en los diferentes centros de radioterapia.

ABSTRACT

The objective of this study has been the optimization and validation of the transmission factor and dosimetric leaf gap (DLG), using the methodology proposed by the American Association of Physicists in Medicine AAPM-TG 119 in VMAT treatments with photons of 6 MV, taking into consideration the degree of concordance between the dose determined by the ECLIPSE planning system and the dose measured in the quality controls of the treatment plans, due to the reduction of the discrepancies found in the acceptability values of the index gamma 3 % / 3 mm. Data collection was carried out at the Radiotherapy Center of the Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta" -ESSALUD, in the city of Trujillo, in a VARIAN linear accelerator, model IX, which has a multileaf collimator, model MILLENIUM 120 and whose methodology consisted in determining the transmission factor and dosimetric leaf gap (DLG) with three types of ionization chambers, such as the pinpoint 0.016 cm³, semiflex 0.125 cm³ and farmer 0.6 cm³, in the SSD treatment techniques and SAD; additionally, the optimized values were validated by means of the point and planar analysis of the dose, through the gamma index, which was established at a distance of coincidence of the dose of 3 mm and a percentage of deviation of the dose not greater than 3 %, in addition of having an acceptability greater than or equal to 95 % of the total points analyzed. The results show that the transmission factor is independent of the point and the technique used for its measurement and that on the contrary, the DLG does depend on the location of the measurement point, due to the divergence of the beam, however the level the acceptability obtained was greater than 97 % in all cases, concluding that the optimization and validation of parameters is of vital importance when deciding to implement new treatment techniques in the different radiotherapy centers.

INTRODUCCION

La Radioterapia como modalidad de tratamiento para combatir el cáncer, ha evolucionado muy rápido en los últimos años, ofreciéndonos nuevas técnicas de tratamiento. El desarrollo de las capacidades rotacionales de los aceleradores, variación de la tasa de dosis y velocidad de giro del gantry, han posibilitado el desarrollo de la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT). VMAT es una técnica en la que el colimador multiláminas (MLC) modula dinámicamente el haz, para tratar el PTV por completo en cada rotación, mientras que la tasa de dosis y la velocidad de giro del gantry son variadas en forma continua [1]. Un aspecto importante para conseguir un buen resultado del tratamiento, es que la dosis absorbida entregada al volumen blanco debe coincidir con la dosis prescrita [2], motivo por el cual, la complejidad de los tratamientos modulados justifica la necesidad de un control de calidad individualizado de los mismos. Cabe resaltar que adicionalmente al empleo del acelerador lineal es necesario contar con un sistema de planificación, en el cual se ha de volcar información dosimétrica, con la finalidad de garantizar la exactitud de la dosis que se impartirá al paciente, por lo que resulta importante cuantificar y optimizar el factor de transmisión y dosimetric leaf gap.

Múltiples estudios, muestran que la diferencia de dosis causada por errores sistemáticos en la determinación del factor de transmisión y dosimetric leaf gap, llegan incluso hasta un 5 % en tratamientos de cabeza y cuello y un 3 % en pacientes de próstata [3], por lo que las metodologías propuestas no garantizan una buena concordancia en los controles de calidad de los planes de tratamiento, en cuanto a las diferencias encontradas, entre la dosis medida y la dosis calculada por el sistema de planificación.

Por los motivos expuestos en los párrafos previos, la metodología empleada para determinar la transmisión y DLG del colimador multiláminas MILLENIUM 120, se llevó a cabo empleando una energía de 6 MV en modo fotones del acelerador lineal CLINAC IX, con tres tipos de cámaras de ionización pinpoint, semiflex y farmer y en dos técnicas de tratamiento como son a SSD y SAD. La optimización de los resultados se obtuvo siguiendo el test de comisionamiento TG-119 de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM), utilizando el sistema de planificación ECLIPSE v13.6, láminas de agua sólida equivalente, fantoma OCTAVIUS II y un arreglo matricial de cámaras de ionización PTW-Seven29. Finalmente la validación del test se alcanzó a través del índice gamma, cuyo nivel de aceptación de los planes de tratamiento se limita a parámetros de distancia de

coincidencia ($r = 3 \text{ mm}$) y de diferencia de dosis no mayor al 3 %.

En los capítulos se presentan: Capítulo I, planteamiento del problema, hipótesis, objetivo general, específicos y justificación; Capítulo II, fundamentos y marco teórico requerido para el desarrollo del trabajo; Capítulo III, se muestra la metodología, materiales e instrumentos requeridos para el desarrollo del trabajo; Capítulo IV, se muestran los resultados encontrados y discusiones generadas a partir del análisis de los mismos; Capítulo V, se muestran las conclusiones a la cual se llegaron; Capítulo VI, las referencias bibliográficas utilizadas y los anexos, donde se muestran los diferentes procesos, producto de las actividades desarrolladas.

En base al trabajo desarrollado se concluye que es importante obtener los valores óptimos del factor de transmisión y dosimetric leaf gap, con la finalidad de establecer una buena aproximación entre los valores de dosis, obtenidos por el sistema de planificación y los valores medidos durante el control de calidad de los planes de tratamiento antes de ser suministrados a los pacientes.

CAPITULO I

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1 Planteamiento del problema

Debido a la amplia popularidad de la radioterapia en el tratamiento del cáncer, es necesario la implementación de nuevas técnicas de tratamiento que conlleven una escalada en la dosis administrada al paciente y la mínima entrega de dosis a los órganos de riesgo, para disminuir la probabilidad de producir algún daño inducido y alcanzar el control de la enfermedad. Uno de los tratamientos dinámicos actualmente empleado, es el tratamiento de arcoterapia volumétrico modulado (VMAT), que se imparte mediante el empleo de un acelerador lineal, a través del colimador multiláminas con capacidad de modular el haz, permitiendo una mayor conformación en la distribución de la dosis impartida en el volumen objetivo (PTV). Esta moderna técnica de tratamiento, adicionalmente necesita de un sistema de planificación (TPS), en el cual se ha volcado información dosimétrica, con la finalidad de garantizar la exactitud de la dosis que se impartirá al paciente, por lo que resulta importante conocer las características mecánicas y dosimétricas del colimador multiláminas, tales como la transmisión y la separación dosimétrica entre las láminas o también conocido como dosimetric leaf gap (DLG).

Los planes de tratamiento dinámicos como VMAT, están compuestos por múltiples segmentos móviles o sliding window (sw) que se logran obtener con colimadores multiláminas. Las láminas de punta redondeada (MILLENIUM 120-VARIAN) y el sistema de planificación ECLIPSE, exigen precisión en la medida de la separación o gap entre láminas opuestas del MLC, ya que la concordancia geométrica y dosimétrica del tratamiento depende de la exactitud en el movimiento de éstas. La diferencia de dosis debido a un cambio en el ancho de la separación entre láminas (DLG), o error sistemático en la posición del MLC producirá un impacto dosimétrico importante [3].

Los antecedentes de estudios realizados, tales como el llevado a cabo en el Centro de Cáncer Nuestra Señora de la Esperanza, de la Pontificia Universidad Católica de Chile 2015, muestra que la diferencia de dosis causada por errores sistemáticos en el gap lleva incluso a un cambio hasta en un 5 % en la dosis uniforme equivalente en tratamientos de cabeza y cuello y 3 % en tratamientos de próstata [3]. Del mismo modo en el trabajo titulado "Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation errors for high definition

multi-leaf collimators in radiotherapy”, llevado a cabo en el Hospital Universitario, Stony Brook, NY y el Hospital Central del Cáncer FoxChase, Philadelphia, 2019, presentó como objetivo investigar la relación entre el valor del DLG y el error en el cálculo de la dosis para MLC de alta definición. La investigación se desarrolló en un acelerador lineal Varian Edge, equipado con un MLC de alta definición HD120, para haces de fotones de 6X, 6X fff y 10X fff (fff: flattening filter free), obteniendo valores de DLG de 0.39 mm, 0.27 mm y 0.42 mm respectivamente, concluyendo que los valores de dosis calculados fueron inferiores por 4.2 % (6X), 3.7 % (6X fff.) y 6.8 % (10X fff.) en comparación con los valores de dosis medidos [4].

Los valores de transmisión y separación dosimétrica de las láminas (DLG), determinados con múltiples metodologías, han mostrado que no garantizan una buena concordancia en los controles de calidad de los planes de tratamiento, en cuanto a las diferencias encontradas entre la dosis medida y la dosis calculada por el sistema de planificación TPS. Por esta razón y en base a los resultados de estudios llevados a cabo como los citados en el párrafo anterior, es de suma importancia implementar una metodología para validar los valores óptimos de transmisión y DLG, con la finalidad de minimizar las discrepancias encontradas en los controles de calidad de los planes de tratamiento, siguiendo las pautas recogidas de la guía del Task Group 119 de La American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

1.2 Hipótesis

La obtención de los valores optimizados del factor de transmisión y DLG, permiten alcanzar un alto grado de concordancia entre la dosis determinada por el sistema de planificación ECLIPSE v.13.6 y la dosis medida en los controles de calidad de los planes de tratamiento, debido a la reducción de las discrepancias encontradas en los valores de aceptabilidad del índice gamma 3 % / 3 mm, con un porcentaje de aceptación igual o mayor al 95 % del total de puntos analizados.

1.3 Objetivo general

Optimizar y validar el factor de transmisión y separación dosimétrica de las láminas (DLG) de un colimador multiláminas MILLENIUM 120, en un Acelerador Lineal VARIAN, modelo IX; mediante la metodología propuesta por la American Association of Physicists in Medicine AAPM-TG 119, en tratamientos de VMAT con fotones de 6 MV.

1.4 Objetivos específicos

- Determinar el factor de transmisión, para ambos bancos de láminas A y B de un colimador multiláminas MILLENIUM 120.
- Determinar el valor de separación dosimétrica de las láminas o dosimetric leaf gap (DLG) de un colimador multiláminas MILLENIUM 120.
- Desarrollar el test de comisionamiento, “Instrucciones para la planificación, análisis y medida, de la AAPM-TG 119”, mediante el empleo de una cámara de ionización tipo farmer y una matriz de cámaras 2D seven29, en un arreglo de láminas de agua equivalente RW3 y el fantoma OCTAVIUS.
- Validar los planes de tratamiento VMAT, mediante el análisis de dosis puntual y planar.

1.5 Justificación

La implementación de nuevas técnicas de tratamiento como la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), requiere del conocimiento de las características propias del colimador multiláminas, con la finalidad de impartir con exactitud la dosis a suministrar en el volumen blanco, por esa razón, esta investigación llevado a cabo en el Centro de Radioterapia del Hospital de Alta Complejidad “Virgen de la Puerta”, ESSALUD-Trujillo, considera importante optimizar y validar el factor de transmisión y separación dosimétrica de las láminas (DLG), mediante la metodología propuesta en la guía de la American Association of Physicists in Medicine AAPM-TG 119, en tratamientos de VMAT con fotones de 6 MV, con el propósito de minimizar las discrepancias existentes entre la dosis hallada por el sistema de planificación ECLIPSE y la dosis medida, mediante el empleo de una cámara de ionización y un arreglo matricial de cámaras de ionización.

CAPITULO II

FUNDAMENTO TEORICO

2.1 Radioterapia de intensidad modulada - IMRT

Los avances de los tratamientos con radioterapia, debido al desarrollo tecnológico de los aceleradores lineales y los sistemas de planificación (TPS), han permitido pasar de la radioterapia conformacional (RTC-3D) a lo que hoy conocemos como radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y arcoterapia volumétrica modulada (VMAT). Los tratamientos modulados proporcionan una mayor conformación de la dosis en el volumen blanco (PTV), como consecuencia del uso de múltiples campos de tratamiento con fluencias no uniformes, denominados beamlets [5] y la disminución de la dosis en los órganos sanos circundantes, obteniendo como resultado la reducción de la toxicidad en el tratamiento [6]. Los primeros intentos por lograr la modulación del haz, se consiguieron con accesorios externos que se interponían a la salida del haz, como eran los dispositivos tales como las cuñas, bloques y compensadores de tejido, con lo cual se lograba la modulación en una sola dirección [7], pero que demandaba mucho trabajo en la elaboración de los mismos, debido a que cada paciente emplea más de un campo de tratamiento y a la vez el tiempo de la sesión se prolongaba, repercutiendo en el confort del paciente y reproducibilidad del posicionamiento durante el tratamiento. En IMRT se consigue la distribución de dosis a partir de la modulación de la fluencia del haz de radiación, por medio de algoritmos de planificación inversa, sin embargo en estas técnicas avanzadas como IMRT y VMAT, se produce mayor dosis periférica, debido a la dispersión del haz en los colimadores, filtro aplanador y por la radiación de fuga del cabezal [8].

En la figura 2.1 que mostramos a continuación, se aprecia el nivel de conformación de la dosis, obtenido en tratamientos de radioterapia conformacional (RTC-3D) y radioterapia modulada (IMRT), apreciándose claramente que el volumen tratado (vt.) es mayor en la técnica 3D que en la técnica modulada.

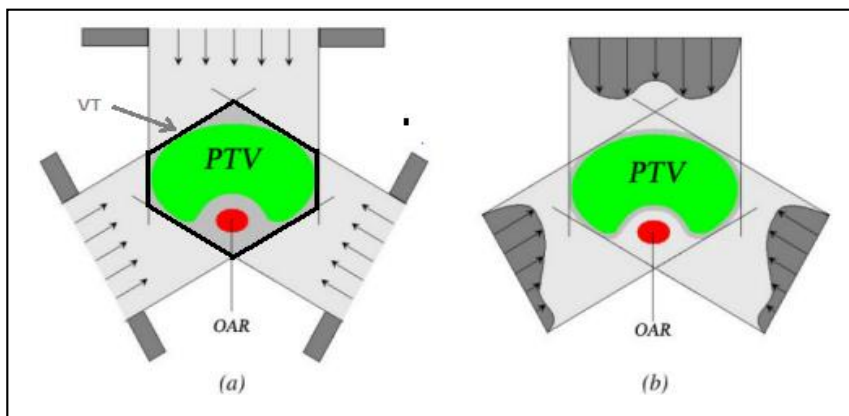


Figura 2.1. Conformación de la distribución de dosis a partir de fluencias uniformes en RTC-3D (a) y (b) modulación de la fluencia en IMRT [8].

El MLC es un dispositivo que forma parte del cabezal del acelerador lineal, cuya función práctica es la modulación de la intensidad del haz. El sistema de colimación está constituido de dos bancos enfrentados de láminas de tungsteno, por lo que presentan gran poder de atenuación, y que gracias a ellas se pueden distinguir dos modalidades de modulación del haz [8], las cuales detallamos a continuación:

2.1.1 Paso e irradiación (Step and Shoot)

En esta modalidad de tratamiento, los campos empleados para suministrar la dosis prescrita al PTV, están formados por un conjunto de subcampos de haces de fluencia uniforme, los cuales son conformados por el MLC, creando una secuencia de campos que se administran mientras el haz del acelerador lineal está activo, es decir, el haz se activará solo cuando la conformación de los subcampos se encuentra definida. El número de subcampos puede variar entre 2 y más de 20, aunque rara vez se utilizan más de 10, dependiendo del grado de optimización que se desea alcanzar [8].

Para entregar los campos modulados, se generan mapas discretos de modulación, los cuales originan un nivel de discreción, es decir hay una entrega continua de estos en el tiempo; si se utiliza un nivel de modulación 5, el mapa original se dividirá en 5 niveles de intensidad, cada uno de los cuales tiene una resolución de intensidad diferente [9]. A continuación esquematizamos la secuencia de mapas modulados que constituyen el mapa de fluencia original que se emplea.

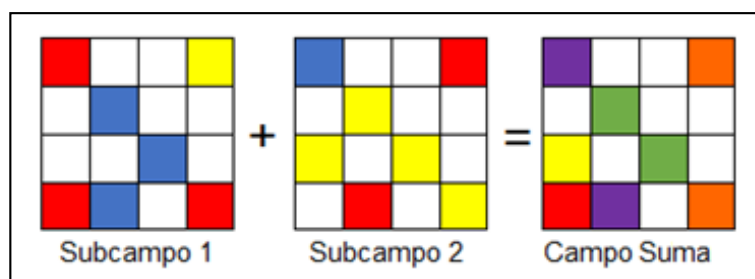


Figura 2.2. Mapa de fluencia de dosis de subcampos, generadores del campo suma.

2.1.2 Ventana deslizante (Sliding Window)

En esta modalidad se emplean varios campos de tratamiento compuestos por una serie de subcampos, siendo las láminas del MLC las que conforman los diferentes subcampos cuando el gantry se encuentra en la posición de irradiación y a diferencia de step and shoot, entre los subcampos consecutivos no se interrumpe el haz de tratamiento, hasta que el gantry comienza su rotación hacia la posición del próximo campo. La velocidad del movimiento de cada lámina define el gradiente de dosis y la misma se determina mediante un algoritmo de optimización que busca entregar la fluencia deseada, teniendo en cuenta parámetros físicos, como son la velocidad máxima de las láminas y la reducción del tiempo de tratamiento [8].

2.2 Sistema de colimación

Desde el surgimiento de la radioterapia, ha sido un reto constante evitar tanto como se pueda, el suministrar dosis elevadas a los órganos de riesgo, mejorando esta meta en la medida que la tecnología del momento lo permita [10]; por esa razón la figura que se muestra a continuación, detalla la distribución de los diferentes componentes de un sistema de colimación que la constituyen, partiendo de una visión general que la ubicación de las mandíbulas o jaws dependerá de la marca y el fabricante que lo suministra..

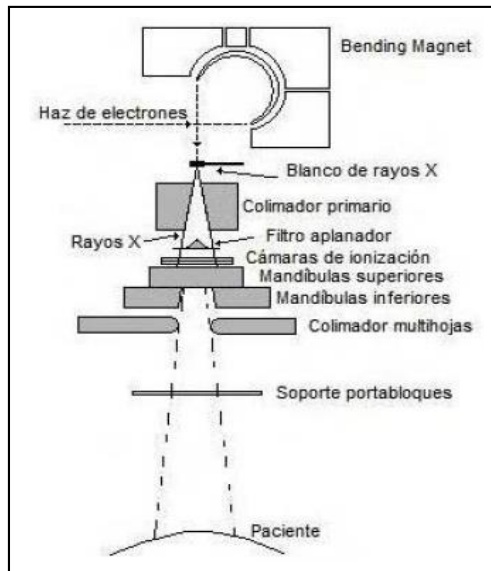


Figura 2.3. Diagrama de los diferentes componentes que constituyen el sistema de colimación de un Linac [10].

2.2.1 Colimador primario

Es un dispositivo fijo de apertura cónica, que se ubica debajo del blanco y encima del filtro aplanador, cuya finalidad es la de evitar la fuga de fotones y confinarlos a una pequeña abertura que constituirá el haz primario de irradiación. Está fabricado con tungsteno, el cual es un metal muy pesado cuyo punto de fusión es elevado, constituyéndolo en un material resistente a altas temperaturas. La atenuación ofrecida por este componente es menos del 0.1 % de la intensidad del haz primario, adicionalmente la apertura de este colimador es tal, que se proyecta un campo de aproximadamente 50 cm de diámetro al nivel del isocentro si los colimadores secundarios no estuvieran presentes [10].

2.2.2 Colimador secundario

El sistema de colimación secundario conocido también como mandíbulas, está constituido por un par de bloques superiores y dos inferiores, fabricados generalmente en aleaciones de plomo y tungsteno con espesores aproximados de 8 cm, permitiendo colimar el haz con la formación de campos rectangulares [10, 11]. Los lados de los campos rectangulares generados, pueden oscilar entre 0 y 40 cm medidos al nivel del isocentro, además puede rotar alrededor de un eje que debe ser el eje central del haz. Para efectos prácticos, todos los fabricantes de linacs

incluyen en su sistema de colimación un campo de luz visible para definir el centro geométrico y lados del campo de radiación [10], por lo cual es importante que sea reportada y ajustada periódicamente para definir la coincidencia del haz luminoso e irradiado. A continuación se muestra, una representación de los colimadores secundarios:

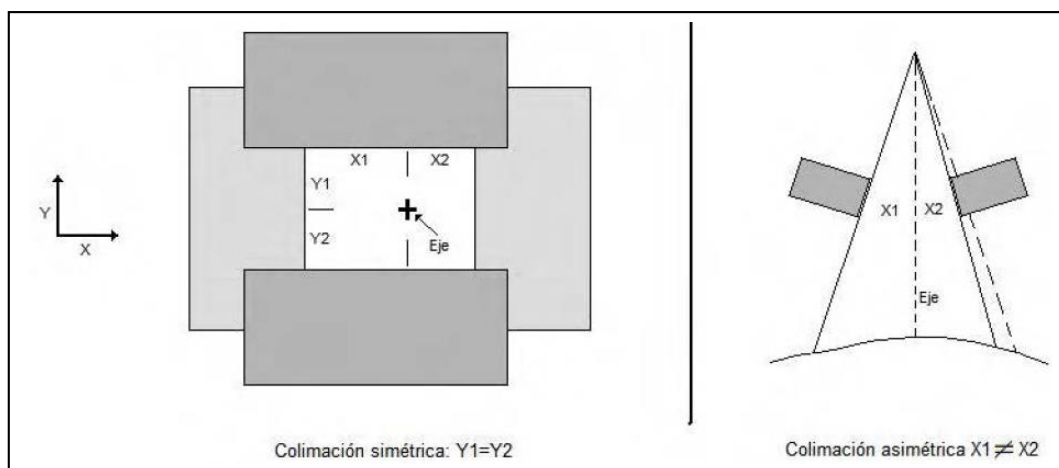


Figura 2.4. Esquema del sistema de colimación de un linac [10].

2.2.3 Colimador multihojas

El colimador multilamina de Varian (MILLENIUM 120), es un ejemplo de sistema de colimación terciario, este dispositivo se ubica por debajo del sistema de colimación estándar o primario e inmediatamente después de los colimadores secundarios o mandíbulas ajustables [12]. La posición alejada del blanco (target) facilita la focalización de las láminas, sin embargo tienen un aspecto negativo que es la necesidad de mayor volumen de las láminas. El colimador multilamina Varian MILLENIUM 120 consta de 80 láminas interiores y 40 exteriores que proyectan en el plano isocéntrico un ancho de 0.5 y 1.0 cm, respectivamente (Fig. 2.5).

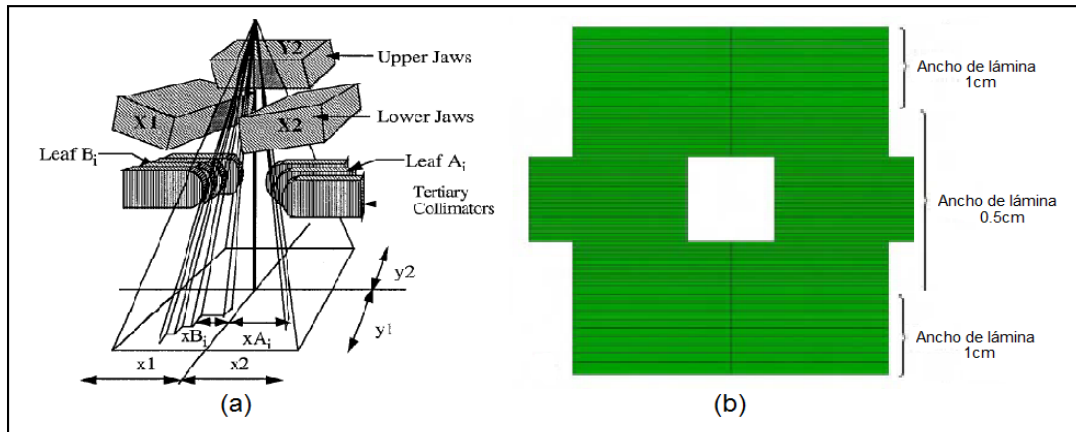


Figura 2.5. (a) Esquema genérico de un sistema de colimación [12] y (b) esquema MLC Varian MILLENIUM 120 [10].

2.2.3.1 Características físicas del sistema MILLENIUM

El colimador multilámina de Varian, se encuentra posicionado como un colimador terciario por debajo de los colimadores secundarios, facilitando la focalización de las láminas, en la dirección del movimiento de estas, imprimiendo tensión al sistema de sujeción del MLC. El colimador multilámina MILLENIUM 120, consta de 80 láminas interiores y 40 exteriores que proyectan en el plano isocéntrico un ancho de 0.5 y 1.0 cm, respectivamente, ubicadas en dos bancos (A y B) de láminas opuestas con 60 láminas en cada banco [11]. A continuación se muestra un gráfico sobre cómo están dispuestas las láminas dentro del sistema de colimación.

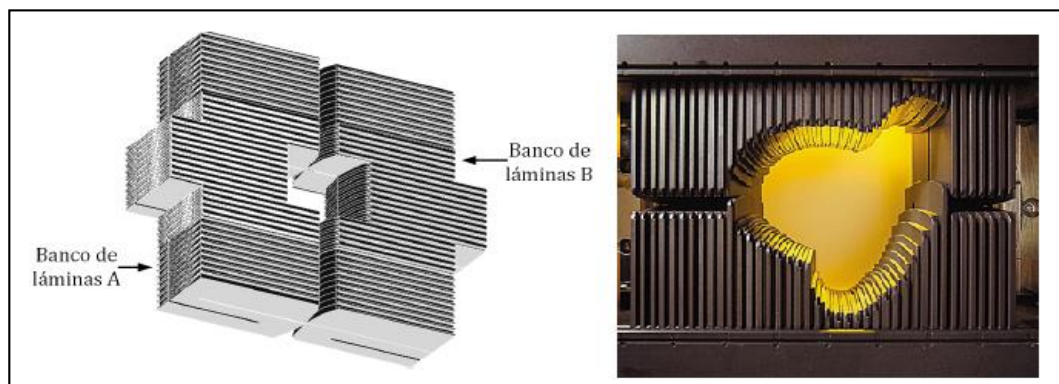


Figura 2.6. Representación del banco de láminas MILLENIUM 120 de varian [11].

El diseño que presenta el sistema de colimación varian, se conoce como mono enfoque, lo cual indica que los lados de las hojas permanecen alineados con la divergencia del haz (Fig. 2.7.a), adicionalmente el extremo de las hojas es de forma redondeada (Fig. 2.7.b), para intentar mantener un tamaño de penumbra constante.

Sin embargo la realidad muestra que la penumbra es función de la posición de la lámina y su proyección en el plano isocéntrico [11].

