

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA  
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

VERIFICACIÓN DEL COMISIONAMIENTO DEL ACELERADOR LINEAL  
UNIQUE DE VARIAN

Tesis sometida a la consideración de la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado  
en Física para optar al grado y título de Maestría Académica en Física Médica

JORGE ARTURO CALVO ALFARO

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio, Costa Rica

2021

## **Dedicatoria**

A mi abuelo, José Joaquín Alfaro Zumbado, por haberme criado y ayudado cuando lo necesitaba.

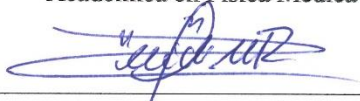
## **Agradecimientos**

Quisiera agradecer a mis lectores de tesis, M.Sc. Juan Pablo Campos García, M.Sc. Carolina Hernández Angulo y a M.Sc. Luis Diego Mora Araya, Director de la tesis, por su valiosa ayuda. También, deseo agradecer al Departamento de Física Médica del Hospital México, al responsable del Laboratorio de Termoluminiscencia y al Director del Centro de Investigación en Ciencias Atómicas Nucleares y Moleculares (CICANUM) por permitirme hacer uso de las instalaciones y del equipo necesario para desarrollar mis actividades de tesis.

Asimismo, quisiera agradecer a mi familia, en especial a mi madre, mi abuelo, mi abuela y mi tía, ya que siempre fueron un ejemplo a seguir. Agradezco de todo corazón, el haberme ayudado de forma incondicional e impulsado a seguir mis estudios.

Del mismo modo, agradezco toda la ayuda brindada por mi novia y a mis primas, por el tiempo y la ayuda brindada.

“Esta tesis fue aceptada por la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado en Física de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado y Título de Maestría Académica en Física Médica”



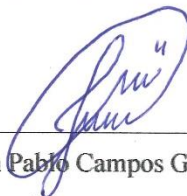
---

Dr. Erick Mora Ramírez  
**Representante del Decano**  
**Sistema de Estudios de Posgrado**



---

M.Sc. Luis Diego Mora Araya  
**Director de Tesis**



---

M.Sc. Juan Pablo Campos García  
**Asesor**

*Carolina Hernández Angulo*

---

M.Sc. Carolina Hernández Angulo  
**Asesora**



---

Dr. Jorge Gutiérrez Camacho  
**Director del Programa de Posgrado en Física**



---

Jorge Arturo Calvo Alfaro  
**Sustentante**

## Tabla de contenido

<i>Dedicatoria</i> .....	<i>ii</i>
<i>Agradecimientos</i> .....	<i>iii</i>
<i>Hoja de aprobación</i> .....	<i>iv</i>
<i>Tabla de contenido</i> .....	<i>v</i>
<i>Resumen</i> .....	<i>viii</i>
<i>Summary</i> .....	<i>ix</i>
<i>Lista de Tablas</i> .....	<i>x</i>
<i>Lista de Figuras</i> .....	<i>xii</i>
<i>Lista de Abreviaturas</i> .....	<i>xvii</i>
<b>Capítulo 1: Introducción</b> .....	<b>1</b>
<b>1. Introducción</b> .....	<b>2</b>
1.1. Historia del Cáncer en Costa Rica.....	2
1.2. Objetivos.....	7
1.2.1. Objetivo General.....	7
1.2.2. Objetivos Específicos .....	7
<b>Capítulo 2: Marco Teórico</b> .....	<b>8</b>
<b>2. Marco Teórico</b> .....	<b>9</b>
2.1. Consideraciones Generales de las Radiaciones Ionizantes.....	9
2.2. Descripción General del Campo de Radiación.....	10
2.3. Interacción de la Materia con las Radiaciones Ionizantes.....	11
2.3.1. Kerma .....	11
2.3.2. Dosis absorbida .....	12
2.3.3. Exposición .....	13
2.4. Equilibrio de Partículas Cargadas o CPE .....	13
2.5. Interacciones de la Materia con Partículas Cargadas .....	15
2.6. Teoría de Bragg-Gray .....	17
<b>Capítulo 3: Instrumentación</b> .....	<b>19</b>
<b>3. Equipamiento</b> .....	<b>20</b>
3.1. Cámaras de Ionización.....	20
3.2. Maniqués .....	22
3.3. Certificación de los detectores y del Electrómetro.....	24
<b>Capítulo 4: Protocolos Implementados</b> .....	<b>31</b>
<b>4. Protocolos de Verificación del Comisionamiento</b> .....	<b>32</b>
4.1. Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos según el TRS (Technical Report Series)-398 .....	32
4.1.1. Antecedentes.....	32
4.1.2. Ventajas del formalismo basado en la dosis absorbida en agua en comparación con la determinación del Kerma en aire .....	32
4.1.3. Patrones primarios de dosis absorbida en agua .....	33
4.1.4. Ecuaciones asociadas a la obtención de dosis absorbida en agua .....	34
4.1.5. Condiciones y magnitudes de influencia .....	35

4.1.6.	Correcciones por la calidad del haz .....	37
4.1.7.	Factores de perturbación $p_Q$ y $p_{Q_0}$ .....	39
4.1.8.	Procedimientos para la obtención de la dosis absorbida en agua .....	40
4.1.9.	Mediciones de dosis sobre el eje central .....	41
4.1.10.	Factores de campo .....	45
4.1.11.	Mediciones porcentuales de dosis en profundidad o PDD .....	47
4.2.	Algoritmo AAA .....	48
4.2.1.	Cálculo de la distribución de dosis .....	50
4.2.2.	Contribución de los electrones contaminantes .....	52
4.2.3.	Energía absorbida y conversión a dosis .....	53
4.2.4.	Exactitud del algoritmo AAA en el cálculo de dosis .....	53
4.3.	Especificación y Pruebas de Aceptación para Sistemas de Planificación de Radioterapia según el TECDOC-1540 .....	54
4.3.1.	Evaluación de las mediciones y criterios de tolerancia .....	59
4.4.	Dosimetría de Campos Pequeños Estáticos Usados en Radioterapia con Haces Externos según el TPR-483 .....	61
4.4.1.	Desviación de las condiciones iniciales: Introducción al nuevo formalismo .....	62
4.4.2.	Definición de un campo pequeño .....	63
4.4.3.	Falta de equilibrio lateral de partículas cargadas .....	63
4.4.4.	Obstrucción parcial de la fuente .....	64
4.4.5.	Tamaño del detector .....	66
4.5.	Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolos de Control de la Calidad según el TECDOC 1151 .....	74
4.5.1.	Descripción de los procedimientos para realizar los controles de calidad en los equipos de Teleterapia .....	75
4.6.	Verificación las Pruebas del Comisionamiento del Colimador Multiláminas (MLC) 82	
4.6.1.	Propiedades de los Sistemas MLC .....	84
4.6.2.	Transmisión de la radiación a través del Sistema MLC .....	85
4.6.3.	Dosimetric Leaf Gap (DLG) .....	86
4.7.	Picket Fence .....	87
4.8.	Valores de Referencia para los Controles Diarios y Mensuales del Acelerador .....	88
4.8.1.	BeamChecker Plus .....	89
4.8.2.	Láminas de acrílico .....	90
4.9.	Beam Matching .....	91
4.9.1.	Análisis/ Evaluación Gamma .....	93
<b>Capítulo 5: Resultados .....</b>		<b>95</b>
<b>5. Análisis de los Resultados .....</b>		<b>96</b>
5.1.	Dosimetría Absoluta para Haces Anchos .....	96
5.2.	Dosimetría Relativa para Haces Anchos .....	98
5.2.1.	Factores de Campo para Haces Anchos .....	100
5.2.2.	Perfiles Inplane y Crossplane .....	101
5.2.3.	PDD .....	108
5.3.	Dosimetría de Referencia para Campos Pequeños .....	110
5.4.	Dosimetría Relativa para Campos Pequeños .....	116
5.4.1.	Factores de campo para campos pequeños .....	117
5.4.2.	Perfiles Inplane y Crossplane para campos pequeños .....	123

5.4.3.	PDD para campos pequeños .....	138
5.5.	Pruebas realizadas según el TECDOC-1540 .....	144
5.5.1.	Esquemas de las pruebas realizadas según el TECDOC -1540.....	145
5.5.2.	Análisis general de las pruebas realizadas.....	170
5.6.	Controles de calidad y aspectos de seguridad .....	170
5.7.	Factor de transmisión y medición del DLG .....	170
5.8.	Prueba del Picket Fence.....	172
5.8.1.	Resultados obtenidos del Picket Fence para diferentes ángulos.....	172
5.8.2.	Análisis de los resultados obtenidos del Picket Fence .....	178
5.9.	Beam Matching .....	181
5.9.1.	Análisis de los resultados obtenidos por el análisis gamma.....	196
<b>Capítulo 6: Conclusiones .....</b>		<b>197</b>
<b>6.</b>	<b>Conclusiones.....</b>	<b>198</b>
<b>7.</b>	<b>Bibliografía.....</b>	<b>202</b>
<b>8.</b>	<b>Apéndices.....</b>	<b>220</b>
8.1.	Apéndice A .....	220
8.2.	Apéndice B .....	238
8.3.	Apéndice C .....	265
8.4.	Apéndice D.....	271
8.5.	Apéndice E .....	275
8.6.	Apéndice F.....	276

## **Resumen**

Esta tesis trata sobre la Verificación del Comisionamiento del Acelerador Lineal UNIQUE, el cual se encuentra en el Hospital México. La metodología usada para este fin comprende el Protocolo Internacional para la Determinación de la Dosimetría Absoluta y Relativa (TRS-398), Protocolos de Control de Calidad (TECDOC-1151), Pruebas de Aceptación para el TPS (TECDOC-1540), Dosimetría de Campos Pequeños (TRS-483), Verificación del Colimador Multiláminas (Picket Fence y DLG), establecimiento de valores de referencias para los controles diarios/mensuales y verificación de la equivalencia dosimétrica de este acelerador con los otros cuatro Aceleradores Lineales del Hospital México.

A su vez, se exponen los resultados encontrados a partir del proceso de investigación generado para este estudio; a raíz de los cuales, es posible concluir que el equipo de la marca VARIAN, modelo UNIQUE cumple con todos los requerimientos necesarios para efectuar los procedimientos clínicos en los tratamientos con 3DCRT.



## **Summary**

This thesis deals with the Verification of the Commissioning of the UNIQUE Linear Accelerator, which is located in Hospital México. The methodology used for this purpose includes the International Protocol for the Determination of Absolute and Relative Dosimetry (TRS-398), Quality Control Protocols (TECDOC-1151), Acceptance Tests for the TPS (TECDIC-1540), Small Field Dosimetry (TRS-483), Verification of the Multilayer Collimator (Picket Fence and DLG), establish reference values for the daily / monthly controls and verify the Beam Matching with the other 4 Linear Accelerators in Hospital México.

In turn, the results found from the research process generated from this study are presented; as a result of which, it is possible to conclude that the equipment of the VARIAN brand, UNIQUE model complies with all the necessary requirements to carry out clinical procedures in 3DCRT treatments.

## Lista de Tablas

Tabla 1 .....	25
Tabla 2 .....	26
Tabla 3 .....	27
Tabla 4 .....	28
Tabla 5 .....	29
Tabla 6 .....	37
Tabla 7 .....	54
Tabla 8 .....	58
Tabla 9 .....	60
Tabla 10 .....	96
Tabla 11 .....	97
Tabla 12 .....	97
Tabla 13 .....	98
Tabla 14 .....	101
Tabla 15 .....	103
Tabla 16 .....	105
Tabla 17 .....	105
Tabla 18 .....	105
Tabla 19 .....	106
Tabla 20 .....	109
Tabla 21 .....	114
Tabla 22 .....	114
Tabla 23 .....	115
Tabla 24 .....	115
Tabla 25 .....	116
Tabla 26 .....	119
Tabla 27 .....	121
Tabla 28 .....	121
Tabla 29 .....	123
Tabla 30 .....	125
Tabla 31 .....	127
Tabla 32 .....	129

Tabla 33 .....	131
Tabla 34 .....	133
Tabla 35 .....	135
Tabla 36 .....	137
Tabla 37 .....	138
Tabla 38 .....	139
Tabla 39 .....	140
Tabla 40 .....	141
Tabla 41 .....	142
Tabla 42 .....	143
Tabla 43 .....	171
Tabla 44 .....	172
Tabla 45 .....	179
Tabla 46 .....	181
Tabla 47 .....	182

## Lista de Figuras

Figura 1.....	3
Figura 2.....	14
Figura 3.....	17
Figura 4.....	20
Figura 5.....	21
Figura 6.....	23
Figura 7.....	25
Figura 8.....	26
Figura 9.....	27
Figura 10.....	28
Figura 11.....	29
Figura 12.....	30
Figura 13.....	41
Figura 14.....	42
Figura 15.....	43
Figura 16.....	44
Figura 17.....	44
Figura 18.....	45
Figura 19.....	46
Figura 20.....	47
Figura 21.....	49
Figura 22.....	50
Figura 23.....	56
Figura 24.....	57
Figura 25.....	59
Figura 26.....	64
Figura 27.....	65
Figura 28.....	66
Figura 29.....	68
Figura 30.....	69
Figura 31.....	73
Figura 32.....	77

Figura 33.....	78
Figura 34.....	79
Figura 35.....	81
Figura 36.....	83
Figura 37.....	84
Figura 38.....	86
Figura 39.....	88
Figura 40.....	89
Figura 41.....	89
Figura 42.....	90
Figura 43.....	91
Figura 44.....	93
Figura 45.....	99
Figura 46.....	99
Figura 47.....	100
Figura 48.....	102
Figura 49.....	102
Figura 50.....	103
Figura 51.....	107
Figura 52.....	108
Figura 53.....	112
Figura 54.....	113
Figura 55.....	119
Figura 56.....	120
Figura 57.....	123
Figura 58.....	124
Figura 59.....	126
Figura 60.....	128
Figura 61.....	130
Figura 62.....	132
Figura 63.....	134
Figura 64.....	136
Figura 65.....	138
Figura 66.....	139

Figura 67.....	140
Figura 68.....	141
Figura 69.....	142
Figura 70.....	143
Figura 71.....	145
Figura 72.....	145
Figura 73.....	146
Figura 74.....	146
Figura 75.....	147
Figura 76.....	147
Figura 77.....	148
Figura 78.....	148
Figura 79.....	149
Figura 80.....	149
Figura 81.....	150
Figura 82.....	150
Figura 83.....	151
Figura 84.....	151
Figura 85.....	152
Figura 86.....	152
Figura 87.....	153
Figura 88.....	153
Figura 89.....	154
Figura 90.....	154
Figura 91.....	155
Figura 92.....	155
Figura 93.....	156
Figura 94.....	156
Figura 95.....	157
Figura 96.....	157
Figura 97.....	158
Figura 98.....	158
Figura 99.....	159
Figura 100.....	159

Figura 101.....	160
Figura 102.....	160
Figura 103.....	161
Figura 104.....	161
Figura 105.....	162
Figura 106.....	162
Figura 107.....	163
Figura 108.....	163
Figura 109.....	164
Figura 110.....	164
Figura 111.....	165
Figura 112.....	165
Figura 113.....	166
Figura 114.....	166
Figura 115.....	167
Figura 116.....	167
Figura 117.....	168
Figura 118.....	168
Figura 119.....	169
Figura 120.....	169
Figura 121.....	171
Figura 122.....	172
Figura 123.....	173
Figura 124.....	173
Figura 125.....	174
Figura 126.....	174
Figura 127.....	175
Figura 128.....	175
Figura 129.....	175
Figura 130.....	176
Figura 131.....	176
Figura 132.....	177
Figura 133.....	177
Figura 134.....	183

Figura 135.....	184
Figura 136.....	184
Figura 137.....	184
Figura 138.....	185
Figura 139.....	186
Figura 140.....	187
Figura 141.....	187
Figura 142.....	187
Figura 143.....	188
Figura 144.....	188
Figura 145.....	189
Figura 146.....	190
Figura 147.....	190
Figura 148.....	190
Figura 149.....	191
Figura 150.....	192
Figura 151.....	192
Figura 152.....	193
Figura 153.....	193
Figura 154.....	194
Figura 155.....	194
Figura 156.....	195
Figura 157.....	195
Figura 158.....	196



## Lista de Abreviaturas

AAA

Algoritmo Analítico Anisotrópico - Analytical Anisotropic Algorithm

ADN

Ácido Desoxirribonucleico

ANOVA

Análisis de la varianza

CAX

Eje central - Central Access Dose

CCSS

Caja Costarricense del Seguro Social

CENDEISS

Centro de Desarrollo Estratégico e Información en Salud y Seguridad Social

COP

Código de Práctica - Code of Practice

CPE

Equilibrio de Partículas Cargadas - Charged Particle Equilibrium

DTA

Distance to agreement / Distancia-acuerdo

ENT

Enfermedad no transmisible

EPID

Portal Electrónico de Silicón Amorfo - Electronic Portal Imaging Devices

FFF

Flattening Free Filter - Filtro Aplanador

HCG

Hospital Calderón Guardia

HM

Hospital México

HNN

Hospital Nacional de Niños

ICCC

Instituto Costarricense Contra el Cáncer

ICRU

International Commission on Radiation Units and Measurement - Comisión Internacional de Unidades Radiológicas

IEC

Comisión Electrotécnica Internacional

IMRT

Intensity-Modulated Radiation Therapy - Radioterapia de Intensidad Modulada

JICA

Agencia de Cooperación Internacional de Japón

LINACS

Acelerador Lineal - Linear Accelerator

LPCD

Laboratorios Primarios de Calibración Dosimétrica  
**LSCD**  
Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica  
**MLC**  
Colimador Multiláminas - Multileaf collimator  
**OIEA**  
Organismo Internacional de Energía Atómica  
**OMS**  
Organización Mundial de la Salud  
**OPS**  
Organización Panamericana de la Salud  
**PDD**  
Porcentajes de dosis a profundidad - Percentage Depth Dose  
**PTW**  
Physikalisch-Technische Werkstätten  
**QA**  
Quality Assurance / Aseguramiento de la calidad  
**SAD**  
Distancia Fuente- Isocentro - Source to Axis Distance  
**SRS**  
Stereotactic radiosurgery - Radiocirugía estereotáctica  
**SSD**  
Distancia Fuente-Superficie - Source to Surface Distance  
**TC**  
Tomografía Computarizada  
**TCPE**  
Equilibrio transitorio de partículas cargadas - Transient Charged Particle Equilibrium  
**TMR**  
Relación tejido-maximo - Tissue Maximum Ratio  
**TPR**  
Relación tejido- maniquí - Tissue Phantom Ratio  
**TRS**  
Technical Report Series  
**VMAT**  
Volumetric-Modulated Arc Therapy/ Arcoterapia de Intensidad Modulada



**Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.**

Yo, Jorge Arturo Calvo Alfaro, con cédula de identidad 1-1295-0151, en mi condición de autor del TFG titulado VERIFICACIÓN DEL COMISIONAMIENTO DEL ACELERADOR LINEAL UNIQUE DE VARIAN

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI  NO \*

\*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: \_\_\_\_\_ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.

**INFORMACIÓN DEL ESTUDIANTE:**

Nombre Completo: Jorge Arturo Calvo Alfaro

Número de Carné: A61071 Número de cédula: 1-1295-0151

Correo Electrónico: jorge.calvoalfaro@ucr.ac.cr

Fecha: 24/03/2020 Número de teléfono: 8993-2485

Nombre del Director (a) de Tesis o Tutor (a): Juan Diego Mora Araya

Digitally signed by  
JORGE ARTURO  
CALVO ALFARO  
(FIRMA)  
Date: 2021.03.24  
21:38:39 -06'00'

**FIRMA ESTUDIANTE**

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

## **Capítulo 1: Introducción**

## 1. Introducción

### 1.1. Historia del Cáncer en Costa Rica

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se espera que el cáncer sea la principal causa de muerte a nivel mundial y el principal obstáculo para incrementar la expectativa de vida de cada país del mundo (Bray et al., 2018, p. 394); actualmente el cáncer se cataloga como una enfermedad no transmisible (ENT), la cual equivale al 71 % de las muertes producidas en el mundo donde el cáncer ocupa el segundo puesto (OMS, 2018, párr. 1-3).

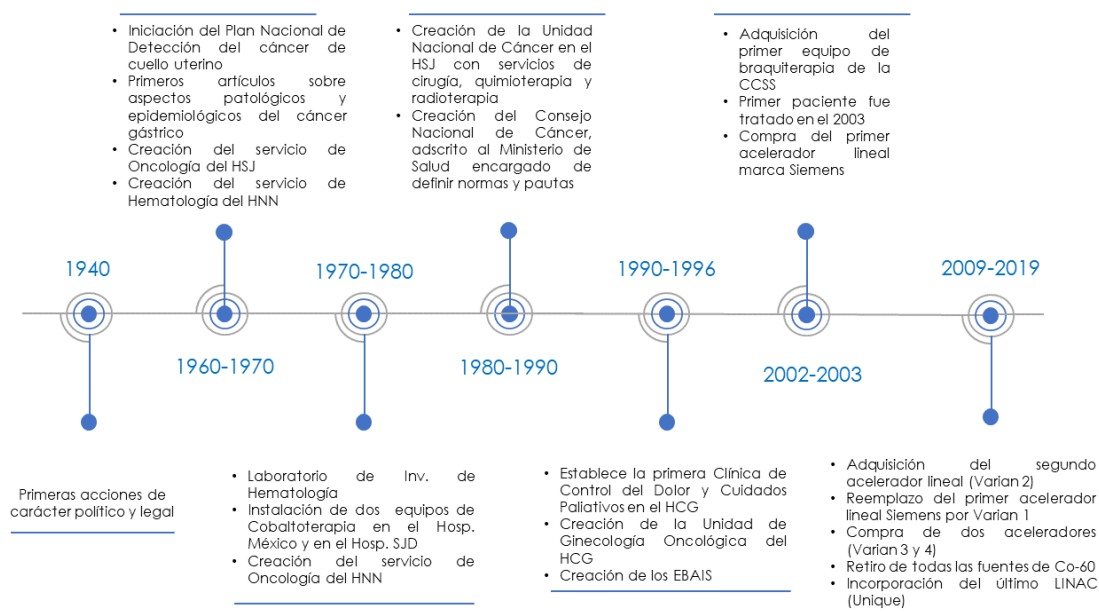
Las ENT se caracterizan por ser enfermedades de larga duración, asociadas con una progresión lenta dentro de las cuales destacan las enfermedades cardiovasculares, el cáncer y diabetes, así como enfermedades respiratorias crónicas. Estos padecimientos están estrechamente relacionados con el uso del tabaco, alcohol, dietas poco saludables e inactividad física (Organización Panamericana de la Salud [OPS], 2017, párr. 1-2).

La mayoría de estas muertes ocurren en países de bajo y mediano ingreso donde la mortalidad se encuentra entre las edades de los 30 y 69 años. Estos fallecimientos, se catalogan como muertes prematuras dada la expectativa de vida existente, las cuales se siguen incrementando y han llegado a representar el 83% del total de las muertes según la OMS (Jiménez, 2018, p. 2).

En América Latina, el cáncer ocupa la segunda causa de mortalidad, lo cual se traduce en un costo económico cada vez mayor para los sistemas de salud de cada país (Kielstra, 2017, p. 4). Dada la evolución histórica de los Centros de Atención de Salud en Costa Rica y a los cambios de estilos de vida asociados a la industrialización y modernización relacionados con cambios demográficos y epidemiológicos, se tiene como resultado que además se presenten problemas similares asociados a países en desarrollo; a continuación, en la Figura 1 se muestra una línea del tiempo de los acontecimientos más importantes relacionados con los antecedentes del cáncer en el país.

## Figura 1

### Antecedentes históricos del cáncer en Costa Rica



*Nota:* Elaboración propia basado en Caja Costarricense del Seguro Social (CCSS), Ministerio de Salud de Costa Rica (2012) y D. Mora (comunicación personal, julio 2020). Hospital Nacional de Niños (HNN), Hospital México (HM) y Hospital Calderón Guardia (HCG).

Un evento que marcó la historia de Costa Rica fue el accidente radiológico del Hospital San Juan de Dios en 1996, el cual se debió a un mal cálculo de la tasa de dosis absorbida cuando la fuente de  $^{60}\text{Co}$  fue reemplazada; además, se expusieron las fallas en el área de la Protección Radiológica dentro del Hospital, así como la falta de controles de aseguramiento de la calidad, medidas de prevención de accidentes, entrenamiento y educación adecuados.

La revisión del accidente fue llevada a cabo por expertos de la Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA, 1999) a solicitud del gobierno de Costa Rica; el reporte escrito por la OIEA, concluyó que tanto los recursos técnicos como humanos fueron insuficientes para satisfacer las necesidades de la población, dada la limitación de equipos de radioterapia y braquiterapia, al igual que la insuficiencia de personal debidamente entrenado.

Debido al accidente radiológico ocurrido en el país, la CCSS al ser el representante encargado de la seguridad en temas de salud pública, se vio en la necesidad de realizar cambios con el fin de mejorar los sistemas, programas, servicios y proyectos de salud; Ávalos (2006) y el Ministerio de Salud de Costa Rica (2012) establecen que los cambios que destaca son:

- Contratación de expertos internacionales en Radioterapia, Quimioterapia y Física Médica.
- Acciones de construcción, ampliación y remodelación de equipo e instalaciones tales como la compra de tomógrafos axiales computarizados (TC), nuevas unidades de tratamiento de teleterapia con  $^{60}\text{Co}$  (los cuales posteriormente serían reemplazados por Aceleradores Lineales), simuladores, sistemas de planificación de tratamientos en tres dimensiones, sistemas de tratamiento de braquiterapia de alta tasa y radioterapia superficial entre otros.
- Capacitación y formación del recurso humano por medio de becas dadas por el OIEA, Centro de Desarrollo Estratégico e Información en Salud y Seguridad Social (CENDEISS), CCSS, Instituto Costarricense Contra el Cáncer (ICCC) entre otros.
- Programas Nacionales de prevención, educación y promoción de la salud y control del cáncer en nuestro país.
- Cooperación con organismos internacionales tales como el OIEA, OMS, la Organización Panamericana de la Salud (OPS), de modo que se facilite la asistencia técnica y cooperación entre ambos.
- Donaciones por parte de los gobiernos de Corea (Laboratorio Nacional de Citologías) y el gobierno de Japón por medio de la Cooperación Internacional de Japón (JICA).
- Creación de protocolos, normativas, procedimientos sobre temas relacionados con la Protección Radiológica.

Al día de hoy, la radioterapia con  $^{60}\text{Co}$  se encuentra descontinuada en Costa Rica, los aceleradores lineales o LINACS (palabra en inglés la cual proviene de “Linear

Accelerator”) son equipos que han reemplazado la antigua tecnología; los cuales, pueden llegar a producir haces de fotones y/o electrones con diferentes energías. Dado que son equipos complejos, el aseguramiento de la calidad es vital para garantizar la seguridad y la reproducibilidad en la entrega de los tratamientos a los pacientes.

Por otro lado, el mantenimiento preventivo de los equipos mencionados anteriormente asegura la estabilidad del equipo a lo largo de su vida útil, de forma tal que se reduzcan las posibles fuentes de accidentes; estableciendo niveles de acción según sus respectivas tolerancias.

Existen varias etapas previas al uso clínico del LINAC tales como la aceptación, el comisionamiento y su verificación; estas pruebas, están confeccionadas para garantizar el adecuado funcionamiento mecánico y dosimétrico del equipo por medio de la verificación de parámetros esenciales, para el cálculo de la dosis absorbida realizado por su respectivo Sistema de Planificación.

Inicialmente, se encuentra la aceptación del equipo, que es la evaluación del cumplimiento por parte del fabricante de aquellas especificaciones del LINAC que se encuentran dentro de la orden de compra. Por otra parte, el comisionamiento de un acelerador tiene como objetivo, establecer las características mecánicas y dosimétricas propias del acelerador lineal y transmitir las al Sistemas de Planificación que se utilizará para planificar el tratamiento de los pacientes en este equipo, previo al aval clínico para su uso en pacientes.

La verificación del equipo es el último paso para revisar los datos obtenidos durante el comisionamiento antes de que éste sea usado en pacientes, lo que conlleva a una revisión de los parámetros mecánicos y dosimétricos de funcionamiento del acelerador y a una evaluación del modelaje del mismo en el sistema de planificación. Se recomienda que este último paso sea llevado a cabo por un grupo distinto al que efectuó el comisionamiento, de modo que la revisión de los datos sea cruzada.

Al realizar la verificación del comisionamiento de Varian, se espera obtener los siguientes beneficios:

- Comparar los resultados obtenidos en el comisionamiento asegurando que los resultados se encuentren dentro de los límites de tolerancia.



- Cumplimiento de estándares internacionales dosimétricos y mecánicos.
- Aseguramiento de la calidad de los resultados dados por medio de la validación de cálculos de dosis absorbida realizados por el Sistema de Planificación ECLIPSE™, con el algoritmo Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA, Analytical Anisotropic Algorithm) versión 13.1.

## **1.2. Objetivos**

### ***1.2.1. Objetivo General***

1.2.1.1 Verificar de Comisionamiento del Acelerador Lineal UNIQUE de Varian.

### ***1.2.2. Objetivos Específicos***

1.2.2.1 Revisar el estado actual del set dosimétrico que se utilizará.

1.2.2.2 Aplicar los Protocolos de Controles de Calidad expuestos en el TECDOC-1151.

1.2.2.3 Efectuar la Dosimetría Absoluta y Relativa según el Protocolo Internacional TRS-398.

1.2.2.4 Desarrollar las pruebas descritas en el documento TECDOC-1540.

1.2.2.5 Ejecutar la Dosimetría para Campos Pequeños utilizando el protocolo internacional TRS-483.

1.2.2.6 Realizar las pruebas de Comisionamiento del Colimador Multiláminas.

1.2.2.7 Determinar los valores de referencia para los controles diarios y mensuales de este acelerador lineal.

1.2.2.8 Verificar la equivalencia dosimétrica de este acelerador lineal con los otros 4 aceleradores lineales del Hospital México.

## **Capítulo 2: Marco Teórico**

## 2. Marco Teórico

### 2.1. Consideraciones Generales de las Radiaciones Ionizantes

La radiación ionizante ha sido aplicada de manera exitosa desde principios del siglo XX en diversas áreas, como lo son la radiología, medicina nuclear, radioterapia y la braquiterapia. Una forma de caracterizar la radiación ionizante de la no ionizante consiste en evaluar su capacidad para ionizar y excitar a los átomos que componen la materia; este fenómeno ocurre a partir del orden de los 4 eV a los 25 eV, la cual corresponde al rango del espectro ultravioleta (Attix, 1987).

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) recomienda separar las radiaciones directamente ionizantes (dada por partículas cargadas) de las indirectamente ionizantes (dadas principalmente por partículas sin carga eléctrica tales como los fotones), debido a que su comportamiento con la materia es distinto en cada situación.

En el caso de las radiaciones directamente ionizantes, la forma de interacción se da por medio de fuerzas de Coulomb, depositando gradualmente su energía a la materia hasta llegar al reposo; por el contrario, las radiaciones indirectamente ionizantes transfieren primero parte de su energía a las partículas cargadas, para luego interactuar con otras partículas circundantes. El tipo de interacción depende en gran medida de las energías iniciales y del número atómico del medio; en general, estas interacciones se pueden catalogar por los efectos producidos tales como:

- Efecto Compton
- Efecto fotoeléctrico
- Producción de pares
- Dispersión de Rayleigh
- Interacciones fotonucleares.

Dada la naturaleza aleatoria de la radiación, algunas características físicas pueden ser estocásticas o no; una cantidad estocástica se considera como aquella en donde sus valores fluctúan de manera aleatoria, siendo imposible predecir de forma determinista su comportamiento futuro. Por otro lado, las cantidades no estocásticas pueden, en principio,

llegar a ser predecibles dadas sus condiciones iniciales; de forma general, poseen valores definidos para cada punto, además de ser funciones continuas y diferenciables en el espacio y tiempo (Greening, 1989).

La radiación ionizante produce entre otras consecuencias, daño al ácido desoxirribonucleico (ADN), a su vez dependiendo de la radiación recibida y la frecuencia administrada, se puede conllevar a un daño letal o subletal; presentándose la posibilidad de reparar la afectación, únicamente en la segunda situación. Procedimientos como la radioterapia deben su éxito a la diferente capacidad de reparación que hay entre un tejido tumoral y un tejido sano después de haber sido irradiado; por lo tanto, es necesario estimar las consecuencias del paso de partículas cargadas (en donde generalmente se habla de electrones) y la interacción con el medio.

## 2.2. Descripción General del Campo de Radiación

Hay diferentes formas de caracterizar el paso de la radiación por la materia. Las magnitudes radiométricas son aquellas que caracterizan el haz por medio de sus propiedades físicas (Fernández-Varea et al., 2004). Una de ellas es la fluencia (expresada como  $m^{-2}$  o  $cm^{-2}$ ), la cual toma el número total de rayos que conforman el haz ( $N_e$ ) por unidad de área ( $da$ ); esta se puede representar como

$$\Phi = \frac{dN_e}{da} \quad (1)$$

Del mismo modo, podemos definir el cambio de la fluencia para un intervalo de tiempo para el cual su fluencia es máxima ( $\Phi = \Phi_{m\acute{a}x}$ ) como

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2)$$

Asimismo, podemos definir la fluencia de energía, tomando en cuenta el valor esperado de la energía total del haz (R) expresado como un cociente de área  $da$  como se muestra en la siguiente fórmula, donde R se mide en Joules en el Sistema Internacional de Unidades,

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (3)$$

### 2.3. Interacción de la Materia con las Radiaciones Ionizantes

La relación entre el haz de radiación con su efecto en la materia se da por medio de distintas cantidades dosimétricas, las cuales describen distintos procesos de interacción como lo son el kerma, la dosis absorbida y la exposición.

#### 2.3.1. Kerma

Esta cantidad solo es válida para campos *indirectamente ionizantes* tales como los fotones o neutrones. Su definición dada por la ICRU (2011) la establece como el valor esperado de la energía transferida  $E_{tr}$  a un volumen  $V$  por partículas no cargadas, sin tomar en cuenta la contribución de esta última a otra partícula semejante. Matemáticamente, se define por medio de

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4)$$

Donde  $dm$  es el diferencial de masa que se encuentra en  $dV$  y el kerma es usualmente expresado como  $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$  donde  $\text{Gy}$  es su unidad. De igual manera, el kerma se puede caracterizar por medio del coeficiente de transferencia másico, el cual depende de la energía del fotón y el número atómico de la materia  $Z$ .

$$K = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (5)$$

Este coeficiente lineal de transferencia  $\mu_{tr}$  tiene unidades de  $\text{m}^{-1}$  y  $\rho$  es la densidad del material en unidades de  $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ .

Además, el kerma puede separarse en dos componentes, el primero de ellos tiene el nombre de *kerma de colisión* ( $K_c$ ) y comprende todas aquellas situaciones en donde las interacciones de Coulomb disipan la energía ionizando o excitando los electrones atómicos de forma *local*. El segundo componente del kerma, incluye las pérdidas radiactivas que ocurren a medida que el electrón disminuye su velocidad, liberando un fotón el cual deposita su energía lejos de la trayectoria de las partículas cargada; a este proceso, se le conoce como Bremsstrahlung o radiación de frenado.

### 2.3.2. Dosis absorbida

Ésta describe la energía impartida a la materia por todo tipo de radiación ionizante, la cual se calcula de diferente manera dependiendo del tipo de partícula. Su forma más general es

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (6)$$

Donde:

- $d\varepsilon$  es el valor esperado de energía impartida a la materia la cual se mide en  $J$ .
- $dm$  es la unidad de masa y su unidad es el  $kg$ .

Del mismo modo que el kerma, la unidad de  $(J/kg)$  se denomina Gray y se abrevia como Gy en la literatura; su importancia radica en ser una cantidad medible de la energía impartida al medio, la cual puede luego ligarse a potenciales efectos radiobiológicos en el tejido. Por esta razón, las prescripciones en radioterapia se dan en términos de dosis absorbida, tanto para tejido normal como para tumores (Landberg et al., 1993). En este trabajo, el término dosis equivale a dosis absorbida.

La dosis dependerá, entre otros factores, de la radiosensibilidad y tipo del tumor, historial y condición clínica del paciente, esquemas clínicos validados en la literatura (Marks et al., 2010), además de la finalidad del tratamiento (curativo o paliativo). La distribución de la dosis absorbida es utilizada para estimar riesgos potenciales en tratamientos terapéuticos, indicando un posible resultado o consecuencia debido al tratamiento; sin embargo, a pesar de haber encontrado una expresión de dosis, esta no nos es útil por el momento.

Primeramente, se necesita relacionar este concepto con una magnitud cuantificable como lo es la *exposición*; seguidamente, se determina la influencia que pueda tener el instrumento de medición sobre él mismo (por ejemplo, cuando existen medios distintos separados por una pared). Para este fin, se utilizará la teoría de Bragg-Gray, la cual es la base de las cámaras de ionización usadas para la determinación de la dosimetría absoluta o relativa.

### 2.3.3. Exposición

Cuando un haz de radiación ionizante pasa a través de un medio, este produce entre otros efectos, la ionización de la materia. La susceptibilidad a producir este fenómeno dependerá tanto de las características físicas del haz, como de la composición de la materia.

Tomando en cuenta lo anterior, si se limita a la ionización producida por rayos X o  $\gamma$ , la *exposición* será una medida de la capacidad de los fotones en producir ionización en una masa de *aire* (Johns y Cunningham, 1983). Por lo tanto, esta cantidad se define como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (7)$$

Dónde:

- $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de iones producidos
- $dm$  es la masa de aire donde se liberan los iones

A su vez, la exposición tiene unidades de  $\frac{C}{kg}$  y su unidad definida por la ICRU es el Roentgen.

Además, es posible encontrar la energía necesaria para formar un par iónico en aire relacionando la energía cinética de los electrones puestos en movimiento con el número esperado de pares producidos por esta partícula. Este factor de conversión se simboliza con la letra  $\bar{W}$  y tiene un valor aproximadamente constante de 33.97 eV por par iónico formado.

## 2.4. Equilibrio de Partículas Cargadas o CPE

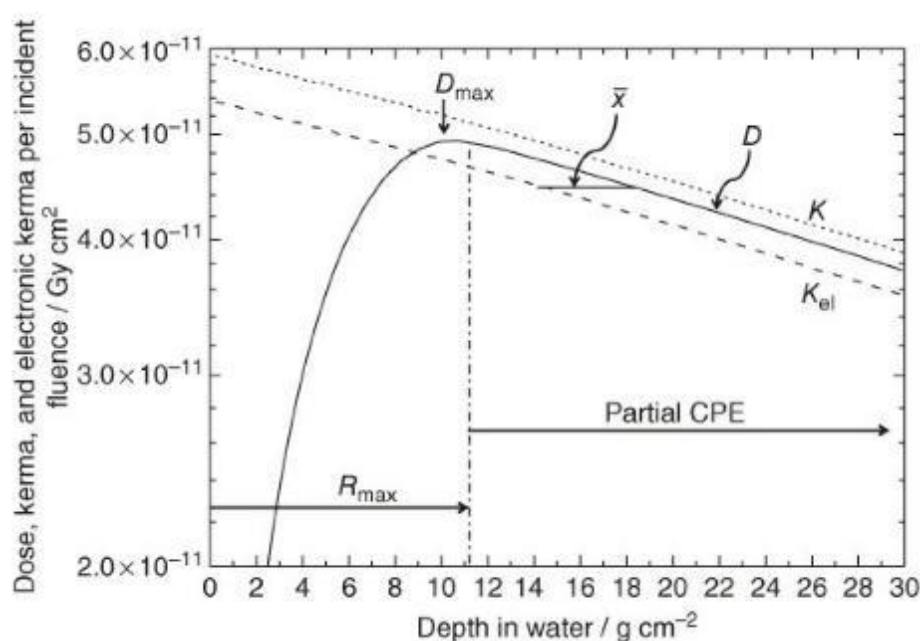
Cuando un haz de fotones incide directamente sobre un medio, este transfiere parte de su energía interactuando con los electrones, excitándolos o ionizándolos. A diferencia de las partículas cargadas, los fotones pueden penetrar a grandes profundidades ocasionando electrones secundarios a su paso; este comportamiento, causa que el número de partículas cargadas secundarias aumente paulatinamente desde la superficie hasta una profundidad máxima, para después decaer exponencialmente.



Por lo tanto, la dosis absorbida aumentará progresivamente conforme exista un acercamiento al rango máximo de los electrones puestos en movimiento; cabe mencionar que, el rango de los electrones secundarios está estrechamente relacionado con la energía inicial del fotón incidente. Por otra parte, el kerma tenderá a decaer conforme los fotones se atenúen por su paso a través del medio. La Figura 2 ilustra el esquema anterior, en ella podemos diferenciar 3 regiones diferentes:

## Figura 2

*Interacción entre radiación indirectamente ionizante y el medio*



*Nota:* Andreo et al. (2017)

La región antes del máximo se conoce como región de “buildup” y en ella encontramos que el kerma disminuye a medida que la dosis aumenta rápidamente. Por otra parte, cerca del cénit o máximo punto de dosis, acontece un evento importante; en la práctica, el punto máximo de dosis está relacionado con el rango máximo de los electrones secundarios, estos últimos dependen de la energía inicial de los fotones y de la energía perdida por procesos radiativos (Bremsstrahlung) (Lanzl y Jayaraman, 2004).

Si se considera que, la fluencia de fotones permanece relativamente constante a una distancia igual al rango de los electrones liberados alrededor de nuestro sitio de interés ( $\Delta m$ ), podemos establecer la condición de equilibrio de partículas cargadas (Lanzl y

Jayaraman, 2004); este equilibrio, se cumple cuando cada partícula cargada que entre a nuestro volumen de interés  $v$ , sea reemplazada por otra idéntica (Attix, 1987). Según Andreo et al. (2017), para que esto ocurra deben satisfacerse ciertas condiciones dentro de este volumen:

- La composición atómica del medio debe ser homogénea.
- Del mismo modo, la densidad del medio también tiene que ser homogénea.
- El paso de la radiación indirectamente ionizante debe ser uniforme, por lo tanto, no debe ser atenuado considerablemente por su paso a través del medio.
- No puede haber campos eléctricos ni magnéticos inhomogéneos presentes.

Por medio de estas condiciones de equilibrio, podemos relacionar el kerma de colisión y la dosis ( $D_{m\acute{a}x} = K_c$ ); esto último, será cierto siempre y cuando no haya contaminación del haz cuando la dosis sea cercana a la superficie. A partir de este punto, la atenuación de medio provoca que los fotones y las partículas cargadas presenten un comportamiento decreciente paralelo entre ambos términos, siendo la dosis proporcional al kerma de colisión; esta zona es denominada equilibrio transitorio de partículas cargadas (Transient Charged Particle Equilibrium – TCPE).

## 2.5. Interacciones de la Materia con Partículas Cargadas

Las interacciones de las partículas cargadas con el medio se dan principalmente con su campo eléctrico, estas se caracterizan por la relación entre el parámetro de impacto  $b$  y el radio atómico  $a$ . Si las partículas cargadas se encuentran a una distancia considerable del núcleo atómico ( $b \gg a$ ), se considera una colisión *suave*, en la que interactúa la fuerza de Coulomb excitando o ionizando el átomo cercano; alrededor del 50 % de la energía transferida al medio ocurre por medio de estas fuerzas (Attix, 1987).

Una colisión *fuerte* ocurre cuando el parámetro de impacto tiene una magnitud equivalente al radio atómico ( $b \sim a$ ); en este caso, la interacción será con un electrón (llamado rayo delta), el cual cede parte de su energía creando ionizaciones secundarias a lo largo de su camino (Attix, 1987).

Las colisiones con el núcleo ( $b \ll a$ ) pueden ser de dos tipos, elásticas e inelásticas; en el primer tipo, el electrón cede la suficiente energía al núcleo para conservar su momentum sin emitir fotón o excitarlo llevándose a cabo el 97% u 98% de las veces. En el segundo caso, el electrón disminuye considerablemente su energía cambiando su velocidad y trayectoria; al frenar, este emite un fotón el cual es conocido como *bremsstrahlung* o radiación de frenado, ocurriendo un 2% al 3% de las veces (Attix, 1987).

Por lo tanto, no toda la energía que pierde la partícula cargada en su trayectoria es transferida localmente a su entorno, solo aquella que se absorbe cerca del camino puede ser considerada como tal, exceptuando el transporte de energía a distancia por medio de los electrones secundarios. Es por esta razón, que se introduce el poder de frenado restringido, el cual limita la energía de los electrones secundarios a un cierto valor  $\Delta$  dando como resultado una estimación más exacta de la energía transferida localmente (Lanzl y Jayaraman, 2004).

Si estas condiciones son válidas para un volumen dado, la dosis se puede expresar como:

$$D = \Phi \left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_c \quad (8)$$

Dónde:

- $\Phi$  es la fluencia de partículas
- $\left( \frac{dT}{\rho dx} \right)_c$  es el poder de frenado másico, donde  $dT$  representa la pérdida de energía por unidad de camino recorrido  $dx$  por una partícula cargada en un medio atómico de densidad  $\rho$ . El subíndice  $c$  refiere a pérdidas por colisiones (suaves y fuertes), las cuales depositan la energía localmente y no por pérdidas radiactivas tales como la producción de Bremsstrahlung. Estos parámetros se encuentran tabulados dependiendo de la partícula cargada, el medio y su energía correspondiente.

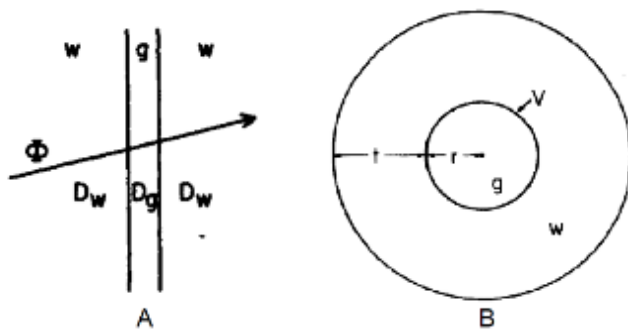
Una vez expuesto lo anterior, faltaría encontrar aquellas condiciones bajo las cuales el concepto de dosis es aplicable para el caso donde se tienen medios distintos.

## 2.6. Teoría de Bragg-Gray

Supongamos que tenemos una fluencia de partículas cargadas que pasan de un medio a otro como se puede apreciar en la Figura 3, punto A, a través de un material distinto.

**Figura 3**

*Fluencia de partículas a través de dos medios distintos*



*Nota:* Attix (1987). (A) La letra  $w$  simboliza una pared y  $D_w$  su dosis. Del mismo modo,  $g$  puede ser cualquier gas y  $D_g$  sería su dosis. (B) Esquema de un dosímetro cilíndrico de radio interior  $r$ , volumen  $V$  y gas  $g$ , el cual cuenta con una pared  $w$  de grosor  $t$ .

Si se asume que la fluencia es continua a ambos lados de la interfaz, se puede decir que las dosis muy cerca de la frontera serían

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{c,w}}{\left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{c,g}} \quad (9)$$

Esta última expresión, se encuentra utilizando la ecuación (8) a ambos lados de la frontera. Además, se supuso que el grosor de la interfaz debe ser lo suficientemente pequeño de modo tal, que no perturbe la fluencia de partículas; es por esta razón, que el grosor debe ser menor en comparación al rango de las partículas que lo atraviesan. Esta, es una condición necesaria para poder encontrar la dosis dentro de la cavidad de una cámara de ionización, como se puede apreciar en la Figura 3, punto B.

Finalmente, se logra encontrar una expresión de la dosis en términos de los iones que allí se generan por medio de la fluencia de partículas como:

$$D_w = \frac{Q}{m} \left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_g$$
$$m\bar{S}_g^w$$

#(10)

(10)

Dónde:

- $Q$  es la carga medida en Coulomb de iones producidos por las partículas cargadas.
- $m$  es la masa del aire en kg que se encuentra dentro de la cavidad de volumen  $V$ .
- $\left( \frac{\bar{W}}{e} \right)_g$  es la energía que se necesita para formar un par iónico en un gas  $g$ .
- $m\bar{S}_g^w$  es el cociente entre el poder de frenado en la pared  $w$  y el poder de frenado en el gas.

## **Capítulo 3: Instrumentación**

### 3. Equipamiento

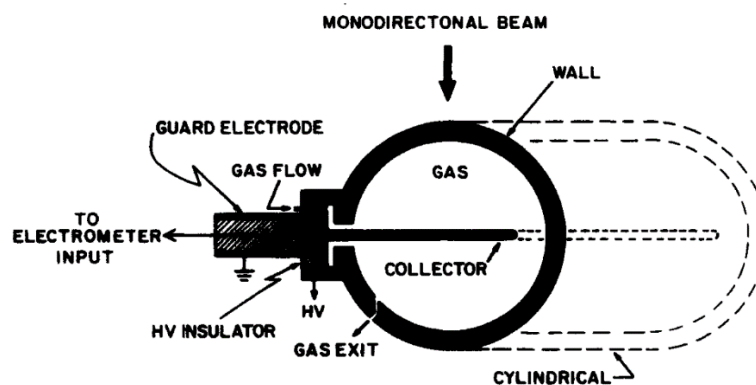
#### 3.1. Cámaras de Ionización

El interés reside ahora en la determinación directa o indirecta de la dosis absorbida en la materia; por consiguiente, la medición se verá altamente influenciada por el tipo de dosímetro que utilizemos. Estos pueden ser caracterizados por su precisión, exactitud, respuesta a la energía y su dirección con respecto al eje central del haz, tamaño y resolución espacial.