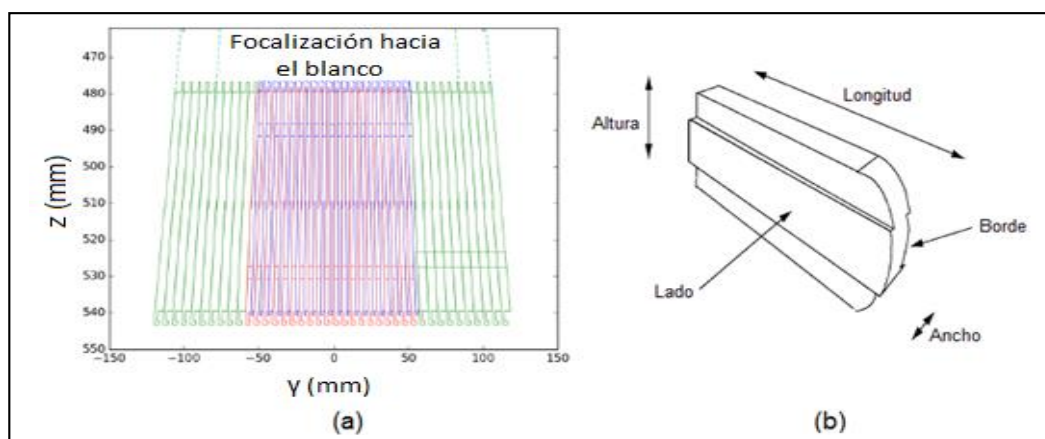


Figura 2.7. (a) Banco de multiláminas con divergencia focalizada hacia el blanco [11] y (b) representación de lámina MILLENIUM 120, varian [12].

La aleación de tungsteno es el material de elección para la construcción de las multihojas, ya que tiene una de las densidades más altas entre los metales. Una de las características de las aleaciones del tungsteno es su dureza, maleabilidad y es razonablemente económico. Una ventaja adicional es que tiene bajo coeficiente de expansión, de modo que las piezas se pueden mecanizar con tolerancias exigentes, una consideración importante con respecto a las separaciones entre hojas.

El tungsteno puro tiene densidades que van de 17.0 a 18.5 g.cm³, con diferentes aditivos de níquel, hierro y cobre, para mejorar las características del metal [12].

A continuación se muestra una tabla, con algunas propiedades típicas de aleación del tungsteno, para varias densidades.

Tabla 2.1 Propiedades de aleación del tungsteno para distintas densidades [12].

Densidad (g.cm ³)	17.0	17.5	18.0	18.5
Tungsteno	90.5 %	93.0 %	95.0 %	97.0 %
Níquel	6.5 (7.0) %	5.0 (4.2) %	3.4 %	1.6 %
Hierro	3.0 (0.0) %	2.0 (0.3) %	1.6 %	0.8 %
Cobre	0.0 (2.5) %	0.0 (2.5) %	0.0 %	0.6 %
⁶⁰ Co HVL (mm)	9.7	9.3	8.9	8.5
Coef. Expansión térmica	6.1 x 10 ⁻⁶		5.5 x 10 ⁻⁶	5.2 x 10 ⁻⁶

Los valores entre paréntesis indican aleaciones alternativas, que tienen la misma densidad.

2.2.3.1.1 Posición de las láminas respecto al campo luminoso.

Para el sistema MLC MILLENIUM, las hojas se desplazan linealmente en un plano perpendicular al eje central del haz, sin embargo debido a la divergencia del haz, la transmisión de la radiación en el extremo de la hoja, varía como una función de la posición de la misma. Para minimizar este efecto cada hoja tiene un extremo redondeado tal que la transmisión de este extremo es aproximadamente la misma independientemente de la posición de la hoja. El extremo del campo de radiación se define como la posición en la que la dosis alcanza un valor del 50 % respecto al valor en el eje del haz. En el caso de las hojas con extremo redondeado, ni el campo luminoso ni el campo de radiación coinciden con el campo definido por el extremo de la hoja como sí ocurriría con un colimador doblemente enfocado.

El final de la hoja se muestra con un radio efectivo de curvatura R , este extremo curvo no describe la posición del borde del campo luminoso en SAD, ya que este haz pasa tangencialmente por la curva de la hoja en los puntos a , c y d de las tres posiciones de la hoja mostrada en la figura 2.8, proyectando los extremos en A , C y D . El extremo curvo proyecta los puntos B , C y E , esto significa que el valor nominal del campo que está definido por el extremo redondeado de la hoja, tendrá en los extremos del campo diferencias de $A-B$ y $E-D$.

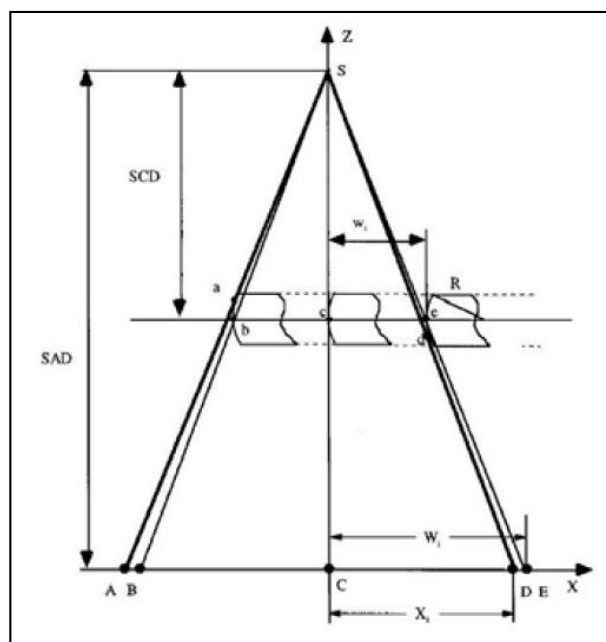


Figura 2.8. Relación entre el borde de la luz de campo X_i y la proyección del extremo de la hoja W_i para una hoja en diferentes posiciones. C es el isocentro del equipo, los puntos A , B , C , D y E en la distancia SAD son la proyección de los puntos a , b , c , d y e , en la distancia SCD respectivamente [10].

La posición del campo luminoso fue derivada de Boyer and Li, mediante la siguiente aproximación [13]:

$$X_i = \frac{W_i * SCD \pm SAD * R (1 - SAD / \sqrt{SAD^2 - W_i^2})}{SCD \pm R * W_i / \sqrt{SAD^2 - W_i^2}} \quad (1)$$

La relación no lineal entre la luz de campo y la posición de los extremos de las hojas podría llevar a errores importantes en el posicionamiento de las mismas. Afortunadamente esta diferencia se puede corregir usando una ecuación que define esta discrepancia, de manera que en los aceleradores que utilizan sistemas MLC con extremos redondeados utilizan tal relación para hacer la corrección correspondiente y exista coincidencia de la proyección del campo luminoso con las posiciones programadas de las hojas [13].

2.2.3.2 Propiedades dosimétricas

El desarrollo de tratamientos modulados como IMRT y VMAT, implica el conocimiento de las propiedades dosimétricas del MLC empleado, ya que el desconocimiento o error en la determinación de los mismos, podría tener un gran impacto en la dosis impartida durante la sesiones de radioterapia; por ese motivo se describen algunas de estas propiedades.

2.2.3.2.1 Transmisión

En el caso de que alguno de los bloques o mordazas de los colimadores secundarios son reemplazados por hojas, los requisitos de transmisión son los mismos que los de un juego de mordazas colimantes. Cuando la disposición de las multihojas es terciaria, las MLC tendrán que atenuar el haz primario en la misma medida que los bloques personalizados, es decir, < 5 % o entre 4 y 5 HVL; sin embargo, dado que hay transmisión entre las hojas, la transmisión a través de ellas debe ser más baja que esto, para asegurar que la transmisión general se cumpla [12]. La transmisión en los sistemas MLC se da a través de tres componentes: la transmisión a través de las láminas (atenuación) la cual hemos definido, transmisión entre láminas adyacentes y transmisión entre los extremos de láminas enfrentadas (DLG) [10].

2.2.3.2.2 Transmisión entre láminas

Con respecto a la transmisión entre hojas adyacentes, varian ha desarrollado un modelo especial para sus multihojas (Fig. 2.9), con el objetivo de evitar la fricción entre las láminas, para lo cual existe una separación entre ellas de cerca de 0.1 mm, esta separación o gap es la causa de la radiación de fuga entre las hojas, que en lo posible, debe minimizarse a un valor por debajo del 4 %. Aunque esta radiación de fuga no puede evitarse por completo, es posible disminuirla utilizando algunos diseños especiales, conocido como tongue and groove [10].

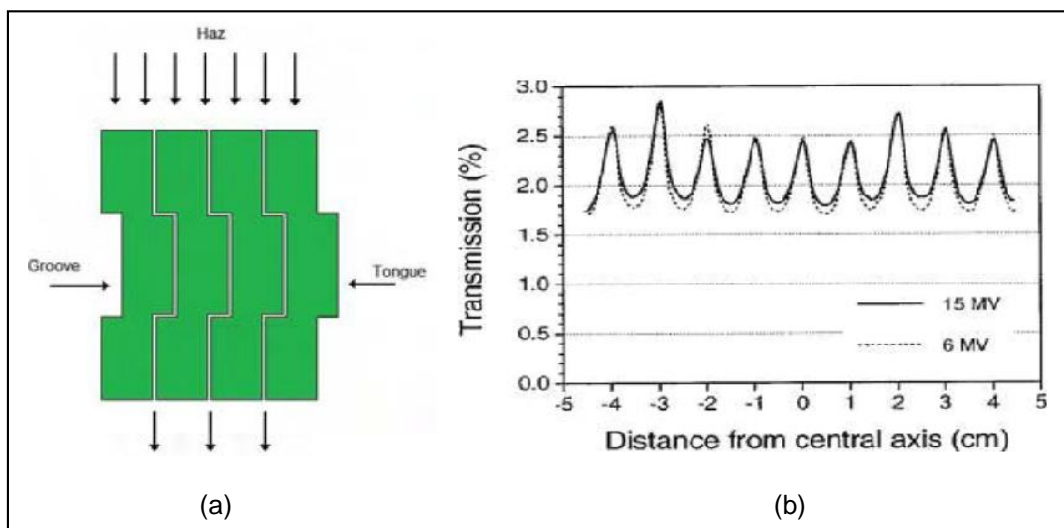


Figura 2.9. (a) Diseño de MLC, tongue and groove [10] y (b) transmisión a través de láminas adyacentes para haces de 6 y 15 MV [7].

2.2.3.2.3 Separación dosimétrica entre láminas - DLG

El dosimetry leaf gap, es otro de los parámetros que debe ser determinado, con el fin de introducirlo en el sistema de planeación a fin de evitar errores en los cálculos.

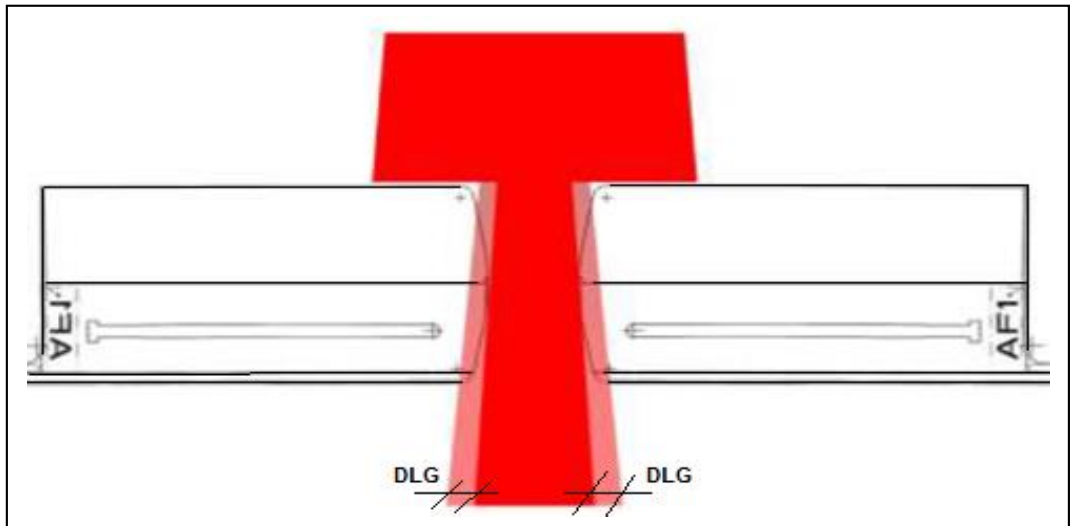


Figura 2.10. Definición esquemática del DLG [7].

El DLG se define como el aumento en el tamaño del campo debido a la transmisión de la radiación a través de las hojas. El efecto de la transmisión a través de la hoja redondeada en la dosis suministrada por una técnica como la IMRT dinámica se puede encontrar según mediciones hasta en 1 mm de desplazamiento aplicado a la posición de la hoja. Por lo tanto, la transmisión añade un aumento considerable al tamaño de campo el cual se hace más evidente en la dosimetría de campos pequeños. Como un ejemplo de la importancia de la medida del DLG, la transmisión a través de los extremos de la hoja, contribuirá en 10 % a la dosis total administrada por un campo nominal de 2 cm que se mueve a una velocidad constante a través del campo, ya que la diferencia efectiva es de 2.2 cm [7].

2.2.3.2.4 Efecto Tongue and Groove

El diseño de láminas utilizado por Varian, presenta una lengüeta (tongue) y una ranura (groove) en el lado opuesto, de tal forma que cuando las láminas sean colocadas una a continuación de otra, encajen perfectamente [14]. La idea fue introducida para reducir la fuga de radiación entre dos hojas adyacentes, sin embargo dicho diseño genera una subdosificación cuando se utilizan campos con segmentos adyacentes por la parte lateral de las láminas [10]. En otras palabras, la suma de las fluencias de cada uno de los segmentos es diferente a la fluencia del campo total abierto [7].

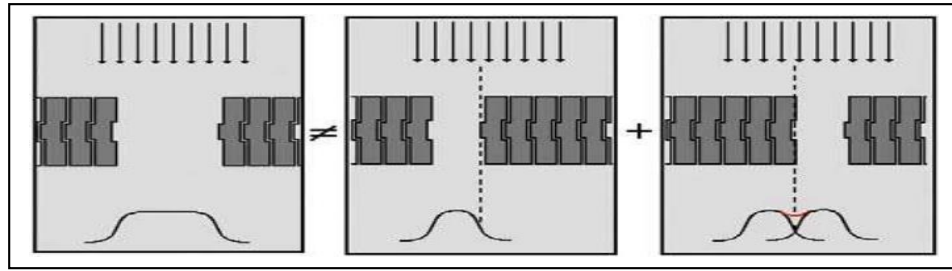


Figura 2.11. Efecto tongue and groove, causado por el diseño de las láminas [10].

2.3 Arcoterapia Volumétrica Modulada – VMAT

La arcoterapia de intensidad modulada IMAT, fue desarrollada por Cedric Yu en 1995, como una alternativa a la tomotherapy [15], en el cual el gantry rota alrededor del paciente y emite radiación continuamente mientras las láminas del MLC varían su posición. Para cada ángulo del gantry, se superponen múltiples subcampos de diferentes tamaños y formas, cada uno con intensidad uniforme, por lo que se requiere más de un arco para alcanzar la modulación del haz deseada. Esta técnica no fue ampliamente utilizada porque ofreció poca o ninguna mejora en las distribuciones de dosis y resultó ineficiente en la aplicación del plan optimizado, en gran parte debido a la necesidad de varios arcos para entregar un único campo de tratamiento [8].

Karl Otto en el 2008, propuso la técnica VMAT, en el cual el gantry puede rotar alrededor del paciente 360° de una manera coplanar, mientras la radiación es dada mediante uno o múltiples arcos. El haz es modulado por un MLC mediante el empleo de múltiples subcampos (Fig. 2.12), variando la tasa de dosis y la velocidad de rotación para una mejor distribución de las dosis, haciendo que las estructuras sanas reciban menos dosis, [16].

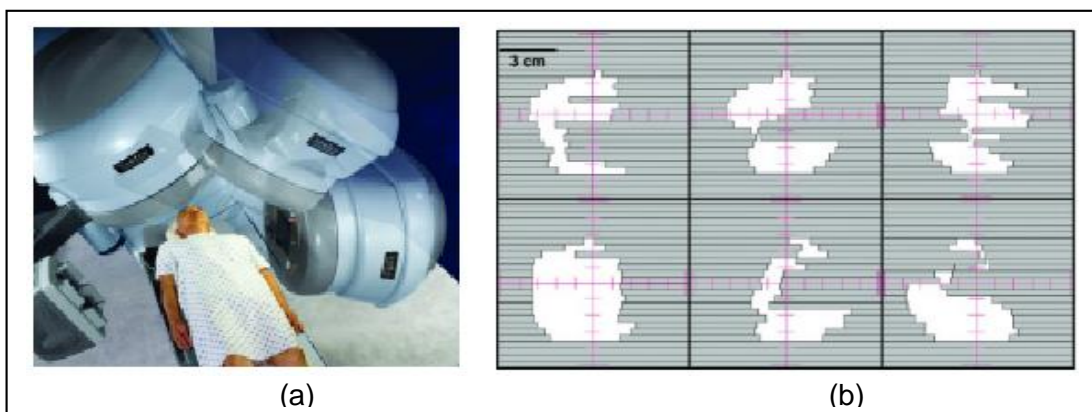


Figura 2.12. (a) Giro del gantry en técnica VMAT y (b) conformación de subcampos en diferentes puntos de control [16].

La técnica VMAT surgió como una solución para el problema de resolución de ángulo de muestreo de gantry para optimizaciones y cálculos de dosis. Una penalidad del muestreo mejora la precisión de la dosis, pero el movimiento limitado del MLC entre pequeños ángulos del gantry restringe la flexibilidad de optimización y aumenta el tiempo de optimización. Un muestreo más grueso permitió una mayor libertad a los movimientos del MLC entre los ángulos de gantry y por lo tanto, más libertad en la optimización, pero proporciona una representación menos precisa del tratamiento real. La solución de Otto era utilizar un sistema de optimización de apertura en la que se aumentó progresivamente el muestreo del ángulo del gantry y la posición MLC; comenzó con una muestra gruesa de posiciones de gantry estáticas y formas de apertura del MLC y terminó con un muestreo de alta resolución para modelar con precisión la dosis suministrada [7].

2.4 Sistema de planificación de tratamientos (TPS) y planificación inversa.

Los sistemas de planificación de tratamiento (TPS) son softwares diseñados para administrar una adecuada distribución de dosis al paciente cuando se administra la dosis de prescripción a un PTV (volumen de planeación de tratamiento). Los TPS son alimentados a partir de la información dosimétrica medida por el físico médico en cada equipo de tratamiento en particular. La anatomía del paciente, los diferentes PTV's y los OAR (Órganos de riesgo) pueden ser representados por modelos 3D obtenidos de imágenes de TAC u otros como la resonancia magnética. Los algoritmos de cálculo de dosis han evolucionado desde simples modelos 2D a modelos en 3D y técnicas de Monte Carlo, además se ha logrado un mayor poder de cálculo [7].

La planificación inversa consiste en especificar de antemano la distribución deseada en el volumen blanco y en los órganos de riesgo, a partir de histogramas dosis- volumen, con la intención de lograr la distribución de dosis ideal, es decir 100 % de dosis al tumor y 0 % de dosis en los tejidos normales u órganos de riesgo. Por lo tanto, la mayoría de los algoritmos de planificación inversa emplean técnicas de optimización que tratan de encontrar el mejor plan de tratamiento posible de acuerdo a los objetivos específicos y restricciones. Se podría pensar que el algoritmo de cálculo resuelva el problema en su forma general, es decir, determinar los valores óptimos de todos los parámetros de tratamiento de acuerdo a los criterios dados. Sin embargo, debido al gran número de parámetros en el tratamiento, este método es poco práctico. Por lo tanto hay que reducir las variables mediante la definición de ciertos parámetros físicos y geométricos como por ejemplo el número de campos y energía del haz. Cada campo incidente es discretizado en un mapa de beamlets, entonces

en la planificación inversa se determina el mapa de beamlets óptimo o los pesos relativos de cada uno de ellos [7].

Si consideramos a “ w ” como la matriz que contiene todos los pesos de los beamlets y “ d ” la matriz de dosis calculadas en el paciente, entonces la distribución de dosis es obtenida de la siguiente manera $d = Dw$ donde, D es una matriz que contiene toda la información de dosis fraccional por unidad de peso w , de tal forma que la dosis en el voxel i -ésimo puede ser expresada de la siguiente manera:

$$d_i = \sum_{j=1}^M D_{ij} w_j \quad (2)$$

De la ecuación 2, j es el índice del beamlet, M es el número de beamlets usados. Una unidad de peso puede ser una unidad de fluencia del haz, tiempo de exposición o cualquier cantidad respecto a la cual la matriz D ha sido normalizada. Un algoritmo de optimización necesita una función objetivo para medir qué tan lejos está el resultado de la solución deseada. Para el problema de optimización, la función objetivo necesita expresar una desviación global voxel por voxel desde la dosis deseada, incluyendo la importancia para cada una de las desviaciones. La función objetivo incluye una suma ponderada de los cuadrados de las diferencias entre la dosis deseada y la actual. Si definimos una determinada distribución de dosis deseada d_i^{presc} en el voxel i -ésimo, la tarea es encontrar una solución d_i en un conjunto de soluciones posibles que sea la misma o que difiera en un mínimo de d_i^{presc} . Hay muchas maneras de lograr que d_i sea una buena representación de la dosis prescrita d_i^{presc} . Una forma usada comúnmente es minimizar la siguiente función cuadrática objetivo o función costo:

$$F = \sum_{i=1}^N s_i (d_i - d_i^{presc})^2 \quad (3)$$

Donde s_i es el factor de importancia para el i -ésimo voxel y la sumatoria es tomada de un gran número de voxeles N , en los que hay contribución de dosis. La presencia del factor de importancia (un número adimensional simple) permite al usuario asignar mayor valor a determinadas regiones del espacio que en otras. Es claro que no se puede obtener una dosis arbitrariamente alta a un volumen blanco y despreciablemente baja a un órgano sano o en riesgo cuando sean colindantes. El factor de importancia permite a quien hace la planificación elegir entre la importancia de obtener la dosis de prescripción tan cerca como

sea posible en el volumen blanco, comprometiendo posiblemente los órganos sanos adyacentes, o proteger estos tejidos normales comprometiendo la distribución de dosis en el volumen blanco. Para cada objetivo (PTV) se debe introducir los criterios de la planificación: dosis máxima, dosis mínima y para las estructuras críticas se requiere que se restrinja las dosis deseadas a partir de un histograma dosis – volumen, del mismo modo se debe proporcionar la energía, direcciones de los haces, número de iteraciones, etc., antes de proceder a la optimización de perfiles de intensidad y al cálculo de la distribución de dosis [7].

2.5 Control de calidad en planes de tratamiento dinámicos

Un plan de tratamiento dinámico en comparación con uno conformado 3D es mucho más complejo, por lo que un proceso de control de calidad (QC) es requerido, para verificar que el patrón de modulación de intensidad determinado por el sistema de planificación concuerda con lo que se administra por el acelerador lineal. Para este fin se emplea un maniquí, el cual es irradiado por un plan de tratamiento elaborado por el sistema de planificación y se verifica la correspondencia entre las distribuciones de dosis calculadas y medidas. La distribución de dosis medida se determina utilizando un detector de radiación, ya sean películas radiográficas, un arreglo de detectores de diodos o cámaras de ionización. Las comparaciones se pueden realizar de forma cualitativa, suponiendo las curvas de isodosis, o de forma cuantitativa utilizando un análisis de diferencia de dosis (DD) y la distancia de coincidencia (DTA) o en conjunto (índice gamma) [17].

2.5.1 Diferencia de dosis

Para tratamientos como IMRT o VMAT, la evaluación sobre la entrega eficiente y precisa del tratamiento está sujeta a una comparación entre la distribución de dosis calculada en el TPS y la que es medida con algún dispositivo como cámaras de ionización o arreglo de diodos. Como primer intento para encontrar una forma cuantificable de evaluación fue utilizar el criterio de diferencia de dosis (DD), pero este criterio no devuelve resultados confiables al momento de trabajar en zonas de altos gradientes de dosis, por lo que un cambio pequeño en la posición, ocasiona una diferencia grande en la dosis. Por esta razón es que se desarrollaron más ideas como la que propuso Van Dyk et al., quienes subdividieron la distribución de dosis en zonas de alto y bajo gradiente, para las cuales se definieron distintos criterios, mediante el cual en las zonas de bajo gradiente se emplea el criterio de

diferencia de dosis DD y para las zonas de alto gradiente se implementó el concepto de distancia de coincidencia DTA, la cual se refiere a la distancia entre un punto de referencia calculado y el punto más cercano de la distribución de dosis medido que exhibe la misma dosis [18].

2.5.2 Distancia de coincidencia (Distance of Agreement DTA)

El DTA se utiliza en regiones de alto gradiente de dosis, donde los cambios de dosis en puntos cercanos son elevados, este criterio se basa en conseguir puntos de igual dosis dentro de un radio cercano al punto que se está comparando y da como resultado la distancia que hay entre dichos puntos. El punto que se está comparando pertenece a la distribución de dosis calculada y los puntos que se están buscando que poseen la misma dosis pertenecen a la distribución de dosis medida [17].

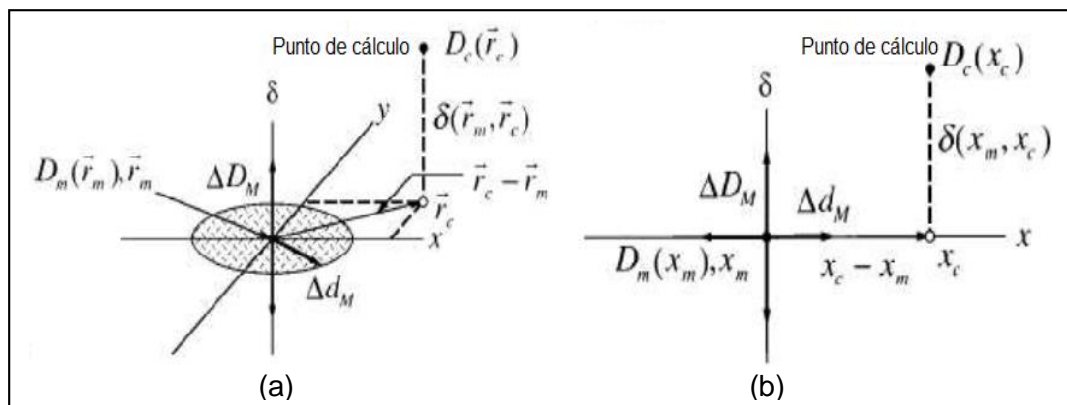


Figura 2.13. (a) Distribución de dosis en 2 dimensiones y (b) distribución de dosis en 1 dimensión; siendo ΔD_M y Δd_M los criterios de aceptación para la dosis y distancia de referencia [7].

2.5.3 Índice Gamma

Este indicador integró los métodos anteriormente señalados, diferencia de dosis DD y distancia de coincidencia DTA, el cual compara la distribución de referencia $D_m(r_m)$ calculada en la posición r_m a partir del sistema de planificación y la otra obtenida a partir de una medida $D_c(r_c)$ determinada en la posición r_c , siendo las posiciones r_m y r_c no necesariamente iguales. Esta evaluación consiste en un análisis de dos distribuciones dimensionales de dosis, ΔD_M , para la diferencia de dosis y Δd_M para la distancia de coincidencia [18].

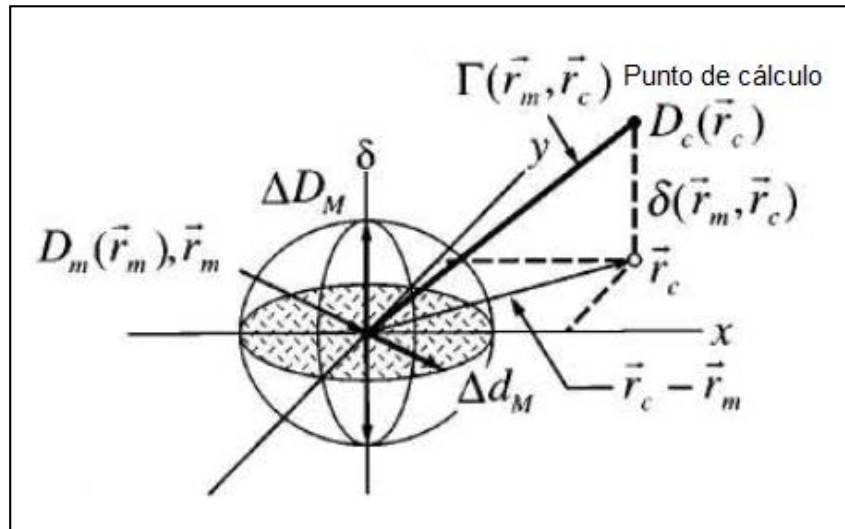


Figura 2.14. Superficie de distribución de dosis del índice gamma [7].

La definición del criterio de aceptación en este 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, por lo que el índice gamma define una nueva métrica $\Gamma(r_c, r_m)$, que además de la diferencia en coordenadas cartesianas incluye la diferencia en dosis, estas diferencias están normalizadas por la tolerancia establecida por la distancia Δd_M y la tolerancia para la dosis ΔD_M [19], obteniendo la siguiente expresión:

$$\Gamma(r_c, r_m) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (4)$$

En donde Δr , es la distancia entre el punto de referencia y el comparado.

$$\Delta r = |r_m - r_c| \quad (5)$$

Además ΔD es la diferencia de la dosis en la posición r_c relativa a la dosis de referencia D_m .

$$\Delta D = D_m(r_m) - D_c(r_c) \quad (6)$$

Por lo tanto la ecuación (4) queda expresada de la siguiente manera:

$$\Gamma(r_c, r_m) = \sqrt{\frac{|r_m - r_c|^2}{\Delta d_M^2} + \frac{(D_m(r_m) - D_c(r_c))^2}{\Delta D_M^2}} \quad (7)$$

Para que se cumpla el criterio debe existir al menos un punto de la distribución calculada, que esté cercana al punto de la distribución calculada que se está analizando [18], lo que significa que:

$$\Gamma(r_c, r_m) \approx \sqrt{\frac{|r_m - r_c|^2}{\Delta d_M^2} + \frac{(D_m(r_m) - D_c(r_c))^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (8)$$

A partir de esta condición se obtiene los siguientes resultados:

- $\gamma(r) \leq 1$, indica que el punto analizado está aceptado dentro del criterio.
- $\gamma(r) > 1$, indica que el punto analizado no está aceptado dentro del criterio.

Se considera que la prueba ha sido pasada con éxito, cuando el porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma, $\gamma(r) \leq 1$ con parámetros $\Delta d_M = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D_M = 3 \%$, es superior o igual al 95 % [15].

CAPITULO III

METODOLOGÍA

3.1 Generalidades

La determinación de la transmisión y del DLG del colimador multiláminas MILLENIUM 120, se llevó a cabo utilizando la energía en modo fotones de 6 MV del acelerador lineal CLINAC IX, del Centro de Radioterapia perteneciente al Hospital de Alta Complejidad “Virgen de la Puerta”, ESSALUD-Trujillo, empleando diferentes modelos de cámaras de ionización. La optimización de los resultados se obtuvo siguiendo el test de comisionamiento TG-119 de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM), mediante el empleo del sistema de planificación ECLIPSE v13.6, láminas de agua sólida equivalente, fantoma OCTAVIUS II y un arreglo matricial de cámaras de ionización PTW-seven29. Finalmente la validación del test se alcanzó a través del índice gamma, que restringe la aceptación de los planes de tratamiento a parámetros de distancia de coincidencia ($r = 3 \text{ mm}$) y de dosis ($D = 3 \%$).

3.2 Equipos y materiales

3.2.1 Acelerador lineal

El acelerador lineal es un Clinac 2300 modelo IX (Varian Medical Systems, Inc., USA) dual, que cuenta con energías en fotones y electrones. La máxima tasa de dosis empleada fue de 600 unidades de monitor (UM) por minuto, el sistema de colimación MILLENIUM 120 presenta 40 pares de láminas centrales, con una proyección de 0.5 cm y 20 pares de láminas externas, con una proyección de 1 cm en el isocentro. El máximo tamaño de campo es de 40 x 40 cm² para campos estáticos y de 16 x 32 para campos de intensidad modulada.

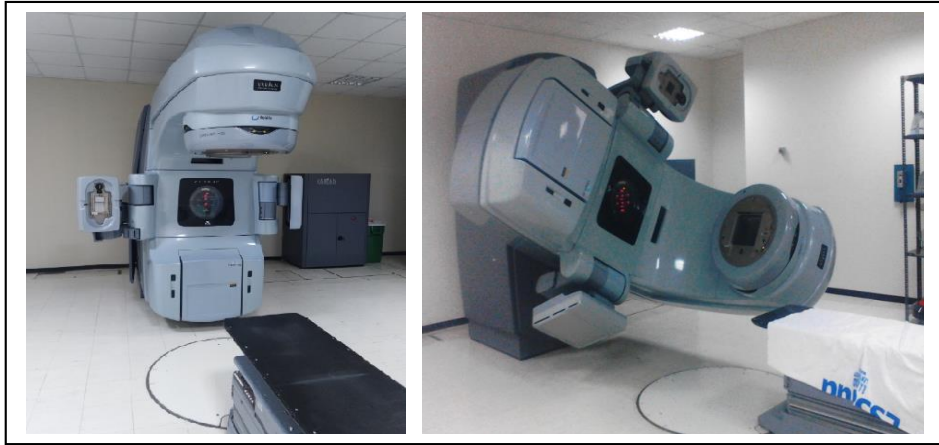


Figura 3.1. Acelerador lineal Clinac IX, Centro de Radioterapia, Hospital de Alta Complejidad “Virgen de la Puerta”, ESSALUD-Trujillo.

3.2.2 Detectores

3.2.2.1 Cámaras de ionización

Para la dosimetría relativa y absoluta se emplearon cámaras de ionización pinpoint 3D modelo TN31016 de 0.016 cm^3 , semiflex modelo TN31010 de 0.125 cm^3 y una cámara farmer modelo TN30013 de 0.6 cm^3 de volumen. También se utilizó un termómetro y barómetro digital para la corrección de las lecturas; en el anexo A se detallan las características y propiedades de cada detector.



Figura 3.2. Cámaras de ionización: (a) pinpoint, (b) semiflex y (c) farmer.

3.2.2.2 PTW Array Seven29

El 2D Array seven29, es una matriz plana que consiste de 27 x 27 cámaras de ionización plano paralelas abiertas, las cuales se encuentran influenciadas por factores externos como presión y temperatura, cada una de ellas tienen un volumen de 5 mm x 5 mm x 5 mm, con una separación entre centro y centro de 1 cm. La pared de cada cámara está hecha de grafito y el material circundante a ellas es de polimetacrilato de metilo (PMMA), también denominado agua sólida. El eje central de radiación pasa a través de la cámara 14 x 14.

La ventaja de usar el 2D array seven29 en el control de calidad, es por la habilidad de llevar a cabo comparaciones de dosis absoluta para ciento de posiciones de medida con una única exposición a la radiación de la matriz, como también de repetir cuantas veces sea necesario la cuantificación de la dosis con una microcámara, por esta razón su rango de aplicación se extiende desde el aseguramiento de la calidad en haces de alta energía hasta el aseguramiento de la calidad y verificación de dosis en aplicaciones dinámicas [20].

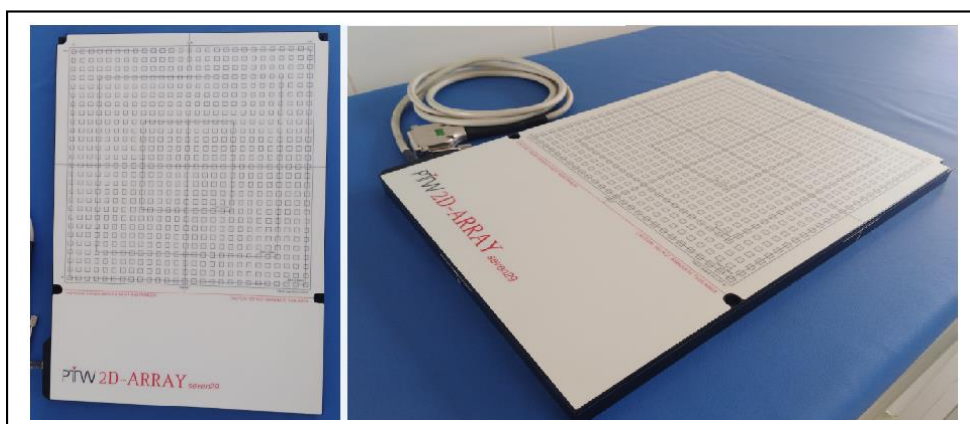


Figura 3.3. PTW 2D – array seven29.

3.2.3 Instrumentos de medida

Las medidas se llevaron a cabo en una cuba automatizada denominada, analizador de haz de terapia MP3-M, la cual cuenta con desplazamientos en los tres ejes, además el sistema cuenta con un electrómetro de doble canal TANDEM y una unidad de control TBA, para controlar los motores paso a paso (anexo A).

3.2.4 Software de adquisición, cálculo y procesamiento de datos

En la toma de datos se utilizó el software mephysto, en el cual se puede definir los desplazamiento para los motores paso a paso, la modalidad de colección en modo carga o corriente, tamaño de campo y tipo de detector.

Para la conformación de los campos requeridos para determinar la transmisión y DLG, se empleó el archivo DICOM 6X_DLG_STD120.dcm, que proporciona la empresa VARIAN, el cual incluye un campo de 10 x 10 cm² abierto, campos bloqueados por el banco de láminas A y B, y campos de 10 x 10 cm² con gap deslizante a lo largo del eje X de 2, 4, 6, 10, 14, 16 y 20 mm.

La elaboración de los planes de tratamiento en VMAT, se llevaron a cabo con el sistema de planificación TPS Eclipse v 13.6, los cuales se validaron utilizando el software Verisoft v 4.2, que nos permite analizar y comparar la fluencia de dosis reportada por el sistema de planificación, mediante el análisis gamma.

3.2.5 Fantomas

3.2.5.1 Láminas RW3

Las láminas de RW3, son un polímero sintético compuesto de PMMA, también conocido como agua sólida, presenta un espesor de 1 cm y sus dimensiones son de 30 x 30 cm² (Anexo A.3.1)

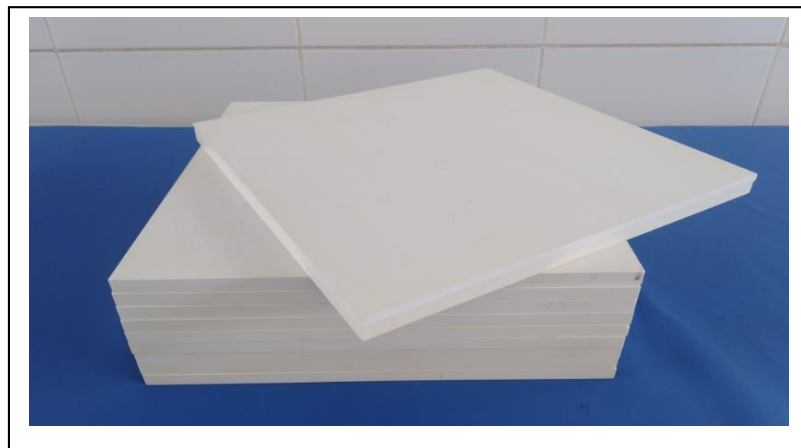


Figura 3.4. Láminas de RW3 (PMMA)

3.2.5.2 Octavius II

Es un fantoma sólido con una abertura central para insertar el 2D array seven29 y cámaras de ionización, para la verificación de la distribución planar y puntual de la dosis. El fantoma Octavius está hecho de un poliestireno equivalencia al agua menor al 2 %, constituido por dos bloques que unidos conforman un octágono, con líneas grabadas a sus lados, para una fácil alineación del fantoma con los láseres de la sala de tratamiento (Anexo A.3.2)

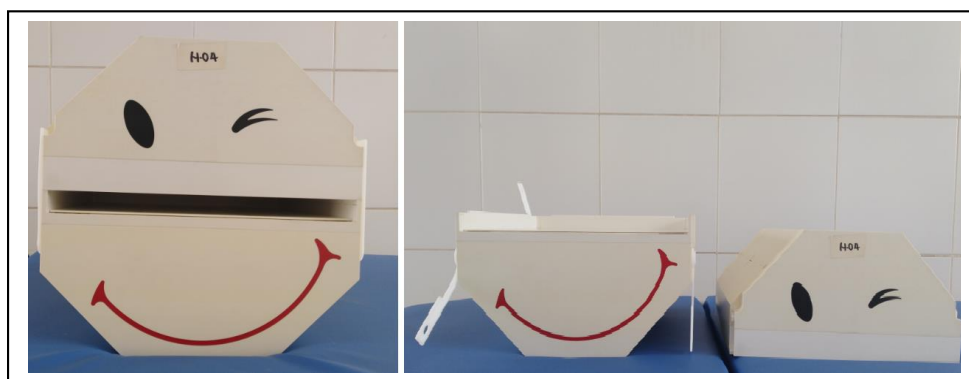


Figura 3.5. Fantoma Octavius II

3.3 Procedimientos y mediciones

3.3.1 Determinación del factor de transmisión

Para determinar el factor de transmisión, se emplearon tres tipos de cámaras de ionización, pinpoint (0.016 cm^3), semiflex (0.125 cm^3) y farmer (0.6 cm^3), cuyos ejes longitudinales se ubicaron transversalmente con respecto al desplazamiento de las multiláminas, a una profundidad de 5 cm, para minimizar los efectos de contaminación electrónica.

El sistema analizador del haz MP3, se posicionó a un SSD (distancia fuente-superficie) de 95 y 100 cm y centrado con respecto al eje del haz.

El archivo DICOM 6X_DLG_STD120.dcm, se cargó en la consola de tratamiento, obteniendo los campos apropiados para determinar el factor de transmisión, tanto para el banco A como para el banco B del sistema de colimación. Finalmente la transmisión se determinó mediante la siguiente expresión:

$$R_T = \frac{(R_{T,A} + R_{T,B})}{2} \quad (9)$$

Donde:

R_T : Transmisión total.

$R_{T,A}$: Transmisión del banco A

$R_{T,B}$: Transmisión del banco B

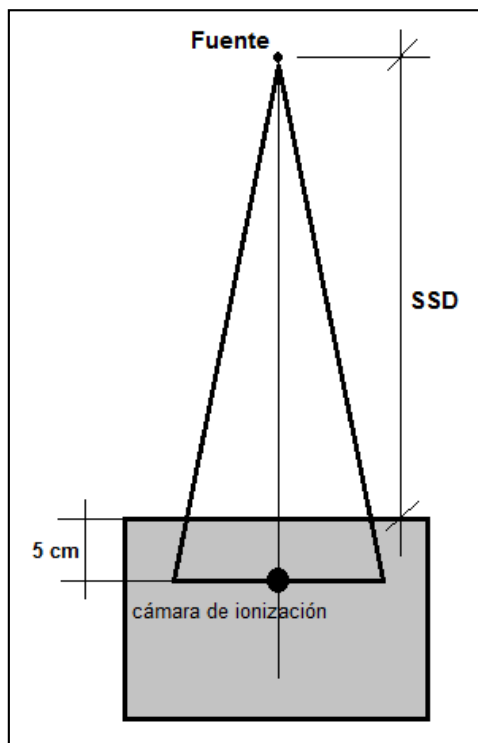


Figura 3.6. Disposición geométrica para la medida del factor de transmisión.

Tabla 3.1 Parámetros de referencia para evaluación del factor de transmisión

Parámetros	Valor
Calidad del haz	6 MV
SSD	95 / 100 cm
Campo	10 cm x 10 cm (MLC cerrado)
Tasa	300 UM/min
Tiempo	100 UM

3.3.2 Determinación de la Separación Dosimétrica - DLG

Para la medida del DLG, el archivo DICOM 6X_DLG_STD120.dcm, provee campos dinámicos, con gaps que se mueven de extremo a extremo, dentro de un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en la dirección X, desde -60 mm a +60 mm, a velocidad constante con respecto a las unidades de monitor (UM), teniendo como resultado una fluencia uniforme dentro del campo principal.

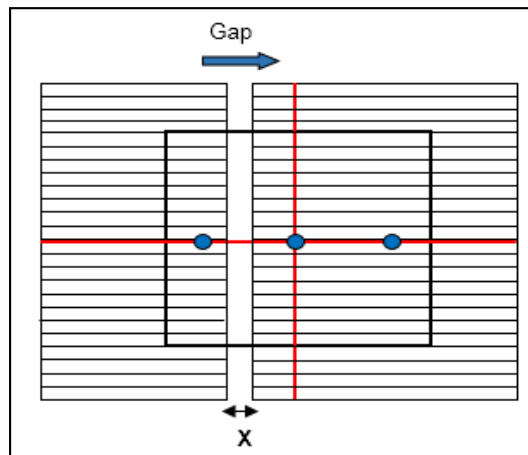


Figura 3.7. Esquema de los puntos de control para la medida del DLG dentro del campo de referencia $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con gap deslizante.

Los gaps empleados en la toma de datos son de 2, 4, 6, 10, 14, 16 y 20 mm; cada uno de los cuales tiene 3 puntos de control sobre el eje X (X: -4, 0; 4) cm, a una profundidad de 5 cm; los SSD utilizados son de 95 cm y 100 cm.

Enseguida se procedió a calcular, la contribución promedio de la transmisión a la lectura del gap (R_{gT}) para cada gap g , empleando la siguiente fórmula:

$$R_{gT} = R_T \left(1 - \frac{g \text{ (mm)}}{120 \text{ (mm)}} \right) \quad (10)$$

Donde:

R_T : Transmisión total.

g : gap

120 (mm): distancia de viaje de las láminas usado en el archivo DICOM

La lectura del gap corregido para cada gap g , es definido como:

$$R_{g\text{corregido}} = R_g - R_{g,T} \quad (11)$$

Finalmente se obtuvo una función lineal, $g(R_{g\text{corregido}}) = aR_{g\text{corregido}} + b$, a los puntos dados por el tamaño de gap g y el gap corregido R_g , siendo el gap el valor absoluto, de la intersección de la función ajustada con el eje x.

3.3.3 Test de comisionamiento TG-119

El test de comisionamiento de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) incluyen estructuras blancos y normales, las cuales se pueden incluir en el fantoma a elección, para fines de llevar a cabo la planificación del tratamiento. Estas estructuras pueden ser descargadas como DICOM-RT del servidor de la AAPM <http://aapm.org/pubs/tg119/default.asp>.

Estos tests incluyen: campos abiertos AP/PA, bandas, múltiples blancos, caso de próstata, cabeza y cuello y estructura en forma de C.

3.3.3.1 Prueba P1: AP/PA

La energía empleada fue de 6 MV, tasa de dosis de 300 UM/min, un fantoma de agua equivalente con una densidad de 1.03 g.cm³ y dimensiones de 30 x 30 x 22 cm³; una de las láminas de agua equivalente presenta una cavidad para insertar una cámara de ionización, tipo farmer (0.6 cm³), campo de 10 x 10 cm² y una dosis de 200 cGy al isocentro. Las lecturas de dosis media, obtenida en el isocentro con la cámara de ionización, se compararon con la dosis media calculada por el sistema de planificación ECLIPSE. La medida de distribución de dosis en el plano central, se verificó empleando el arreglo matricial PTW-seven29, determinando la fracción de puntos que pasaron el criterio de índice gamma. En la gráfica que presentamos a continuación se muestra cómo se posicionó el fantoma para la prueba, tanto para el posicionamiento de la cámara de ionización como para la matriz PTW array 2D seven29.

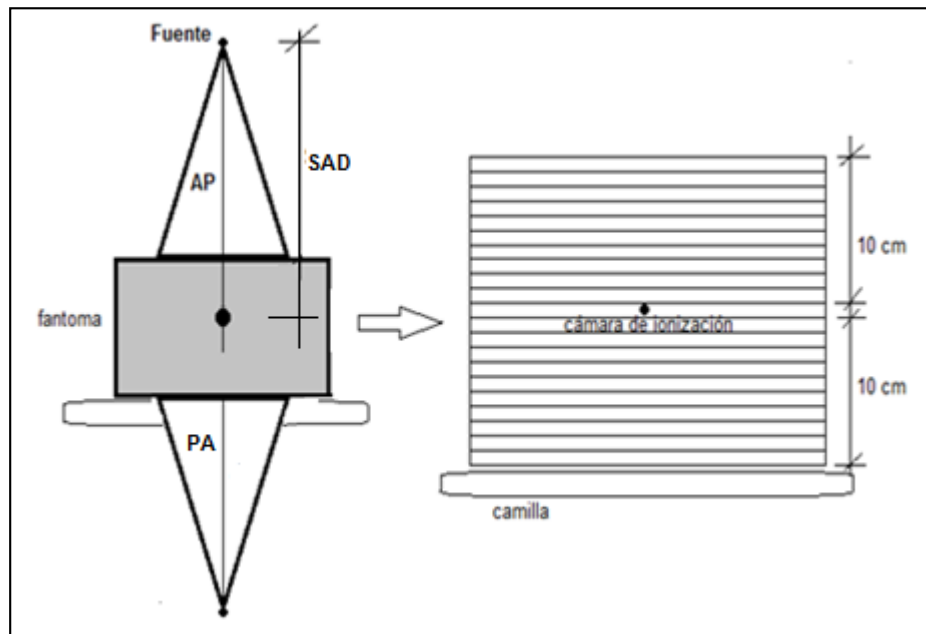


Figura 3.8. Representación geométrica del posicionamiento de la cámara de ionización y PTW 2D array seven29 en fantoma RW3.

Tabla 3.2. Parámetros de referencia en prueba AP/PA, con cámara de ionización y PTW 2D array seven29.

Parámetros	Valor
Calidad del haz	6 MV
Técnica	SAD
Campo	10 cm x 10 cm
Tasa	300 UM/min
Dosis	200 cGy

3.3.3.2 Prueba P2: Bandas

La energía empleada fue de 6 MV, tasa de dosis de 300 UM/min, un fantoma de agua equivalente RW3 con dimensiones de 30 x 30 x 22 cm³ y una cámara de ionización tipo farmer (0.6 cm³). La irradiación se llevó a cabo, mediante campos opuestos y paralelos AP/PA, para crear un set de 5 campos o bandas con anchos de 3 a 15 cm, dando cada una 25 UM.

La medida de la dosis central se determinó mediante la cámara de ionización,

mientras que la distribución de dosis en el plano central, se verificó con el arreglo matricial PTW-seven29, y el software Verisoft empleando el criterio gamma.

3.3.3.3 Prueba P3: Planes en VMAT

3.3.3.3.1 Múltiple blanco:

Tres blancos de forma cilíndrica son apilados a lo largo del eje de rotación, cada uno tiene un diámetro y una longitud de aproximadamente 4 cm. [21].

De acuerdo a la gráfica siguiente, es como se obtuvo la estructura completa, para continuar con el procedimiento de planificación.

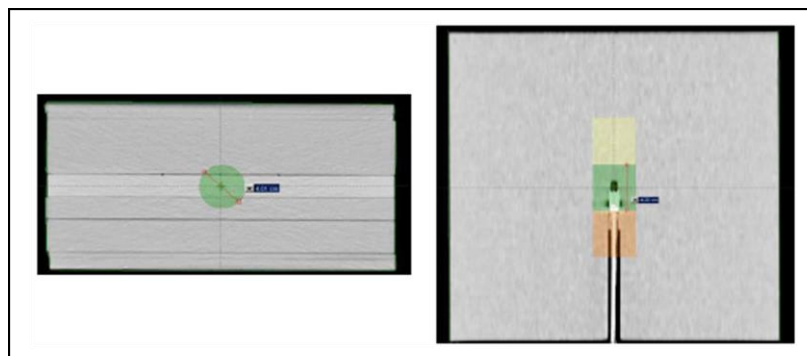


Figura 3.9. Fantoma OCTAVIUS con estructuras cilíndricas para la planificación en VMAT [21].

Los límites de dosis, planteados durante la etapa de la planificación del tratamiento, son los que se detallan en el siguiente cuadro:

Tabla 3.3 Dosis objetivos para las estructuras cilíndricas [21].

Estructura		
Blanco central	99 % del volumen recibe al menos 5000 cGy.	10 % del volumen recibe no más de 5300 cGy.
Blanco superior	99 % del volumen recibe al menos 2500 cGy.	10 % del volumen recibe no más de 3500 cGy.
Blanco inferior	99 % del volumen recibe al menos 1250 cGy.	10 % del volumen recibe no más de 2500 cGy.

Para el arreglo de haces, se empleo una energía de 6 MV, tasa de dosis de 600 UM/min y 2 arcos completos, el primero va desde los 179.9° hasta 180.1°, en sentido antihorario y el segundo desde 180.1° a 179.9° en sentido horario, además de colocar el colimador a 45 grados.

3.3.3.3.2 Estructura – próstata

Cuatro estructuras son agregadas al fantoma OCTAVIUS II, las cuales incluyen, próstata CTV, próstata PTV, una estructura cilíndrica que representa al recto y una estructura elipsoide que representa a la vejiga; la imagen a continuación nos muestra las diferentes estructuras dentro del fantoma.

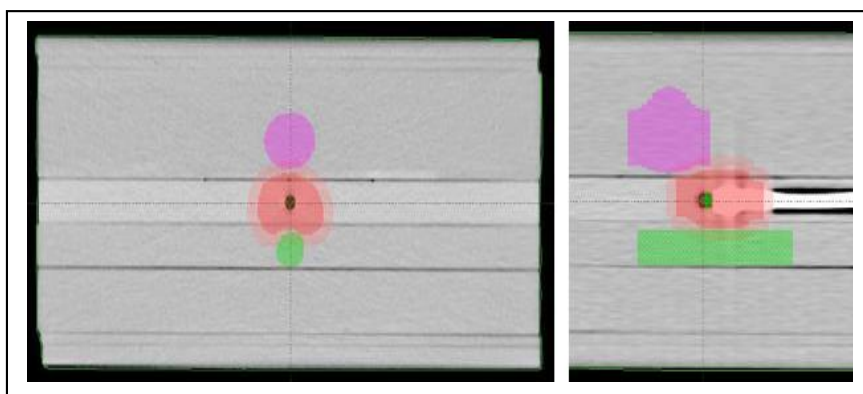


Figura 3.10. Fantoma OCTAVIUS con estructuras blanco: próstata, recto y vejiga para la planificación en VMAT [21].