Para el caso de la radioterapia, se recomienda el uso de cámaras de ionización de cavidad por su practicidad, además de ser el dosímetro más utilizado. El funcionamiento de este instrumento se basa en la teoría de Bragg-Gray, expuesta en el apartado anterior por medio de la medición directa de la ionización producida por la radiación (ver ecuación 10); en la Figura 4, se presenta un esquema general de este instrumento.

#### Figura 4

*Esquema de una cámara de ionización de cavidad esférica o cilíndrica*



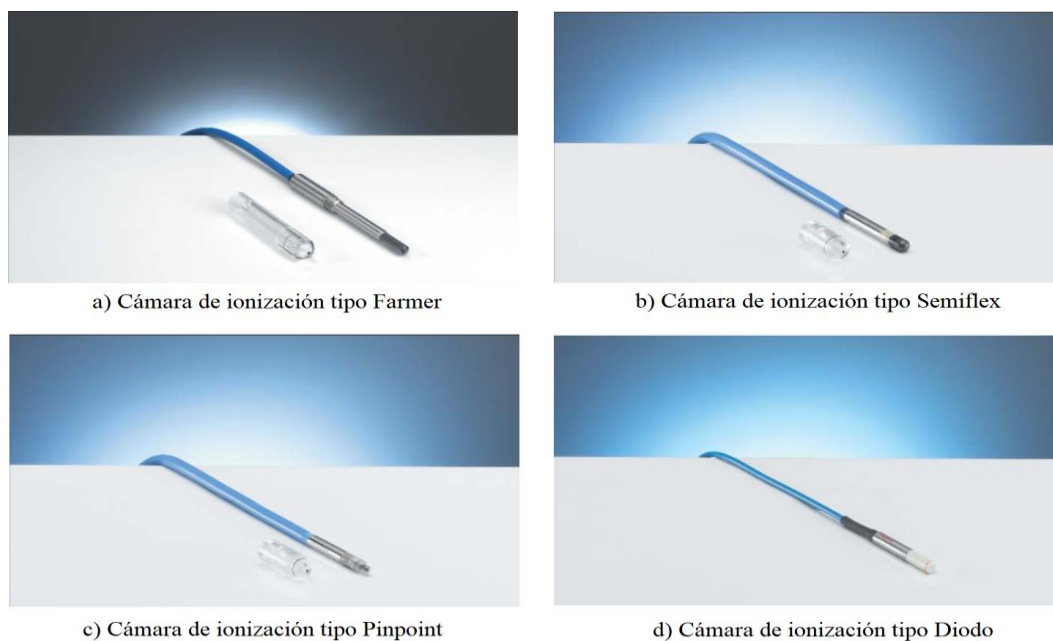
*Nota:* Attix (1987).

Las cámaras de ionización de cavidad consisten en un volumen de gas comprimido dentro de una cavidad pequeña ( $0.1 \text{ cm}^3$  a  $3 \text{ cm}^3$ ), con los requerimientos necesarios para proveer condiciones de CPE. Asimismo, es imprescindible que el diseño de la cámara permita que el gas en su interior se equilibre rápidamente con la presión atmosférica y la temperatura del medio que le rodea; además, estas pueden ser de distintas formas como esféricas, cilíndricas o delgadas y planas, para medir la variación de la dosis con respecto a la profundidad.

Las cámaras de ionización cilíndricas o esféricas se recomiendan para la dosimetría de referencia para haces de fotones de alta energía, generados por electrones que van desde los 1 MeV hasta los 50 MeV. Por otro lado, las cámaras de ionización tipo plano-paralelas se recomiendan para haces de electrones de alta energía dentro del intervalo de 1 MeV hasta 20 MeV (OIEA, 2005a). En la Figura 5, se presentan los detectores utilizados en esta tesis.

### Figura 5

*Cámaras de ionización utilizadas durante la verificación del comisionamiento del UNIQUE*



*Nota:* Imágenes tomadas del catálogo Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW, 2019).

Dentro de ellas, existe un electrodo central y sus paredes interiores poseen un revestimiento de un material conductor, el cual actúa como un electrodo secundario. En la cavidad, se aplica un campo eléctrico para medir los iones producidos por la radiación incidente, donde el voltaje puede variar de entre 200 V hasta los 500 V.

Esta diferencia de potencial eléctrico dentro de la cavidad del detector, es generada por un electrómetro, el cual se encuentra debidamente conectado al detector; este también se



encarga de medir la carga (producto de las ionizaciones dentro de la cavidad del detector) o su tasa a lo largo de la irradiación (Attix, 1987).

Las cámaras poseen cierta atenuación a lo largo del vástago o “stem” por lo que son irradiadas en su volumen sensible en ángulos rectos con respecto al eje central del haz. Dependiendo del volumen del vástago irradiado, se necesitará aplicar una corrección la cual usualmente ocurre a energías mayores o iguales a 2 MeV; este efecto puede ser minimizado o eliminado utilizando un cobertor metálico, el cual cubre la cámara.

Las paredes deben estar compuestas por un material que sea equivalente al aire en número atómico además de tener un coeficiente de absorción parecido, pero difiere en sus densidades; dado que, la mayoría de la ionización será producida por los electrones liberados cerca de la pared.

Por lo tanto, para que el volumen sensible del detector sea tratado como una cavidad de Bragg-Gray, debe cumplirse esencialmente una sola condición (Andreo et al., 2017); la cual, establece que la fluencia de las partículas cargadas que existe en el medio debe encontrarse inalterada (incluyendo la distribución de energía) en ausencia de la cavidad.

Generalmente, se agrega una segunda condición relacionada con la dosis que habrá dentro de la cavidad; esta dosis será depositada solo por aquellas partículas cargadas que entran en ella (Rogers, 1997). Erróneamente, se agrega una tercera condición la cual menciona la existencia de un equilibrio de partículas, aunque indirectamente haya una conexión entre el CPE y las cavidades de Bragg-Gray.

### **3.2. Maniqués**

El maniquí comúnmente usado como referencia para la determinación de dosis absorbida es el agua, tanto para fotones como para electrones. Su elección se debe a que el agua es equivalente o comparable al tejido suave con respecto a su interacción con la radiación (bajo número atómico, coeficiente de atenuación y coeficiente de absorción). Por este motivo, es importante como parámetro clínico, dada la relación directa con posibles efectos biológicos además de ser un material de referencia fácilmente disponible.

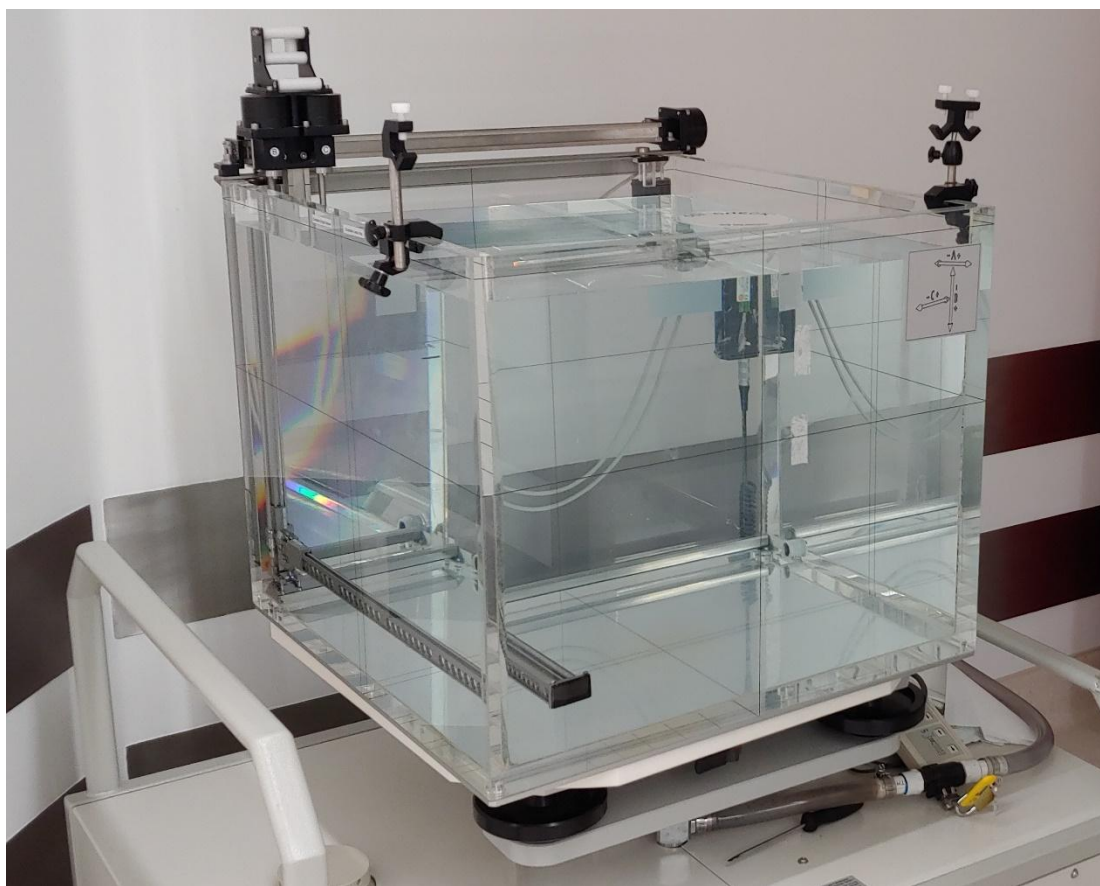
Por otro lado, se han realizado estudios de los números efectivos atómicos en distintos materiales, con la finalidad de determinar sustitutos que posean una equivalencia

dosimétrica del tejido adiposo, músculo estriado o esquelético, hueso, aire, entre otros (Kurudirek, 2014).

Preferiblemente se recomienda que las dimensiones del maniquí (ver Figura 6), deben ser 5 cm mayores en comparación al tamaño de campo más grande para cada uno de los 4 lados. Del mismo modo, la profundidad de éste deberá ser 5 g/cm<sup>2</sup> con respecto a la profundidad máxima de medición.

### Figura 6

*Maniquí utilizado para la Verificación del Comisionamiento para el Acelerador Lineal UNIQUE*





Fuente: Elaboración propia, 2019.

### **3.3. Certificación de los detectores y del Electrómetro**

A continuación, se hace un listado de los certificados de calibración e información relevante, relacionada con los instrumentos utilizados durante la verificación del comisionamiento.

**Figura 7***Certificado de la cámara de ionización, marca PTW, tipo Farmer*

	<b>Ionization Chamber Calibration</b> <b>Dose to Water</b>											
	November 08, 2012	Test Number T122919										
<b>CHAMBER:</b>	<b>SUBMITTED BY:</b>											
Mfgr: PTW	Promocion Medicas S.A.											
Model: TN30013	San Jose, Costa Rica											
Serial: 03498												
<b>ORIENTATION/CONDITIONS:</b>	<b>ATMOSPHERIC COMMUNICATION:</b> OPEN											
Black line toward source in 1 mm thick PMMA (acrylic) tube supplied by the ADCL												
The $N_{D,w}$ calibration factor given below has been corrected for the ion recombination. The charge collection efficiency measured at the time of calibration was 1.000 .												
<b>POLARIZING POTENTIAL</b> - 300 V (negative charge collected) <b>LEAKAGE:</b> - $2 \times 10^{-15}$ A												
<table border="1"> <thead> <tr> <th>CALIBRATION CONDITIONS</th> <th>SCD (cm)</th> <th>DOSE RATE</th> <th>CALIBRATION COEFFICIENT</th> <th>UNCERT. LOG</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Co-60 in water ,5 cm deep</td> <td>100</td> <td>0.19 Gy/min</td> <td><math>N_{D,w} = 5.343 \times 10^7</math> Gy/C</td> <td>1.3% W-46 53</td> </tr> </tbody> </table>			CALIBRATION CONDITIONS	SCD (cm)	DOSE RATE	CALIBRATION COEFFICIENT	UNCERT. LOG	Co-60 in water ,5 cm deep	100	0.19 Gy/min	$N_{D,w} = 5.343 \times 10^7$ Gy/C	1.3% W-46 53
CALIBRATION CONDITIONS	SCD (cm)	DOSE RATE	CALIBRATION COEFFICIENT	UNCERT. LOG								
Co-60 in water ,5 cm deep	100	0.19 Gy/min	$N_{D,w} = 5.343 \times 10^7$ Gy/C	1.3% W-46 53								
<b>Comments</b>												
Refer to Appendix A of this report for details on ionization chamber calibrations.												
Note: The Calibration Coefficient has been corrected to 22 degrees C and 760 mm Hg.												
Procedure: AAPM36. Temp.: 20 C; Press.: 754 mmHg; 52% RH.												
Calibrated By: <u><i>Diana Borja</i></u>	Reviewed By: <u><i>Thomas W. King</i></u>											
Title: <b>Staff Physicist</b>	Title: <u><i>Quality</i></u>											
Checked By: <u><i>DM</i></u>	Prepared By: <u><i>db</i></u>	Form C3										

*Nota: D. Mora (comunicación personal, julio 2020).*



**Tabla 1***Información de la cámara de ionización tipo Farmer*

Voltaje /V	Presión /mmHg	Temperatura /°C	Factor de Calibración /Gy/C	Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Incertidumbre /%
300	760	22	$5,343 \times 10^7$	5 x 5 hasta 40 x 40	1,3

*Nota: Adaptado del Certificado de la cámara de ionización, marca PTW, tipo Farmer (Figura 7) y PTW (2019).*

## Figura 8

Certificado de la cámara de ionización, marca PTW, tipo Semiflex, modelo TN31010, número de serie 2532

	<b>Ionization Chamber Calibration</b> <b>Dose to Water</b> June 17, 2015 <i>Test Number</i> T151428											
<b>CHAMBER:</b> Mfr: PTW Model: TN31010 Serial: 2532	<b>SUBMITTED BY:</b> Hospital Mexico  San Jose, Costa Rica											
<b>ORIENTATION/CONDITIONS:</b> Black line toward source in 1 mm thick PMMA (acrylic) tube supplied by the ADCL	<b>ATMOSPHERIC COMMUNICATION:</b> OPEN											
<p><small>The <math>N_{D,w}</math> calibration factor given below has been corrected for the ion recombination. The charge ion efficiency measured at the time of calibration was 1.000.</small></p>												
<p><small>POLARIZING POTENTIAL -300 V (negative charge collected) LEAKAGE: &lt; <math>1 \times 10^{-15}</math> A</small></p>												
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">CALIBRATION CONDITIONS</th> <th style="text-align: center;">SCD (cm)</th> <th style="text-align: center;">DOSE RATE</th> <th style="text-align: center;">CALIBRATION COEFFICIENT</th> <th style="text-align: center;">UNCERT. LOG</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Co-60 in water 5 cm deep</td> <td style="text-align: center;">100</td> <td style="text-align: center;">0.67 Gy/min</td> <td style="text-align: center;"><math>N_{D,w} = 2.882 \times 10^8</math> Gy/C</td> <td style="text-align: center;">1.3% W67</td> </tr> </tbody> </table>			CALIBRATION CONDITIONS	SCD (cm)	DOSE RATE	CALIBRATION COEFFICIENT	UNCERT. LOG	Co-60 in water 5 cm deep	100	0.67 Gy/min	$N_{D,w} = 2.882 \times 10^8$ Gy/C	1.3% W67
CALIBRATION CONDITIONS	SCD (cm)	DOSE RATE	CALIBRATION COEFFICIENT	UNCERT. LOG								
Co-60 in water 5 cm deep	100	0.67 Gy/min	$N_{D,w} = 2.882 \times 10^8$ Gy/C	1.3% W67								
<p><small>Comments</small></p> <p>Refer to Appendix A of this report for details on ionization chamber calibrations.          Note: The Calibration Coefficient has been corrected to 22 degrees C and 760 mm Hg.          Procedure: AAPM39. Temp.: 21 C; Press.: 752 mmHg; 56% RH.</p>												
Calibrated By: <u>Juci Stabin</u> Title: <u>Health Physicist, Ph.D.</u>	Reviewed By: <u>[Signature]</u> Title: <u>Director</u>											
Checked By: <u>[Signature]</u>	Prepared By: <u>[Signature]</u>	Form C3										
<small>ACCREDITED DOSIMETRY CALIBRATION LABORATORY      3406      Page 2 of 9</small>												

Nota: D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

## Tabla 2



Información de la 1<sup>era</sup> cámara de ionización tipo Semiflex

Voltaje /V	Presión /mmHg	Temperatura /°C	Factor de Calibración /Gy/C	Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Incertidumbre /%
-300	760	22	$2,882 \times 10^8$	3 x 3 hasta 40 x 40	1,3

Nota: Adaptado del Certificado de la cámara de ionización, marca PTW, tipo Semiflex, modelo TN31010, número de serie 2532 (Figura 8) y PTW (2019).

**Figura 9**

*Cámara de ionización, marca PTW, tipo Semiflex, modelo TN31010, número de serie 2556*

	<b>Ionization Chamber Calibration</b> <b>Dose to Water</b>	
	November 08, 2012	Test Number T122919
<b>CHAMBER:</b>	<b>SUBMITTED BY:</b>	
Mfr: PTW	Promocion Medicas S.A.	
Model: TN31010	San Jose, Costa Rica	
Serial: 2556		
<b>ORIENTATION/CONDITIONS:</b>	<b>ATMOSPHERIC COMMUNICATION:</b> OPEN	
Black line toward source in 1 mm thick PMMA (acrylic) tube supplied by the ADCL		
The $N_{D,w}$ calibration factor given below has been corrected for the ion recombination. The charge collection efficiency measured at the time of calibration was 1.000 .		
<b>POLARIZING POTENTIAL</b> - 300 V (negative charge collected) <b>LEAKAGE:</b> $< 1 \times 10^{-15}$ A		
	<b>SCD DOSE CALIBRATION</b>	
<b>CALIBRATION CONDITIONS</b>	<b>(cm) RATE COEFFICIENT</b>	<b>UNCERT. LOG</b>
Co-60 in water ,5 cm deep	100 0.19 Gy/min $N_{D,w} = 2.855 \times 10^8$ Gy/C	1.3% W-46 55
<b>Comments</b>		
Refer to Appendix A of this report for details on ionization chamber calibrations. Note: The Calibration Coefficient has been corrected to 22 degrees C and 760 mm Hg. Procedure: AAPM36. Temp.: 20 C; Press.: 754 mmHg; 52% RH.		
Calibrated By: <u>Diana Borja</u>	Reviewed By: <u>Thomas W. Gray</u>	
Title: <u>Staff Physicist</u>	Title: <u>Director</u>	
Checked By: <u>[Signature]</u>	Prepared By: <u>[Signature]</u>	Form C3

*Nota: D. Mora (comunicación personal, julio 2020).*

**Tabla 3**



*Información de la 2<sup>da</sup> cámara de ionización tipo Semiflex*

Voltaje /V	Presión /mmHg	Temperatura /°C	Factor de Calibración /Gy/C	Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Incertidumbre /%
-300	760	22	$2,855 \times 10^8$	3 x 3 hasta 40 x 40	1,3

*Nota: Elaboración propia adaptado del Cámara de ionización, marca PTW, tipo Semiflex, modelo TN31010, número de serie 2556 (Figura 9) y PTW (2019).*

**Figura 10**

*Cámara de ionización, marca PTW, tipo PinPoint, modelo TN31016, número de serie 00442*

	<b>Ionization Chamber Calibration</b>											
	<b>Dose to Water</b>											
	June 17, 2015	Test Number T151428										
<b>IONIZATION CHAMBER:</b>	<b>SUBMITTED BY:</b>											
Mfg: PTW	Hospital Mexico											
Model: TN31016												
Serial: 00442	San Jose, Costa Rica											
<b>ORIENTATION/CONDITIONS:</b>	<b>ATMOSPHERIC COMMUNICATION:</b>	OPEN										
Black line toward source												
in 1 mm thick PMMA (acrylic) tube supplied by the ADCL												
<p><math>e N_{D,w}</math> calibration factor given below has been corrected for the ion recombination. The charge collection efficiency measured at the time of calibration was 1.000.</p>												
<p><b>OPERATING POTENTIAL</b> - 300 V (negative charge collected)    <b>LEAKAGE:</b> - <math>1 \times 10^{-15}</math> A</p>												
<table border="1"> <thead> <tr> <th>OPERATING CONDITIONS</th> <th>SCD (cm)</th> <th>DOSE RATE</th> <th>CALIBRATION COEFFICIENT</th> <th>UNCERT. LOG</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Co-60 in water 5 cm deep</td> <td>100</td> <td>0.67 Gy/min</td> <td><math>N_{D,w} = 2.543 \times 10^9</math> Gy/C</td> <td>1.3% W67</td> </tr> </tbody> </table>			OPERATING CONDITIONS	SCD (cm)	DOSE RATE	CALIBRATION COEFFICIENT	UNCERT. LOG	Co-60 in water 5 cm deep	100	0.67 Gy/min	$N_{D,w} = 2.543 \times 10^9$ Gy/C	1.3% W67
OPERATING CONDITIONS	SCD (cm)	DOSE RATE	CALIBRATION COEFFICIENT	UNCERT. LOG								
Co-60 in water 5 cm deep	100	0.67 Gy/min	$N_{D,w} = 2.543 \times 10^9$ Gy/C	1.3% W67								
<p><b>Comments</b>  Refer to Appendix A of this report for details on ionization chamber calibrations.  Note: The Calibration Coefficient has been corrected to 22 degrees C and 760 mm Hg.  Procedure: AAPM39. Temp.: 21C; Press.: 751 mmHg; 56 RH.</p>												
Calibrated By: <u>Juci Stabin</u>	Reviewed By: <u>[Signature]</u>											
Title: <u>Health Physicist, Ph.D.</u>	Title: <u>Director</u>											
Checked By: <u>[Signature]</u>	Prepared By: <u>JS</u>	Form C3										
<p>ACCREDITED DOSIMETRY CALIBRATION LABORATORY    3406    Page 3 of 9</p>												

*Nota: D. Mora (comunicación personal, julio 2020).*

**Tabla 4**

*Información de la cámara de ionización tipo Pinpoint*

Voltaje /V	Presión /mmHg	Temperatura /°C	Factor de Calibración /Gy/C	Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Incertidumbre /%
-300	760	22	$2,855 \times 10^8$	2 x 2 hasta 30 x 30	1,3

*Nota: Elaboración propia adaptado del Cámara de ionización, marca PTW, tipo PinPoint, modelo TN31016, número de serie 00442 (Figura 10) y PTW (2011).*

**Figura 11**

*Detector de estado sólido, marca PTW, tipo Diodo, modelo TN60017, número de serie 001579*

**TEST CERTIFICATE**  
No. 1900343

**PTW**

PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de

**Test Object**

Radiation Detector  
Detector [REF] TN60017 [SN] 001579  
Detector Type Semiconductor

Manufacturer PTW-Freiburg  
Customer Hospital Mexico Order No. : AU1901128  
Opposite the General Canas Highway Order Date : 04.04.2019  
CR-10105 San Jose, La Uruca

**Conformity**

Measured value(s) within the allowed deviation  
 Measured value(s) beyond the allowed deviation

**Test Result**

Measuring Quantity Absorbed Dose to Water ( $D_w$ )

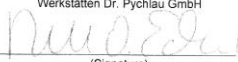
Response  $R_{D,w} = 8.681 \cdot 10^{-9} \text{ C / Gy}$   
Uncertainty 5 % (k=2)

Reference Conditions Beam Quality:  $^{60}\text{Co}$   
Temperature: 293.2 K (20°C)  
Air Pressure: 1013.25 hPa  
Relative Humidity: 50 %  
Chamber Voltage/Polarity: 0V

Date of Test 2019-01-31

---

Freiburg, 2019-04-12

PTW-Freiburg  
Physikalisch-Technische  
Werkstätten Dr. Pychlau GmbH  
  
(Signature)

Page 1 / 2

*Nota: D. Mora (comunicación personal, julio 2020).*

**Tabla 5**

*Información de la cámara de ionización tipo Diodo E*

Voltaje /V	Presión /mmHg	Temperatura /°C	Factor de Calibración /C/Gy	Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Incertidumbre /%
0	760	20	$8,681 \times 10^{-9}$	1 x 1 hasta 10 x 10	1,3


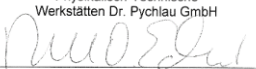
*Nota: El fabricante indica que el detector puede ser usado para tamaños menores que un campo 1 x 1 cm<sup>2</sup> utilizando los factores de corrección adecuados. Adaptado del Detector*



de estado sólido, marca PTW, tipo Diodo, modelo TN60017, número de serie 001579 (Figura 11) y PTW (2019).

## Figura 12

Electrómetro marca PTW modelo UNIDOS T10023, número de serie 002109

<p><b>NACHWEIS DER KALIBRIERUNG</b>  <b>Certificate of Calibration</b>          Interne Ref. Nr. / Internal Ref. No. 1921797</p>	
<p><small>PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de</small></p>	
<p><b>Elektrometer / Electrometer : UNIDOS webline [REF] T10023 [SN] 002108</b></p>	
<p>Hiermit wird bestätigt, dass das oben genannte Messsystem unter Beachtung eines Qualitätssicherungssystems nach <b>DIN EN ISO 13485:2012</b> kalibriert wurde.</p>	
<p>Die für die Kalibrierung verwendeten Messeinrichtungen werden regelmäßig kalibriert und sind rückführbar auf die nationalen Normale der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB).</p>	
<p>Das Gerät entspricht vollständig den Spezifikationen des Datenblatts und der Gebrauchsanweisung.</p>	
<p>Die für diesen Vorgang angefertigte Dokumentation kann bei Bedarf eingesehen werden.</p>	
<p>Maximale Abweichung des Ansprechvermögens an allen Kalibrierpunkten <math>\leq \pm 0,5 \%</math></p>	
<p>Nullpunktwanderung <math>\leq \pm 1</math> Count ( bei 1 fA, 50 fA, 5 pA )</p>	
<p>Wiederholbarkeit <math>\leq \pm 0,25 \%</math></p>	
<p>Linearitätsabweichung der Ladungs- / Strommessung im gesamten Messbereich <math>\leq \pm 0,25 \%^1</math></p>	
<p>Wiederholbarkeit der Ladung bei 5 nC nach IPEM <math>\leq \pm 0,1 \%</math></p>	
<p>Linearitätsabweichung der Ladung im Messbereich 1nC bis 500 nC nach IPEM <math>\leq \pm 0,2 \%^1</math></p>	
<p>Abweichung der Kammerspannung vom Sollwert nach IPEM <math>\leq \pm 1 \text{ V}</math> ( bei 0 V <math>\leq \pm 0,5 \text{ V}</math> )</p>	
<p>Abweichung der Verhältnisse zweier Kammerspannungen nach IPEM <math>\leq \pm 2 \%</math></p>	
<p><i>We hereby confirm that the above mentioned measuring system was calibrated according to <b>DIN EN ISO 13485:2012</b> under consideration of a certified quality assurance system.</i></p>	
<p><i>The measuring installations used for calibration are regularly calibrated. The calibration of these systems is traceable to standards of the German National Laboratory (PTB).</i></p>	
<p><i>The instrument fully complies with the specifications given in the data sheet and the user manual.</i></p>	
<p><i>The documents established for this procedure are available for inspection on request.</i></p>	
<p>Maximum deviation of response at all calibration points <math>\leq \pm 0,5 \%</math></p>	
<p>Zero drift <math>\leq \pm 1</math> count ( at 1 fA, 50 fA, 5 pA )</p>	
<p>Repeatability <math>\leq \pm 0,25 \%</math></p>	
<p>Non-Linearity of charge / current in whole measurement range <math>\leq \pm 0,25 \%^1</math></p>	
<p>Repeatability of charge at 5 nC acc. to IPEM <math>\leq \pm 0,1 \%</math></p>	
<p>Non-Linearity of charge in measurement range from 1 nC to 500 nC acc. to IPEM <math>\leq \pm 0,2 \%^1</math></p>	
<p>Deviation of nominal bias voltage acc. to IPEM <math>\leq \pm 1 \text{ V}</math> ( at 0V <math>\leq \pm 0,5 \text{ V}</math> )</p>	
<p>Deviation of the relations between 2 bias voltages acc. to IPEM <math>\leq \pm 2 \%</math></p>	
<p><small><sup>1</sup> des Ansprechvermögens bei der Mitte des Anzeigebereichs in jedem Anzeigebereich / of response at 0.5 of full scale reading on each range</small></p>	
<p>Freiburg, 12-Apr-2019</p>	<p>PTW-Freiburg          Physikalisch-Technische          Werkstätten Dr. Pychlau GmbH</p>  <p>(Unterschrift/Signature)</p>

Nota: D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

## **Capítulo 4: Protocolos Implementados**

#### **4. Protocolos de Verificación del Comisionamiento**

Como se ha mencionado en la introducción, la verificación del comisionamiento es el último paso por parte del área de Física Médica para que se le dé uso clínico al acelerador lineal. Esto se basa en una revisión exhaustiva de todos los parámetros dosimétricos y mecánicos necesarios para el buen funcionamiento del acelerador; es por lo tanto de vital importancia, revisar los protocolos y Códigos de Prácticas utilizados para la verificación de los parámetros que pasarán a ser de referencia.

##### **4.1. Determinación de la Dosis Absorbida en Radioterapia con Haces Externos según el TRS (Technical Report Series)-398**

###### ***4.1.1. Antecedentes***

Este protocolo internacional establece la estandarización del procedimiento para realizar la dosimetría necesaria para la determinación de la dosis absorbida en agua, en relación con la práctica de la radioterapia. La búsqueda de nuevos patrones primarios data desde 1996, con la finalidad de reemplazar los Códigos de Práctica basados en Kerma en aire.

El propósito de tal cambio, fue reducir la incertidumbre asociada a la dosis absorbida al ser una medición directa sin necesidad de utilizar diversos factores y conversiones partiendo del Kerma en aire. Además de establecer la trazabilidad entre ambas magnitudes con la ayuda de los Laboratorios Primarios de Calibración Dosimétrica (LPCD) y Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD), este Código aborda una metodología sistemática y unificada de procedimientos para dosimetría con  $^{60}\text{Co}$ , fotones (generados por electrones con energías desde 1 MeV hasta 50 MeV), electrones con energías que van desde los 3 MeV hasta 50 MeV, rayos X de baja energía, protones e iones pesados.

###### ***4.1.2. Ventajas del formalismo basado en la dosis absorbida en agua en comparación con la determinación del Kerma en aire***

La justificación del cambio de patrón primario a dosis absorbida obedece a una disminución en la incertidumbre en comparación con la determinación del mismo parámetro, empezando desde el Kerma en Aire. Esto obedece a la eliminación de gran parte de la incertidumbre procedente de las distintas magnitudes físicas necesarias para la

estimación de una dosis absorbida atribuible a posibles efectos biológicos en el paciente; lo anterior conlleva a:

- Una incertidumbre reducida al ser una magnitud directamente medible de modo que se contemplen las diferencias individuales entre cámaras de un mismo tipo.
- Mayor entendimiento de la cadena dosimétrica entre ambas magnitudes y los procedimientos intermedios, factores de conversión y perturbación necesarios para la obtención de una dosis absorbida a partir del Kerma en aire.
- Sistema dosimétrico robusto al incluir los procedimientos necesarios para distintos haces de radioterapia (fotones, electrones, rayos X, protones e iones pesados).
- Las calibraciones procedentes de la dosis absorbida en agua pueden relacionarse con posibles efectos biológicos, al existir cierta equivalencia dosimétrica con el tejido blando del cuerpo humano.
- Empleo de un formalismo sencillo para la determinación de la dosis absorbida en agua.

#### ***4.1.3. Patrones primarios de dosis absorbida en agua***

Conforme se dan nuevos avances en radioterapia, su búsqueda radica en encontrar diversos métodos para disminuir las células tumorales, exponiendo cada vez menos a los tejidos circundantes. Es por tal razón que el sistema “perfecto” sería aquel que pudiese entregar una dosis homogénea en todo en el volumen blanco, obteniendo un buen control tumoral y aumentando con ello la probabilidad de un diagnóstico favorable en el paciente; evitando, cualquier efecto secundario en los tejidos y órganos sanos circundantes.

Sin embargo, este sistema es físicamente imposible de realizar, debido a que las variaciones entre máximos y mínimos de dosis para el volumen blanco pueden alcanzar discrepancias del 10 %, 15 % o 20 % (ICRU, 1999). Es por este motivo que los cambios propuestos por el OIEA, relacionados con las calibraciones de las cámaras de ionización, ya obedecen a una reducción importante de la incertidumbre asociada a la necesidad de una mayor exactitud entre la dosis prescrita y la administrada en el paciente.

De forma tal que, el cambio a patrones de dosis absorbidas en agua ha logrado eliminar o disminuir todas aquellas variables físicas que surgían al empezar la cadena dosimétrica con el Kerma en aire sin la necesidad de recurrir a factores de conversión o de perturbación.

Al día de hoy, existen tres procedimientos establecidos para la medición directa de la dosis, como lo son el químico, la calorimetría de agua y grafito y el método ionométrico. Aunque este último es ampliamente utilizado y recomendado para el comisionamiento de un LINAC, los calorímetros de agua son los que permiten la determinación directa de la dosis absorbida en agua; por lo que, son empleados por LPCD para conocer aquellos factores que afectan los otros 2 procedimientos.

#### ***4.1.4. Ecuaciones asociadas a la obtención de dosis absorbida en agua***

De acuerdo con la OIEA (2005a), la dosis absorbida viene dada por la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (11)$$

Donde:

- $D_{w,Q_0}$  es la dosis absorbida en agua para una profundidad de referencia  $z_{ref}$  (en nuestro caso  $z_{ref}=10 \text{ g/cm}^2$ ). El subíndice  $w$  indica que se está midiendo en agua y  $Q_0$  denota la calidad del haz de referencia; cuando se utiliza un haz distinto al  $^{60}\text{Co}$ , se omite el cero en el subíndice.
- $M_{Q_0}$  es la lectura del dosímetro corregida por las condiciones de referencia; sin embargo, si estas difieren de las condiciones de medición dentro del hospital se deben aplicar factores de corrección de modo que el factor de calibración de la cámara permanezca inalterado.
- $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración obtenido en un laboratorio de calibración.
- $k_{Q,Q_0}$  es un factor de corrección que se utiliza cuando se trabaja con una calidad del haz distinta al  $^{60}\text{Co}$ ; de otra manera, este factor es igual a 1.

#### 4.1.5. Condiciones y magnitudes de influencia

Actualmente, las calibraciones de las cámaras de ionización se realizan en función de la determinación de la dosis absorbida en agua.; puesto que las condiciones del laboratorio no son iguales a las condiciones de referencia, se deben introducir ciertos factores los cuales, se consideran independientes los unos de los otros. Algunos de los factores más relevantes son:

- $k_{Q,Q_0}$  es un factor de corrección debido a la medición en un haz de una calidad  $Q$  diferente a la calidad del haz de referencia  $Q_0$ . La calidad del haz de referencia usualmente corresponde al de un haz generado con una fuente de  $^{60}\text{Co}$ .
- $k_{T,P}$  es un factor que se encarga de corregir por diferencia en la temperatura y presión (en la masa de aire de la cavidad) con respecto a las condiciones de referencia. El factor de corrección tiene la forma

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (12)$$

Donde:

- $T$  y  $P$  son los valores de temperatura y presión atmosférica en el lugar de medición y los parámetros con el subíndice "0" están relacionados con los valores de referencia.
- $k_{elec}$  es un factor adimensional que realiza una corrección cuando se calibran por separado la cámara de ionización y el electrómetro. Si se calibran de forma conjunta, entonces este factor es igual a 1.
- $k_{pol}$  es un factor que corrige el efecto en la lectura al utilizar polaridades diferentes; el valor de este efecto se toma utilizando el valor absoluto de las lecturas obtenidas en polaridades negativas y positivas, con respecto a la polaridad utilizada de forma rutinaria (polaridad utilizada en la calibración). Este factor debe tomarse en cuenta siempre y cuando el laboratorio de calibración lo haya utilizado y se expresa como:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (13)$$

Donde:

- $|M_+|$  es la lectura que obtiene el electrómetro ante una polaridad positiva y  $|M_-|$  en el caso de la polaridad negativa. Cuando se cambie de polaridad, se debe esperar a que las lecturas sean estables, otorgando un cierto tiempo para que el equipo se estabilice.
- $M$  es la lectura que indica el electrómetro con la polaridad empleada de forma rutinaria, la cual coincide con la polaridad de la cámara cuando se envía a calibrar.
- $k_{ion}$  es un factor que corrige la pérdida de señal debido a una recolección incompleta de cargas, a causa de factores geométricos y de la tensión aplicada dentro de la cámara; para este fin, se utilizó el método de 2 tensiones, el cual es recomendado en el Código de Práctica. Este factor se obtiene a partir de la siguiente ecuación:

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (14)$$

Donde:

- Las constantes  $a_i$  están dadas por la Tabla 1, las cuales dependen de la relación de los voltajes  $\frac{V_1}{V_2}$  y de si la radiación es pulsada o pulsada-barrida. El voltaje  $V_1$  es la tensión normal utilizada en el día a día y  $V_2$  será una tensión inferior a la convencional; idealmente la razón  $\frac{V_1}{V_2}$  debe ser mayor o igual a 3.

**Tabla 6**

*Coefficientes  $a_i$  para el método de dos tensiones*

$V_1/V_2$	Pulsados			Pulsados y barridos		
	$a_0$	$a_1$	$a_2$	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474

*Nota:* OIEA (2005a).

#### **4.1.6. Correcciones por la calidad del haz**

Preferiblemente, el factor de calibración debería ser obtenido de forma directa para cada cámara de ionización con las calidades del haz requeridas por el usuario; no obstante, esto no es práctico para los laboratorios ya que requiere que estos reproduzcan haces con calidades idénticas a la de los aceleradores lineales y por lo general únicamente tienen fuentes de  $^{60}\text{Co}$ .

Es por esta razón, que las cámaras se calibran con  $^{60}\text{Co}$  ya que es más práctico y rentable para los laboratorios en lugar de tener aceleradores lineales para este fin; ya que, las fuentes de  $^{60}\text{Co}$  poseen un semiperiodo relativamente largo y son un emisor prevalentemente de rayos gamma.

Una expresión general teórica para la obtención de  $k_{Q,Q_0}$  se da a continuación:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (15)$$

Donde:

- El subíndice  $Q_0$  denota la calidad de haz de referencia ( $^{60}\text{Co}$ ); cuando se utiliza un haz de calidad diferente se emplea la letra  $Q$ .



- $s_{w,air}$  es el cociente entre los poderes de frenado de agua ( $w$ ) y aire.
- $W_{air}$  es la energía necesaria para formar un par iónico en aire. Se considera que para haces de fotones y electrones  $(W_{air})_Q \approx (W_{air})_{Q_0}$ .
- $p_Q$  y  $p_{Q_0}$  son factores de perturbación cuando la cámara de ionización se desvía de las condiciones teóricas de un detector Bragg-Gray.

Si bien se prefiere que los LPCD sean los que proporcionen factores de corrección para calidades de haces distintos, se reconoce que solo hay un número reducido que cuenta con las posibilidades para realizar tales mediciones. La obtención teórica de factores de corrección es recomendada para aquellas personas que no cuenten con los valores medidos de forma directa provenientes de un laboratorio de calibración.

Del mismo modo, si se obtienen de forma experimental, se debe contar con una muestra lo suficientemente grande para que las desviaciones encontradas entre cámaras iguales sean relativamente pequeñas y que el factor sea confiable.

Sin embargo, no hay un descriptor único para fotones que cubra el rango de energías empleado en los aceleradores lineales en hospitales; es por ello, que se sugiere utilizar el  $TPR_{20,10}$ , introducido en la AAPM TG 51 (Almond et al., 1999), frente a otras opciones. El  $TPR_{20,10}$  se define como:

$$TPR_{20,10} = \frac{D_{w,20}}{D_{w,10}} \quad (16)$$

Donde:

- $D_{w,z}$  es la dosis absorbida en agua  $w$ , a una profundidad  $z$  en cm (en este caso es 20 cm o 10 cm).

El procedimiento a seguir fue el siguiente:

- Primeramente, se colocó la cámara de ionización sobre el eje del haz en el punto de referencia a una distancia conocida como distancia fuente-superficie (SSD, Source to Surface Distance) de 90 cm y una profundidad de 10 cm. Se irradia la cámara con 100 UM con un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y se obtiene su lectura ( $D_{w,10}$ ).

- Seguidamente, se cambia el SSD a 80 cm y se mueve la cámara a la profundidad de 20 cm. Se irradia la cámara con 100 UM con un tamaño de campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup> y se obtiene su lectura ( $D_{w,20}$ ).
- Finalmente, se obtiene el  $TPR_{20,10}$  utilizando la ecuación (16). Posteriormente, se busca el factor  $k_{Q,Q_0}$  en el Cuadro 14 del TRS-398 según el valor del  $TPR_{20,10}$  en el punto anterior y de la cámara de ionización utilizada.

Este parámetro es independiente de la contaminación electrónica del haz debido a la profundidad de medición; además, describe el decrecimiento aproximadamente exponencial de la curva de dosis en agua (debido a la atenuación del medio), a distancias mayores que el máximo de dosis (Andreo, 2000).

#### 4.1.7. Factores de perturbación $p_Q$ y $p_{Q_0}$

El colocar una cámara de ionización dentro de un maniquí de agua para realizar mediciones, introduce diversas alteraciones al cálculo hecho por la teoría de Bragg-Gray. Es por lo tanto necesario, introducir factores de perturbación para corregir aquellas desviaciones de las condiciones ideales propuestas por la teoría; estos factores son dados por la siguiente relación:

$$p_{Q_0} = [p_{dis}p_{wall}p_{cav}p_{cel}]_{Q_0} \quad (17)$$

Donde:

- El factor  $p_{dis}$  está relacionado con el volumen del medio que fue desplazado por el detector, tomando el centro del detector como el punto de referencia. Una manera de corregir este factor es utilizar el  $p_{eff}$  (punto efectivo); el cual, es aquel punto en el cual la dosis absorbida sería igual a la que hubiésemos medido a una profundidad en ausencia de la cámara.
- $p_{wall}$  es un factor que trata de corregir la falta de equivalencia entre la pared de la cámara y su medio, así como cualquier otro material que se encuentre allí.
- $p_{cav}$  es una corrección que se encuentra relacionada con la dispersión de los

electrones dentro de la cavidad, al ser esta reemplazada por aire. Esto produce una fluencia distinta adentro y afuera de la cavidad.

- $p_{cell}$  se encuentra relacionado con el efecto producido por el electrodo central durante las mediciones hechas en el maniquí debido a su falta de equivalencia al aire. Este efecto es despreciable cuando el electrodo central este hecho de plástico y grafito.
- El subíndice  $Q_0$  nos indica que los parámetros de perturbación fueron establecidos bajo el haz de referencia  $^{60}\text{Co}$ .

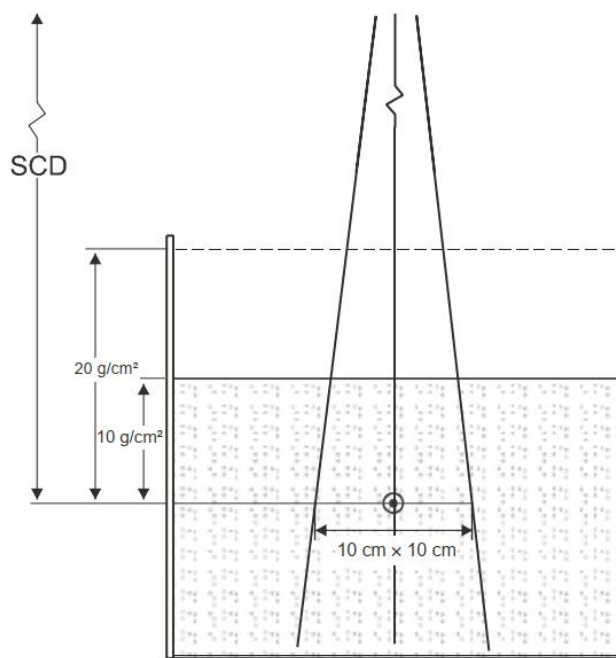
#### ***4.1.8. Procedimientos para la obtención de la dosis absorbida en agua***

El procedimiento para la obtención de la dosis absorbida en agua viene dado por la ecuación (11), válido para el rango de energías de 1 MeV hasta los 50 MeV. Su determinación está descrita por la medición de la carga recolectada corregida por las magnitudes de influencia y los factores de perturbación, así como el factor de calibración del dosímetro; sin embargo, al ser la calidad del haz de referencia  $^{60}\text{Co}$ , se debe realizar una corrección por medio del  $TPR_{20,10}$  como se mencionó anteriormente (ver apartado 4.1.6).

Además, dado que el mismo se obtiene por el cociente de dosis a distintas profundidades, este no requiere el factor de corrección por desplazamiento cuando la cámara de ionización es cilíndrica. En la Figura 13, se presenta un esquema de la geometría necesaria para la obtención experimental del  $TPR_{20,10}$ ; el procedimiento para la obtención del  $TPR_{20,10}$  se encuentra en el apartado 4.1.6.

**Figura 13**

*Esquema para la determinación del  $TPR_{20,10}$*



*Nota:* OIEA (2005a)

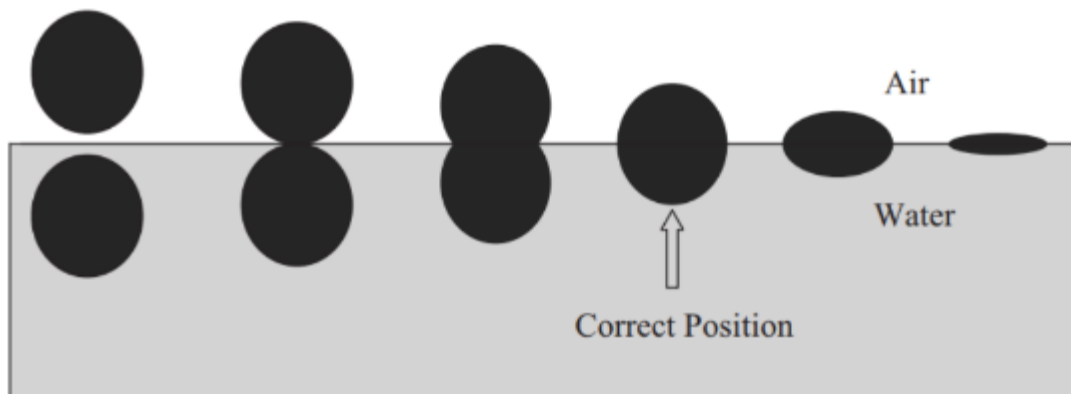
La metodología anterior está enfocada para una profundidad de referencia  $z_{ref}$ ; no obstante, si se requiere determinar la dosis a una profundidad diferente, se debe utilizar los porcentajes de dosis en profundidad (PDD - Percentage Depth Dose) para geometrías SSD y Relación tejido- maniquí (TPR, Tissue Phantom Ratio) o Relación tejido-maximo (TMR, Tissue Maximum Ratio) para Distancia Fuente- Iso-centro (SAD, Source to Axis Distance)

#### ***4.1.9. Mediciones de dosis sobre el eje central***

Como se mencionó en la sección 3.1, las cámaras de ionización son los únicos equipos recomendados para la dosimetría de referencia (OIEA, 2005a). Cuando se realicen mediciones de referencia, la cámara debe estar posicionada en su centro geométrico, el cual coincide con el centro del volumen de la cavidad; tomando en cuenta el posicionamiento de la cámara vista desde el frente, esta debe formar un círculo perfecto con respecto a la superficie del agua como se puede apreciar en la siguiente Figura.

**Figura 14**

*Vista frontal del posicionamiento de la cámara de ionización*



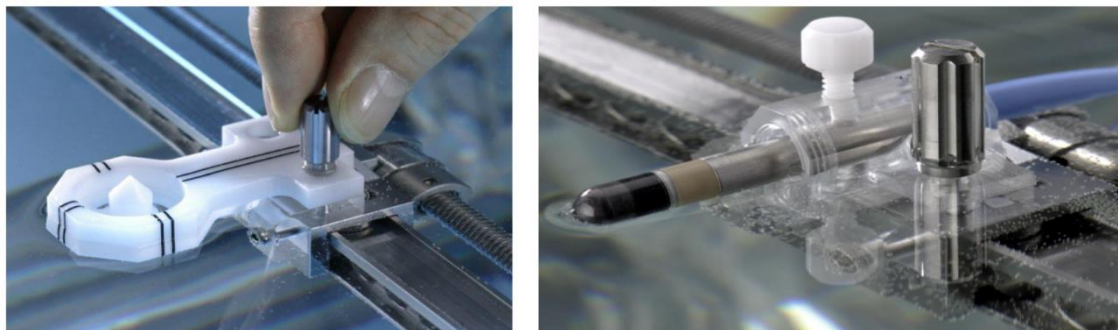
*Nota:* Das et al. (2008).

Por otro lado, cuando se requiera el uso de cámara de ionización para mediciones relativas como perfiles (Inplane o Crossplane), PDD o factores de campo, se debe utilizar el punto efectivo de esta ( $p_{eff}$ ) en vez del punto de referencia ( $p_{ref}$ ) (Almond et al., 1999). Este punto efectivo se encuentra aproximadamente a una distancia de  $0,6 r_{cyl}$  del punto de referencia, el cual se ubica en el centro geométrico de la misma y  $r_{cyl}$  es el radio de la cámara; cuando se utiliza el factor de calidad del haz  $k_{Q,Q_0}$ , estos efectos producidos por el gradiente ya están siendo tomados en cuenta.