Los límites de dosis, planteados durante la etapa de planificación del tratamiento, son los que se detallan en el siguiente cuadro:

Tabla 3.4. Dosis objetivos para estructuras blanco: próstata, recto y vejiga [21].

Estructura		
Próstata PTV	95 % del volumen recibe al menos 7560 cGy.	5 % del volumen recibe no más de 8300 cGy.
Recto	30 % del volumen recibe no más de 7000 cGy.	10 % del volumen recibe no más de 7500 cGy.
Vejiga	30 % del volumen recibe no más de 7000 cGy.	10 % del volumen recibe no más de 7500 cGy.

Para cumplir con el objetivo de las dosis, se empleó una energía de 6 MV, tasa de

dosis de 600 UM/min, y se dispuso de 2 arcos que va desde los 180.1° hasta 179.9°, en sentido horario y antihorario. La verificación de la dosis se obtuvo mediante lectura puntual con la cámara de ionización farmer y también a través del análisis planar de dosis, mediante el arreglo seven29 de PTW.

3.3.3.3.3 Estructura – Cabeza y cuello:

Dentro de las estructuras que se cargaron al fantoma OCTAVIUS II, tenemos al PTV, que va desde la base del craneo hasta la parte mas inferior del cuello, y las estructuras de riesgo, las cuales son la glandulas parótidas y la médula espinal. La siguiente imagen nos muestra como se acoplaron las estructuras al fantoma.

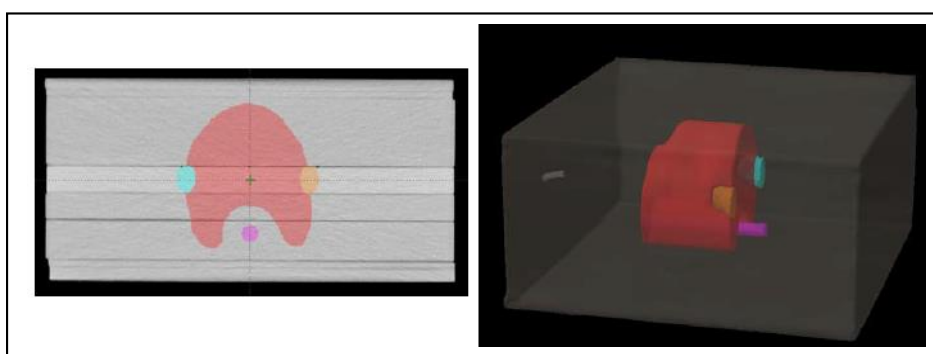


Figura 3.11. Fantoma OCTAVIUS con estructuras objetivos, PTV, parótidas y médula espinal [21].

Los límites de dosis, planteados durante la etapa de la planificación del tratamiento, son los que se detallan en el cuadro siguiente, empleando la tecnica VMAT, con 2 arcos completos en sentido horario y antihorario, tasa de dosis de 600 UM/min, energía 6 MV; la verificación de dosis media se llevó a cabo, mediante la cámara de ionización farmer y el análisis planar de dosis se corrobora con la matriz seven29 de PTW.

Tabla 3.5 Dosis objetivos para estructuras blanco: PTV, médula y parótidas [21]

Estructura		
HN PTV	90 % del volumen recibe al menos 5000 cGy. No más del 20 % de volumen recibe más de 5500 cGy.	99 % del volumen recibe al menos 4650 cGy.
Médula	Ninguna parte del volumen recibe más de 4000 cGy.	
Parótidas	50 % del volumen recibe menos de 2000 cGy.	

3.3.3.3.4 Estructura – forma en C

El blanco en forma de C, rodea a una estructura central, en forma de cilindro. Los límites de dosis que se emplearon para la cobertura del PTV, fueron las que se detallan a continuación:

Tabla 3.6. *Dosis objetivos para estructura en C: PTV y médula* [21].

Estructura		
Forma C: PTV	95 % del volumen recibe al menos 5000 cGy.	10 % del volumen recibe no más de 5500 cGy.
Médula	5 % del volumen recibe no más de 2500 cGy.	

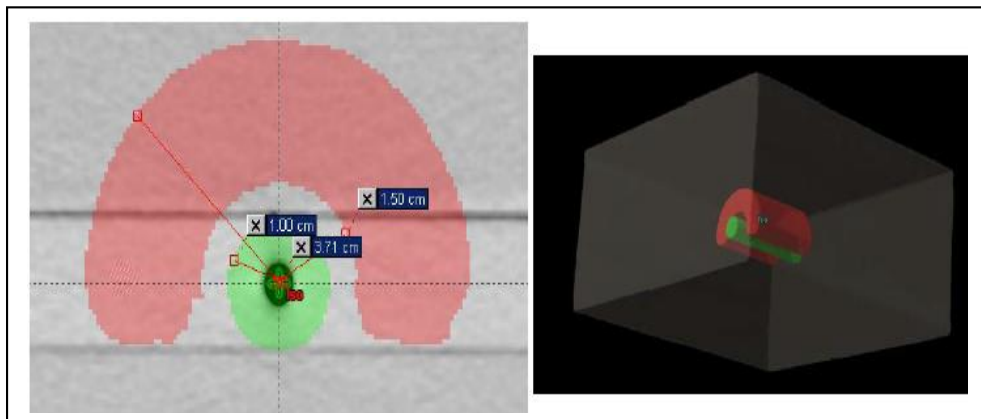


Figura 3.12. *Fantoma OCTAVIUS con estructura objetivo en forma de C (PTV) y médula espinal para fines de planificación* [21].

CAPITULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1 Determinación del factor de transmisión y DLG en técnica isocéntrica

Múltiples estudios han demostrado que los valores del factor de transmisión y DLG obtenidos experimentalmente, no son suficientes para una buena concordancia entre las dosis planeadas y medidas durante los controles de calidad de los planes de tratamiento de cada paciente, debido a incertezas inherentes al procedimiento experimental propuesto. Los datos para la transmisión y DLG, se obtuvieron en tres diferentes posiciones o puntos de control de la cámara de ionización sobre el eje X (-4, 0, 4) cm, los cuales se detallan en el anexo B, tabla B.1.1 y B.1.2, para un SSD de 95 cm y a una profundidad de 5 cm. Mediante la formula 9 y la tabla B.1.1 se obtiene el valor de la transmisión promedio de ambos bancos de láminas, de igual manera de la tabla B.1.2 se obtiene la figura 4.1, que nos muestra la tendencia lineal de la recta, cuyo valor absoluto del intercepto en el eje X define el DLG para una cámara tipo farmer, en el punto de control X = -4 cm.

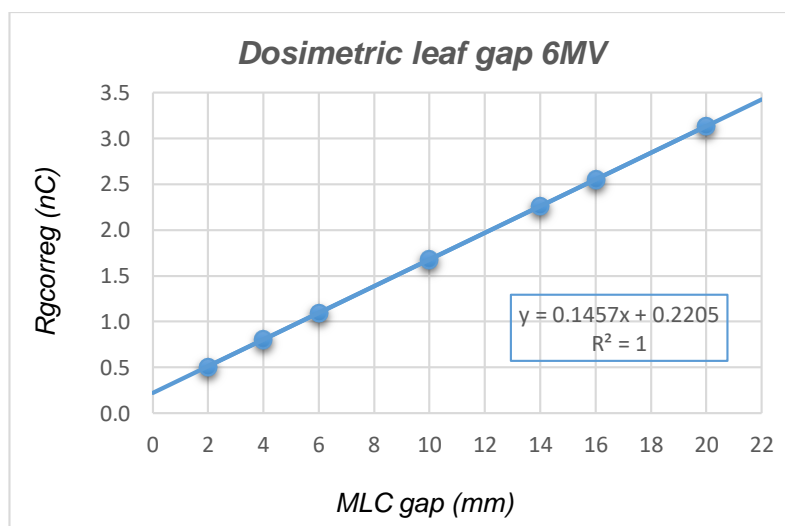


Figura 4.1 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm.

A partir de las tablas B.1.4 y B.1.6 del anexo B, se obtienen las figuras 4.2 y 4.3 para una cámara de ionización farmer en los puntos de control X (0 y 4) cm respectivamente.

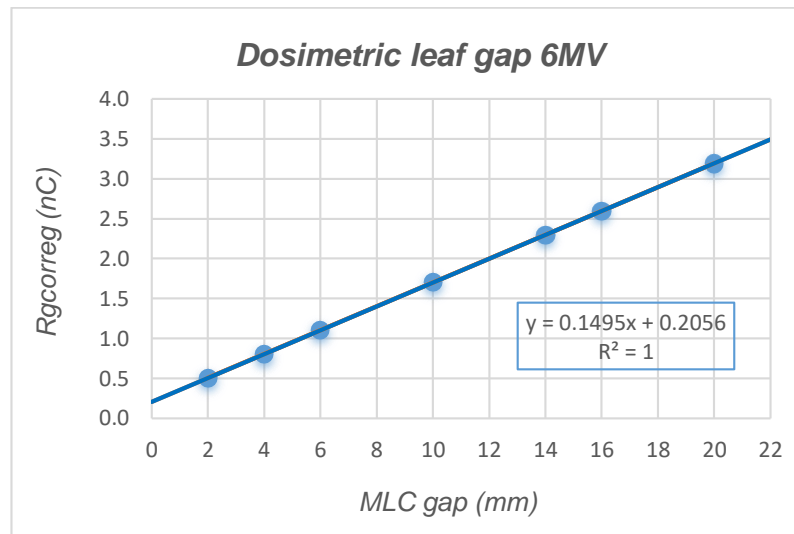


Figura 4.2 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm.

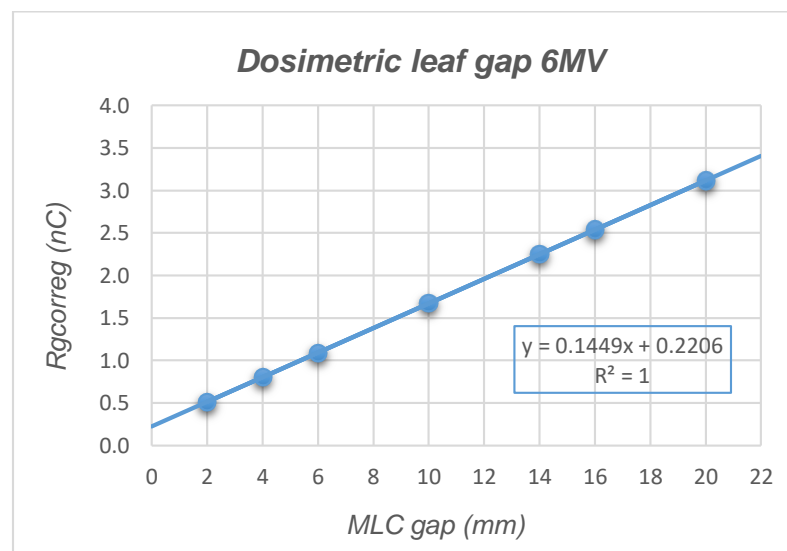


Figura 4.3 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm.

La tabla 4.1 que se muestra a continuación, nos muestra el valor promedio de la transmisión $\bar{p} = 0.014$, el cual corresponde a una diferencia porcentual de -6.7 % con respecto al valor de transmisión registrado en el TPS Eclipse, de igual manera la evaluación del DLG medido, registra una diferencia porcentual equivalente al -18.3 % con respecto al valor encontrado en el TPS Eclipse, para una cámara de ionización farmer en técnica isocéntrica

Tabla 4.1 Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.

C.I	X (cm)	Transmisión			DLG		
		Medido	Eclipse	Δ %	Medido	Eclipse	Δ %
Farmer	-4	0.013	0.015	13.3	0.151	0.180	16.1
	0	0.015	0.015	0.0	0.138	0.180	23.3
	4	0.014	0.015	6.7	0.152	0.180	15.6
\bar{p}		0.014	0.015	6.7	0.147	0.180	18.3

Las figuras 4.4, 4.5 y 4.6 se obtuvieron de las tablas del anexo B (B.1.8, B.1.10 y B.1.12) respectivamente, para una cámara de ionización semiflex.

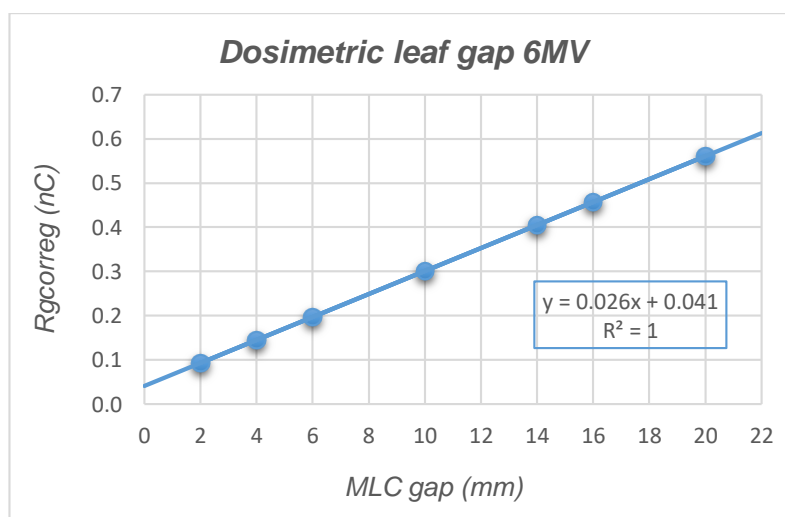


Figura 4.4 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm.

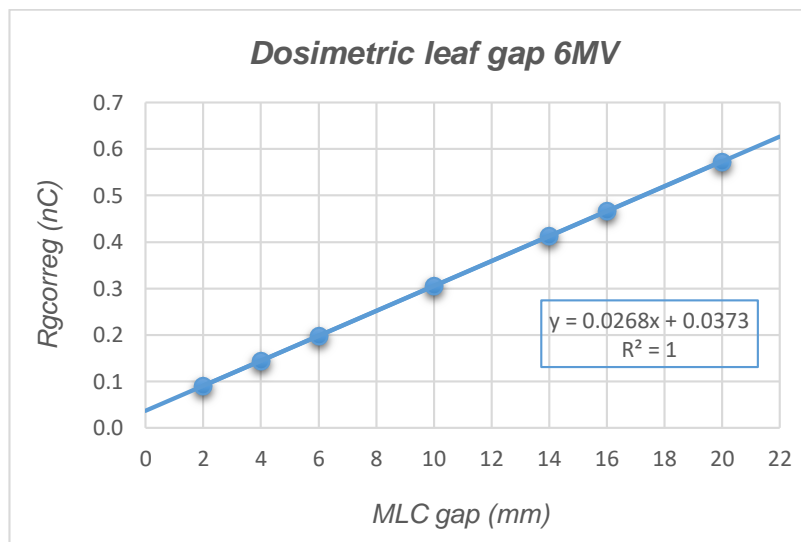


Figura 4.5 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm.

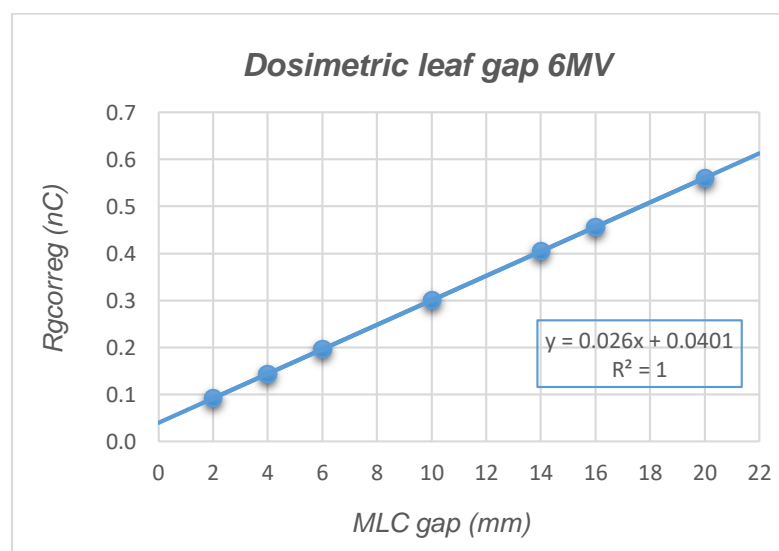


Figura 4.6 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm.

La tabla 4.2 desarrollada para una cámara de ionización semiflex, registra una diferencia porcentual entre la transmisión medida y el registrado en Eclipse de -6.7 %, mientras que para el DLG la diferencia porcentual es de -16.7 %.

Tabla 4.2 Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.

C.I	X (cm)	Transmisión			DLG		
		Medido	Eclipse	Δ %	Medido	Eclipse	Δ %
Semiflex	-4	0.013	0.015	13.3	0.158	0.180	12.2
	0	0.015	0.015	0.0	0.139	0.180	22.8
	4	0.014	0.015	6.7	0.154	0.180	14.4
	\bar{p}	0.014	0.015	6.7	0.150	0.180	16.7

Siguiendo con el análisis de los resultados encontrados en las tablas B.1.14, B.1.16 y B.1.18 del anexo B, se obtuvieron las figuras 4.7, 4.8 y 4.9 respectivamente, para una cámara de ionización tipo pinpoint en técnica isocéntrica, las cuales presentamos a continuación y de las cuales mediante la expresión matemática encontrada se puede determinar el DLG, para el punto de control en cuestión.

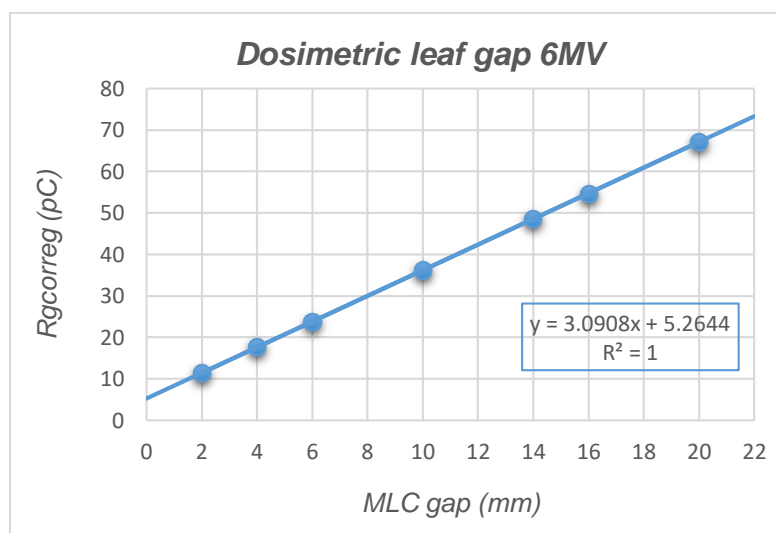


Figura 4.7 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm.

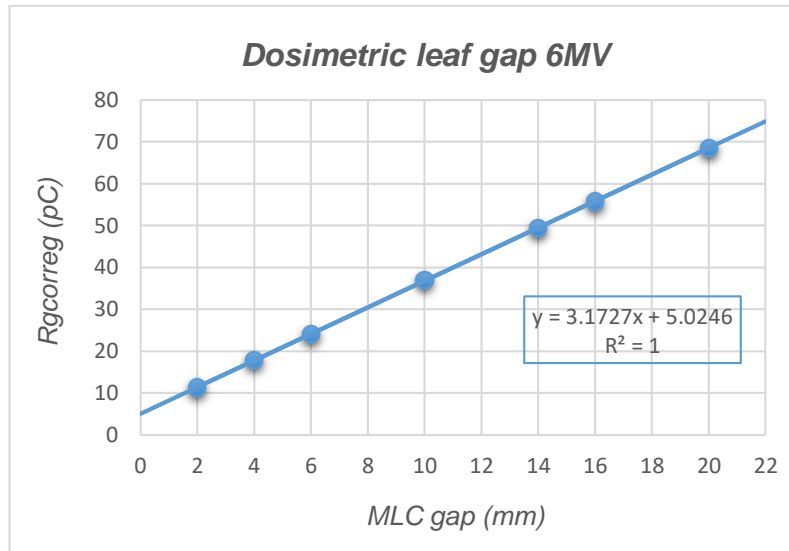


Figura 4.8 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm.

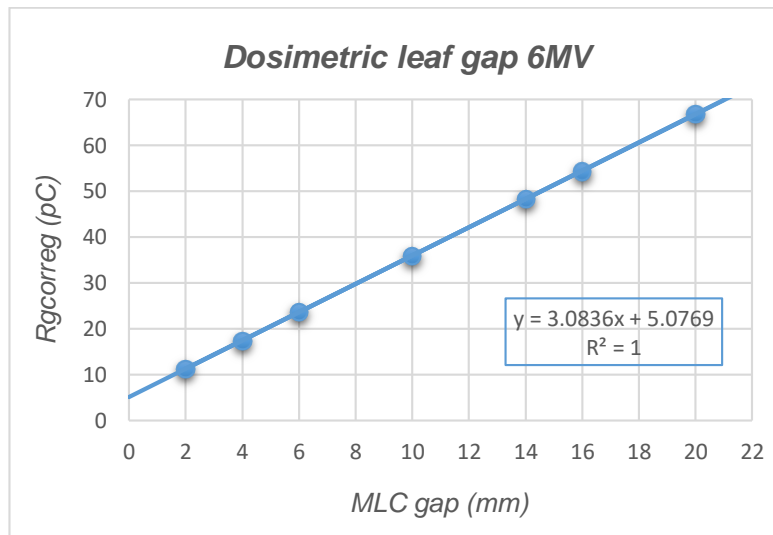


Figura 4.9 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm.

Al igual que en la tabla 4.2, los valores que presentamos en la tabla 4.3, muestran diferencias porcentuales de +6.7 % en el factor de transmisión, mientras que en el valor del DLG, la diferencia porcentual se redujo a -8.3 %, sin embargo su variación es alta con respecto al valor registrado en el TPS Eclipse.

Tabla 4.3 Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.

C.I	X (cm)	Transmisión			DLG		
		Medido	Eclipse	Δ %	Medido	Eclipse	Δ %
PinPoint	-4	0.016	0.015	6.7	0.172	0.180	4.4
	0	0.017	0.015	13.3	0.158	0.180	12.2
	4	0.016	0.015	6.7	0.165	0.180	8.3
\bar{p}		0.016	0.015	6.7	0.165	0.180	8.3

Los valores del factor de transmisión, obtenidos mediante las cámaras de ionización farmer (tabla 4.1) y semiflex (tabla 4.2), son similares en correspondencia con la posición en la que se obtuvieron, mostrando mayor estabilidad en sus medidas; por el contrario los valores hallados con la cámara pinpoint, muestra datos más altos tanto en transmisión como en el DLG, por lo que es necesario entonces tener en cuenta el tamaño del dispositivo con el que se obtienen las medidas, con la finalidad de obtener el valor óptimo para ambos parámetros físicos, que posteriormente se ingresará al sistema de planificación.

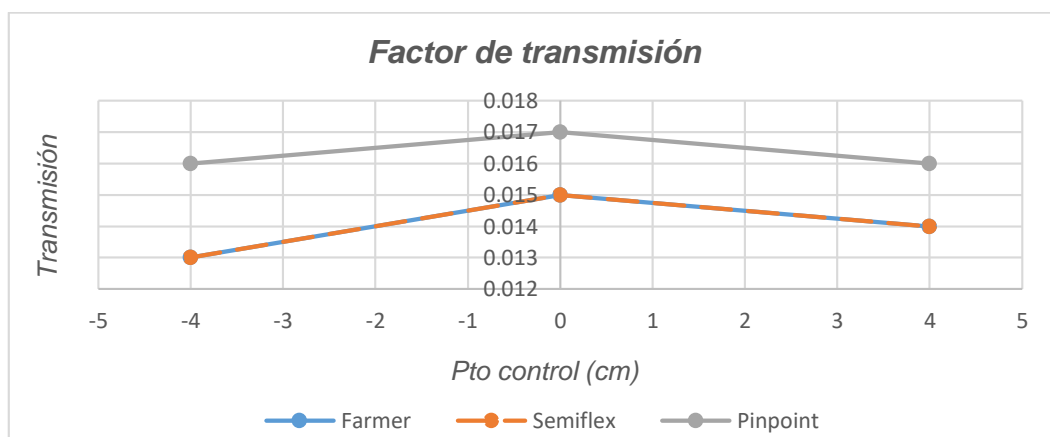


Figura 4.10 Valores de factor de transmisión para tres tipos de cámaras de ionización, campo: 10 x 10 cm², SSD 95 cm, profundidad 5 cm.

La figura 4.10 es el resultado de las tablas 4.1, 4.2 y 4.3, la cual nos muestra la tendencia que tiene la curva en mostrar valores de transmisión menores a medida que nos alejamos del eje del haz debido a la divergencia del mismo, el cual cae de manera ortogonal en el

centro del campo sobre las láminas que lo bloquean, mientras que a medida que nos alejamos del eje, la divergencia es mayor y la intensidad del haz disminuye, por lo tanto el recorrido que hace el haz dentro de las láminas del colimador es mayor teniendo como resultado valores de transmisión menores. Este comportamiento se mantuvo en la evaluación que se llevó a cabo con las tres cámaras de ionización, independientemente de los valores hallados.

De igual manera las tablas 4.1, 4.2 y 4.3 nos permitieron tener la figura 4.11, que representa los valores del dosimetry leaf gap DLG, para los tres tipos de cámaras de ionización en los tres puntos de control sobre el eje X, en condiciones isocéntricas.

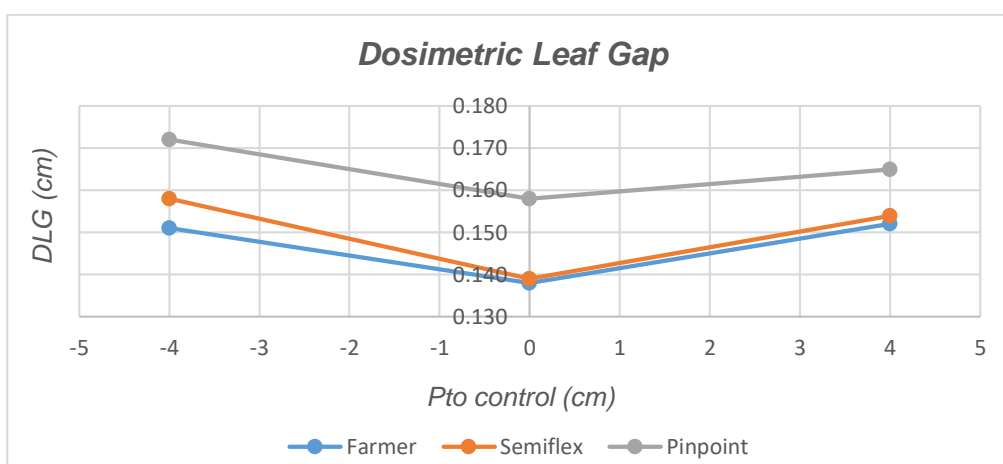


Figura 4.11 Valores de dosimetric leaf gap para tres tipos de cámaras de ionización, campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD 95 cm, profundidad 5 cm.