Dado que el posicionamiento de la cámara en el punto efectivo es distinto de cuando esta se coloca en su centro geométrico, esto se notará al ver la cámara de frente ya que esta formará un “8” cuando se ve reflejada por la superficie del agua. Además, al haber utilizado el equipo de dosimetría PTW, el posicionamiento de la misma se puede ajustar por medio del sistema de posicionamiento TRUFIX® (ver Figura 15), con el que cuenta esta marca; el cual ayuda a posicionar la cámara utilizando diversos soportes o “holders” para cada tipo de cámara, como se puede apreciar en las siguientes imágenes.

**Figura 15**

*Diversos soportes para el sistema TRUFIX® para el posicionamiento de la cámara en el punto efectivo*

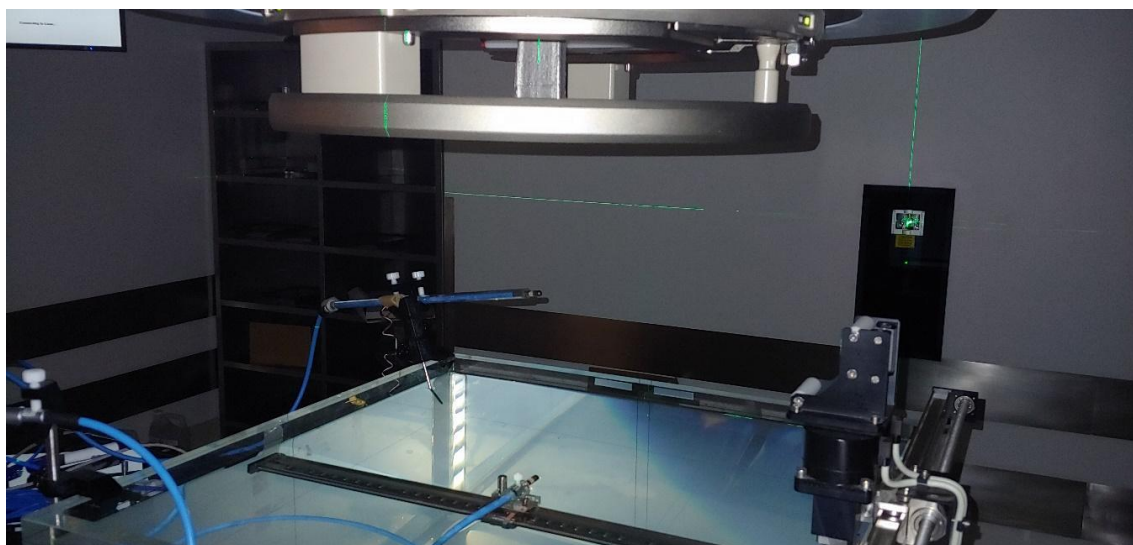


*Fuente:* Beltrán (2019); D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

Generalmente, para las mediciones relativas se agrega un detector extra denominado detector de referencia dentro del campo medición, de modo tal que su posicionamiento no influya las mediciones que el detector de campo realice (ver Figura 16). Este detector busca promediar las fluctuaciones a causa de variaciones en el pulsado de los haces o inestabilidades en el rendimiento del sistema, las cuales afectan los perfiles o PDD medidos.

## Figura 16

### *Posicionamiento del detector de campo y de referencia*

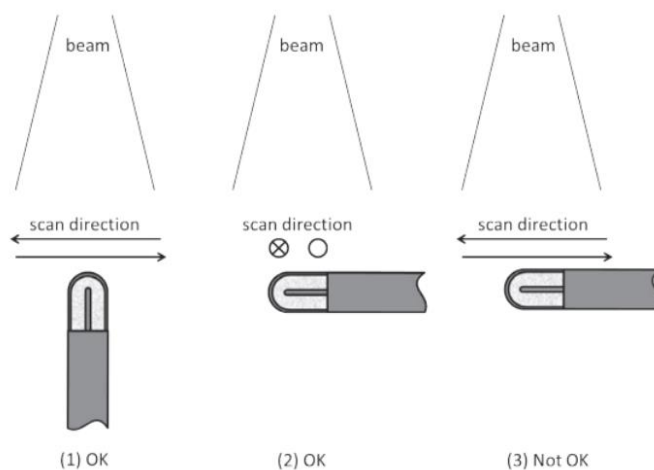


Fuente: Elaboración propia, 2019.

Por otro lado, la orientación del detector influye directamente en los factores de campo y perfiles medidos ya que pueden tener alguna dependencia angular debido a su forma o presentar sensibilidad al vástago o al cable. Una regla general para la orientación del detector con respecto al haz de radiación, es usar la menor dimensión de su volumen sensitivo perpendicular a la dirección sobre la cual se está escaneando (OIEA, 2017). Estas orientaciones se ilustran en la Figura adjunta.

## Figura 17

### *Orientaciones recomendadas de escaneo*

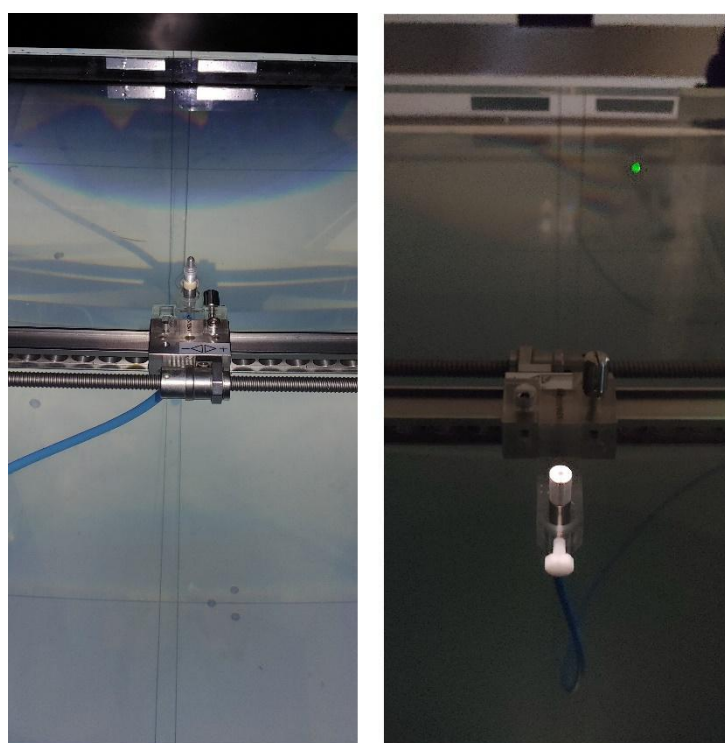


Nota: OIEA (2017).

Algunos detectores presentan una mayor sensibilidad al vástago y al cableado, por lo que la orientación cambia y son orientadas de forma paralela al haz; de este modo, el vástago es irradiado de manera uniforme cuidando que el cable se irradie lo menos posible (ver Figura 18). Actualmente se han desarrollado cámaras de ionización con respuestas isotrópicas en las mediciones, es decir, que son independientes de la orientación de las mismas con respecto al haz de radiación.

### **Figura 18**

*Orientación del detector Pinpoint 3D y del Diodo E*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

En caso de no contar con 2 detectores para remover las fluctuaciones del campo para mediciones de perfiles y PDD, se debe aumentar el tiempo de adquisición de forma tal que las variaciones de pulsos se promedien; esto conlleva a un aumento en el tiempo total para la obtención de datos.

#### ***4.1.10. Factores de campo***

Los factores de campo involucran variaciones de dosis en función del tamaño de campo, manteniendo cualquier otra variable constante; esto, debido a la contribución de la



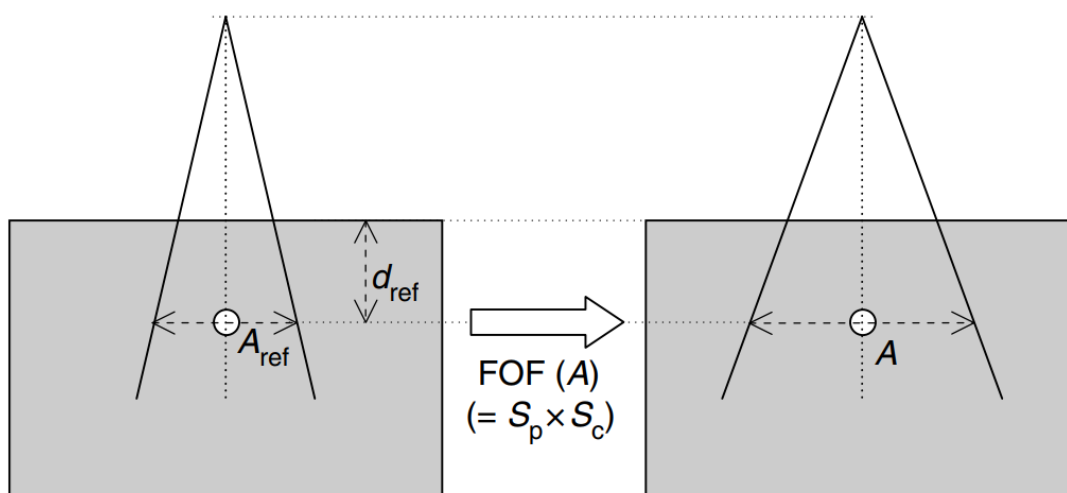
radiación dispersa en la entrega de dosis en un volumen específico y su correspondiente variación según el tamaño de campo. Por lo tanto, su determinación es producto de dos factores, el factor de dispersión del colimador ( $S_c$ ) y el factor de dispersión del fantoma ( $S_p$ ); el factor total de dispersión ( $S_{c,p}$ ) viene dado por:

$$S_{c,p} = S_c S_p \quad (18)$$

El factor  $S_c$  se encuentra relacionado con la dispersión producida por los colimadores y por otro lado el factor  $S_p$  depende de la dispersión producida por el fantoma; la cual depende entre otras cosas de la configuración del haz, SSD y de la profundidad. La Figura 19 ilustra la medición de los factores de campo.

**Figura 19**

*Medición de factores de campo*

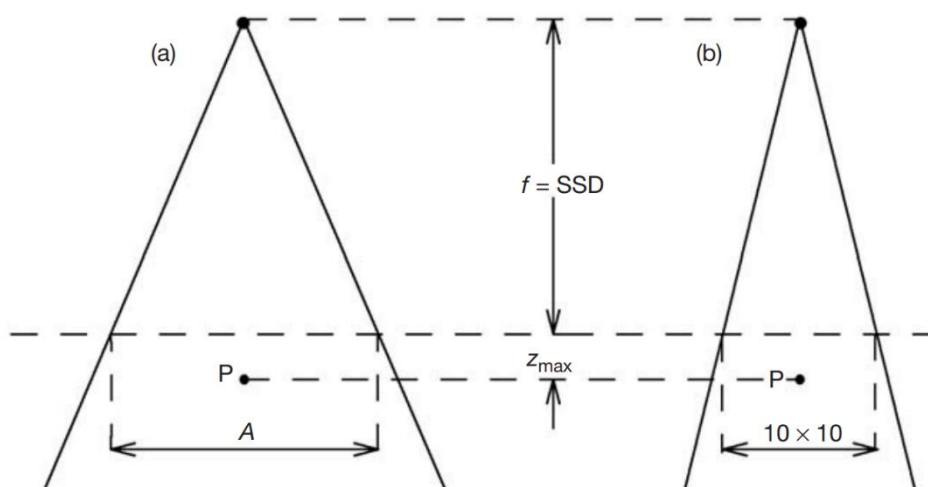


*Nota:* Mayles et al. (2007).

Existen diversas formas de encontrar el factor de dispersión del colimador ( $S_c$ ), la forma más fácil consiste en realizar una medición en aire, tal como se puede apreciar en la Figura adjunta. Primeramente, se debe tomar la capa de build-up en cuenta y definir la dosis en un punto dado para un tamaño de campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , tomando el cociente con distintos tamaños de campo; no obstante, la capa de build-up puede que sea muy grande cuando se realicen mediciones a energías altas, imposibilitando su medición.

**Figura 20**

Medición del factor de dispersión del colimador



*Nota:* OIEA (2005a). En el caso a) presenta la medición de un campo de tamaño arbitrario frente al caso b), el cual la medición se realiza frente al campo de referencia.

Por otro lado, las mediciones del factor  $S_p$  se realizan de forma indirecta utilizando la ecuación (18), una vez que se tengan los otros 2 factores.

#### **4.1.11. Mediciones porcentuales de dosis en profundidad o PDD**

Las mediciones porcentuales de dosis en profundidad consisten en expresar la dosis absorbida sobre el eje central (CAX) como un porcentaje de la dosis con respecto a una dosis de referencia, la cual es usualmente la profundidad de dosis máxima ( $d_{max}$ ). De esta forma, podemos observar la variación de dosis con respecto al máximo a distintas profundidades; en general, el PDD depende del medio irradiado, SSD, tamaño de campo, energía y de la profundidad.

Por esta razón, las mediciones de PDD deben realizarse para diversos tamaños de campos, siendo el de 10 x 10 cm<sup>2</sup> el campo de referencia; sin embargo, se debe tener cuidado en las mediciones de campos menores a un 4 x 4 cm<sup>2</sup>, debido entre otras cosas, al tamaño del detector, ocultamiento del haz por parte de los colimadores, lo cual provoca ensanchamiento de la penumbra y la falta de equilibrio lateral. Este último fenómeno ocasiona que la dosis varíe a lo largo de la longitud de la cámara de ionización.

## 4.2. Algoritmo AAA

El algoritmo AAA es un modelo de cálculo de distribución de dosis creado por W. Ulmer y W. Kaissi, el cual ha sido implementado en el Sistema de Planificación Eclipse™ de Varian. Este modelo cuenta con dos componentes, un algoritmo de configuración y el algoritmo de cálculo de dosis (Sievinen, Ulmer y Kaissl, 2005).

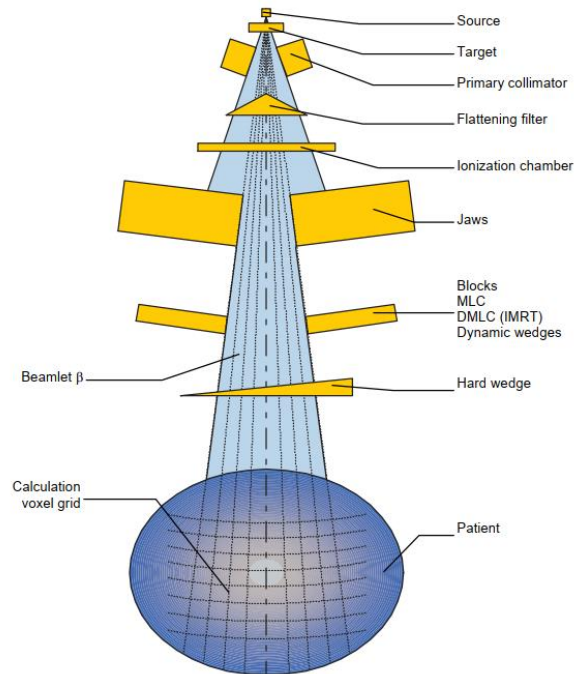
El primero de ellos es usado para establecer los parámetros físicos que caracterizan la energía y la fluencia de los fotones y electrones presentes en el haz, así como su comportamiento a través de medios equivalentes al agua. Se tomaron como referencia los parámetros físicos del haz modelado con el acelerador lineal Varian Clinac® 2300 C/D.

El algoritmo de cálculo dosis separa del haz el componente asociado a los fotones de los electrones, esto dado que la interacción con la materia es distinta para cada caso; por otro lado, el modelo del haz toma en cuenta diversas contribuciones como lo son:

- El haz primario que es causado por la interacción de electrones de alta energía con un blanco. Este modela los fotones producidos por Bremsstrahlung (para más información, ver sección 2.5).
- La fuente extra-focal es un modelo para los fotones dispersados por el colimador o el filtro aplanador.
- Electrones contaminantes o fotones dispersos producidos por el sistema Colimador Multiláminas (MLC, Multileaf collimator) o causado por otros electrones. Este parámetro se modela por medio de una curva la cual establece la contaminación electrónica con respecto a la profundidad.
- Fotones dispersados por elementos que modifiquen la fluencia del haz, como es el caso de los bloques de cerrobend y las cuñas físicas o dinámicas.

## Figura 21

### *Componentes de un acelerador lineal*



*Nota:* Sievinen et al. (2005).

Los parámetros físicos necesarios para modelar el espacio de fase de los haces clínicos que van desde los 6 MV hasta los 23 MV, se encuentran con anterioridad cargados en el sistema. Del mismo modo, también se encuentran las estructuras y materiales que componen a la unidad de tratamiento como se puede apreciar en la Figura 21.

El espectro de energía de los fotones provocado por Bremsstrahlung es determinado por simulaciones Monte Carlo, así como las variaciones de la energía promedio en función del radio medido desde el eje central. Al pasar el haz sobre el filtro aplanador, este modifica su intensidad, la cual está modelada por la fluencia de energía en función de la distancia que haya sobre el eje central y el material del cual el filtro está hecho.

El siguiente paso, consiste en dividir el haz en componentes finitos (llamados beamlets) los cuales son considerados como monoenergéticos. En la medida que los haces se transmiten a través del paciente, se modela la dispersión de estos por medio de kernels; los cuales, incluyen tanto a fotones como a electrones y su dependencia con la profundidad.

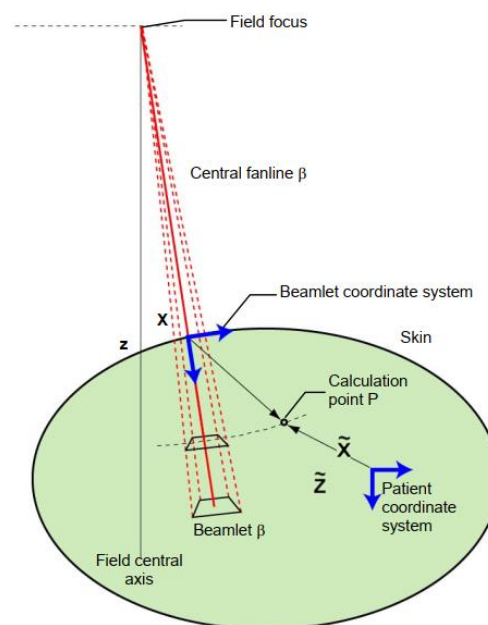
#### 4.2.1. Cálculo de la distribución de dosis

Antes de realizar el cálculo de la distribución de dosis, la sección transversal a cada beamlet está relacionada con la resolución de cada vóxel y a su vez, está asociado al tamaño de la rejilla utilizada. Cada vóxel tiene asociada una densidad electrónica obtenidas en las imágenes de TC.

Posteriormente, se calcula la contribución de cada componente que conforma el haz por separado realizando convoluciones a beamlets; por medio de la superposición de cada beamlet, se obtiene un mapa distribución final de dosis. La convolución se realiza en términos de energía.

#### Figura 22

*Sistemas de coordenadas para el paciente y el los beamlets*



*Nota:* Sievinen et al. (2005).

En la Figura 22, se muestran dos sistemas de coordenadas; el sistema de coordenadas para un punto dentro del paciente ( $\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}$ ) y el sistema de coordenadas para cada beamlet ( $x, y, z$ ), además del punto P al cual deseamos calcular la dosis. El modelo AAA realiza las convoluciones en términos de energía, para luego ser convertida a dosis por medio de una aproximación en agua, por lo tanto, la distribución de la dosis en un medio homogéneo sea calcula como:

$$E_{ph,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times \iint_{(u,v) \in \text{Área}(\beta)} k_{\beta}(u - x, v - y, z, \rho) du dv \quad (19)$$

Donde:

- $\Phi_{\beta}$  es la fluencia de fotones la cual se asume como aproximadamente uniforme.
- $I_{\beta}(z, \rho)$  es una función de densidad de energía depositada.
- $k_{\beta}(x, y, z, \rho)$  es un kernel de dispersión el cual define la dispersión lateral de energía. El kernel que modela la dispersión de los fotones  $k_{\beta}(x, y, z)$  se encuentra compuesta por la suma ponderada de 6 funciones exponenciales; en presencia de heterogeneidades, esta se calcula como:

$$k_{\beta}(x, y, z) = \frac{\rho_{agua}}{\rho(x, y, z)} \sum_{k=0}^5 c_k(z) \frac{1}{r} e^{-\mu_k(z')r_d(x,y,\rho)} \quad (20)$$

Donde:

- $r_d(x, y, z)$  es la distancia radiológica que va desde el origen del kernel hasta el punto a calcular por medio del rayo R que pasa por (x,y).
- $\mu_k$  es la constante de decaimiento y  $c_k$  son factores de peso para asegurar la normalización de la energía total del kernel y  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ .

La función de densidad de energía depositada es una integral de área, la cual toma en cuenta la energía depositada sobre la superficie de una esfera por un kernel de dispersión tipo “pencil beam” a una profundidad z, la cual fue normalizada por un solo fotón incidente. Si quisiéramos tomar en cuenta la heterogeneidad, la función de la densidad de energía depositada sería usando la escala radiológica como:

$$I_{\beta}(z, \rho) = I_{\beta}(z') \frac{\rho(x, y, z)}{\rho_{agua}} \quad (21)$$

Donde:

- $\rho$  es la densidad electrónica.
- $z'$  es la profundidad radiológica la cual se define como

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(x, y, t)}{\rho_{agua}} dt \quad (22)$$

Para el caso de realizar una corrección por heterogeneidad a los kernels de dispersión de fotones, debemos modificar la ecuación 18 debido a que resultaría una sobreestimación de las condiciones de dispersión en las fronteras de medios distintos. Por esta razón, debemos agregar un kernel de convolución en presencia de heterogeneidades, el cual mueve la distribución de energía en la dirección de profundidad como:

$$k_z(z) = \frac{\rho(z)}{\rho_{agua}} \sum_{i=1}^2 c_i \mu_i e^{-\mu_i(z')} \quad (23)$$

Donde:

- $\rho(z)$  es la densidad local y  $z'$  es la distancia radiológica al origen del kernel.
- $c_i$  y  $\mu_i$  son parámetros derivados de Monte Carlo para cada beamlet.

Por lo tanto, la convolución de energía  $E_{\beta,ph}$  se redefine como:

$$E'_{\beta,ph}(x, y, z) = E_{\beta,ph}(x, y, z) \times k_z(z) \quad (24)$$

#### 4.2.2. Contribución de los electrones contaminantes

El haz primario se ve contaminado indirectamente por electrones, por la interacción del haz con los componentes que conforman el cabezal del acelerador (tal como lo son los colimadores, el filtro aplanador y las cámaras de ionización), además de la interacción con el medio (aire) y con cualquier instrumento que modifique de forma deliberada el haz (cuña o bloques de cerrobend). Su contribución para un beamlet  $\beta$  se calcula mediante la siguiente convolución:

$$E_{cont,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \Phi_{cont,\beta} \times I_{cont,\beta}(z) \times \iint_{(u,v) \in \text{Área}(\beta)} k_{\beta}(u-x, v-y, z, \rho) du dv \quad (25)$$

Donde:

- Se asume que tanto la fluencia de electrones ( $\Phi_{cont,\beta}$ ) como la función de

densidad de energía depositada ( $I_{cont,\beta}$ ) son aproximadamente uniformes sobre la sección transversal del beamlet.

- El kernel de dispersión para los electrones contaminantes se modela bajo la función Gaussiana.

$$\Phi_{cont,\beta}(x, y, z) = \frac{1}{2\pi\sigma_E^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_E^2}} \quad (26)$$

#### 4.2.3. Energía absorbida y conversión a dosis

El cálculo de dosis absorbida en un punto en el paciente se obtiene por la superposición de la contribución de la dosis primaria (ec. 19), fotones extra focales (ec. 19) y electrones contaminantes (ec. 25).

$$E(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \left( E_{ph1,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) \right) \quad (27)$$

Asumiendo que las diferentes heterogeneidades pueden ser transformadas a distancias equivalentes en agua, la dosis final se puede escribir como:

$$D(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = E(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) \frac{\rho_{agua}}{\rho(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})} \quad (28)$$

#### 4.2.4. Exactitud del algoritmo AAA en el cálculo de dosis

En general, el algoritmo AAA ha sido evaluado tanto en medios homogéneos como heterogéneos para campos que van desde 3 x 3 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>, con energías de 4 MV a 25 MV (también ha sido usado exitosamente fuera de este rango para modelar haces de 2.5 MV) (Ferris et al., 2019). A continuación, se presenta un resumen de los resultados esperados por el algoritmo.



**Tabla 7***Nivel de exactitud del algoritmo AAA*

Tipo de fantoma	Criterio		
	Dosis	Distancia	Región
Homogéneo	< 1%	< 1 mm	Después de $d_{máx}$
	< 2%	< 2 mm	Antes de $d_{máx}$
Heterogéneo	< 3%	< 3 mm	Dentro de la heterogeneidad
	< 1%	< 1 mm	Fuera de la heterogeneidad

*Nota:* Sievinen et al. (2005).

Sin embargo, el algoritmo presenta algunas limitaciones asociadas al cálculo de dosis (Varian Medical Systems, 2015b), pues cuando se estima la dosis a pulmón y a tejido equivalente para campos mayores al  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y energías que van desde los 4 MV a 6 MV, el AAA tiende a subestimar la dosis al pulmón y a sobreestimar la dosis a tejido equivalente al agua. Además, los errores sobre el CAX tienden a ser menores que el 3% de la dosis máxima sobre el CAX; por otro lado, los valores de exactitud bajo cuñas físicas tienden a estar dentro del 3% del máximo de dosis o 3 mm en áreas con un gradiente alto.

Por otra parte, el tamaño del punto focal es un parámetro que modela el efecto producido por el tamaño de la fuente primaria; este afecta de forma directa la exactitud del algoritmo de cálculo de dosis utilizado independientemente del algoritmo, especialmente cuando los campos se consideran como pequeños (Fogliata, et al., 2011). Del mismo modo, también se ve afectado el cálculo de los perfiles, su penumbra, PDD y factores de campo obtenidos.

#### **4.3. Especificación y Pruebas de Aceptación para Sistemas de Planificación de Radioterapia según el TECDOC-1540**

Los Sistemas de Planificación de Tratamiento son herramientas computacionales diseñadas para la planificación de tratamientos para pacientes, las cuales utilizan algoritmos de distribución de dosis con precisión mucho mejor en comparación al cálculo

hecho a mano y en menor tiempo. Estos sistemas constan de diversos sets de módulos entre los cuales están:

- Identificación y extensión de los tejidos sanos y tumorales por medio del set de imágenes del TC, resonancia magnética y Tomografía de Emisión de Positrones.
- Delineamiento de cada uno de los órganos de riesgo y de los volúmenes de tratamiento en las imágenes del CT.
- Planificación óptima de los haces de radiación.
- Cálculo de la distribución en 3 dimensiones de la dosis absorbida en el paciente y evaluación de la misma en los volúmenes de tratamiento y los órganos de riesgo.

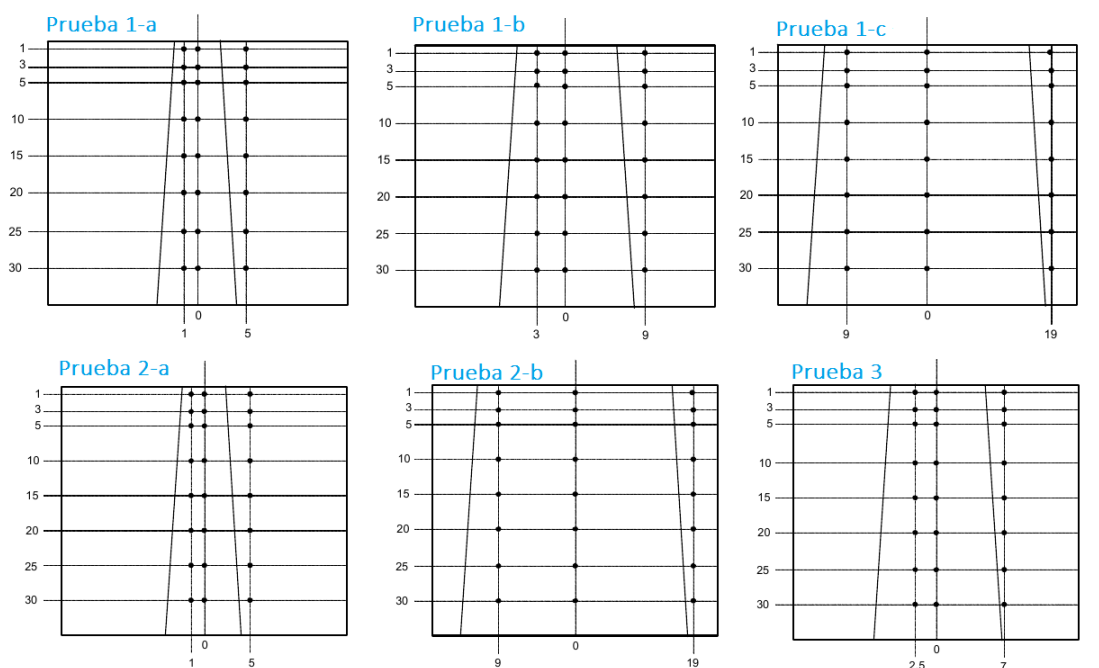
El objetivo de este reporte es proveer un marco de referencia, por medio de sets de pruebas y procedimientos, para realizar una caracterización, validación y comprobación de los algoritmos usados tanto para los usuarios finales como para los fabricantes; es con este propósito que el OIEA trata de uniformar y establecer un conjunto de pruebas de aceptación para el TPS, las cuales puedan garantizar el cumplimiento de aquellas especificaciones provistas por el fabricante y son consistentes con respecto a las pruebas realizadas por el mismo. Este reporte toma como base el IEC (Comisión Electrotécnica Internacional) 62083 para definir las pruebas de aceptación de los sistemas TPS.

En la etapa de verificación del comisionamiento, se revisa la exactitud de los cálculos de dosis absorbida que realiza el algoritmo del TPS, i.e. AAA en este caso. Esta verificación se realiza mediante mediciones específicas en el LINAC, para calcular el valor de la dosis absorbida y comparar estos valores con los calculados por el TPS bajo las mismas condiciones.

A continuación, se da un resumen de las pruebas realizadas (ver Figura 23); los datos vienen expresados en términos de dosis absorbida (cGy) para una irradiación de 100 unidad monitor. El SSD será de 100 cm a menos se indique lo contrario; en todos los casos, se utilizó un fantoma cúbico de 40 x 40 cm<sup>2</sup>.

## Figura 23

### Esquema de las pruebas 1 a la 3



Nota: OIEA (2007).

#### Prueba 1-a

- Centre un campo de tamaño  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , con el gantry a  $0^\circ$ ; el centro del maniquí debe coincidir con el eje central del haz. Se deben realizar mediciones a profundidades de 1, 3, 5, 10, 15, 20, 25 y 35 cm en las posiciones que se indican en la Figura 23.

#### Prueba 1-b

- Repita la prueba anterior, pero use un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  con las mismas profundidades que en la Prueba 1-a en las posiciones que se indican en la Figura 23.

#### Prueba 1-c

- Repita la Prueba 1-a con un campo de  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ , con las mismas profundidades y posiciones señaladas en la Figura 23.

### Prueba 2-a

- Centre un campo de  $5 \times 25 \text{ cm}^2$  y calcule las dosis con las profundidades indicadas en la Prueba 1-a, en las posiciones señaladas en la Figura 23. Esta prueba valora la capacidad del TPS para medir campos elongados.

### Prueba 2-b

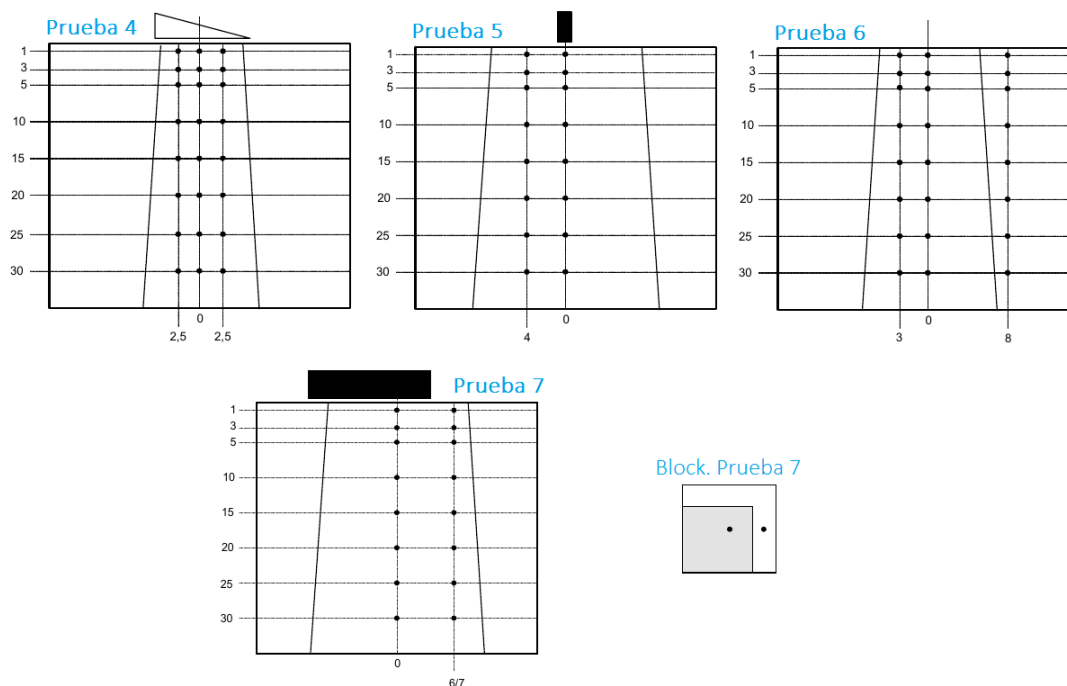
- Centre un campo de  $5 \times 25 \text{ cm}^2$  y calcule las dosis con las profundidades indicadas en la Prueba 1-a, en las posiciones señaladas en la Figura 23. Esta prueba valora la capacidad del TPS para medir campos elongados.

### Prueba 3

- En esta prueba, el isocentro se encuentra a una profundidad de 15 cm, por lo que la distancia desde la fuente hasta la superficie del agua será de  $\text{SSD} = 85 \text{ cm}$ . El tamaño de campo es de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en el isocentro. Posteriormente, se realizan mediciones en las posiciones y profundidades indicadas en la Figura 23.

## Figura 24

### Esquema de las pruebas de la 4 a la 7



Nota: OIEA (2007).

#### Prueba 4

- Se realizan mediciones con la cuña en la posición “Left” para el tamaño de campo de  $9 \times 9 \text{ cm}^2$ ,  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ , con las profundidades y posiciones señaladas en la Figura 24. A continuación, se da un resumen de las distintas cuñas utilizadas, así como las mismas pruebas realizadas con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

#### Tabla 8

##### *Cuñas utilizadas para la Prueba 4*

Ángulo de la cuña / °	9 x 9 cm <sup>2</sup>	10 x 10 cm <sup>2</sup>
15	✓	✓
30	✓	✓
45	✓	✓
60	✓	✓

Fuente: Elaboración propia, 2019.

#### Prueba 5

- Para la siguiente prueba, se utiliza un bloque hecho de cerrobend, el cual tiene 2 cm de ancho, 7 cm de longitud y 8 cm de grosor. El tamaño de campo será de  $16 \times 16 \text{ cm}^2$  con un  $\text{SSD}=100 \text{ cm}$ , utilizando las profundidades señaladas en la Prueba 1-a en las posiciones señaladas por la Figura 24; esta prueba evalúa como el TPS modela bloques de Cerrobend.

#### Prueba 6

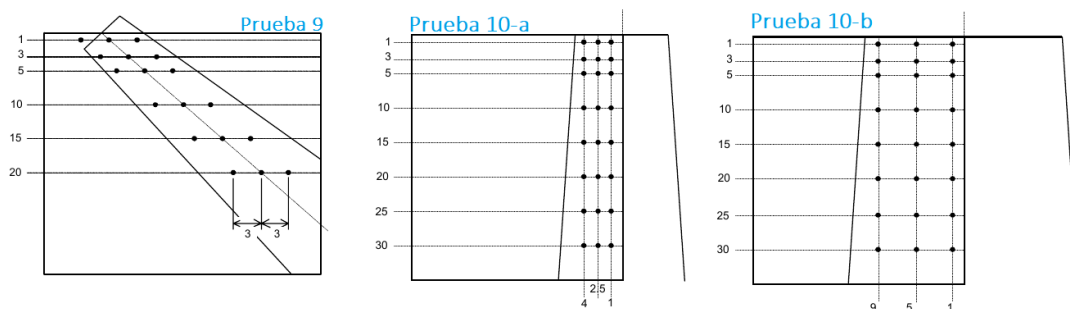
- Calcule las dosis para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $\text{SSD}=100 \text{ cm}$  a profundidades indicadas en la Prueba 1-a en las posiciones señaladas en Figura 24. Algunas de estas posiciones se encuentran fuera del campo de irradiación.

#### Prueba 7

- Esta prueba se hará con un bloque de  $12 \times 12 \text{ cm}^2$  para un tamaño de campo de  $16 \times 16 \text{ cm}^2$  con las profundidades indicadas en la Prueba 1-a (ver Figura 24).

**Figura 25**

*Esquema de las pruebas de la 9 a la 10*



*Nota:* OIEA (2007).

#### Prueba 9

- En este caso, el gantry será posicionado de tal manera que el ángulo de incidencia con respecto a la superficie del fantoma sea de  $45^\circ$ . Los puntos y las profundidades a medir se indican en la Figura 25.

#### Prueba 10-a y 10-b

- Para el primer caso, se utiliza un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y para el segundo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . En ambos casos, la mitad del campo se encuentra dentro del fantoma y la otra mitad afuera. Se calculan las dosis en las profundidades y puntos señalados en la Figura 25.

#### **4.3.1. Evaluación de las mediciones y criterios de tolerancia**

Existen 3 diferentes tipos de criterios para evaluar los valores medidos de dosis y los calculados por el Sistema de Planificación. Para una prueba en específico, se pueden aplicar uno o varios criterios dependiendo del punto a estudiar.

Criterio #1. Este error relaciona la dosis medida en un punto ( $D_{med}$ ), con la dosis calculada por el TPS ( $D_{cal}$ ).

$$Error_1(\%) = \frac{D_{cal} - D_{med}}{D_{med}} * 100 \quad (29)$$

Criterio #2. Este error relaciona la dosis que se midió con respecto a la dosis en el eje ( $D_{med,cax}$ ) a una misma profundidad.

$$Error_2(\%) = \frac{D_{cal} - D_{med}}{D_{med,cax}} * 100 \quad (30)$$

Criterio #3. Relaciona la dosis que no se encuentra obstruida con la dosis sobre el eje que se encuentra bloqueada por el Cerrobend ( $D_{med,abierto}$ ) a una misma profundidad.

$$Error_3(\%) = \frac{D_{cal} - D_{med}}{D_{med,abierto}} \quad (31)$$

A continuación, se presentan los criterios de evaluación y tolerancias en la siguiente tabla para cada prueba realizada en el TRS-1540.

**Tabla 9**

*Tolerancia y evaluación de las pruebas según el TRS-1540*

Descripción	Pruebas	Ecuación para evaluación	Tolerancia (%)
<b>1. <u>Homogénea, geometría simple</u></b>			
1.1 Datos del eje central para campos cuadrados y rectangulares	1,2,3	18	2
1.2 Datos fuera del eje	1,2,3,6		3
<b>2. <u>Geometría compleja</u></b> (Campos con cuña, inhomogeneidades, campos irregulares, ajuste asimétrico del colimador)			
2.1 Datos centrales y fuera del eje	4, 5, 7, 8, 9, 10, 11	18	3
<b>3. <u>Fuera de los bordes del haz</u></b>			
3.1 En geometría simple	1, 2, 3, 6	19	3
3.2 En geometría compleja (ver punto #2)			4
3.3 Con geometrías más complejas (combinaciones del punto #2)			5

Descripción	Pruebas	Ecuación para evaluación	Tolerancia (%)
4. Fuera de los bordes del haz			
4.1 Geometría compleja con el eje central bloqueado o obstruido	5, 7	20	3

Fuente: OIEA (2007).

#### **4.4. Dosimetría de Campos Pequeños Estáticos Usados en Radioterapia con Haces Externos según el TPR-483**

En radioterapia, las diferencias de dosis entre el órgano blanco y sus tejidos circundantes son sumamente relevantes para el éxito de un tratamiento; asimismo, las dosis que el tumor recibe se ven limitadas por la tolerancia de los tejidos contiguos. La posibilidad de disminuir las dosis al tejido normal conlleva a mejores resultados clínicos tales como una reducción en los niveles toxicidad y un mejor control tumoral, al poder irradiar el tumor con dosis más altas; por lo tanto, la dosimetría de campos pequeños es esencial para técnicas en donde la apertura del haz es pequeña con alto gradiente de dosis.

Históricamente, una de las primeras técnicas fue la radiocirugía estereotáctica (SRS), la cual consiste en el tratamiento de estructuras malignas o benignas dentro del cráneo mediante el uso de sistemas de localización tridimensionales, en conjunto con pequeños y múltiples campos de fotones bajo la modalidad de dosis altas por fracción. Bajo esta modalidad, los campos pueden tener tamaños menores a 100 mm<sup>2</sup> además de tener intensidades muy distintas entre el volumen irradiado y el medio circundante.

Diversos problemas dosimétricos surgen al tratar campos en los cuales el rango de los electrones secundarios es mayor al tamaño del campo, produciendo situaciones de desequilibrio electrónico. En condiciones ideales, las mediciones de dosis requieren que haya un cierto equilibrio de partículas cargadas, por lo que se requiere el uso de factores de corrección para el tratamiento de campos pequeños.

Además de los inconvenientes que surgen al tratar campos pequeños, existe discrepancia entre las prescripciones clínicas basadas en estudios pre-clínicos y el modelo lineal cuadrático (LQ); el modelo LQ se considera válido y respaldado por datos clínicos para dosis que van desde 1 Gy a 5 Gy por fracción. Esto sugiere la posible existencia de distintos mecanismos únicos relacionados a dosis altas y su relación con las células



madre, efectos de inmunidad, así como la existencia del efecto “espectador” o posiblemente una combinación de todas las anteriores (ICRU, 2014).

Por consiguiente, hay tres características que separan la dosimetría de campos pequeños de la dosimetría convencional; primeramente, la dosimetría de campos pequeños se caracteriza por una falta de equilibrio de partículas cargadas, dificultando la obtención de una dosis especialmente cuando se trabaja cerca de una heterogeneidad. Segundo, la fuente es ocluida u obstruida por los colimadores, dando como resultado en una sobreposición de la penumbra y modificando la intensidad de la fluencia.

Por último, el tamaño y constitución del instrumento de medición provocará cambios en la dosis medida; otras cualidades idóneas del instrumento de medición son sus características de absorción y la diferencia de densidades en comparación con el agua. Algunos de los fenómenos que afectan de forma perceptible la medición son el cambio de fluencia de los electrones secundarios, así como la respuesta de la cámara de ionización sobre el efecto de la irradiación sobre el volumen “sensible” del detector (volume averaging).

#### ***4.4.1. Desviación de las condiciones iniciales: Introducción al nuevo formalismo***

Las condiciones de referencia propuestas por el Código de Práctica 398 basadas en mediciones con una cámara de ionización calibrada para dosis absorbidas en agua y tamaños de campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , no son posibles de reproducir en algunos equipos de radioterapia. Por lo tanto, es necesario aplicar correcciones para la determinación correcta de la dosis absorbida para aquellas situaciones que difieran de las condiciones propuestas por el Código de Práctica (COP) (OIEA, 2005a).

Debido a esto, se introducen conceptos nuevos, entre los cuales están:

- El campo de referencia específico del equipo (o Machine-Specific Reference Field en inglés), el cual proporciona un campo para aquellos equipos que no pueden establecer las condiciones de referencia con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .
- El campo de referencia específico para planificación es aquel que asemeja el campo clínico en el paciente.

- Factores de corrección específicos para cada cámara de modo que se considere las diferencias entre los coeficientes de calibración obtenidos para las condiciones de convencionales.

#### 4.4.2. *Definición de un campo pequeño*

Desafortunadamente, no existe una definición universal para el caso en donde el campo de radiación pueda ser considerado como pequeño; sin embargo, puede definirse de esta forma a todo aquel en el que sus dimensiones sean menores que el rango lateral de las partículas cargadas (Alfonso et al., 2008). No obstante, podemos describir ciertas características comunes que estos campos poseen.

Del mismo modo, la determinación de la dosis absorbida requiere de múltiples revisiones por parte de distintos detectores; así como de comparación con otros centros y comparación con los datos provistos por el fabricante entre otros dado el grado de incertidumbre de las mediciones.

Por otro lado, las energías usadas son generalmente menores a 10 MV, esto ocurre ya que, para energías mayores, el camino medio de los electrones secundarios contribuye mayormente a ampliar el ancho de la penumbra especialmente en zonas con baja densidad. Igualmente, la atenuación de los fotones depende de su energía y del colimador, dando como resultado dosis más altas en zonas fuera de la penumbra a fotones más energéticos; por último, el uso de fotones con energías mayores a 10 MV puede llegar a producir neutrones no deseados además de la activación de los componentes internos dentro del LINAC (ICRU, 2014).

#### 4.4.3. *Falta de equilibrio lateral de partículas cargadas*

A diferencia de la dosimetría para campos pequeños, las mediciones de dosis absorbida para campos convencionales se caracterizan por contener regiones de TCPE, en donde la dosis absorbida varía con respecto al kerma de colisión, como:

$$D = \beta K_c = \beta (1 - K), \quad \beta > 1 \quad (32)$$

De igual manera que existe TCPE en direcciones longitudinales, también lo hace en sentido lateral con la limitación de no poder distinguir entre los dos componentes. A este fenómeno se le conoce como equilibrio lateral de partículas cargadas; esto no ocurre para

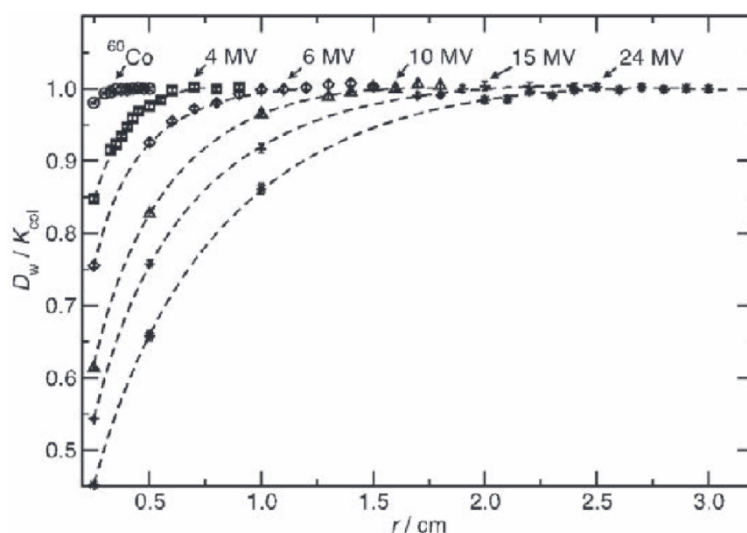
campos pequeños en vista de que el tamaño de campo es menor al rango de las partículas secundarias.

Por este motivo, se formula el parámetro  $r_{LCPE}$ , el cual establece el radio mínimo para un campo circular, en donde la dosis absorbida y el kerma de colisión alcanzan las condiciones de TCPE (ver Figura 26). Según el reporte técnico 483 elaborado por la OIEA y la AAPM (OIEA, 2017), el  $r_{LCPE}$  se puede expresar como función del  $TPR_{20,10}$  como:

$$r_{LCPE}(cm) = 8,369 TPR_{20,10} - 4,382 \quad (33)$$

**Figura 26**

*Simulación de Monte Carlo sobre la relación entre el con distintas energías a una profundidad de 5 cm sobre el eje central*



*Nota:* OIEA (2017).

Este término se encuentra asociado al rango secundario de partículas cargadas, la energía del haz, la profundidad de medición, así como el medio donde se está midiendo. Si el tamaño del campo es menor a  $r_{LCPE}$ , la penumbra provoca que el espectro del haz disminuya de forma considerable a medida que el tamaño del campo también lo haga.