En la siguiente tabla se resumen los valores promedio del factor de transmisión y DLG, obtenido con las cámaras de ionización farmer, semiflex y pinpoint en técnica isocéntrica. Los resultados nos muestran que la diferencia porcentual en la transmisión obtenido con las cámaras de ionización farmer y semiflex es de -6.7 % y de +6.7 % para la cámara pinpoint con respecto al valor ingresado en el TPS Eclipse, mientras que los valores del DLG alcanzan una diferencia porcentual que va desde -18.3 % al -8.9 % con respecto al valor registrado en Eclipse.

Tabla 4.4 Valores promedio del factor de transmisión y DLG con tres tipos de cámaras de ionización vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, campo: 10 x 10 cm².

C.I	Transmisión			DLG		
	Medido	Eclipse	Δ %	Medido	Eclipse	Δ %
Farmer	0.014	0.015	6.7	0.147	0.180	18.3
Semiflex	0.014	0.015	6.7	0.150	0.180	16.7
PinPoint	0.016	0.015	6.7	0.164	0.180	8.9

4.2 Determinación del factor de transmisión y DLG en técnica SSD

Siguiendo la misma metodología de la técnica isocéntrica para determinar los factores de transmisión y DLG, en esta sección el setup que se empleó fue un SSD de 100 cm a una profundidad de 5 cm para los tres tipos de cámaras de ionización que se emplearon. Mediante las tablas B.2.2, B.2.4 y B.2.6 del anexo B se elaboraron las gráficas 4.12, 4.13 y 4.14 que se muestran a continuación, en cada uno de los puntos de control para una cámara de ionización tipo pinpoint.

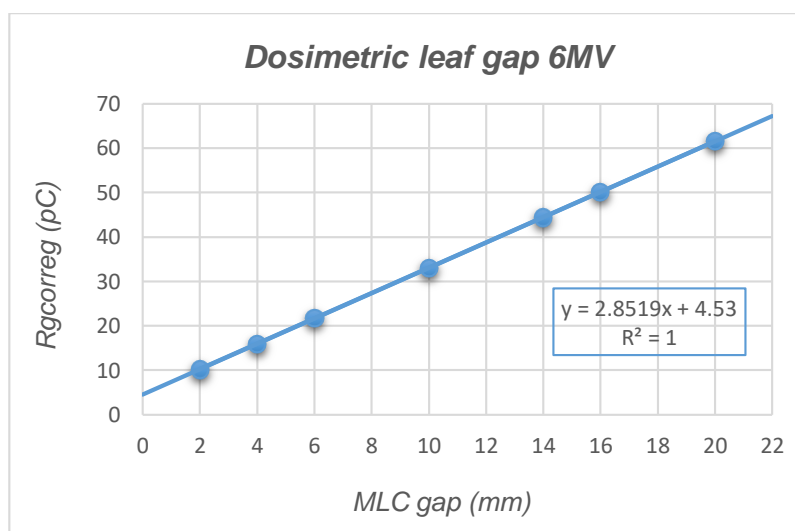


Figura 4.12 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm.

Las ecuaciones en las gráficas que mostramos a continuación nos permiten determinar el dosimetry leaf gap o DLG en cada una de las situaciones planteadas; tal es el caso de la gráfica 4.13 en el que el valor del DLG obtenido es igual a 0.162 cm y en la gráfica 4.14 el valor resultante del DLG es 0.145 cm.

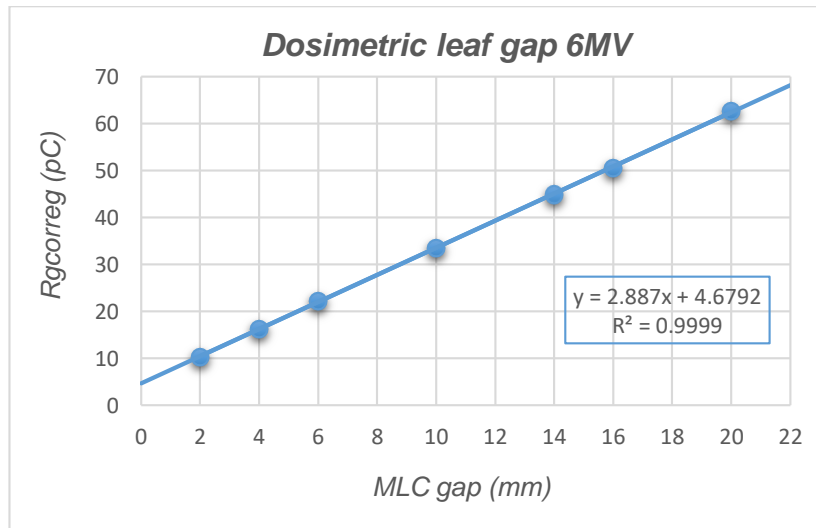


Figura 4.13 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 0 cm.

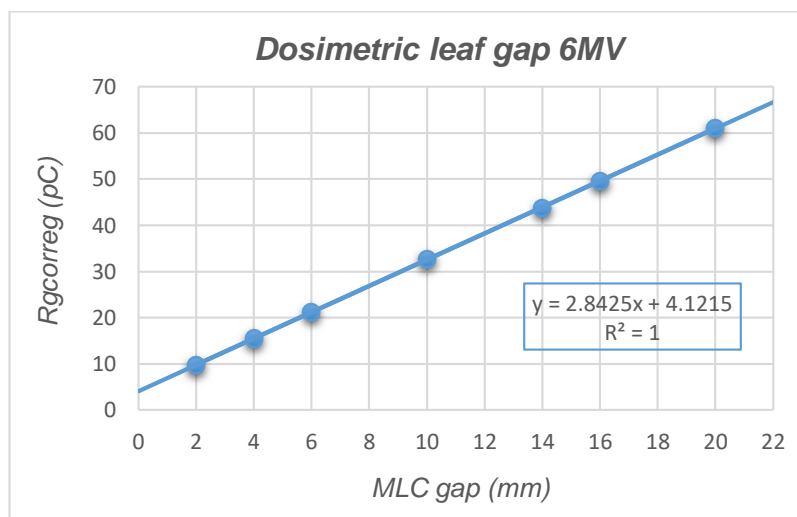


Figura 4.14 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = 4 cm.

La tabla 4.5 agrupa los diferentes valores obtenidos para la transmisión y DLG, en los tres puntos de control sobre el eje X a SSD 100 cm. Con respecto a la transmisión promedio el valor medido es de 0.017, mientras que el DLG promedio es de 0.155 cm, dando una diferencia porcentual de +13.3 % y -13.9 % respectivamente; cabe resaltar que la transmisión obtenida en la técnica SSD es mayor en comparación con la técnica isocéntrica, en la cual la diferencia porcentual se había mantenido en 6.7 %, para los tres tipos de cámaras de ionización utilizadas; además la diferencia porcentual en el DLG se sigue manteniendo alta, lo cual implica una diferencia de dosis importante al momento de comparar los planos de dosis medidos con el reportado por el planificador.

Tabla 4.5 Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.

C.I	X (cm)	Transmisión			DLG		
		Medido	Eclipse	Δ %	Medido	Eclipse	Δ %
PinPoint	-4	0.017	0.015	13.3	0.159	0.180	11.7
	0	0.017	0.015	13.3	0.162	0.180	10.0
	4	0.017	0.015	13.3	0.145	0.180	19.4
	\bar{p}	0.017	0.015	13.3	0.155	0.180	13.9

A continuación se muestran las figuras 4.15, 4.16 y 4.17 obtenidas a partir de las tablas B.2.8, B.2.10 y B.2.12, del anexo B.

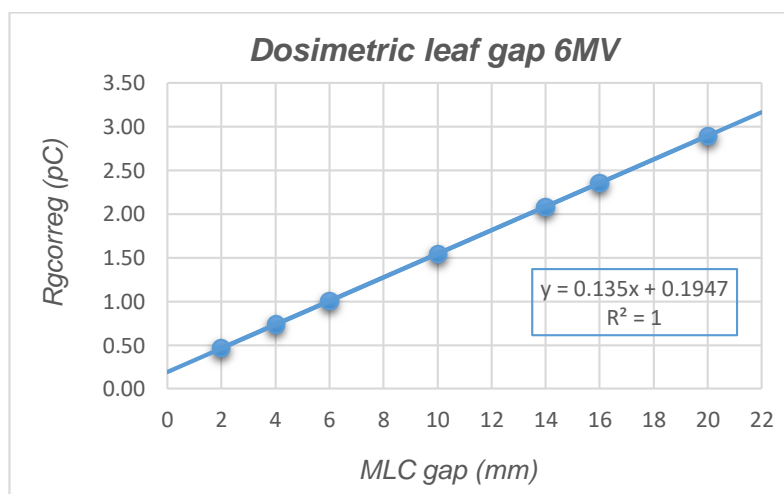


Figura 4.15 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², punto de control X = -4 cm.

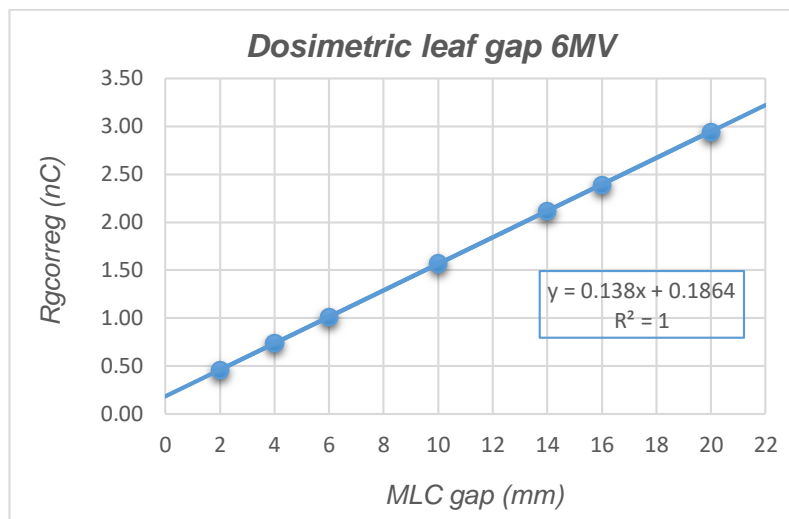


Figura 4.16 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

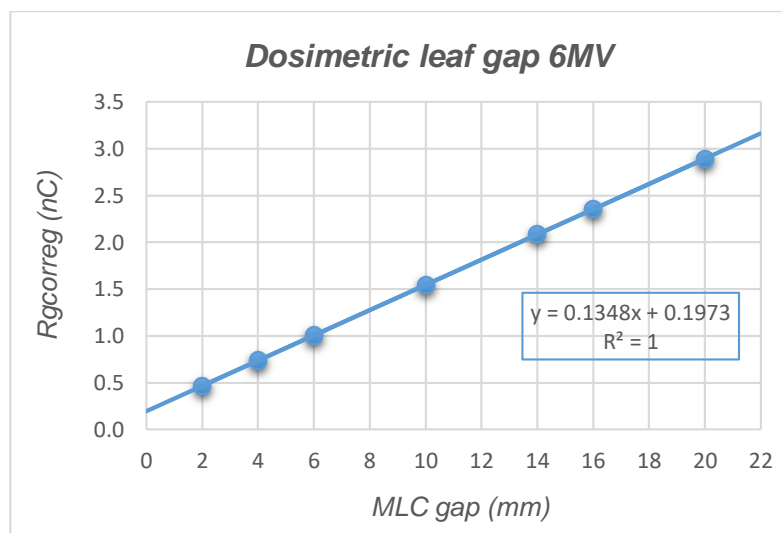


Figura 4.17 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

Tabla 4.6 Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.

C.I	X (cm)	Transmisión			DLG		
		Medido	Eclipse	Δ %	Medido	Eclipse	Δ %
Farmer	-4	0.013	0.015	13.3	0.144	0.180	20.0
	0	0.014	0.015	6.7	0.135	0.180	25.0
	4	0.014	0.015	6.7	0.146	0.180	18.9
	\bar{p}	0.014	0.015	6.7	0.142	0.180	21.1

Las figuras 4.18, 4.19 y 4.20 que se muestran a continuación se obtuvieron a partir de las tablas B.2.14, B.2.16 y B.2.18, del anexo B.

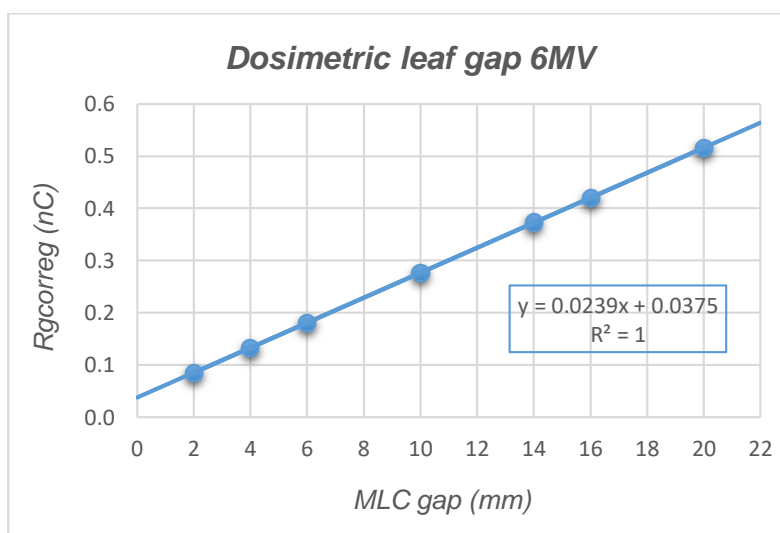


Figura 4.18 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm.

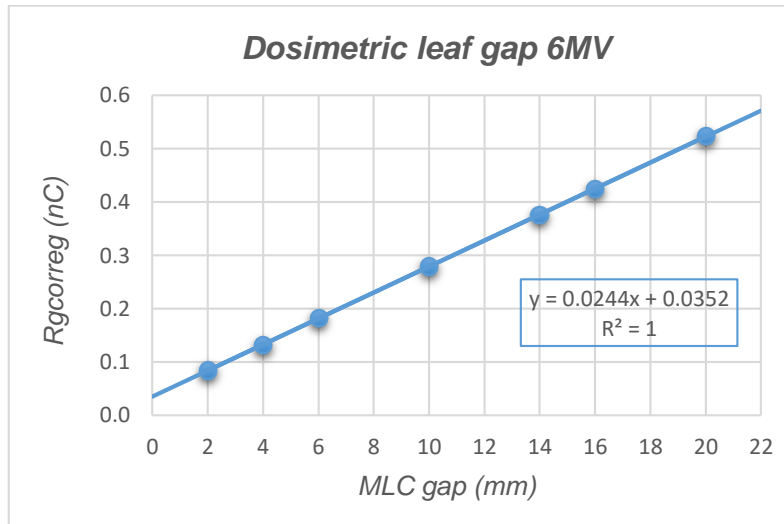


Figura 4.19 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

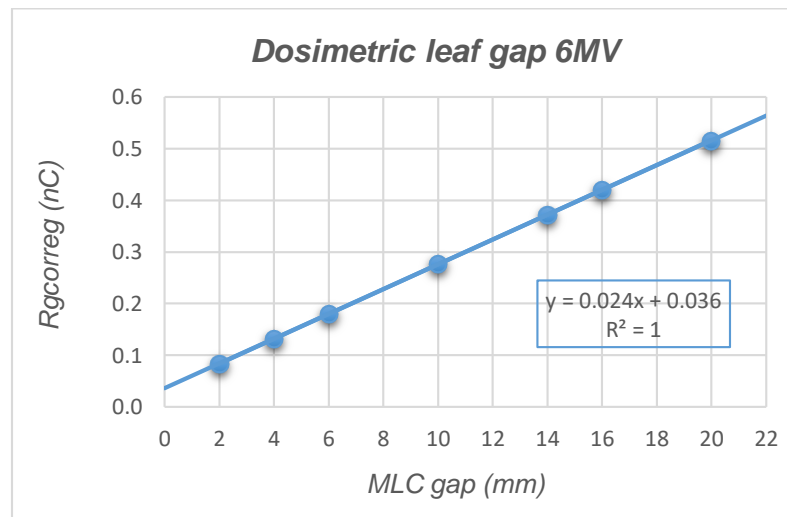


Figura 4.20 Determinación del DLG mediante el intercepto de la recta en el eje X a SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

Tabla 4.7 Valores del factor de transmisión y DLG vs datos del TPS Eclipse, para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en tres puntos de control X (-4, 0, 4) cm.

C.I	X (cm)	Transmisión			DLG		
		Medido	Eclipse	Δ %	Medido	Eclipse	Δ %
Semiflex	-4	0.014	0.015	6.7	0.157	0.180	12.8
	0	0.015	0.015	0.0	0.144	0.180	20.0
	4	0.014	0.015	6.7	0.150	0.180	16.7
	\bar{p}	0.014	0.015	6.7	0.150	0.180	16.7

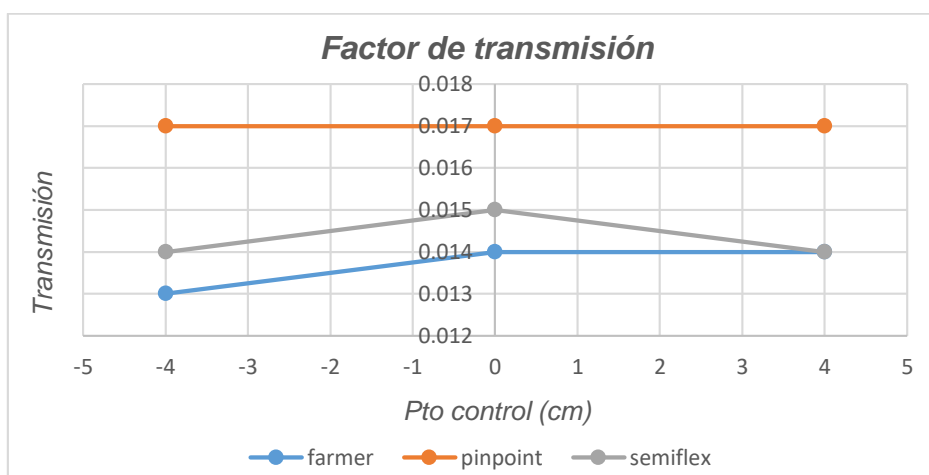


Figura 4.21 Valores de factor de transmisión a SSD 100 cm, profundidad 5 cm.

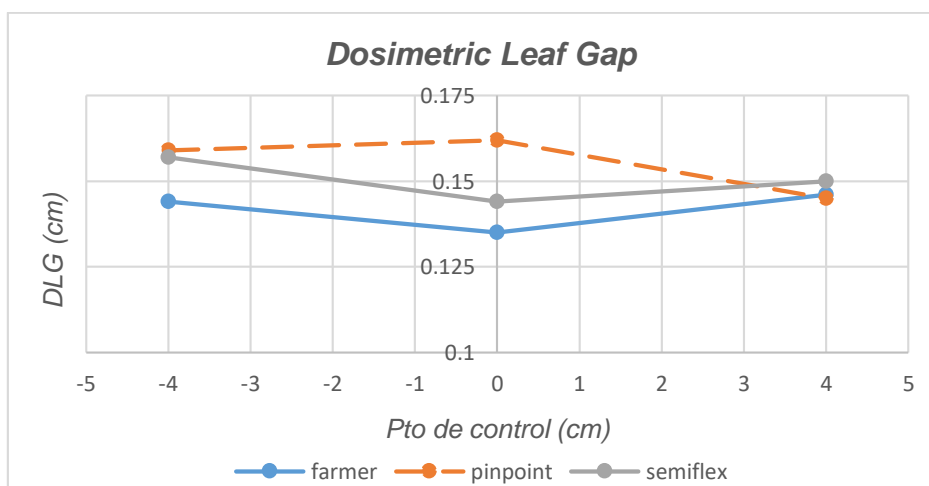


Figura 4.22 Valores de DLG a SSD 100 cm, profundidad 5 cm.

A continuación, el siguiente cuadro presenta los valores promedio de transmisión y DLG, para las dos técnicas empleadas.

Tabla 4.8 Valores de transmisión y DLG promedio para energía de 6 MV, SSD: 95 -100 cm, profundidad 5 cm, campo: 10 x 10 cm².

SSD (cm)	FARMER		SEMIFLEX		PINPOINT	
	TRANSM	DLG	TRANSM	DLG	TRANSM	DLG
95	0.014	0.147	0.014	0.150	0.016	0.164
100	0.014	0.142	0.014	0.150	0.017	0.155

4.3 Test de comisionamiento TG-119

Múltiples estudios han mostrado una fuerte dependencia en la respuesta de las matrices de CI con respecto a la incidencia del haz en el área de detección, haciéndose más notoria a medida que nos alejamos de la irradiación perpendicular con respecto al plano de la matriz [24,25,26], por lo que es un parámetro que hay que tener en cuenta al momento de establecer los límites de aceptación en una irradiación con VMAT.

4.3.1 Prueba P1: AP/PA

Adicionalmente al arreglo empleado en la figura 4.23(a) para la medida de la dosis absorbida, fue necesario contornear el área de la cámara de ionización (Fig. 4.23(b)) en el sistema de planificación Eclipse, con la finalidad de determinar la dosis media en todo su volumen.

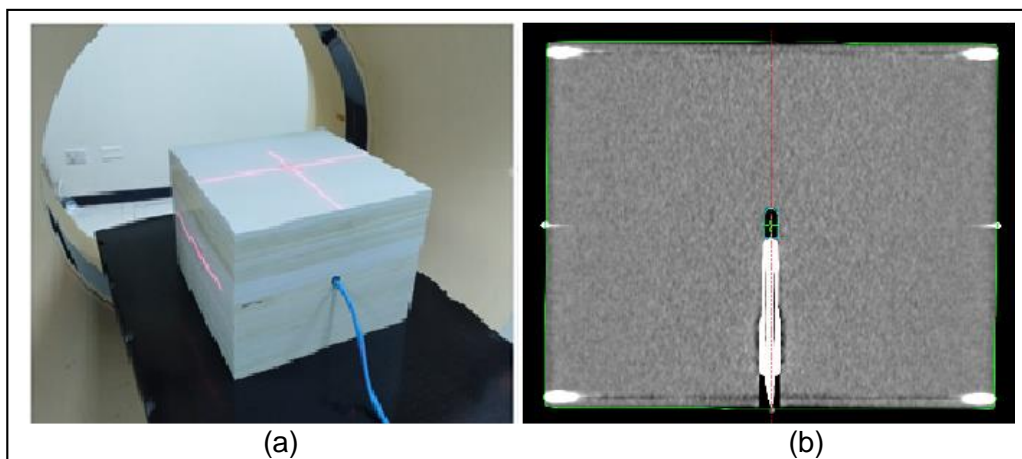


Figura 4.23 Arreglo en prueba P1 con CI (a) y definición de volumen CI, en TPS (b).

Tabla 4.9 Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en prueba P1. (Los valores fueron corregidos por efectos de presión, temperatura y calidad del haz; K_{TP} , K_{Q00}).

DOSIS (cGy)			
PRUEBA	TPS	CI	Δ %
P1	201.5	199.7	0.9

A continuación se determinó la dosis planar, mediante la matriz PTW-seven29, estableciéndose el porcentaje de puntos que pasan el nivel de aceptación, el cual se estableció en un valor ≥ 95 %.

Tabla 4.10 Comparación de la dosis absorbida obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central $CI_{Seven29}$, de la matriz PTW-seven29, en prueba P1.

DOSIS (cGy)				
PRUEBA	TPS	$CI_{Seven29}$	GAMMA	Ptos. (%)
P1	199.6	200.2	0.102	100

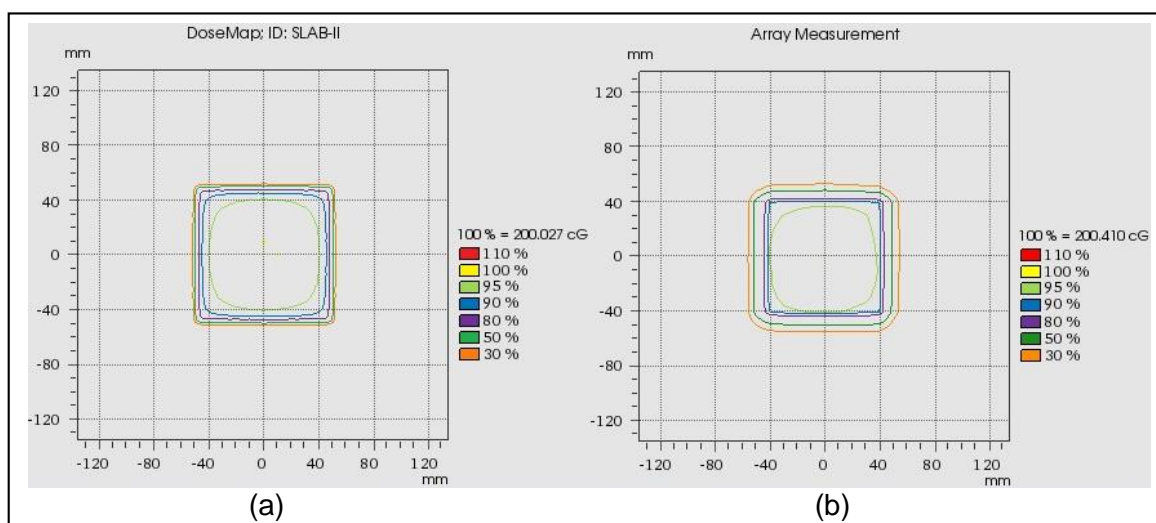


Figura 4.24 Comparación de dosis planar del TPS Eclipse (a) y dosis planar medida en prueba P1 (b). Ver anexo C.1

4.3.2 Prueba P2: Bandas

La medida de la dosis planar obtenida con matrices, presentan la desventaja de tener poca resolución espacial, debido al espacio existente entre los detectores, sin embargo las medidas que se obtienen son de alta precisión [22]; cabe resaltar que la respuesta del 2D array seven29 se reduce con el tiempo, debiéndose en muchos casos al daño de algunas de las cámaras dentro del arreglo o por exposición a la radiación de la región electrónica de la matriz, afectando la sensibilidad del equipo [20]; motivo por el cual se adoptó como procedimiento, realizar una calibración cruzada antes de cada medición. El Verisoft v4.2 es el software empleado para el análisis de índice gamma.

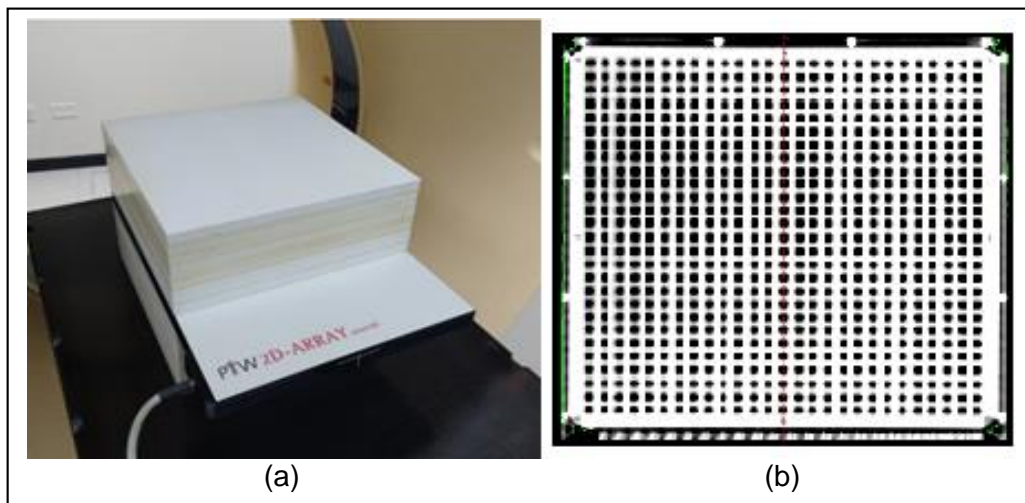


Figura 4.25 Arreglo empleado para el análisis de dosis planar en prueba P2 (a) y matriz de detectores PTW seven29 (b).

Tabla 4.11 Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en prueba P2. (Los valores fueron corregidos por efectos de presión, temperatura y calidad del haz; K_{TP} , K_{Q00}).

PRUEBA	DOSIS (cGy)		Δ %
	TPS	CI	
P2	201.3	199.5	0.9

Tabla 4.12 Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central CI_{Seven29}, de la matriz PTW-seven29, en prueba P2.

DOSIS (cGy)				
PRUEBA	TPS	CI_{Seven29}	GAMMA	Ptos. (%)
P2	199.6	200.0	0.031	100

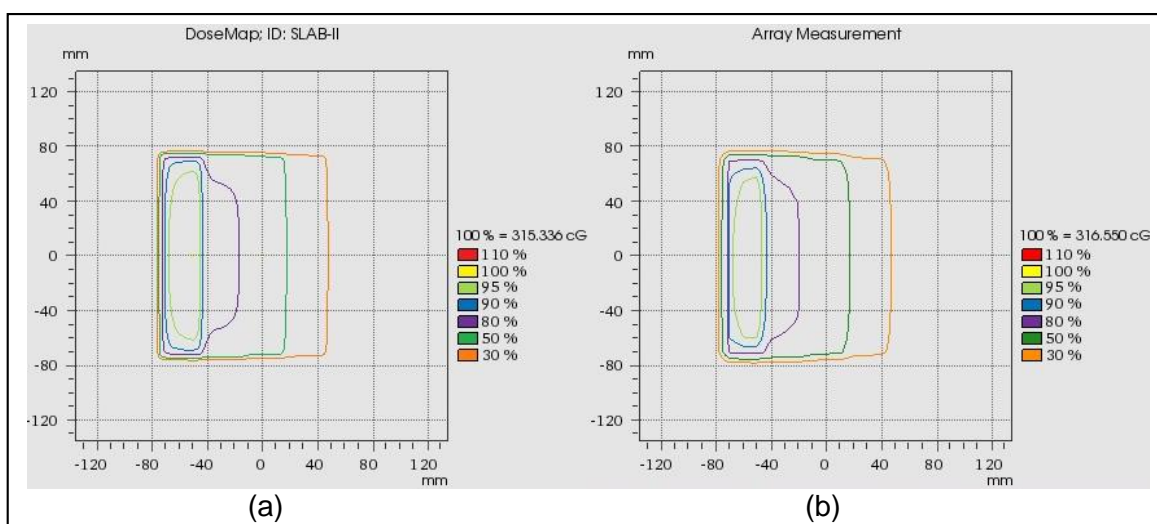


Figura 4.26 Comparación de dosis planar del TPS Eclipse (a), dosis planar medida; prueba P2 (b). Ver anexo C.2

4.3.3 Prueba P3

El procedimiento desarrollado en el TG-119, para la implementación de técnicas de tratamiento como IMRT, la cual hemos extendido a la técnica VMAT, contempla el desarrollo de pruebas que se dividen en 2 grupos, las pruebas 1 y 2 nos muestran las diferencias alcanzadas en el cálculo de la dosis, mientras que la prueba 3 reúne 4 test, diseñados para la aceptación clínica de la técnica VMAT en pacientes.

El mapa de dosis obtenido, se llevó a cabo utilizando el conjunto dosimétrico PTW Octavius linac y el arreglo PTW array seven29. La diferencia entre los maniquies PTW Octavius CT y linac está en el diseño de su parte inferior, en el caso del tipo CT, éste es de poliestireno y totalmente sólido, mientras que el tipo linac tiene una cavidad que se utiliza para compensar la subestimación de las medidas en las CI del arreglo 2D, debido a la dependencia angular de su respuesta para irradiaciones posteriores [23].

- **Múltiple Blanco**

Tabla 4.13 Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en prueba "Múltiple Blanco". (Los valores fueron corregidos por efectos de presión, temperatura y calidad del haz; K_{TP} , K_{QO}). Ver anexo B, tabla B.2.19.

DOSIS (cGy)			
PRUEBA	TPS	CI	Δ %
Múltiple Blanco	213.5	213.6 \pm 0.2	0.05

El protocolo que tomamos en cuenta durante los procedimientos de control de calidad de los planes de tratamiento, presenta una tasa de aceptación de los puntos evaluados en los mapas de dosis de ≥ 95 %, para la comparación de la función gamma, con un criterio de tolerancia de distancia de acuerdo a la dosis de 3 mm y diferencia de dosis de 3 %.

Tabla 4.14 Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central $CI_{Seven29}$, de la matriz PTW-seven29, en prueba "Múltiple Blanco". Ver anexo B, tabla B.2.20 y anexo C.3.

DOSIS (cGy)					
PRUEBA	TPS	$CI_{Seven29}$	Δ %	GAMMA	Ptos. (%)
Múltiple Blanco	214.9 \pm 0.4	216.8 \pm 0.1	0.9	0.648	97

Empleamos el método del análisis gamma para comparar las distribuciones de dosis obtenidas tanto por el TPS y durante el procedimiento de medida; la comparación de los mapas de dosis se llevó a cabo con el software verisoft v4.2, el cual procede con la evaluación subdividiendo en regiones de alta y baja gradiente de dosis. En regiones de baja gradiente, las dosis son comparadas directamente con una tolerancia aceptable sobre la diferencia entre los dos mapas de dosis, mientras que en regiones de alta gradiente la diferencia de dosis puede ser relativamente menos importante y el concepto de distancia de coincidencia (DTA), es usado para determinar la aceptabilidad del proceso.

- Estructura – Próstata

Tabla 4.15 Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en “Estructura - Próstata”. (Los valores fueron corregidos por efectos de presión, temperatura y calidad del haz; K_{TP} , K_{Q00}). Ver anexo B, tabla B.2.21.

DOSIS (cGy)			
ESTRUCTURA	TPS	CI	Δ %
Próstata	211.3	211.7 \pm 0.2	0.2

Tabla 4.16 Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central $CI_{Seven29}$, de la matriz PTW-seven29, en “Estructura - Próstata”. Ver anexo B, tabla B.2.22 y anexo C.4.

DOSIS (cGy)					
ESTRUCTURA	TPS	$CI_{Seven29}$	Δ %	GAMMA	Ptos. (%)
Próstata	213.6 \pm 0.5	217.0 \pm 0.7	1.6	0.639	97.5

- Estructura – Cabeza y cuello

Tabla 4.17 Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en “Estructura - cabeza y cuello”. (Los valores fueron corregidos por efectos de presión, temperatura y calidad del haz; K_{TP} , K_{Q00}). Ver anexo B, tabla B.2.23.

DOSIS (cGy)			
ESTRUCTURA	TPS	CI	Δ %
Cabeza y cuello	207.5	206.1 \pm 0.2	0.7

Tabla 4.18 Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central $CI_{Seven29}$, de la matriz PTW-seven29, en “Estructura - cabeza y cuello”. Ver anexo B, tabla B.2.24 y anexo C.5.

DOSIS (cGy)					
ESTRUCTURA	TPS	$CI_{Seven29}$	Δ %	GAMMA	Ptos. (%)
Cabeza y cuello	210.4 ± 0.3	210.4 ± 0.6	0.0	0.255	97.2

- **Estructura – Forma en C**

La dosis colectada con la cámara de ionización y la cámara central del arreglo 2D, fueron obtenidas ubicándolas en una zona de baja dosis y alto gradiente, resultando en diferencias porcentuales del -3.3 % y -4.6 % para la cámara de ionización y cámara central del arreglo respectivamente, siendo estos valores los más altos hallados en términos de diferencia porcentual; sin embargo el resultado del límite de confiabilidad fue del 97.3 %.

Tabla 4.19 Comparación de la dosis absorbida obtenida con cámara de ionización CI y por el TPS Eclipse en “Estructura – Forma en C”. (Los valores fueron corregidos por efectos de presión, temperatura y calidad del haz; K_{TP} , K_{Q0}). Ver anexo B, tabla B.2.25.

DOSIS (cGy)			
ESTRUCTURA	TPS	CI	Δ %
Forma en C	67.50	65.30 ± 0.06	3.3

Tabla 4.20 Comparación de la dosis absorbida, obtenida por el TPS Eclipse y la cámara de ionización central $CI_{Seven29}$, de la matriz PTW-seven29, en “Estructura – forma en C”. Ver anexo B, tabla B.2.26 y anexo C.6.

DOSIS (cGy)					
ESTRUCTURA	TPS	$CI_{Seven29}$	Δ %	GAMMA	Ptos. (%)
Forma en C	70.0 ± 0.7	66.8 ± 0.9	4.6	0.345	97.3

CAPITULO V

CONCLUSIONES

1. El presente trabajo, se enfocó fundamentalmente en la optimización y validación del factor de transmisión FT y separación dosimétrica de las láminas DLG, mediante la metodología de la AAPM TG-119 en tratamientos de VMAT, destacando la funcionabilidad y potencialidad de las cámaras de ionización y de la matriz de detectores seven29 a la vista de los presentes resultados, permitiéndonos alcanzar un alto nivel de excelencia en el control de calidad de los planes pre-tratamiento, desde un punto de vista dosimétrico y clínico.
2. El desarrollo de los procedimientos propuestos para la obtención del FT y DLG y validación de los planes de tratamiento a través del TG-119, nos ha llevado a la revisión de múltiples estudios y conceptos fundamentales de la dosimetría, mediante los cuales podemos aseverar que no es suficiente la obtención de dichos parámetros físicos, si no también es importante su optimización y validación en cada centro en particular, al momento en el que se decida implementar nuevas técnicas de tratamiento, tal es el caso de la técnica VMAT.
3. Los valores optimizados del factor de transmisión FT: 0.015 y separación dosimétrica de las láminas DLG: 0.147, nos permite obtener una buena aproximación de la dosis tanto puntual como planar, respecto a los valores reportados por el TPS Eclipse, siendo las diferencias porcentuales máximas de -3.3 % y -4.6 % respectivamente, para evaluaciones en zonas de baja dosis y alta gradiente, mientras que en zonas de alta dosis y baja gradiente, las diferencias máximas porcentuales halladas fueron de -0.9 % para la cámara de ionización y de +1.6 % para la cámara central de la matriz seven29; sin embargo cabe resaltar que el límite de confianza obtenido para el total de puntos evaluados fue mayor al 97 % en ambos casos.
4. En base a los datos reportados en la tabla 4.8, sobre el factor de transmisión, se rescata el hecho de que no hay diferencias sustanciales entre los valores obtenidos en ambas técnicas, obteniéndose un valor promedio de FT: 0.015, concluyendo que el factor de transmisión es independiente de la posición y la técnica que se emplea para su determinación y que por el contrario depende exclusivamente de los componentes

estructurales del cual están elaboradas las láminas, tal y como se reportó en la tabla 2.1.

5. El valor de la separación dosimétrica de las láminas o DLG, se determinó bajo diferentes escenarios, SSD (95 y 100 cm), tres tipos de cámaras de ionización y en tres puntos de control sobre el eje X (x : -4, 0, 4 cm), hallándose valores de 0.147, 0.150 y 0.164 para un SSD de 95 cm, mientras que para un SSD de 100 cm los valores fueron de 0.142, 0.150 y 0.155, reportándose como valor promedio de DLG: 0.151; sin embargo el valor optimizado fue de 0.147, resaltando que a diferencia del valor de transmisión el DLG si depende de la posición en la cual se mide, debido a la transmisión de las láminas como consecuencia de la divergencia del haz.
6. Las diferencias porcentuales de dosis con respecto al TPS Eclipse, encontradas en las tablas 4.9 y 4.10, llevadas a cabo con la cámara de ionización farmer y con la cámara central de la matriz seven29, fueron de -0.9 % y +0.3 % para la prueba P1 respectivamente; en la prueba P2, tabla 4.11 y 4.12, la diferencia fue de -0.9 % con la cámara de ionización, mientras que con el seven29 fue de -0.2 %. Los test de planes clínicos dieron los siguientes resultados: Múltiple blanco, CI (+0.05 %), seven29 (+0.9 %); Próstata, CI (+0.2 %), seven29 (+1.6 %); Cabeza y cuello, CI (-0.7 %), seven29 (0 %); Forma en C, CI (-3.3 %), seven29 (-4.6 %); aceptándose dichas referencias para el uso clínico de la técnica VMAT.
7. Para la validación de los planes de tratamiento con VMAT, se tomó en cuenta el índice gamma ($\gamma \leq 1$), que restringe la aceptación de los planes de tratamiento a parámetros de distancia de coincidencia (r : 3 mm) y de dosis (D : 3 %), así como también a la obtención de un límite de confianza $LC \geq 95$ % del total de puntos evaluados, obteniendo los siguientes resultados: Múltiple blanco: $\gamma = 0.648$, $LC = 97$ %; Próstata: $\gamma = 0.639$, $LC = 97.5$ %; Cabeza y cuello: $\gamma = 0.255$, $LC = 97.2$ %; Forma en C: $\gamma = 0.345$, $LC = 97.3$ %; siendo el límite de confianza en todos los casos mayor al 95 %, dando por establecido la aprobación para la aplicación de los planes en VMAT.
8. Las medidas realizadas en zonas de alta dosis y baja gradiente, llevadas a cabo con las cámaras de ionización, para los test múltiple blanco, próstata y cabeza y cuello, muestran una diferencia porcentual de dosis inferior al 1.6 %; mientras que para el test forma en C, los resultados en las tablas 4.19 y 4.20 muestran diferencias con respecto al TPS de -3.3 % para la cámara de ionización y de -4.6 % para el seven29; motivo por

el cual se recomienda realizar un estudio más detallado de la evaluación de la dosis fuera del volumen blanco.

9. Si bien es cierto, el presente trabajo no estuvo enfocado en el análisis de la dependencia angular de la matriz 2D array seven29, es necesario tener en cuenta la subestimación de la dosis por parte de las cámaras de ionización en la matriz, cuando estas son irradiadas de forma lateral y posterior, por esta razón se recomienda llevar a cabo un estudio previo antes de la puesta en marcha de nuevas técnicas de tratamiento.
10. El desarrollo de los test recomendados en el TG-119 de la AAPM, se emplearon para la puesta en marcha de la técnica de tratamiento VMAT, mientras que el índice gamma se implementó como un procedimiento institucional, para la validación de los planes de tratamiento, teniendo en cuenta un límite de confianza superior o igual al 95 %.

CAPITULO VI

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] F. Clemente, C. Pérez, M. Prieto, M. Fernández y M. Ruiz (2013). Empleo de matrices bidimensionales de cámaras de ionización en la verificación de tratamientos de arcoterapia volumétrica modulada. *Rev. Fis. Med*, 14(1), 11-20.
- [2] J. Marquez. Implementación de un sistema dosimétrico basado en detectores de $AL_2O_3:C$ y su uso en radioterapia. Tesis de maestría. Universidad Nacional de Ingeniería, 2015, p. 1-7.
- [3] M. Castrillón, (2015). Estudio de la implementación de un control de calidad para la medición de la separación dosimétrica de las láminas de un MLC en IMRT dinámico. *Revista Latinoamericana de Física Medica*, 1(1), 33-37.
- [4] J. Kim, J. Hang, A. Hsia, Sh. Li, Zh. Xu and S. Ryu (2018). Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation errors for high definition multi-leaf collimators in radiotherapy. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 5(1),31-36.
- [5] J. Calama, M. Infante y M. Lavado (2011). Aplicación de un método para la verificación de tratamientos de IMRT sobre la anatomía del paciente utilizando archivos dynalog. *Rev. Fis. Med*, 12(3), 209-214.
- [6] G. Urbina. Comparación de la dosimetría en cáncer de mama unilateral con las técnicas de planificación en radioterapia de intensidad modulada y con arcos volumétricos. Tesis de licenciatura: Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, 2017, p. 29-37.
- [7] R. Español. Comisionamiento e implementación de la técnica IMRT y VMAT con rapidarc con intercomparación del RPC. Tesis de maestría. Universidad nacional de Colombia, 2014, p. 23-24.
- [8] R. Brezán. Puesta en servicio de las modalidades terapéuticas de IMRT y VMAT en acelerador lineal con colimador multiláminas. Tesis de maestría. Universidad

nacional de Cuyo, 2017, p. 10-12.

- [9] Sh. Chang, T.Cullip and K. Deschesne (2000). Intensity modulation delivery techniques: "Step & shoot" MLC auto-sequence versus the use of a modulator. *Rev. Fis. Med*, 27(5), 948-959.
- [10] G.Murcia. Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en radioterapia de intensidad modulada. Tesis de maestría. Universidad nacional de Colombia, 2010, p. 20-22.
- [11] A. Alarcón. Modelado de colimadores multilámina en un sistema de planificación de radioterapia con haces externos de fotones. Tesis de maestría. Universidad Nacional de Cuyo, 2016, p. 29-44.
- [12] Basic applications of multileaf collimators. Technical Report Series N° 72, IAEA-AAPM, 2001; p. 9-13.
- [13] A. L. Boyer and Sh. Li (1997). Geometric analysis of light-field position of a multileaf collimator with curved ends. *Medical physics*, 24(5), 757-762.
- [14] C. Herrera. Evaluación dosimétrica de sistemas de colimación multiláminas. Tesis de licenciatura. Universidad Nacional del Callao, 2017, p. 34-36.
- [15] D. Serna. Radiocirugía con arcoterapia de intensidad modulada: comparaciones dosimétricas y resultados clínicos en el tratamiento de metástasis intracraneales. Tesis Doctoral. Universidad de Murcia, 2015, p. 88-90.
- [16] S. A. Madrid. Optimización discreta en radioterapia. Tesis de maestría. Universidad de Murcia, 2017, p. 28-31.
- [17] J. L. Rodríguez y J. E. Dávila (2015). Control de calidad en colimadores multiláminas (MLC) en entrega de tratamientos dinámicos. Universidad central de Caracas, p. 42-44.
- [18] R. Montezuma. Implementación de un protocolo de control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal 2300 CD utilizando un sistema de detectores Arccheck.

Tesis de licenciatura. Universidad de San Carlos de Guatemala, 2016, p. 11-15.

- [19] L. Brualla. Dosimetría y verificación de tratamientos en radioterapia: Intercomparación de soluciones existentes y desarrollo de soluciones basadas en cámaras de ionización líquida. Tesis doctoral, Universidad de Valencia, 2015, p. 40-53.
- [20] S. Kumar and G. Anu (2018). A study on the response of 2D ion chamber array detector for VMAT delivery. *International Journal of Radiology & Radiation Therapy*, 5(4), 249-252.
- [21] TG-119 IMRT Commissioning Tests, Instructions for Planning , Measurement , and Analysis, IAEA-AAPM, 2009, 1(3), 1–15.
- [22] F. Clemente y C. Pérez (2015). Validación de un sistema de control de calidad pre-tratamiento 3D en técnicas volumétricas basado en matrices bidimensionales de detectores. *Rev. Fis. Med*, 16(1), 11-32.
- [23] E. Larrinaga, D. Rodríguez y R. Laguardia (2016). Optimización de un procedimiento de control de calidad para la radioterapia de intensidad modulada. *Ciencias Nucleares-Nucleus* 59(1), 25-28.
- [24] L. Wolfsberger, M. Wagar, P. Nitsch, M. Bhagwat and P. Zygmanski (2010). Angular dose dependency of MatriXX TM and its calibration. *Journal of applied clinical medical physics*, 11(1), 241-251.
- [25] R. Boggula, M. Birkner, F. Lohr, V. Steil, F. Wenz and H. Wertz (2011). Evaluation of 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups. *Physics in Medicine & Biology*, 56(22), 7163-7177.
- [26] M. Soo, Ch. Heon, H. Joon, J. Man and S. Yeon (2018). Verification of mechanical leaf gap error and VMAT dose distribution on varian VitalBeam Linear Accelerator. *Progress in Medical Physics*, 29(2), 66-72.
- [27] L. Silva, G. Pavan, A. Camargo, L. Santoni y D. Silva (2017). Modelagem dos fatores de transmissão e DLG para um TrueBeam STX. *Revista Brasileira de Física Medica*,

11(2), 7-10.

- [28] R. Shende and G. Patel (2017). Validation of dosimetric leaf gap (DLG) prior to its implementation in treatment planning system (TPS): TrueBeam millennium 120 leaf MLC. *Reports of practical oncology and radiotherapy*, 22(1), 485-494.
- [29] J. Kim, J. Han, A. Ting, Sh. Li, Zh. Xu and S. Ryu (2018). Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation error for high definition multi-leaf collimators in radiotherapy. *Physics and imaging in radiation oncology*, 5(1), 31-36.
- [30] S. Peace, I. Raja, K. Mohamathu, S. Suman and B. Ravindran (2015). Determination of dosimetric leaf gap using amorphous silicon electronic portal imaging device and its influence on intensity modulated radiotherapy dose delivery. *Journal of medical physics*, 40(3), 129-135.
- [31] N. Middlebrook, B. Sutherland and T. Kairn (2017). Optimization of the dosimetric leaf gap for use in planning VMAT treatments of spine SABR cases. *Journal of applied clinical medical physics*, 18(4), 133-139.
- [32] W. Yao and J. Farr (2015). Determining the optimal dosimetric leaf gap setting for rounded leaf-end multileaf collimator systems by simple test fields. *Journal of applied clinical medical physics*, 16(4), 65-77.
- [33] D. Lukarski and M. Ristova, (2012). Introduction of IMRT in Macedonia: Optimizing the MLC parameters. *Physica Macedonica*, 61(1), 53-57.
- [34] A. Serna, B. Puchades y F. Mata (2011). Aceptación para uso clínico de un sistema de planificación de tratamientos con técnicas de IMRT y VMAT. *Rev. Fis. Med*, 12(3), 187-196.
- [35] M. Arnfield, J. Siebers, J. Kim, Q. Wu, P. Keall and R. Mohan (2000). A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Med. Phys.* AAPM, 27(10), 2231-2241.
- [36] D. Mynampati, R. Yaparpalvi, L. Hong, H. Kuo and D. Mah (2012). Application of AAPM TG 119 to volumetric arc therapy (VMAT). *Journal of applied clinical medical*

physics, 13(5), 108-116.

- [37] S. Szpala, F. Cao and K. Kholi (2014). On using the dosimetric leaf gap to model the rounded leaf ends in VMAT/RapidArc plans. *Journal of applied clinical medical physics*, 15(2), 67-84.

- [38] U. Akbas, M. Okutan, B. Demir and C. Koksal (2015). Dosimetric comparison of tools for intensity modulated radiation therapy with gamma analysis: a phantom study. *EPJ Web of Conferences*, 1(1), 1-4, doi: 10.1051/epjconf/201510003001.

- [39] S. Hossain, M. Islam, G. Lee, Ch. Higby, S. Ahmad and O. Algan (2016). Comparison of volumetric modulated arc therapy (VMAT) and intensity modulated radiation therapy (IMRT) plans for the treatment of left sided breast and regional lymphatic tissue. Recuperado de <https://doi.org/10.1063/1.4954112>.

- [40] A. Mancuzo. Evaluación del modelo EPID AS1200 y puesta en funcionamiento de la dosimetría portal para diferentes energías de fotones. Tesis de maestría. Universidad Nacional de Cuyo, 2017, p. 45-48.

- [41] N. Wen et al. (2014). IMRT and RapidArc commissioning of a TrueBeam linear accelerator using TG-119 protocol cases. *Journal of applied clinical medical physics*, 15(5), 74-88.

ANEXOS

ANEXO A
EQUIPOS Y MATERIALES

A.1 Cámaras de ionización utilizadas para determinar el factor de transmisión y DLG

Tabla A.1.1 Tipos de cámaras de ionización y factor de calibración.

CÁMARA	VOLUMEN	TIPO	$N_{D,w}$
PinPoint 3D / PTW-000718	0.016 cm ³	TN31016	2.564 x 10 ⁹ Gy/C
Semiflex / PTW-004205	0.125 cm ³	TN31010	3.017 x 10 ⁸ Gy/C
Farmer / PTW-005221	0.6 cm ³	TN30013	5.379 x 10 ⁷ Gy/C

Tabla A.1.2 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización PinPoint.

ESPECIFICACIONES	CARACTERISTICAS
Marca/Tipo	PTW-Freiburg / 31016
Material de la pared y espesor	0.57 mm PMMA + 0.09 mm grafito
Densidad de la pared	PMMA: 1.19 g.cm ³ / Grafito: 1.84 g.cm ³
Aplicación	Dosimetría en haces de fotones de alta energía con alta resolución espacial
Magnitudes de medición	Kerma en aire – Tasa de kerma en aire Dosis absorbida – Tasa de dosis en agua Exposición – Tasa de exposición
Volumen sensible	0.016 cm ³
Diseño	Sumergible en agua, abierto al aire
Punto de referencia	Sobre el eje a 2.4 mm de la punta de la cámara
Dependencia direccional	≤ ± 0.5 % alrededor del eje de la cámara ≤ ± 1 % para una inclinación del eje, superior a ± 20°
Respuesta nominal	0.4 nC/Gy
Estabilidad en el tiempo	Diferencia entre la respuesta entre 15 min y 2 h es menor al ± 0.5 %
Tensión de la cámara	(100 ... 500) V, nominal 400 V
Efecto de polaridad	≤ 2 %
Corriente de fuga	± 4 fA
Fuga de los cables	≤ 1 pC/ (Gy.cm)

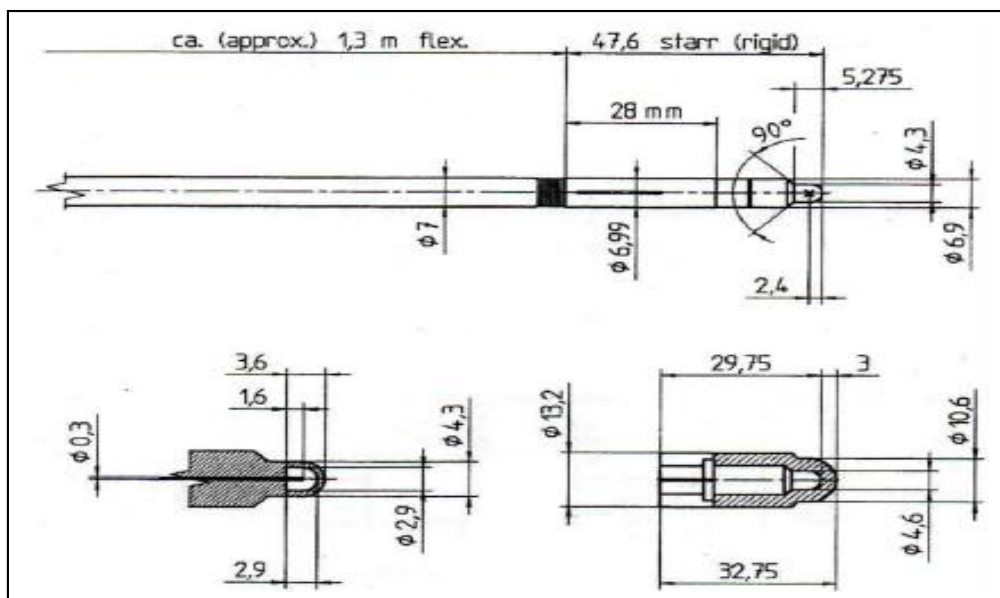


Figura A.1.1 Dimensiones de la cámara de ionización PinPoint 0.016 cm³

Tabla A.1.3 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización Semiflex.

ESPECIFICACIONES	CARACTERISTICAS
Marca/Tipo	PTW-Freiburg / 31010
Material de la pared y espesor	0.55 mm PMMA + 0.15 mm grafito
Densidad de área	79 mg/cm ²
Aplicación	Dosimetría en haces de fotones de alta energía con alta resolución espacial
Magnitudes de medición	Kerma en aire – Tasa de kerma en aire Dosis absorbida – Tasa de dosis en agua Exposición – Tasa de exposición
Volumen sensible	0.125 cm ³
Diseño	Sumergible en agua, abierto al aire
Punto de referencia	Sobre el eje a 4.5 mm de la punta de la cámara
Dependencia de la respuesta con la temperatura	± 0.5 % (Corrección por influencia de densidad del aire)
Respuesta nominal	3.3 nC/Gy
Estabilidad en el tiempo	Diferencia entre la respuesta entre 15 min y 2 h es menor al ± 0.5 %
Tensión de la cámara	± (100... 400) V, nominal 400 V, voltaje máx. ± 500 V
Efecto de polaridad	≤ 1 %
Corriente de fuga	± 4 fA
Fuga de los cables	≤ 1 pC/ (Gy.cm)

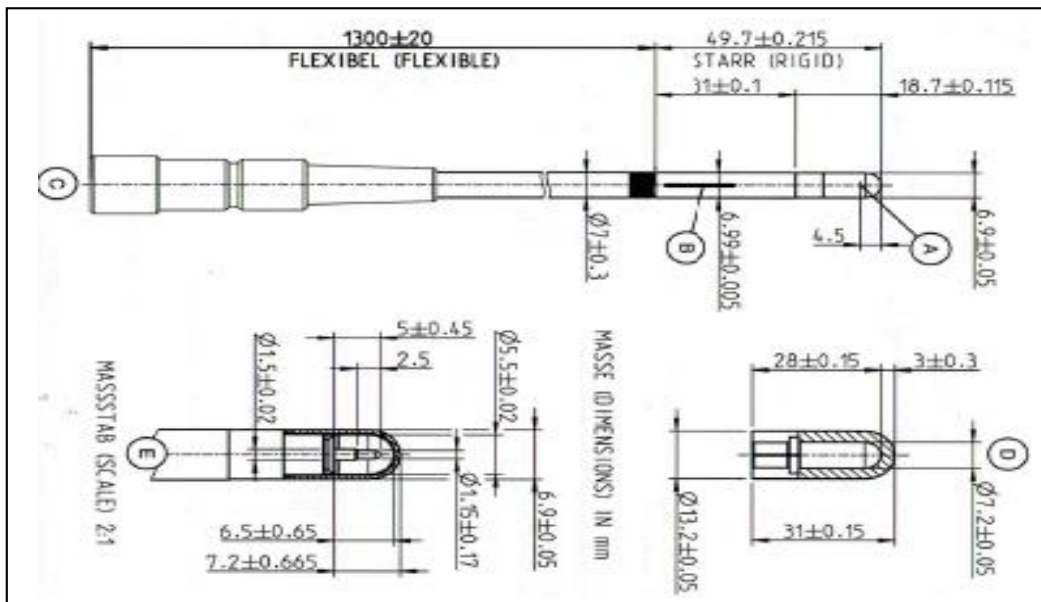


Figura A.1.2 Dimensiones de la cámara de ionización Semiflex 0.125 cm³

Tabla A.1.4 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización Farmer.

ESPECIFICACIONES	CARACTERISTICAS
Marca/Tipo	PTW-Freiburg / 30013
Material de la pared y espesor	0.335 mm PMMA + 0.09 mm grafito
Densidad de la pared	PMMA: 1.19 g.cm ³ / Grafito: 1.85 g.cm ³
Aplicación	30 KeV ... 50 MeV
Magnitudes de medición	Kerma en aire – Tasa de kerma en aire Dosis absorbida – Tasa de dosis en agua Exposición – Tasa de exposición
Volumen sensible	0.6 cm ³
Diseño	Sumergible en agua, abierto al aire
Punto de referencia	Sobre el eje a 13 mm de la punta de la cámara
Dependencia direccional	< ± 0.5 % alrededor del eje de la cámara y para una inclinación del eje, superior a ± 5°
Respuesta nominal	20 nC/Gy
Tensión de la cámara	± (100 ... 400) V, nominal 400 V
Efecto de polaridad	≤ 0.5 %
Corriente de fuga	± 4 fA
Fuga de los cables	≤ 1 pC/ (Gy.cm)

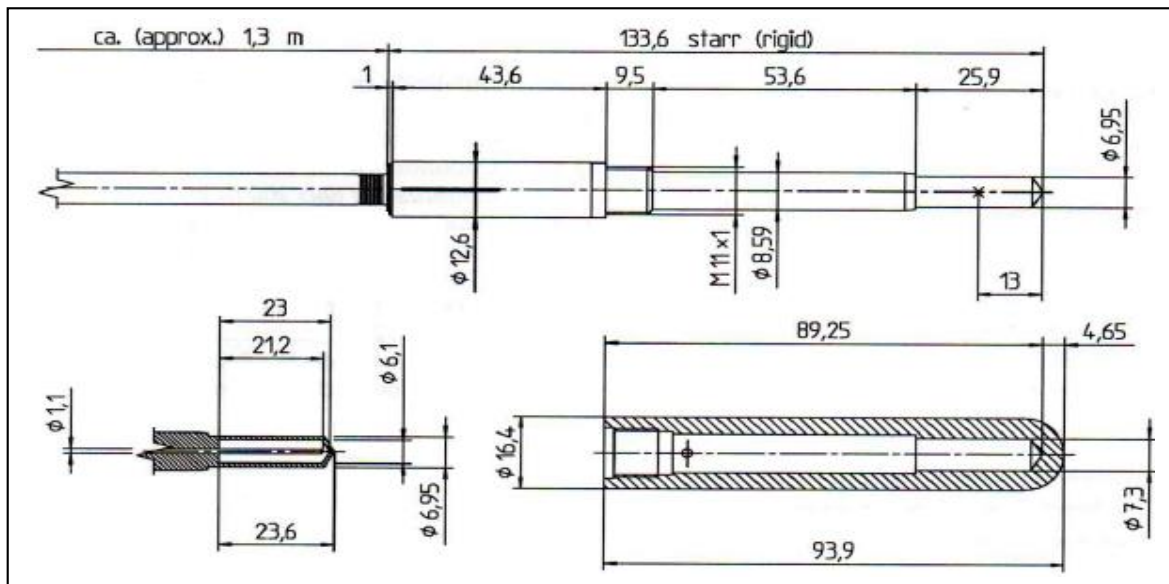


FIGURA A.1.3 Dimensiones de la cámara de ionización Farmer 0.6 cm³

A.2 Matriz 2D Array Seven29

Tabla A.2.1 Especificaciones técnicas de la matriz 2D Array Seven29

ESPECIFICACIONES	CARACTERISTICAS
Marca/Modelo	PTW-Freiburg / 10024
Tipo de detector	Cámara de ionización gaseosa
Número de cámaras de ionización	729
Disposición	Matriz de 27 x 27 cámaras (10 mm de centro a centro)
Dimensiones de la cámara	5 mm x 5 mm x 5 mm
Volumen de la cámara	0.125 cm ³
Punto efectivo de medición	7.5 mm por debajo de la superficie de la matriz, marcado mediante retículas que se encuentran a los lados de esta.
Densidad de área sobre el volumen de la cámara	0.6 g.cm ²
Magnitudes de medición	Dosis y tasa de dosis absorbida en agua (Gy/min)
Voltaje	400 V
Fuga	≤ 1 mGy/min
Reproducibilidad	≤ ± 0.5 % conforme a IEC 60731

A.3 Fantomas utilizados para el desarrollo del test TG-119 de la AAPM

A.3.1 Láminas RW3

Tabla A.3.1 Especificaciones técnicas de las láminas RW3 Slab phantom

ESPECIFICACIONES	CARACTERISTICAS
Denominación	RW3 slab phantom T29672
Manufacturado	PTW-Freiburg
Aplicación	Material equivalente al agua para dosimetría en haces de fotones y electrones de alta energía
Rango de uso en fotones	Co-60 ... 25 MV
Rango de uso en electrones	(5 ... 25) MeV
Material	Poliestireno ($C_8 H_8$) conteniendo 2 % (± 0.4 %) por masa de TiO_2
Tamaño de láminas	300 mm x 300 mm
Espesor de láminas	1 mm, 2 mm, 5 mm, 10 mm
Tolerancia del espesor de láminas	± 0.1 mm
Densidad	1.045 g.cm ³
Densidad electrónica	1.012 veces mayor que la densidad electrónica del agua
Valor medio Z/A	0.536

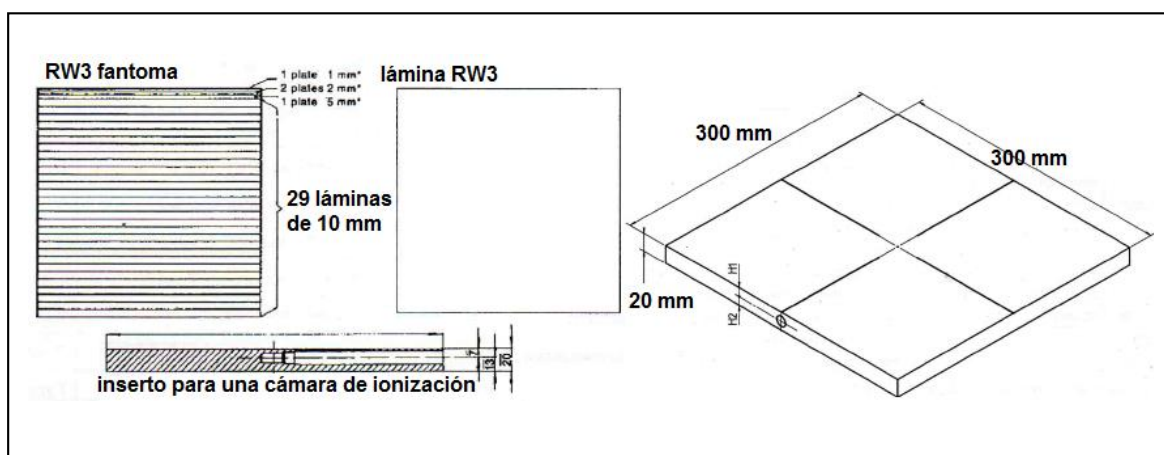


FIGURA A.3.1 Dimensiones de las láminas RW3 slab phantom

A.3.2 Octavius II

Tabla A.3.2 Especificaciones técnicas del fantoma Octavius

ESPECIFICACIONES	CARACTERISTICAS
Marca/Modelo	PTW-Freiburg / 40054
Tipo de detector	Fantoma solido octogonal con inserto para un arreglo de cámaras de ionización
Dimensiones	Diámetro octogonal 320 mm, longitud 320 mm, separable
Material	Poliestireno
Densidad	1.04 g.cm ³
Accesorios	Placas de PMMA con inserto para cámara de ionización Inserto de placas radiográficas Inserto para fantoma inhomogenio T40037
Utilidad	Verificación de planes de tratamiento en IMRT
Rango de temperatura de uso	(+10 ... +40)° C
Condiciones de transporte y almacenamiento	Temperatura: (-20 ... +40)° C Humedad relativa: (10 ... 85) %, no condensado Presión atmosférica: (600 ... 1200) hPa

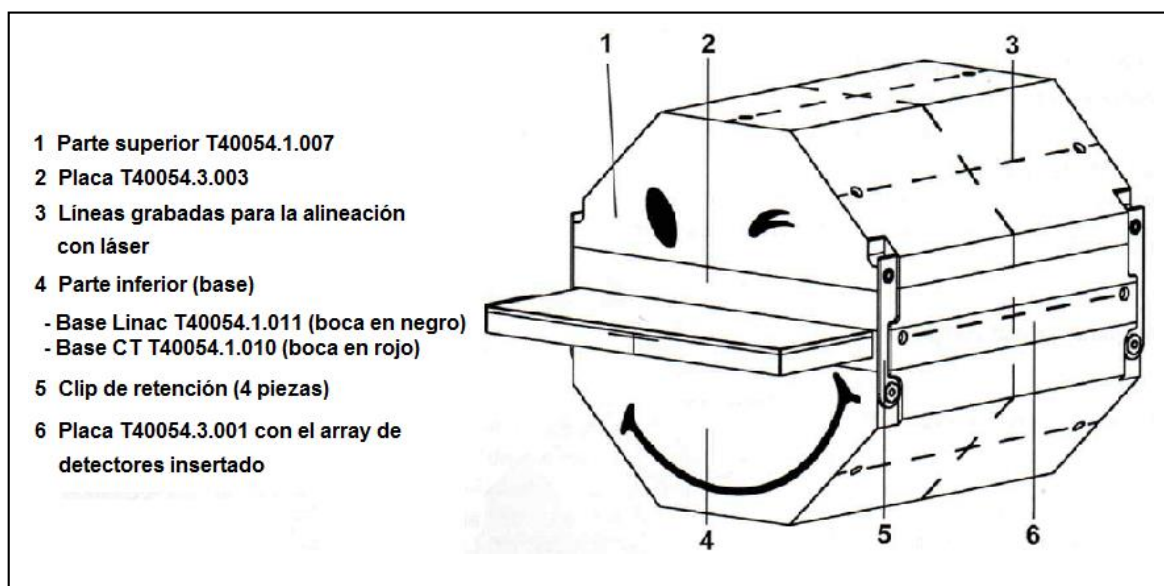


FIGURA A.3.2 Componentes del fantoma Octavius II

A.3.3 Sistema analizador del haz de terapia MP3-M

Tabla A.3.3 Especificaciones técnicas del MP3-M

ESPECIFICACIONES	CARACTERISTICAS
Marca	PTW-Freiburg
Utilidad	Sistema de medida para distribución de dosis y análisis de la radiación en radioterapia
Compatibilidad electromagnética	Susceptible para uso en un ambiente electromagnético, IEC 60601-1-2
Condiciones para la operación	Temperatura: (+10 ... +40)° C Humedad relativa: (10 ... 80) %, no condensado Presión atmosférica: (600 ... 1200) hPa
Condiciones de transporte y almacenamiento	Temperatura: (-20 ... +60)° C Humedad relativa: (10 ... 85) %, no condensado Presión atmosférica: (600 ... 1200) hPa
TANQUE PERSPEX MP3-M	
Material	PMMA
Dimensiones externas	636 mm x 634 mm x 522.5 mm
Dimensiones internas	596 mm x 594 mm x 502.5 mm
Espesor de pared	20 mm
Cantidad máxima de agua	171 l
Peso	50 kg
MOVIMIENTO MECANICO	
Reproducibilidad	0.1 mm
Tamaño mínimo de paso	0.1 mm
Velocidad máxima	50 mm/s
Rango de movimiento sin detector	500 mm x 500 mm x 408 mm

ANEXO B

DATOS MEDIDOS

B.1 Técnica isocéntrica para la determinación del factor de transmisión y DLG

Tabla B.1.1 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm.

X = -4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	17.460	17.470	17.470	17.490	17.490	17.476
Trans A	0.217	0.217	0.217	0.217	0.217	0.217
Trans B	0.251	0.251	0.251	0.250	0.250	0.251
2 mm	0.740	0.740	0.740	0.741	0.742	0.741
4 mm	1.027	1.028	1.028	1.029	1.029	1.028
6 mm	1.315	1.316	1.317	1.318	1.318	1.317
10 mm	1.893	1.894	1.894	1.895	1.895	1.894
14 mm	2.464	2.464	2.466	2.468	2.469	2.466
16 mm	2.753	2.752	2.756	2.757	2.756	2.755
20 mm	3.326	3.326	3.326	3.327	3.330	3.327

Tabla B.1.2 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$, para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R_{gT}	$R_{g\text{corregido}}$
2	0.741	0.230	0.511
4	1.028	0.226	0.802
6	1.317	0.222	1.095
10	1.894	0.214	1.680
14	2.466	0.207	2.259
16	2.755	0.203	2.552
20	3.327	0.195	3.132

Tabla B.1.3 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

X = 0	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	17.920	17.920	17.920	17.940	17.940	17.928
Trans A	0.259	0.258	0.259	0.259	0.258	0.259
Trans B	0.264	0.264	0.265	0.265	0.265	0.265
2 mm	0.761	0.761	0.762	0.762	0.762	0.762
4 mm	1.054	1.055	1.055	1.056	1.057	1.055
6 mm	1.350	1.351	1.352	1.353	1.354	1.352
10 mm	1.940	1.942	1.944	1.942	1.944	1.942
14 mm	2.528	2.529	2.530	2.534	2.532	2.531
16 mm	2.824	2.824	2.825	2.826	2.827	2.825
20 mm	3.411	3.413	3.410	3.411	3.413	3.412

Tabla B.1.4 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorregido}
2	0.762	0.257	0.504
4	1.055	0.253	0.802
6	1.352	0.249	1.103
10	1.942	0.240	1.702
14	2.531	0.231	2.300
16	2.825	0.227	2.598
20	3.412	0.218	3.194

Tabla B.1.5 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

X = 4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	17.390	17.390	17.390	17.400	17.400	17.394
Trans A	0.249	0.249	0.249	0.248	0.249	0.249
Trans B	0.222	0.223	0.223	0.222	0.222	0.222
2 mm	0.741	0.742	0.741	0.741	0.741	0.741
4 mm	1.025	1.026	1.026	1.027	1.027	1.026
6 mm	1.313	1.313	1.315	1.315	1.315	1.314
10 mm	1.887	1.888	1.888	1.887	1.891	1.888
14 mm	2.457	2.458	2.460	2.459	2.458	2.458
16 mm	2.745	2.741	2.746	2.743	2.745	2.744
20 mm	3.309	3.312	3.313	3.313	3.314	3.312

Tabla B.1.6 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorregido}
2	0.741	0.232	0.510
4	1.026	0.228	0.798
6	1.314	0.224	1.090
10	1.888	0.216	1.672
14	2.458	0.208	2.250
16	2.744	0.204	2.540
20	3.312	0.196	3.116

Tabla B.1.7 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm.

X = -4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	3.120	3.120	3.122	3.123	3.121	3.121
Trans A	0.038	0.038	0.038	0.038	0.038	0.038
Trans B	0.046	0.046	0.046	0.046	0.046	0.046
2 mm	0.134	0.134	0.134	0.134	0.134	0.134
4 mm	0.185	0.186	0.186	0.185	0.186	0.186
6 mm	0.237	0.237	0.237	0.237	0.237	0.237
10 mm	0.340	0.340	0.340	0.340	0.340	0.340
14 mm	0.442	0.442	0.442	0.442	0.442	0.442
16 mm	0.493	0.493	0.494	0.493	0.494	0.493
20 mm	0.596	0.595	0.596	0.596	0.596	0.596

Tabla B.1.8 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = - 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{g_{corregido}}
2	0.134	0.041	0.093
4	0.186	0.041	0.145
6	0.237	0.040	0.197
10	0.340	0.039	0.302
14	0.442	0.037	0.405
16	0.493	0.036	0.457
20	0.596	0.035	0.561

Tabla B.1.9 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

X = 0	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	3.215	3.218	3.220	3.216	3.217	3.217
Trans A	0.046	0.046	0.046	0.046	0.046	0.046
Trans B	0.050	0.050	0.050	0.049	0.050	0.050
2 mm	0.137	0.138	0.137	0.138	0.138	0.138
4 mm	0.190	0.191	0.191	0.191	0.191	0.191
6 mm	0.244	0.244	0.243	0.244	0.244	0.244
10 mm	0.350	0.350	0.350	0.350	0.350	0.350
14 mm	0.454	0.456	0.455	0.455	0.455	0.455
16 mm	0.507	0.508	0.508	0.508	0.508	0.508
20 mm	0.613	0.613	0.613	0.614	0.613	0.613

Tabla B.1.10 Obtención de R_{gT} y R_{gcorregido} para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorregido}
2	0.138	0.047	0.090
4	0.191	0.046	0.144
6	0.244	0.046	0.198
10	0.350	0.044	0.306
14	0.455	0.042	0.413
16	0.508	0.042	0.466
20	0.613	0.040	0.573

Tabla B.1.11 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

X = 4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	3.117	3.126	3.127	3.128	3.128	3.125
Trans A	0.044	0.044	0.044	0.044	0.044	0.044
Trans B	0.042	0.042	0.043	0.042	0.043	0.042
2 mm	0.134	0.134	0.134	0.134	0.134	0.134
4 mm	0.186	0.188	0.186	0.186	0.186	0.186
6 mm	0.237	0.237	0.237	0.237	0.238	0.237
10 mm	0.341	0.341	0.340	0.340	0.341	0.341
14 mm	0.443	0.443	0.443	0.443	0.443	0.443
16 mm	0.494	0.494	0.494	0.494	0.494	0.494
20 mm	0.596	0.596	0.596	0.596	0.597	0.596

Tabla B.1.12 Obtención de R_{gT} y R_{gcorregido} para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorregido}
2	0.134	0.042	0.092
4	0.186	0.042	0.145
6	0.237	0.041	0.196
10	0.341	0.040	0.301
14	0.443	0.038	0.405
16	0.494	0.037	0.457
20	0.596	0.036	0.560

Tabla B.1.13 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm.

X = -4	L1 (pC)	L2 (pC)	L3 (pC)	L4 (pC)	L5 (pC)	L _{prom}
Open	371.2	370.8	371.5	371.4	372.0	371.4
Trans A	5.90	5.90	5.90	5.90	5.90	5.90
Trans B	5.90	5.90	5.90	5.90	6.20	5.96
2 mm	17.20	17.10	17.20	17.70	17.60	17.36
4 mm	23.20	23.20	23.10	23.80	23.80	23.42
6 mm	29.30	29.30	29.30	29.70	29.70	29.46
10 mm	41.30	41.50	41.30	41.90	41.90	41.58
14 mm	53.40	53.60	53.60	54.00	54.00	53.72
16 mm	59.50	59.80	59.60	60.10	59.90	59.78
20 mm	71.80	71.90	72.10	72.50	72.30	72.12

Tabla B.1.14 Obtención de R_{gT} y R_{gcorregido} para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorregido}
2	17.360	5.930	11.430
4	23.420	5.732	17.688
6	29.460	5.634	23.827
10	41.580	5.436	36.144
14	53.720	5.238	48.482
16	59.780	5.139	54.641
20	72.120	4.942	67.178

Tabla B.1.15 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

X = 0	L1 (pC)	L2 (pC)	L3 (pC)	L4 (pC)	L5 (pC)	L _{prom}
Open	381.3	381.6	381.8	381.5	381.8	381.6
Trans A	5.9	5.9	5.9	5.9	5.8	5.88
Trans B	6.0	7.2	7.2	7.2	7.4	7.00
2 mm	17.4	18.1	17.6	17.6	17.6	17.66
4 mm	23.6	24.3	24.1	24.0	23.8	23.96
6 mm	29.8	30.3	30.1	30.3	30.3	30.16
10 mm	42.2	43.3	42.9	42.9	42.6	42.78
14 mm	54.7	55.3	55.0	54.8	55.5	55.06
16 mm	60.9	61.7	61.4	61.3	61.4	61.34
20 mm	73.6	74.0	73.8	73.7	74.2	73.86

Tabla B.1.16 Obtención de R_{gT} y R_{gcorregido} para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorregido}
2	17.660	6,333	11.327
4	23.960	6.225	17.735
6	30.160	6.118	24.042
10	42.780	5.903	36.877
14	55.060	5.689	49.371
16	61.340	5.581	55.759
20	73.860	5.367	68.493

Tabla B.1.17 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

X = 4	L1 (pC)	L2 (pC)	L3 (pC)	L4 (pC)	L5 (pC)	L _{prom}
Open	371.3	371.0	371.4	371.4	371.2	371.26
Trans A	5.9	5.9	5.9	5.9	5.8	5.88
Trans B	6.0	5.9	5.9	5.9	5.9	5.92
2 mm	17.4	17.3	16.8	16.4	17.2	17.02
4 mm	23.4	23.1	22.9	22.9	23.1	23.08
6 mm	29.5	29.3	29.2	29.1	29.1	29.24
10 mm	41.4	41.5	41.2	41.2	41.5	41.36
14 mm	53.6	53.8	53.4	53.3	53.3	53.48
16 mm	59.5	59.4	59.4	59.4	59.6	59.46
20 mm	72.1	71.4	71.5	71.7	71.7	71.68

Tabla B.1.18 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 95 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R_{gT}	$R_{g\text{corregido}}$
2	17.02	5.802	11.218
4	23.08	5.703	17.377
6	29.24	5.605	23.635
10	41.36	5.408	35.952
14	53.48	5.212	48.268
16	59.46	5.113	54.347
20	71.68	4.917	66.763

B.2 Técnica SSD para la determinación del factor de transmisión y DLG

Tabla B.2.1 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo 10 x 10 cm², en el punto de Control X = -4 cm.

X = -4	L1 (pC)	L2 (pC)	L3 (pC)	L4 (pC)	L5 (pC)	L _{prom}
Open	341.7	341.7	341.5	341.7	341.9	341.7
Trans A	5.9	5.8	5.9	5.9	5.9	5.88
Trans B	5.9	5.9	5.9	5.9	5.9	5.90
2 mm	15.7	15.7	15.9	16.0	16.6	15.98
4 mm	21.5	21.4	21.4	21.8	21.9	21.60
6 mm	27.5	27.3	27.3	27.3	27.1	27.30
10 mm	38.5	38.4	38.5	38.5	38.5	38.48
14 mm	49.5	49.6	50.0	49.4	49.7	49.64
16 mm	55.3	55.1	55.4	55.4	55.4	55.32
20 mm	66.3	66.3	66.9	66.4	66.2	66.42

Tabla B.2.2 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = - 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R_{gT}	$R_{g\text{corregido}}$
2	15.98	5.792	10.188
4	21.60	5.694	15.906
6	27.30	5.596	21.705
10	38.48	5.399	33.081
14	49.64	5.203	44.437
16	55.32	5.105	50.215
20	66.42	4.908	61.512

Tabla B.2.3 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

X = 0	L1 (pC)	L2 (pC)	L3 (pC)	L4 (pC)	L5 (pC)	L _{prom}
Open	347.6	348.1	347.8	347.6	347.9	347.8
Trans A	5.9	5.9	5.9	5.9	5.9	5.90
Trans B	6.3	6.1	5.9	5.8	5.9	6.00
2 mm	15.7	16.9	16.5	15.6	16.3	16.20
4 mm	21.7	22.4	22.2	21.3	22.5	22.02
6 mm	27.5	28.7	28.2	27.1	28.2	27.94
10 mm	39.0	38.9	39.5	38.4	38.9	38.94
14 mm	50.4	50.0	50.5	49.8	50.1	50.16
16 mm	56.2	55.8	56.3	55.3	55.3	55.78
20 mm	68.2	67.3	68.0	67.5	67.3	67.66

Tabla B.2.4 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R_{gT}	$R_{g\text{corregido}}$
2	16.20	5.851	10.349
4	22.02	5.752	16.268
6	27.94	5.653	22.288
10	38.94	5.454	33.486
14	50.16	5.256	44.904
16	55.78	5.157	50.623
20	67.66	4.958	62.702

Tabla B.2.5 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

X = 4	L1 (pC)	L2 (pC)	L3 (pC)	L4 (pC)	L5 (pC)	L _{prom}
Open	340.7	340.9	340.9	340.8	340.5	340.76
Trans A	5.9	5.9	5.8	5.9	5.8	5.86
Trans B	5.9	5.9	5.9	5.9	5.9	5.90
2 mm	15.4	15.5	15.6	15.5	15.6	15.52
4 mm	21.1	21.1	21.1	21.2	21.3	21.16
6 mm	26.7	26.8	26.8	26.7	27.0	26.80
10 mm	38.1	38.0	37.7	38.0	38.7	38.10
14 mm	49.0	48.8	49.2	49.1	48.8	48.98
16 mm	54.5	54.6	54.6	54.9	55.0	54.72
20 mm	65.7	65.8	65.7	65.8	66.3	65.86

Tabla B.2.6 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara pinpoint, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{g\text{corregido}}
2	15.52	5.782	9.738
4	21.16	5.684	15.476
6	26.80	5.586	21.214
10	38.10	5.390	32.710
14	48.98	5.194	43.786
16	54.72	5.096	49.624
20	65.86	4.900	60.960

Tabla B.2.7 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm.

X = -4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	16.18	16.19	16.20	16.20	16.19	16.19
Trans A	0.208	0.207	0.206	0.206	0.206	0.207
Trans B	0.230	0.231	0.231	0.230	0.230	0.230
2 mm	0.678	0.678	0.679	0.679	0.680	0.679
4 mm	0.944	0.944	0.946	0.947	0.946	0.945
6 mm	1.211	1.211	1.211	1.213	1.213	1.212
10 mm	1.746	1.746	1.747	1.747	1.747	1.747
14 mm	2.278	2.277	2.280	2.279	2.279	2.279
16 mm	2.543	2.544	2.547	2.546	2.547	2.545
20 mm	3.074	3.073	3.074	.076	3.076	3.075

Tabla B.2.8 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = - 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{g_{corregido}}
2	0.679	0.215	0.464
4	0.945	0.211	0.734
6	1.212	0.208	1.004
10	1.747	0.200	1.546
14	2.279	0.193	2.086
16	2.545	0.189	2.356
20	3.075	0.182	2.893

Tabla B.2.9 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

X = 0	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	16.55	16.55	16.55	16.55	16.55	16.55
Trans A	0.235	0.235	0.233	0.235	0.235	0.235
Trans B	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241
2 mm	0.697	0.696	0.696	0.686	0.697	0.694
4 mm	0.969	0.968	0.969	0.969	0.968	0.969
6 mm	1.240	1.240	1.240	1.240	1.242	1.240
10 mm	1.786	1.787	1.785	1.788	1.787	1.787
14 mm	2.330	2.329	2.330	2.328	2.329	2.329
16 mm	2.601	2.600	2.599	2.599	2.601	2.600
20 mm	3.142	3.142	3.144	3.143	3.144	3.143

Tabla B.2.10 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorregido}
2	0.694	0.234	0.461
4	0.969	0.230	0.739
6	1.240	0.226	1.014
10	1.787	0.218	1.569
14	2.329	0.210	2.119
16	2.600	0.206	2.394
20	3.143	0.198	2.945

Tabla B.2.11 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

X = 4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	16.17	16.17	16.17	16.17	16.17	16.17
Trans A	0.228	0.228	0.228	0.228	0.228	0.228
Trans B	0.213	0.213	0.213	0.213	0.213	0.213
2 mm	0.684	0.683	0.682	0.683	0.683	0.683
4 mm	0.949	0.950	0.950	0.950	0.950	0.950
6 mm	1.215	1.215	1.216	1.216	1.216	1.216
10 mm	1.750	1.749	1.749	1.749	1.749	1.749
14 mm	2.281	2.282	2.281	2.280	2.280	2.281
16 mm	2.546	2.545	2.546	2.548	2.548	2.547
20 mm	3.075	3.075	3.076	3.078	3.078	3.076

Tabla B.2.12 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara farmer, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R_{gT}	$R_{g\text{corregido}}$
2	0.683	0.217	0.466
4	0.950	0.213	0.737
6	1.216	0.209	1.006
10	1.749	0.202	1.547
14	2.281	0.195	2.086
16	2.547	0.191	2.356
20	3.076	0.184	2.893

Tabla B.2.13 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = -4 cm.

X = -4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	2.870	2.868	2.871	2.872	2.872	2.871
Trans A	0.036	0.036	0.037	0.036	0.036	0.036
Trans B	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042
2 mm	0.123	0.123	0.124	0.124	0.124	0.123
4 mm	0.170	0.170	0.171	0.171	0.171	0.171
6 mm	0.218	0.218	0.218	0.218	0.218	0.218
10 mm	0.313	0.313	0.313	0.313	0.313	0.313
14 mm	0.407	0.407	0.407	0.407	0.408	0.407
16 mm	0.454	0.454	0.454	0.454	0.455	0.454
20 mm	0.547	0.548	0.548	0.548	0.548	0.548

Tabla B.2.14 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{correctado}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = - 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{gcorrectado}
2	0.123	0.038	0.085
4	0.171	0.038	0.133
6	0.218	0.037	0.181
10	0.313	0.036	0.277
14	0.407	0.034	0.373
16	0.454	0.034	0.420
20	0.548	0.032	0.516

Tabla B.2.15 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm.

X = 0	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	2.925	2.924	2.928	2.927	2.928	2.926
Trans A	0.042	0.042	0.042	0.041	0.041	0.041
Trans B	0.044	0.044	0.045	0.044	0.044	0.044
2 mm	0.126	0.125	0.126	0.126	0.126	0.126
4 mm	0.174	0.174	0.174	0.174	0.174	0.174
6 mm	0.223	0.222	0.222	0.222	0.223	0.222
10 mm	0.318	0.318	0.319	0.319	0.319	0.319
14 mm	0.414	0.414	0.415	0.414	0.415	0.414
16 mm	0.462	0.463	0.461	0.462	0.462	0.462
20 mm	0.558	0.559	0.558	0.558	0.559	0.558

Tabla B.2.16 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 0 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{g_{corregido}}
2	0.126	0.042	0.084
4	0.174	0.041	0.133
6	0.222	0.041	0.182
10	0.319	0.039	0.279
14	0.414	0.038	0.377
16	0.462	0.037	0.425
20	0.558	0.036	0.523

Tabla B.2.17 Valores de transmisión y gap en movimiento para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm.

X = 4	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L4 (nC)	L5 (nC)	L _{prom}
Open	2.877	2.876	2.877	2.878	2.880	2.878
Trans A	0.040	0.040	0.040	0.040	0.040	0.040
Trans B	0.041	0.041	0.041	0.042	0.041	0.041
2 mm	0.123	0.124	0.124	0.124	0.124	0.124
4 mm	0.171	0.171	0.171	0.172	0.171	0.171
6 mm	0.218	0.219	0.219	0.219	0.219	0.219
10 mm	0.313	0.313	0.314	0.314	0.314	0.314
14 mm	0.407	0.408	0.408	0.408	0.409	0.408
16 mm	0.455	0.455	0.455	0.456	0.456	0.455
20 mm	0.548	0.549	0.549	0.550	0.550	0.549

Tabla B.2.18 Obtención de R_{gT} y $R_{g\text{corregido}}$ para energía de 6 MV, SSD 100 cm, profundidad 5 cm, cámara semiflex, campo: 10 x 10 cm², en el punto de control X = 4 cm mediante las fórmulas 10 y 11.

Gap (mm)	L _{prom}	R _{gT}	R _{g\text{corregido}}
2	0.124	0.040	0.084
4	0.171	0.039	0.132
6	0.219	0.039	0.180
10	0.314	0.037	0.276
14	0.408	0.036	0.372
16	0.455	0.035	0.420
20	0.549	0.034	0.515

Tabla B.2.19

Dosis (cGy)		
Múltiple Blanco	TPS Eclipse	Medido
1		213.39
2		213.89
3	213.5	213.69
4		213.59
5		213.59
L_{prom}	213.5	213.63

Tabla B.2.20

Dosis (cGy)				
Múltiple Blanco	TPS Eclipse	Medido	GAMMA (≤ 1)	Ptos. (%)
1	215.160	216.922	0.581	97.0
2	215.160	216.694	0.552	97.0
3	215.160	216.863	0.574	97.0
4	214.456	216.575	0.752	97.0
5	214.456	216.803	0.782	97.0
L_{prom}	214.878	216.772	0.648	97.0

Tabla B.2.21

Dosis (cGy)		
Próstata	TPS Eclipse	Medido
1		211.56
2		211.82
3	211.3	211.79
4		211.50
5		212.00
L_{prom}	211.3	211.73

Tabla B.2.22

Dosis (cGy)				
Próstata	TPS Eclipse	Medido	GAMMA (≤ 1)	Ptos. (%)
1	213.802	217.349	0.622	97.5
2	213.802	217.329	0.621	97.5
3	213.802	217.141	0.597	97.5
4	213.802	217.418	0.631	97.5
5	212.719	215.871	0.723	97.5
L_{prom}	213.585	217.022	0.639	97.5

Tabla B.2.23

Dosis (cGy)		
Próstata	TPS Eclipse	Medido
1		205.94
2		206.12
3	207.5	206.40
4		205.94
5		205.99
L_{prom}	207.5	206.08

Tabla B.2.24

Dosis (cGy)				
Próstata	TPS Eclipse	Medido	GAMMA (≤ 1)	Ptos. (%)
1	210.570	210.774	0.256	97.3
2	210.570	210.566	0.233	97.1
3	210.570	210.199	0.191	97.3
4	210.570	211.012	0.284	97.3
5	209.929	209.376	0.309	97.0
L_{prom}	210.442	210.386	0.255	97.2

Tabla B.2.25

Próstata	Dosis (cGy)	
	TPS Eclipse	Medido
1		65.26
2		65.32
3	67.5	65.41
4		65.26
5		65.27
L_{prom}		65.30

Tabla B.2.26

Próstata	Dosis (cGy)			
	TPS Eclipse	Medido	GAMMA (≤ 1)	Ptos. (%)
1	70.274	67.217	0.330	97.4
2	70.274	67.196	0.332	97.4
3	70.274	67.104	0.344	97.4
4	70.274	67.097	0.344	97.3
5	68.760	65.221	0.376	97.0
L_{prom}	69.971	66.767	0.345	97.3

ANEXO C

TEST CLÍNICOS TG-119

C.1 Test AP/PA

Administrative Data

Institution Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta"
 Physicist JUAN MORI ROJAS
 PatientID SLAB-II
 Patient Name SLAB-II

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
 3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	729 (100.0 %)
Failed	0 (0.0 %)
Result	100.0 % (Green)

Gamma 2D

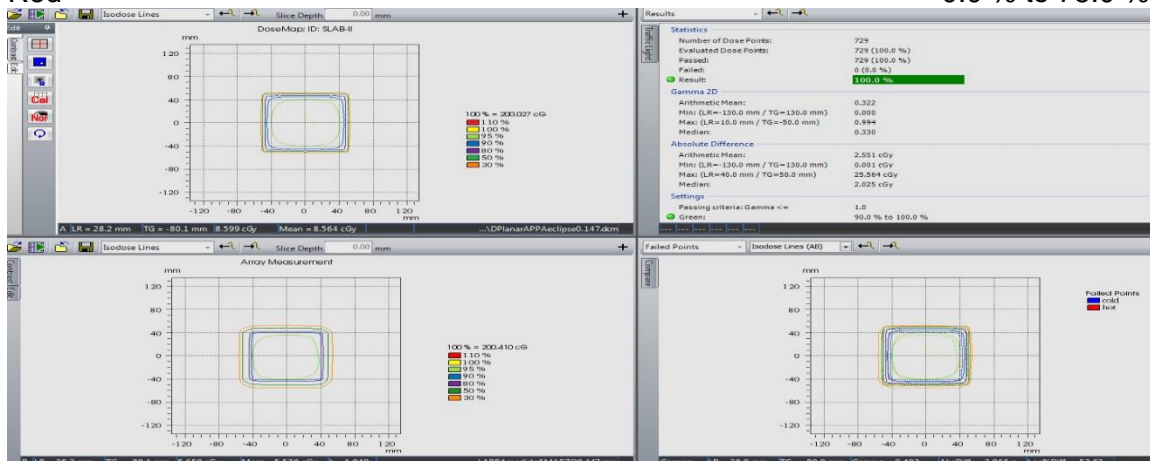
Arithmetic Mean	0.322
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 10.0 mm; TG = -50.0 mm)	0.994
Median	0.330

Absolute Difference

Arithmetic Mean	2.551 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 40.0 mm; TG = 50.0 mm)	25.564 cGy
Median	2.025 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.2 Test BANDAS

Administrative Data

Institution Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta"
 Physicist JUAN MORI ROJAS
 PatientID SLAB-II
 Patient Name SLAB-II

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
 3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	729 (100.0 %)
Failed	0 (0.0 %)
Result	100.0 % (Green)

Gamma 2D

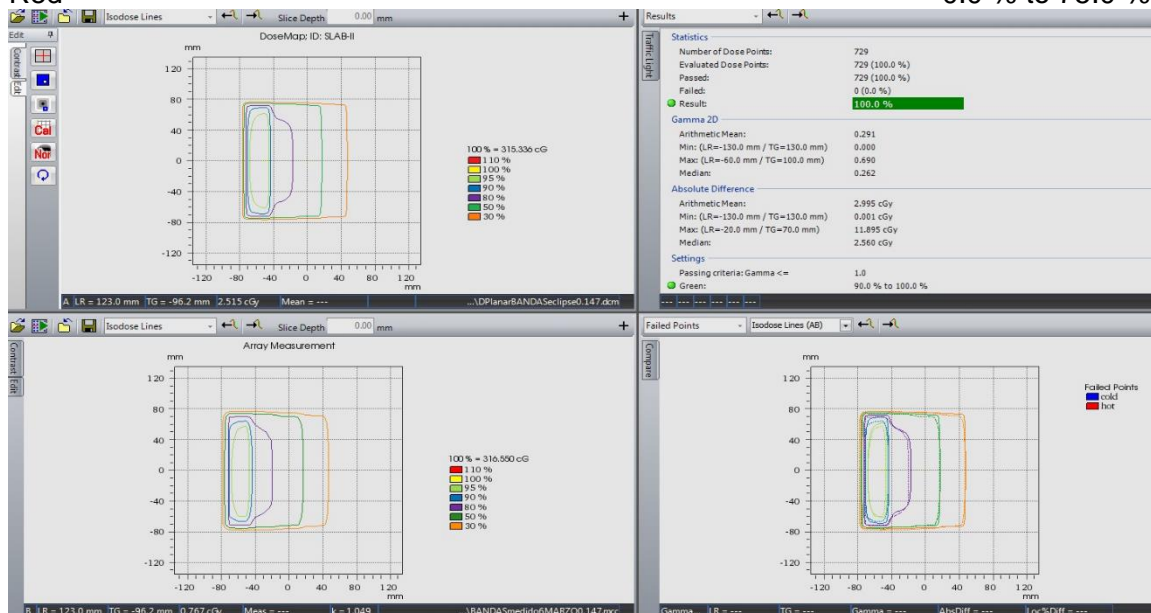
Arithmetic Mean	0.291
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 10.0 mm; TG = -50.0 mm)	0.690
Median	0.262

Absolute Difference

Arithmetic Mean	2.995 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 40.0 mm; TG = 50.0 mm)	11.895 cGy
Median	2.560 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.3 Test Múltiple Blanco

Administrative Data

Institution Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta"
 Physicist JUAN MORI ROJAS
 PatientID OCTAVIUS-II
 Patient Name OCTAVIUS-II

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
 3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	707 (97.0 %)
Failed	22 (3.0 %)
Result	97.0 % (Green)

Gamma 2D

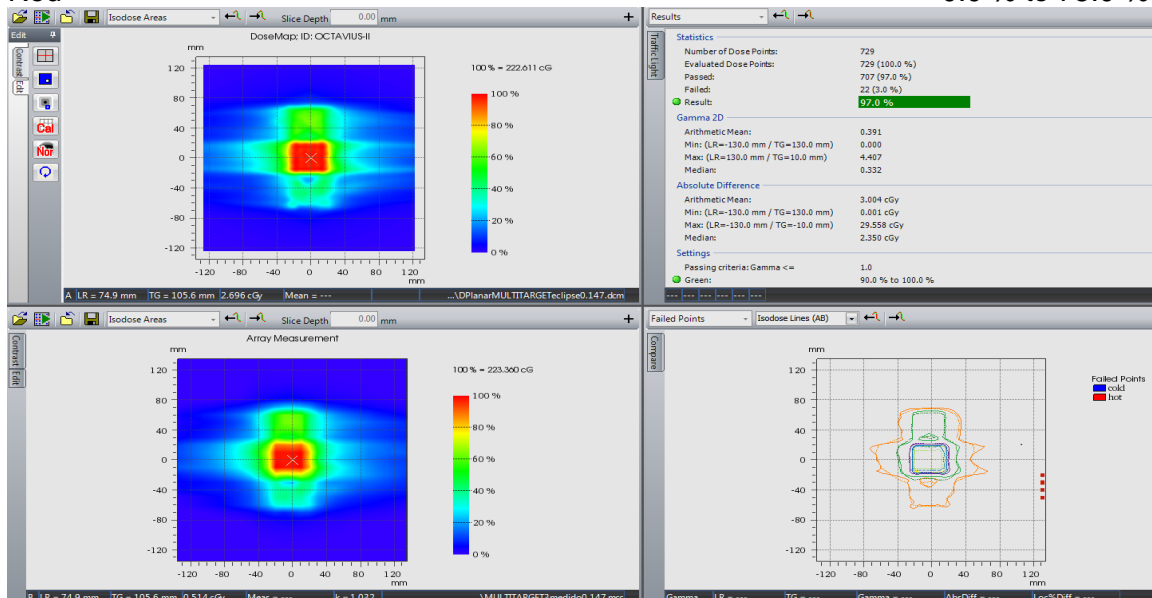
Arithmetic Mean	0.391
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 10.0 mm; TG = -50.0 mm)	4.407
Median	0.332

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.004 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 40.0 mm; TG = 50.0 mm)	29.558 cGy
Median	2.350 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.4 Test Próstata

Administrative Data

Institution Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta"
 Physicist JUAN MORI ROJAS
 PatientID OCTAVIUS-II
 Patient Name OCTAVIUS-II

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
 3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	713 (97.0 %)
Failed	16 (3.0 %)
Result	97.8 % (Green)

Gamma 2D

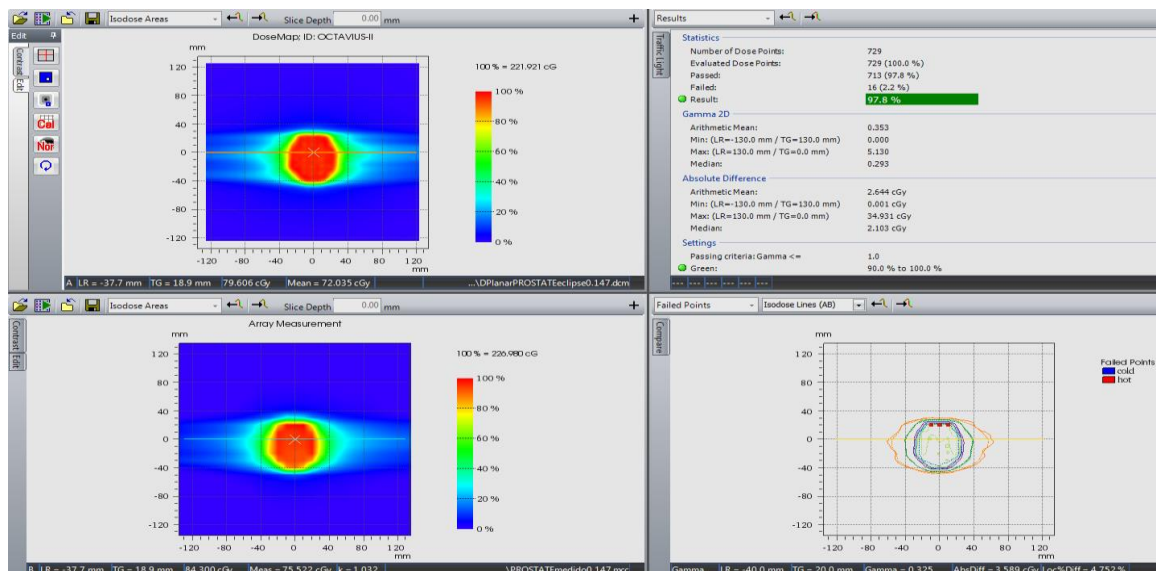
Arithmetic Mean	0.353
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 10.0 mm; TG = -50.0 mm)	5.130
Median	0.293

Absolute Difference

Arithmetic Mean	2.644 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 40.0 mm; TG = 50.0 mm)	34.931 cGy
Median	2.103 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.5 Test Cabeza y cuello

Administrative Data

Institution Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta"
 Physicist JUAN MORI ROJAS
 PatientID OCTAVIUS-II
 Patient Name OCTAVIUS-II

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
 3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	709 (97.3 %)
Failed	20 (3.0 %)
Result	97.3 % (Green)

Gamma 2D

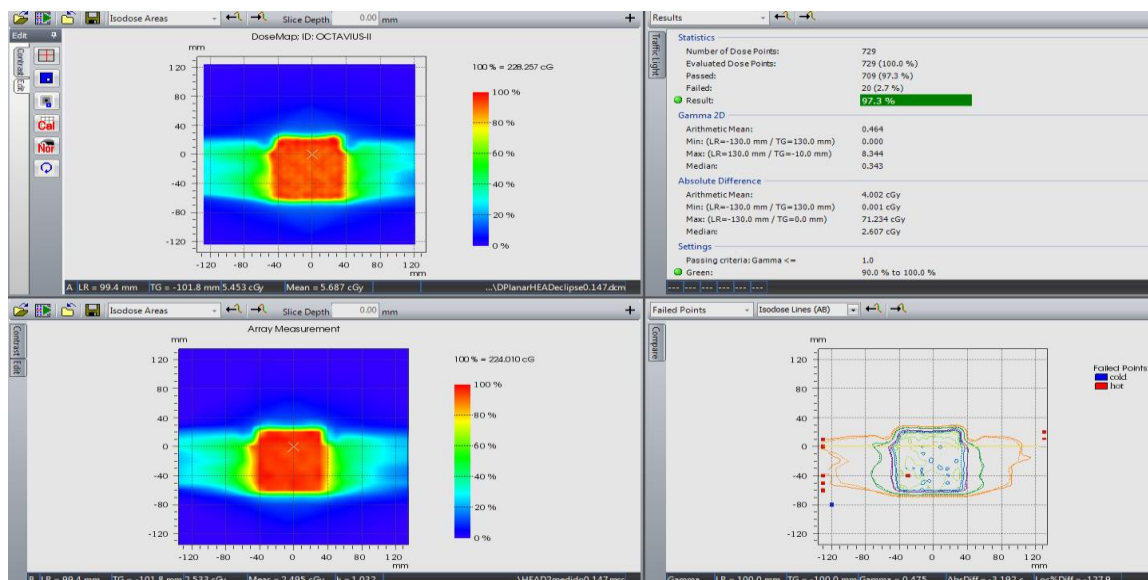
Arithmetic Mean	0.464
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 10.0 mm; TG = -50.0 mm)	8.344
Median	0.343

Absolute Difference

Arithmetic Mean	4.002 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 40.0 mm; TG = 50.0 mm)	71.234 cGy
Median	2.607 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



C.6 Test Forma en C

Administrative Data

Institution Hospital de Alta Complejidad "Virgen de la Puerta"
 Physicist JUAN MORI ROJAS
 PatientID OCTAVIUS-II
 Patient Name OCTAVIUS-II

Gamma 2D - Parameters

3.0 mm Distance- To- Agreement
 3.0 % Dose Difference with ref. to Max. dose of measured data set

Statistics

Number of Dose Points	729
Evaluated Dose Points	729 (100.0 %)
Passed	710 (100.0 %)
Failed	19 (0.0 %)
Result	97.4 % (Green)

Gamma 2D

Arithmetic Mean	0.403
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.000
Max (LR = 10.0 mm; TG = -50.0 mm)	5.848
Median	0.324

Absolute Difference

Arithmetic Mean	3.302 cGy
Min (LR = -130.0 mm; TG = 130.0 mm)	0.001 cGy
Max (LR = 40.0 mm; TG = 50.0 mm)	39.659 cGy
Median	2.322 cGy

Settings

Passing criteria	Gamma \leq 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %