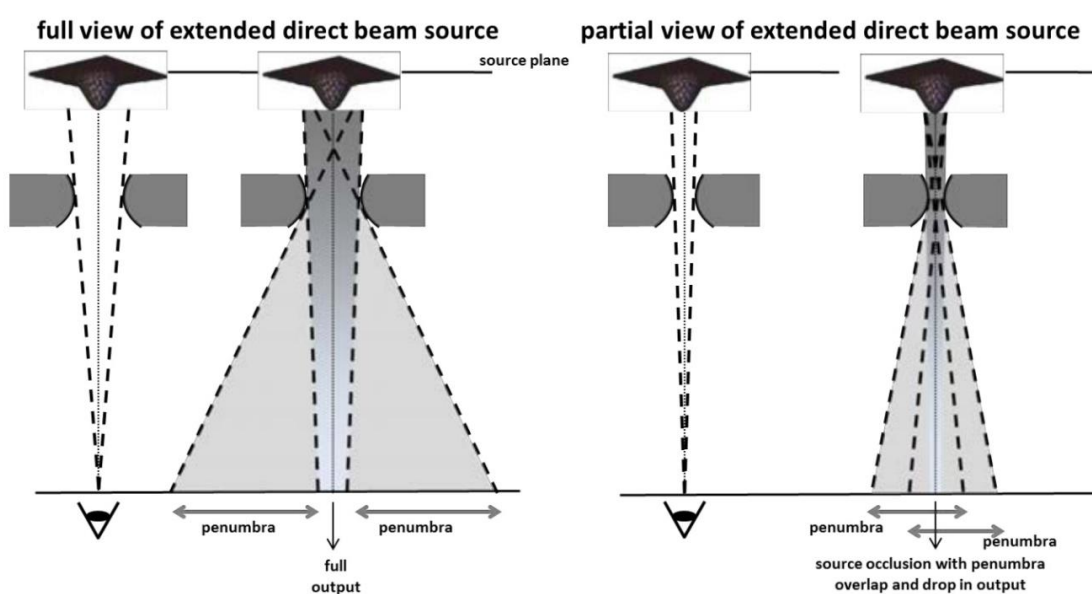
#### 4.4.4. Obstrucción parcial de la fuente

Cuando tratamos con campos pequeños, la relación entre tamaño finito del punto focal y la apertura del colimador puede llegar a obstruir parte de la fuente primaria de los fotones;

este efecto predomina cuando el tamaño del campo es menor o aproximadamente igual al de la fuente, alterando el espectro del haz de forma considerable. Tanto la obstrucción de la fuente como la pérdida de LCPE producen una alteración en el espectro del haz, causando un incremento en el ancho del perfil al yuxtaponer la penumbra; además, este efecto depende de la distancia que haya entre la fuente y el colimador al igual que la densidad del medio.

**Figura 27**

*Obstrucción de la fuente*

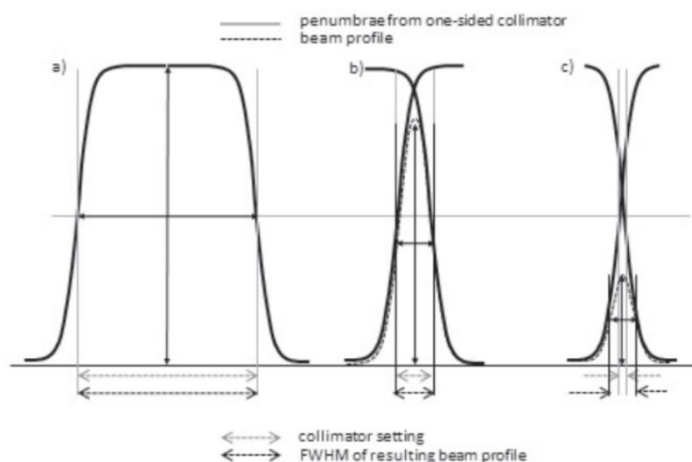


*Fuente: OIEA (2017).*

Debido al ensanchamiento del perfil, el tamaño de campo no concuerda con el campo de irradiación establecido por el sistema de colimación, como se puede apreciar en la Figura 28. Por consiguiente, el COP recomienda el uso del FWHM como indicador para el tamaño del perfil a la profundidad de medición.

**Figura 28**

*Efecto de la penumbra sobre perfiles de tamaños de campo en orden descendente*



*Nota:* OIEA (2017). El tamaño de campos es establecido por medio de FWHM.

#### 4.4.5. *Tamaño del detector*

El tamaño del detector influye dependiendo de las dimensiones del campo, ya que la señal que este emita se verá afectada por la falta de homogeneidad en su volumen activo o sensible. Por consiguiente, los efectos de colocar un detector fuera del eje central son considerablemente más grandes que en campos abiertos.

Cuando consideramos la carga liberada dentro de la cámara de ionización por la radiación ionizante, esta tiene la siguiente expresión

$$Q = \int dQ = \int X dm = \int \rho X dV \quad (34)$$

Donde:

- $X$  es la exposición,  $\rho$  es la densidad del aire dentro de la cavidad y  $dV$  es el diferencial de volumen.

Si el campo de irradiación es lo suficientemente grande y aproximadamente uniforme en la cavidad del detector, entonces la carga colectada será proporcional al volumen de esta; sin embargo, esto no ocurre para campos pequeños donde el tamaño de campo puede no cubrir todo el volumen y por consiguiente presentar gradientes altos de dosis (Park et al., 2015).

Este efecto se conoce como *volume averaging* y causa una perturbación apreciable en el detector; el mismo puede ser corregido por un factor, el cual se define como el cociente entre la dosis absorbida en agua en un punto de referencia en ausencia del detector y la dosis promedio medida sobre el volumen sensible del detector (en ausencia de este). Este puede ser derivado por medio de la siguiente integral:

$$k_{vol} = \frac{\iint_A w(x,y) dx dy}{\iint_A w(x,y)OAR(x,y) dx dy} \quad (35)$$

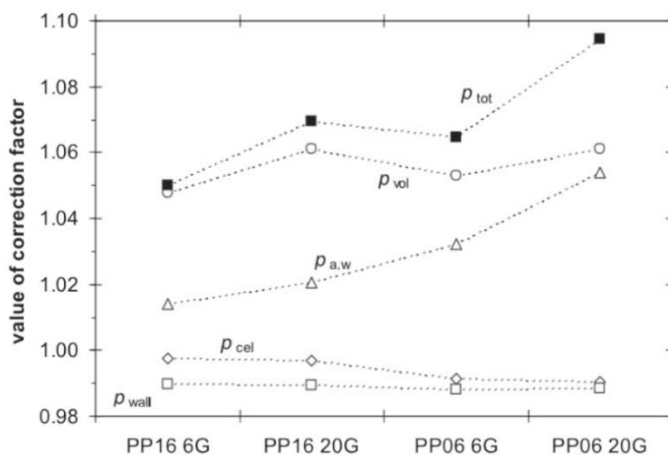
Donde:

- $w(x,y)$  es una función de peso que representa la extensión de la cavidad de aire de la cámara de ionización.
- $OAR(x,y)$  es el cociente fuera del eje, el cual es el perfil lateral del haz a la profundidad de medición normalizado a la unidad en el eje central.
- $A$  es el área proyectada del volumen sensible del detector en el plano ortogonal al eje del haz.

Para equipos que cuenten con haces sin filtro aplanador (FFF), se requiere un factor de corrección adicional debido al *volume averaging*. Otro efecto que produce una perturbación apreciable es causado por las desviaciones a la teoría de Bragg-Gray; el cual, se basa en las diferencias de densidad másica entre el detector y su medio a través de los potenciales de frenado como se representa en la Figura 29.

**Figura 29**

Variación de los factores de corrección del detector por desviaciones del modelo de Bragg-Gray



*Nota:* OIEA (2017). Los datos fueron tomados con 2 cámaras de ionización tipo PinPoint 3D (PP16=PTW 31016, PP06= PTW 31006) con distintos puntos focales de los electrones (6G=0.6 mm, 20G=2 mm medidos por FWHM).

Debido al ocultamiento parcial de la fuente por parte del colimador, este absorbe los fotones de baja energía que son dispersados dentro del cabezal; al mismo tiempo, aquellos que tengan suficiente energía pasarán a través del material modificando el espectro de energía. Del mismo modo, la contribución de fotones dispersados por el fantoma disminuye conforme el tamaño de campo lo hace.

Estos dos efectos contribuyen a incrementar la energía de los fotones, así como a endurecer el espectro ocasionando que los coeficientes de absorción y los potenciales de frenado varíen entre el agua y el material del cual está hecho el detector. Simulaciones hechas por Monte Carlo indican que, aunque el espectro de fotones cambie conforme al tamaño de campo, el espectro de partículas cargadas en agua se ve menos afectado (Sánchez-Doblado et al., 2003).

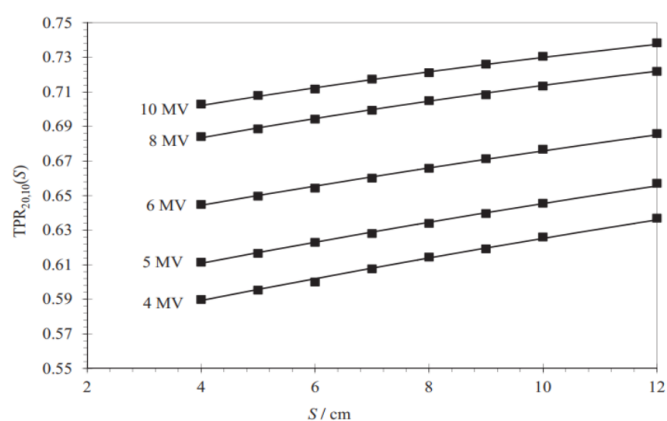
**4.4.5.1. Índice de calidad de referencia y campo msr.** Como se mencionó anteriormente, dado que la mayoría de laboratorios no cuentan con aceleradores lineales, los protocolos internacionales para la obtención de dosis en agua (OIEA, 2005a) recomiendan la obtención del factor  $k_{Q,Q_0}$  por medio del  $TPR_{20,10}$  (ver sección 4.1.6).

A pesar de la influencia en la variación en los potenciales de frenado para campos pequeños, los factores de calidad permanecen aproximadamente inalterados siendo posible la utilización de ellos para equipos que puedan obtener estos factores bajo condiciones de referencia; para todos aquellos equipos que no puedan obtener estos factores bajo condiciones de referencia, se introduce un campo intermedio conocido como msr,  $f_{msr}$  (Alfonso et al., 2008).

Sin embargo, este no es el único método que existe para encontrar el índice de calidad en aquellos equipos que no puedan establecer condiciones de referencia. Otro método se basa en la obtención de un  $TPR_{20,10}(S)$  con la diferencia de ser para un campo de  $S \times S$  cm<sup>2</sup>, permitiendo la ver la variación con respecto al tamaño de campo y la extrapolación de los datos; por otro lado, si no es posible obtener un SSD = 100 cm, se debe aplicar una corrección extra que tome en cuenta la ley del cuadrado inverso, además de las diferencias que haya con contaminación electrónica y las distintas condiciones de dispersión (ver Figura 30).

### Figura 30

*Variación del  $TPR_{20,10}(S)$  con respecto al tamaño de campo  $S$*



*Nota:* OIEA (2017).



Para el caso de haces de fotones con filtro aplanador, se debe determinar el campo cuadrado equivalente  $msr$ , el cual se define como aquel campo que produce una dispersión igual al campo circular o rectangular en el eje central a una profundidad de medición; para el COP TRS-483, este campo equivalente será aquel que exhiba los mismos factores de perturbación en el mismo detector.

Debido a que, para campos cuadrados menores a 4 cm, los factores de dispersión son más dependientes del tamaño de campo y de la profundidad que del colimador, se toma 4 cm como el límite entre el campo equivalente para campos extendidos y el campo equivalente para campos pequeños.

**4.4.5.2. Perfil lateral del haz.** El perfil del haz es la distribución de la dosis absorbida en agua en un plano perpendicular al eje del haz y a su vez paralelo a la superficie del fantoma. Para el caso de campos pequeños la medición del perfil se dificulta, dado el tamaño de la penumbra, el tamaño del detector, el volumen sensible de este y la disminución del perfil de salida a medida que el tamaño del campo disminuye.

Debido a que los factores de perturbación varían con respecto al tamaño del campo, estos se verán fuertemente influenciados en la porción de la penumbra, así como el vástago de la cámara de ionización y su cableado. Por este motivo, es necesario tomar en cuenta tanto el detector a usar, como la orientación del mismo y los efectos que tengan los componentes sobre el espectro.

**4.4.5.3. Dosimetría de referencia en campos pequeños.** Para aquellos equipos que puedan establecer las condiciones de referencia establecidas por los COP Internacionales, se siguen los lineamientos propuestos en el apartado 4.1.4. para la determinación de la dosis absorbida en agua y en la mayoría de los casos, asumir que los factores concernientes a la calidad del haz aplican para otros tamaños de campo.

En aquellos equipos que no puedan establecer las condiciones de referencia, la práctica más común consiste en utilizar un campo  $msr$ , el cual debe tener dimensiones que sean similares, tan cerca como sea posible, al campo de referencia del 10 x 10 cm<sup>2</sup> y extenderse al menos una distancia  $r_{LPE}$  más allá de los bordes exteriores de la cámara de ionización. Por lo tanto, el tamaño del campo  $msr$  debe cumplir que

$$FWHM \geq 2 r_{LPE} + d \quad (36)$$

Donde:

- $d$  es la mayor distancia entre 2 puntos exteriores del detector

Una vez obtenido el campo  $msr$  específico para cada equipo, existen 3 acercamientos posibles para obtener la dosimetría de referencia en este campo. Aparte de estos enfoques, también existen expresiones para la dosimetría absoluta cuando no existe filtro aplanador y cuando se requiere utilizar fantomas sustitutos de agua; sin embargo, estos no se incluirán ya que se derivan de las expresiones anteriores y pueden ser consultadas en el COP respectivo.

1. La primera opción consiste en obtener un factor de calibración para el detector de forma directa para el campo  $msr$ . En este caso, la dosis absorbida en agua para una profundidad de referencia en ausencia de una cámara de ionización es:

$$D_{w,Q_{msr}}^{fmsr} = M_{Q_{msr}}^{fmsr} N_{D,w,Q_{msr}}^{fmsr} \quad (37)$$

Donde:

- $Q_{msr}$  es la calidad del haz en el campo  $msr$ .
  - $M_{Q_{msr}}^{fmsr}$  es la lectura obtenida del dosímetro en el campo  $msr$  corregida por las magnitudes de influencia.
  - $N_{D,w,Q_{msr}}^{fmsr}$  es el factor de calibración de la cámara medida para el campo  $msr$  en términos de la calidad  $Q_{msr}$ .
2. La segunda opción consiste en obtener un factor de calibración medido en un campo de referencia  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , para una calidad del haz  $Q_0$ . En este caso debemos aplicar un factor de corrección para corregir la calidad del haz distinto.

$$D_{w,Q_{msr}}^{fmsr} = M_{Q_{msr}}^{fmsr} N_{D,w,Q_0}^{fref} k_{Q_{msr},Q_0}^{fmsr,fref} \quad (38)$$

Donde:

- $N_{D,w,Q_0}^{fref}$  es el factor de calibración obtenido en un campo de referencia con una calidad del haz  $Q_0$ .
- $k_{Q_{msr},Q_0}^{fmsr,fref}$  Es el factor que corrige por la diferencia de respuesta por la

calidad del haz de un campo de referencia a un campo *msr*. En caso de que no existan valores experimentales, un factor genérico puede ser calculado por medio de Monte Carlo.

3. En caso de que la cámara de calibración fuera calibrada en un campo de referencia y no hubieran factores genéricos para corregir la calidad del haz, entonces la dosis absorbida sería igual a:

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (39)$$

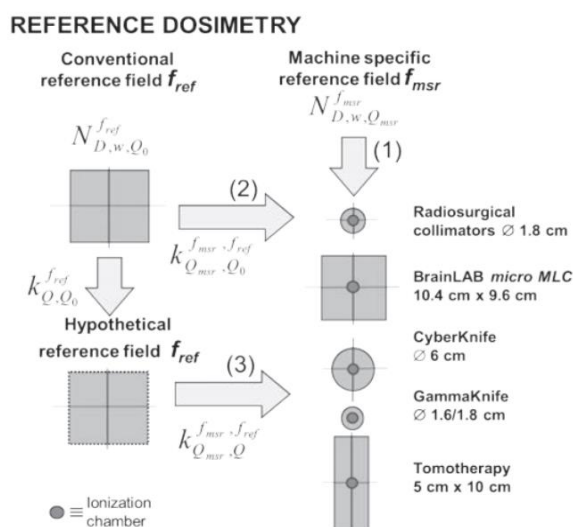
Donde:

- $k_{Q,Q_0}^{f_{ref}}$  es un factor que corrige la diferencia de respuesta de la cámara de ionización para calidades del haz distintas realizado para un campo de referencia. Este valor puede ser calculado de forma genérica por medio de simulaciones de Monte Carlo.
- $k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}}$  Es un factor que corrige la diferencia de respuesta de la cámara de ionización al usar calidades del haz distintas cuando se pasa de un campo de referencia a un campo *msr*. Al igual que en el caso anterior, este valor puede ser estimado si no existen valores experimentales por medio de una simulación de Monte Carlo.

En la Figura 31, se presenta un esquema de la dosimetría de referencia utilizando el campo *msr*, en concordancia con el formalismo presentado en el TRS-483.

Figura 31

Esquema de la dosimetría de referencia para campos pequeños utilizando el campo msr



Nota: OIEA (2017).

**4.4.5.4. Dosimetría relativa en campos pequeños.** En la sección 4.1.10, los factores de campo establecen como la dosis varía conforme el tamaño de campo cambia con respecto al campo de referencia; sin embargo, para campos pequeños este cociente necesita de factores de corrección ya que los factores de perturbación no son independientes entre sí.

Por lo tanto, se podrá realizar una medición de factores de campo con una cámara de ionización hasta que el efecto del *volume averaging* entre en efecto, para luego utilizar un detector correspondiente a su uso en campos pequeños. Aquellos factores obtenidos para campos pequeños deben luego ser normalizados al campo de referencia; este método de concatenar los datos obtenidos se conoce como “daisy-chaining”.

Los factores de campo relacionan la dosis en agua obtenida para un campo de *msr* ( $f_{msr}$ ), con la dosis absorbida para un campo clínico ( $f_{clin}$ ) por medio de:

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin},Q_{msr}}^{f_{clin},f_{msr}} \quad (40)$$

Donde:

- $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  es el factor de corrección para obtener el factor de campo correspondiente. Este factor puede ser determinado de forma directa, obtenido de forma genérica o haber sido calculado por medio de una simulación de Monte Carlo.

#### **4.5. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolos de Control de la Calidad según el TECDOC 1151**

El propósito de este documento involucra la confección de programas orientados a garantizar la calidad de los resultados obtenidos en radioterapia, minimizando y verificando cualquier fuente de error que pueda ocasionar problemas o fallas en la planificación prescrita. De este modo, se proporciona el mejor tratamiento posible al paciente, asegurando la consistencia y trazabilidad entre la dosis prescrita y la dosis aplicada.

A su vez, garantiza una mínima exposición al personal de tal manera que se consigan los resultados esperados. Por lo tanto, un tratamiento efectivo y de calidad debe garantizar la homogeneidad de la dosis en el tejido blanco y velar por reducir la exposición a tejido aledaño tanto como sea razonable.

Los programas orientados a la Garantías de Calidad ayudan a identificar los errores o desviaciones encontrados durante la rutina de trabajo que afecten o puedan llegar a repercutir de forma directa o indirecta en la calidad del tratamiento del paciente. Del mismo modo, estos programas facilitan la homologación entre distintos centros de radioterapia a nivel nacional e internacional por medio de las intercomparaciones o auditorías internacionales.

Los tratamientos en radioterapia contemplan tres fases o etapas distintas desde su inicio hasta su finalización, donde cada una de ellas se encuentra ligada con factores de riesgo relacionados entre sí; la primera fase se encuentra relacionada con el ámbito médico como lo es el diagnóstico, localización y extensión del tumor.

Por otro lado, la segunda fase está relacionada con la planificación del tratamiento, el cálculo de la dosis, su incertidumbre asociada, optimización por medio de distintas

metodologías y la evaluación de las distribuciones de dosis en el paciente y el control de calidad de la respectiva planificación del tratamiento, de forma que se proporcionen los resultados esperados por el paciente y su médico. Por último, se encuentran todos los aspectos asociados con la puesta en práctica del tratamiento.

#### ***4.5.1. Descripción de los procedimientos para realizar los controles de calidad en los equipos de Teleterapia***

A continuación, se hará un repaso de todas las pruebas realizadas durante el comisionamiento del acelerador lineal UNIQUE, estas corresponden al formulario de Control de Calidad mensual efectuado por el Servicio de Radioterapia del Hospital México (HM) por esta razón, se omiten aquellas que no fueron efectuadas durante este periodo. Para ver un listado completo de las pruebas recomendadas, se sugiere revisar el documento de referencia (OIEA, 2000).

**4.5.1.1. Aspectos de seguridad.** Se hace una revisión del interruptor de emergencia, el cual inhabilita la irradiación si la puerta se encuentra abierta o al ser accionado directamente desde la consola. Por otro lado, se verifica que tanto las luces de advertencia como el detector estacionario funcionen adecuadamente cuando el equipo se encuentra irradiando o esté apagado.

**4.5.1.2. Sistema de enclavamiento de accesorios.** Se comprueba que cada accesorio sea registrado por el equipo a través de su nombre y la orientación sobre la cual se colocó; adicionalmente, cada accesorio debe quedar firme e inmóvil cuando esté en el dispositivo. Este equipo no cuenta con haces clínicos de electrones, por lo que solo se verificaron las cuñas físicas, cuentan con cuatro posibles posiciones (IN, OUT, LEFT y RIGHT) y difieren entre sí por el ángulo de cada una de ellas (15°, 30°, 45° y 60°).

**4.5.1.3. Sistemas anticolidión.** Estos sistemas interrumpen el movimiento de la unidad cuando el interruptor es accionado de forma manual. En el caso del acelerador lineal UNIQUE, se verifica que el equipo se detenga cuando se hace presión sobre el Sistema de imágenes Portal Electrónico de Silicón Amorfo (EPID, Electronic Portal Imaging Devices).

**4.5.1.4. Aspectos electromecánicos.** Se realiza una revisión de los valores de presión, temperatura y nivel de agua del soporte de la bomba. Del mismo modo, se anota el valor de presión del gas de refrigeración para asegurar el funcionamiento óptimo del equipo durante su uso.

**4.5.1.5. Indicadores angulares.** Se procede a hacer una verificación del correcto funcionamiento del indicador del brazo y del colimador por medio de una comparación con un nivel digital a distintos ángulos ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$  para el brazo y  $0^\circ$ ,  $90^\circ$  y  $270^\circ$  para el colimador). La tolerancia es de  $\pm 1^\circ$ .

**4.5.1.6. Centrado del retículo.** En esta prueba, se verifica que el eje de rotación del colimador se mantiene fijo y que no se traslada en el plano perpendicular a él, bajo la premisa de que el retículo se encuentra colocado de forma simétrica en el colimador. Para este fin, se trazan líneas sobre la proyección del retículo en una hoja de papel a un SSD =100 cm y a diferentes angulaciones del colimador (procurando cubrir distintas angulaciones en los cuatro cuadrantes) y se corrobora que la distribución de la intersección de todas estas líneas no tenga una diferencia, entre dos puntos cualesquiera, superior a 2.0 mm.

**4.5.1.7. Telémetro óptico.** El acelerador lineal cuenta con un telémetro óptico el cual sirve para determinar la distancia desde el foco hasta cualquier superficie que esté en el campo luminoso; para verificar su funcionamiento, se compara con un puntero mecánico debidamente calibrado a distintos rangos de distancia. La discrepancia entre ambos instrumentos debe ser menor o igual a 3 mm para que su resultado sea satisfactorio.

**4.5.1.8. Coincidencia del puntero mecánico-telémetro.** Se indica la mayor diferencia encontrada entre el puntero mecánico y el telémetro, así como la mayor desviación encontrada según la distancia indicada por la mesa (ver Figura 32).

**Figura 32**

*Comparación entre el puntero mecánico y el telémetro*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

**4.5.1.9. Alineación de los láseres y coincidencia con el isocentro mecánico.** Se verifica que los láseres (axial, coronal, sagital, celiático axial y celiático sagital) intersequen el isocentro y se encuentran dentro de la tolerancia sugerida. Igualmente, se debe comprobar que la alineación de los láseres permanezca constante en el rango de trabajo de la camilla.

**4.5.1.10. Escala de camilla.** Se coloca la camilla a la altura del isocentro (SSD=100 cm) y se mueve la camilla un determinado rango de forma vertical, longitudinal, transversal y a distintos ángulos. Al mover la camilla, se verifica que la distancia recorrida por la camilla (según la consola) coincida con la distancia medida con una tolerancia de  $\pm 2$  mm para los movimientos rectilíneos y  $\pm 1^\circ$  para los movimientos angulares.

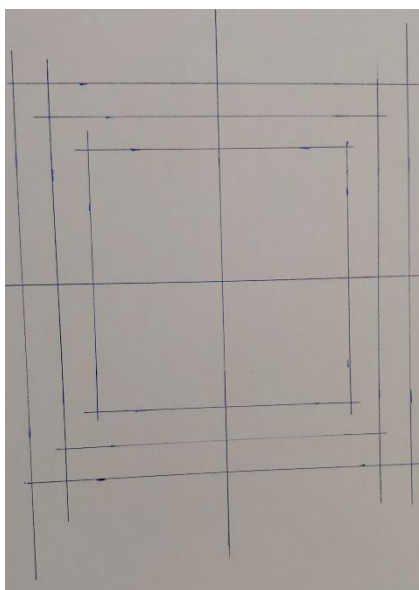


**4.5.1.11. Intensidad del campo de luz.** Se hace una revisión de la intensidad del campo luminoso y se sugiere que este corresponda a las especificaciones hechas por el fabricante. Para valorar su intensidad, se sugiere colocar un fotómetro calibrado en los 4 vértices de un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  incluyendo su centro; su intensidad no debe variar en más de un 10 %.

**4.5.1.12. Verticalidad del haz de luz y la camilla.** Esta prueba consiste en verificar si el campo luminoso incide de forma perpendicular en la camilla a distintas distancias; para este fin, se traza, en una hoja de papel, la proyección de los bordes de un campo de luz  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a diferentes SSD. Finalmente, se anotan las desviaciones transversales y longitudinales en caso de que las haya (ver Figura 33).

### Figura 33

*Proyecciones del campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a distintas distancias*



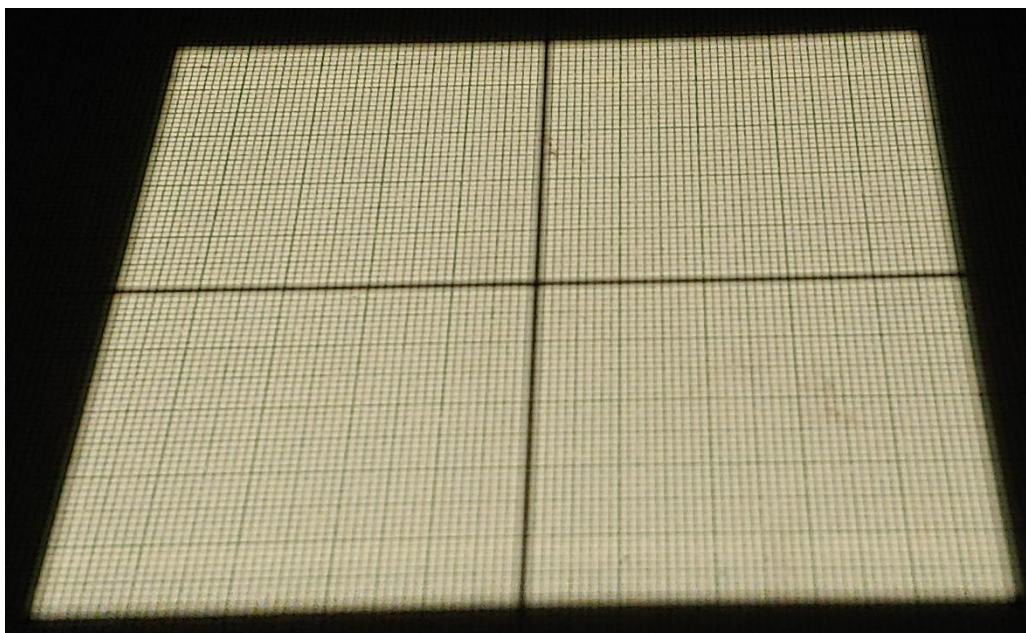
Fuente: Elaboración propia, 2019.

**4.5.1.13. Paralelismo y ortogonalidad del campo de luz.** Para esta prueba, se quiere demostrar que la proyección de distintos campos simétricos da como resultado que todos ellos comparten un mismo centro (y por lo tanto son concéntricos).

**4.5.1.14. Tamaño de campo geométrico para SSD = 100 cm.** Para realizar esta prueba, se utiliza papel milimétrico, el cual se encuentra centrado conforme al retículo óptico, a una distancia de SSD=100 cm como se puede apreciar en Figura 34. Se conforman distintos campos (5 x 5 cm<sup>2</sup>, 10 x 10 cm<sup>2</sup>, 20 x 20 cm<sup>2</sup>, 30 x 30 cm<sup>2</sup> y 40 x 40 cm<sup>2</sup>) y se comparan con respecto al campo proyectado en el papel milimétrico.

### Figura 34

*Campo de 10 cm x 10 cm<sup>2</sup> proyectado en papel milimétrico*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

**4.5.1.15. Coincidencia del campo de radiación-campo de luz para un campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup>.** El procedimiento consiste en poner una película radiocrómica encima de la camilla a una distancia de SSD= 100 cm, debajo de ella se colocan 5 láminas de acrílico y por encima de ella 2 láminas de acrílico de 1.0 cm cada una. Posteriormente se irradia un tamaño de campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup> con la cantidad de unidades monitor necesarias para lograr una imagen del campo de radiación claramente distinguible en la película radiocrómica.

Con las luces apagadas, se enciende el campo de luz y se marca con un bolígrafo o un marcador permanente los cuatro bordes de este, así como algunos puntos sobre la proyección de la sombra del retículo para alinear correctamente la película radiocrómica cuando esta se analice. Cuando esta se ha escaneado, se analiza y se calculan los siguientes parámetros (OIEA, 2000):

- Planitud: Se entiende como variación porcentual máxima de la dosis obtenida al 80% del FWHM (ancho total a media altura) del perfil (Inplane o Crossplane) de un plano perpendicular al eje del haz para una profundidad dada (OIEA, 2000).

$$P = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} 100 \% \quad (41)$$

Donde  $D_{min}$  y  $D_{máx}$  son las dosis mínima y máxima respectivamente que se encuentre dentro del 80% del FWHM. Según las especificaciones técnicas del fabricante, las mediciones se realizan con un SSD = 100 cm a una profundidad de 10 cm.

La tolerancia de esta prueba es de  $\pm 2.5$  % para campos transversales y radiales con tamaños que van desde los 20 x 20 cm<sup>2</sup> hasta el campo de 40 x 40 cm<sup>2</sup>. Para campos radiales o transversales que van desde el campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup> hasta el de 20 x 20 cm<sup>2</sup>, la tolerancia será del  $\pm 3$ %.

- Simetría: Desviación porcentual máxima entre el máximo y el mínimo de dosis a ambos lados del campo al 80% del FWHM (ancho total a media altura) (OIEA, 2000).

$$S = \frac{D_{80\%}^i - D_{80\%}^d}{D_{eje}} 100 \% \quad (42)$$

Según las especificaciones técnicas del fabricante, las mediciones se realizan a un SSD = 100 cm, con una profundidad de 10 cm. Su tolerancia será del 1.5% para campos radiales o transversales que van desde los 10 x 10 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>.

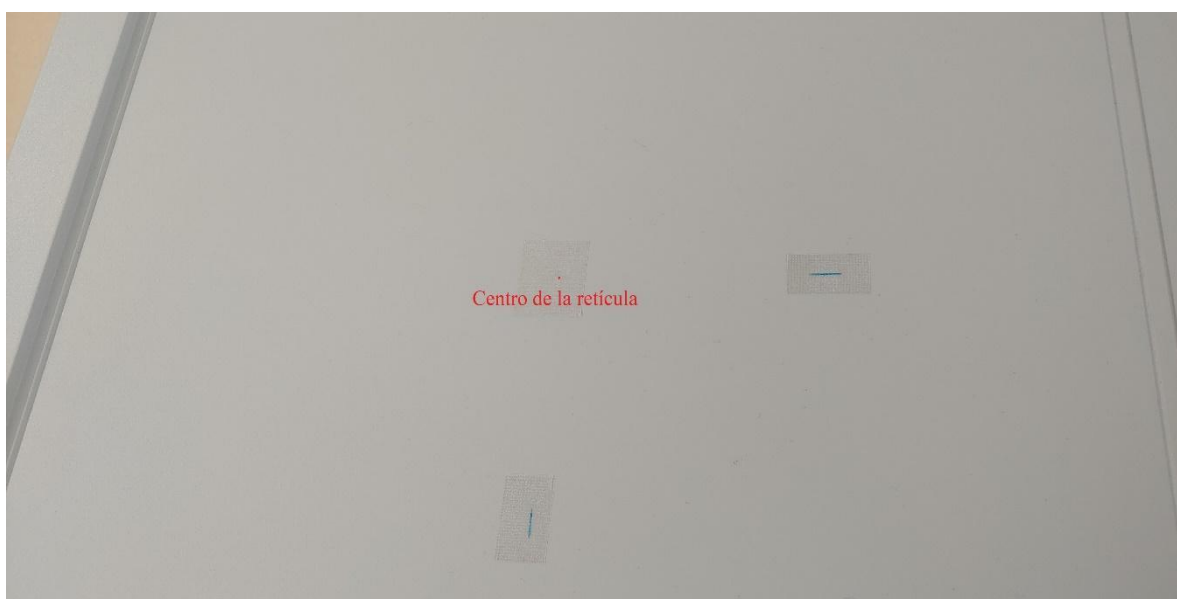
- Penumbra: La penumbra se define como la distancia entre el 80% y 20% de dosis en el eje central (OIEA, 2005b).

- **Tamaño del campo:** El tamaño de campo se encuentra definido por la curva de isodosis del 50% y su intersección con la superficie (OIEA, 2005b).

**4.5.1.16. Desplazamiento lateral y longitudinal del detector de imagen portal (EPID).** El primer paso es posicionar el detector de imágenes EPID de forma horizontal a una distancia de SSD= 100 cm y marcar el centro de la retícula como se puede ver en la Figura 35.

### Figura 35

*Desplazamiento lateral y longitudinal del EPID*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

Posteriormente se desplaza el EPID una cantidad conocida de forma longitudinal y lateral. Se hace una revisión de desplazamiento del centro de la retícula y se anota las desviaciones que se hayan medido.

**4.5.1.17. Desplazamiento vertical del detector.** Se coloca el EPID a una distancia de SSD= 100 cm y se marca el centro del retículo; además, se debe corroborar que este punto es donde se encuentra el isocentro. Luego, el EPID se desplaza verticalmente una distancia de 20 cm y se anotan las desviaciones laterales y/o longitudinales que la marca pueda tener a lo largo de su recorrido.

**4.5.1.18. Distancia del detector (MVD) al isocentro.** Al colocar el detector en la posición (0,0,0), la distancia de la parte externa del cobertor debe ser  $97 \text{ cm} \pm 2 \text{ mm}$ . Esto se puede revisar por medio del telémetro óptico.

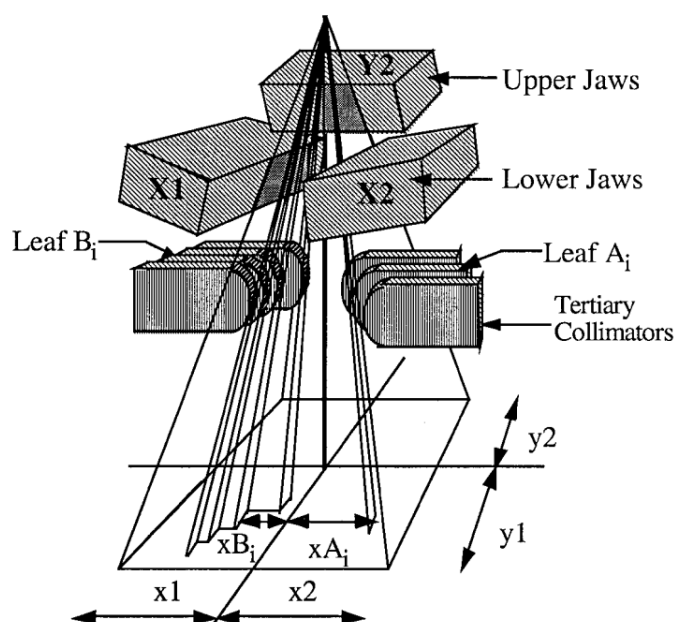
#### **4.6. Verificación las Pruebas del Comisionamiento del Colimador Multiláminas (MLC)**

La función del Colimador Multiláminas (o MLC por sus siglas en inglés) es reducir la dosis de los tejidos aledaños, en conjunto con los sistemas primarios y secundarios de colimación. El sistema primario y secundario se compone de mandíbulas ajustables tal y como se puede apreciar en la Figura 36, las cuales son utilizados por los equipos convencionales para modificar la forma del haz de radiación para producir campos cuadrados o rectangulares.

Por otro lado, los sistemas MLC reducen aún más las dosis a tejidos sanos al conformar el campo de radiación al volumen a irradiar (Boyer et al., 2001). Una diferencia de 1 mm entre las posiciones de las hojas del Colimador puede introducir errores de hasta el 10% en procedimientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, Intensity-Modulated Radiation Therapy) (Vial, 2003).

**Figura 36**

*Sistema de colimadores primarios, secundarios y terciarios*



*Nota:* Boyer et al. (2001).

Por otra parte, una de las funciones principales de los sistemas de Colimadores Multiláminas es reemplazar los bloques convencionales hechos de plomo, aleaciones de este último o cerrobend; estos bloques son hechos a la medida según el paciente y tipo de tratamiento.

Su función al igual que los sistemas MLC, consiste en bloquear aquellas zonas fuera del área tumoral; sin embargo, estas poseen sus limitaciones en la práctica hospitalaria. Algunas de ellas son:

- El tiempo de fabricación de un bloque puede durar de uno a dos días, sin contar el tiempo necesario para comprobar que este tenga el grosor y la forma necesaria para ser utilizado durante el tratamiento. Por otro lado, si la forma y extensión del tumor cambia durante el tratamiento, se debe desechar el bloque y construir uno que se ajuste a la variación tumoral mejor.
- Los vapores que desprende el cerrobend son tóxicos cuando se excede la temperatura de evaporación, lo cual puede comprometer la salud de los trabajadores que se encuentren allí.

- Los bloques pueden llegar a ser bastante pesados e incómodos en la práctica, exponiendo al paciente y al equipo a accidentes durante su uso.

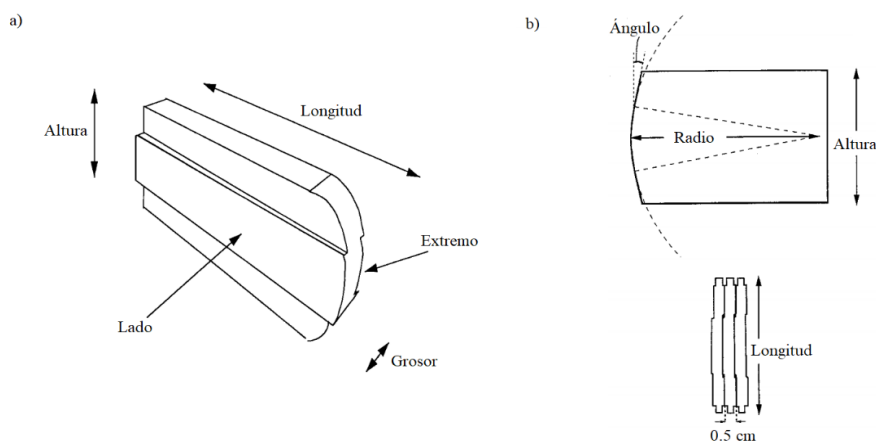
Actualmente, los sistemas de MLC son ampliamente usados para la modulación de la intensidad de la radiación en los tratamientos de intensidad modulada (IMRT) o para tratamientos realizados con la técnica de Arcoterapia Modulada Volumétrica (VMAT).

#### 4.6.1. Propiedades de los Sistemas MLC

El sistema Millennium 120 de Varian (ver Figura 37) posee dos bancos de láminas (A y B) con 120 “hojas” redondeadas en sus extremos, de las cuales 40 de las láminas centrales cuentan con un espesor de 0.5 cm y las restantes láminas tienen un espesor de 1 cm. Las hojas tienen una estructura de “Tongue and Groove” para minimizar la transmisión de la radiación entre ellas.

**Figura 37**

*Sistema MLC*



*Nota:* Adaptación a partir de Boyer et al. (2001) y LoSasso et al. (1998). a) Estructura de una hoja del Sistema MLC. b) Extremo de una hoja y estructura “Tongue and Groove”.

La altura de cada hoja está asociada con la atenuación que sufre el haz a lo largo de su trayecto. El material comúnmente utilizado en su fabricación son distintos tipos de aleaciones de tungsteno, al tener este una alta densidad, bajo coeficiente de expansión además de ser relativamente barato (Boyer et al., 2001).

Los sistemas de MLC utilizan distintos mecanismos ópticos para conocer la posición de cada hoja en cada instante del tiempo, así como de su desplazamiento. A continuación, se presentan algunas características del sistema MLC:

- La exactitud de la posición final de la hoja con respecto al eje del colimador es de  $\pm 1$  mm.
- La reproducibilidad de la posición final de la hoja con respecto al eje del colimador es de  $\pm 0.5$  mm.
- Su campo máximo es de  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup>. La máxima posición retraída de la hoja es de 20.1 cm medida desde la línea del centro. Su máxima posición extendida es de 20 cm.
- La transmisión máxima de una hoja debe ser menor al 3% y entre hojas debe estar entre el 2.5%.
- La velocidad máxima de una hoja ronda los 2.5 cm/s.

#### ***4.6.2. Transmisión de la radiación a través del Sistema MLC***

A pesar de la altura y del material sobre el cual está constituida cada hoja, habrá siempre parte del haz que se transmite a través de ella, así como a través sus lados, de igual modo, también existirá contribución del haz entre los extremos de hojas opuestas; es por esta razón, que debemos tomar en cuenta la dosis que pueda existir cuando el sistema de MLC se encuentre cerrado. Las propiedades de transmisión del MLC dependen del material, así como la energía del haz.

Para efectuar su medición, se cierra uno de los dos bancos de hojas, luego se posiciona una cámara de ionización en el centro del eje y se irradia a una tasa de dosis de 400 UM/min con un SSD= 100 cm a una profundidad de  $z=10$  cm para un campo de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>. Se realizan tres mediciones para luego efectuar el mismo procedimiento, pero con el otro banco de hojas y finalmente se toma el promedio de ambas mediciones denominándose  $R_T$ . El promedio del total de las transmisiones que ocurren en una hoja del colimador y entre ellas no debe ser mayor al 2% del total.

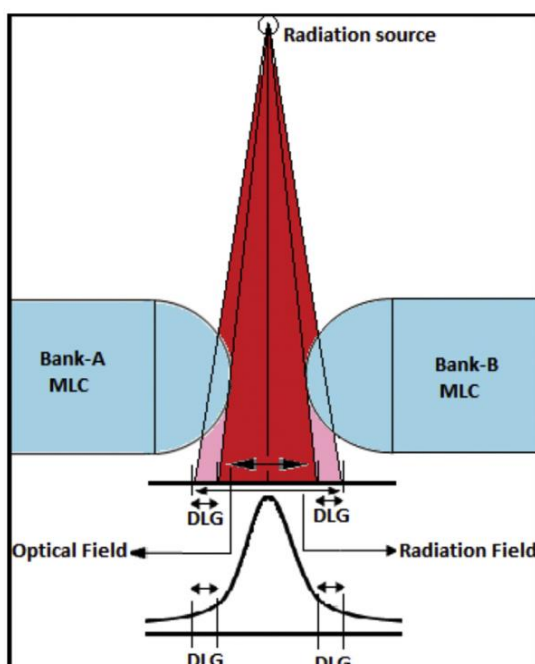


### 4.6.3. Dosimetric Leaf Gap (DLG)

Dado que los extremos de las hojas que conforman el Sistema de MLC tienen forma redonda (como se puede apreciar en la Figura 37 y Figura 38), estas transmiten el haz de forma parcial, lo cual crea conflictos entre los bordes del campo de luz y el campo de radiación (Boyer et al., 2001).

#### Figura 38

*Transmisión parcial del haz a través de los extremos de las hojas*



*Nota:* Shende R y Patel (2017).

La diferencia entre el campo de luz y el de radiación se conoce como *Dosimetric Leaf Gap* (DLG) para los equipos de Varian; se sugiere utilizar el método de *sliding window* o *sweeping gap* para determinar los valores iniciales de DLG (Lin et al., 2018; LoSasso et al., 1998).

El procedimiento consiste en colocar una cámara de ionización con las mismas condiciones que se usaron para medir la transmisión del MLC; una vez hecho esto, el sistema MLC se mueve a velocidad constante manteniendo una distancia constante entre el banco A y el banco B de 2, 4, 6, 10, 14, 16 y 20 mm. Primero, debemos tomar en cuenta la transmisión del MLC y renombramos este parámetro como  $R_{gT}$ .

$$R_{gT} = R_T \left[ 1 - \frac{g \text{ (mm)}}{120 \text{ (mm)}} \right] \quad (43)$$

Después, restamos el factor de transmisión a cada lectura obtenida durante el procedimiento.

$$R_{g'} = R_g - R_{gT} \quad (44)$$

Donde  $R_g$  es la lectura obtenida sin la corrección y  $R_{g'}$  es la lectura corregida por transmisión de las hojas del Sistema MLC. Si se gráfica la diferencia nominal entre las hojas de MLC en función de la lectura corregida, obtenemos que la intersección con el eje y en valor absoluto es el DLG.

#### 4.7. Picket Fence

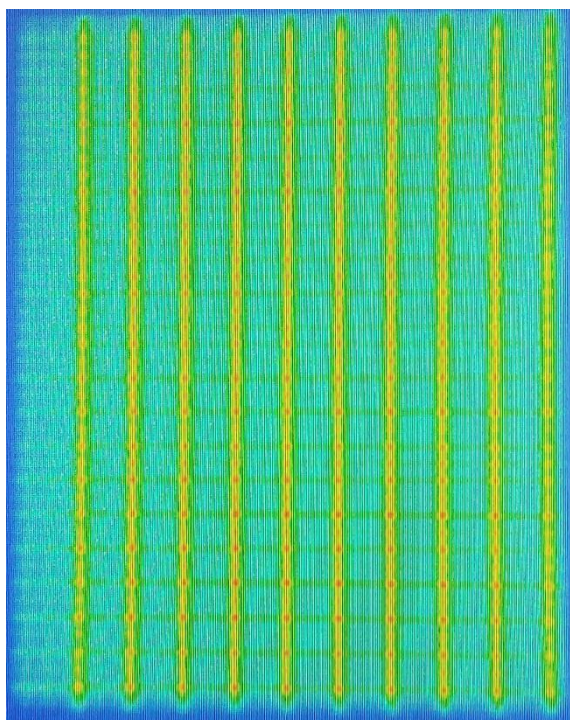
El patrón de Picket Fence es usado para verificar la exactitud de la posición y movimiento de las hojas dinámicas del Sistema MLC para el comisionamiento de IMRT o VMAT (Sukumar et al., 2011; Li et al., 2009; Sakaria et al., 2019). En este examen, el banco A y el banco B se mueven de forma conjunta dejando una brecha de 1.0 mm entre ambos bancos.

El sistema estará configurado para detenerse e irradiar en ciertas posiciones creando el patrón en la Figura 39 y evaluará tanto el grosor como la intensidad de las franjas a medida que las brechas entre ambos bancos disminuyen. Estas pruebas pueden ser realizadas con la utilización del EPID, así como de películas radiocrómicas o fantomas volumétricos (Antypas et al., 2015); esta prueba se realiza con el gantry a 0°, 90°, 180° y 270° para evaluar el efecto de la fuerza de gravedad sobre el movimiento del MLC.

Para analizar y evaluar los resultados, se puede utilizar un software afín para medir el tamaño del perfil por medio de FWHM y verificar su grosor; del mismo modo, en aquellas zonas no irradiadas, se pueden tomar muestras y obtener desviaciones estadísticas para evaluar la transmisión a través de las hojas. Si no se cuenta con un software para medir estos parámetros de forma automática, también se puede hacer de forma manual por medio de ImageJ o algún software similar.

**Figura 39**

*Patrón obtenido en la prueba “Picket Fence”*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

#### **4.8. Valores de Referencia para los Controles Diarios y Mensuales del Acelerador**

La importancia de los controles de calidad radica en evaluar la estabilidad del equipo con respecto a los valores base, de forma que se garantice la calidad de los tratamientos efectuados. Los programas de Aseguramiento de calidad (QA) recomiendan lineamientos sobre los Controles de Calidad según la frecuencia requerida para evaluar parámetros críticos que influyen durante una irradiación (Klein et al., 2009).

Durante la etapa del comisionamiento del UNIQUE, se establecieron parámetros base (ver la siguiente sección) para los controles diarios usando el BeamChecker Plus. Del mismo modo, también se realizaron los controles mensuales utilizando láminas de acrílico y se evalúa el sistema del Portal Visión por medio del fantoma cúbico de Varian (Figura 40); el cual es usado para verificar el retículo, el isocentro mecánico, y el del sistema de imágenes.

**Figura 40***Fantoma cúbica hecho por Varian*

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**4.8.1. BeamChecker Plus**

El BeamChecker Plus (Figura 41) es un instrumento para verificar los parámetros dosimétricos diarios del haz de salida como lo son la constancia del haz, planitud y simetría (tanto longitudinal como transversal). La planitud y la simetría fueron definidos en las ecuaciones (41) y (42), mientras que la constancia es la variación porcentual del haz de salida con respecto a los valores base.

**Figura 41**

BeamChecker Plus en el equipo UNIQUE listo para realizar mediciones



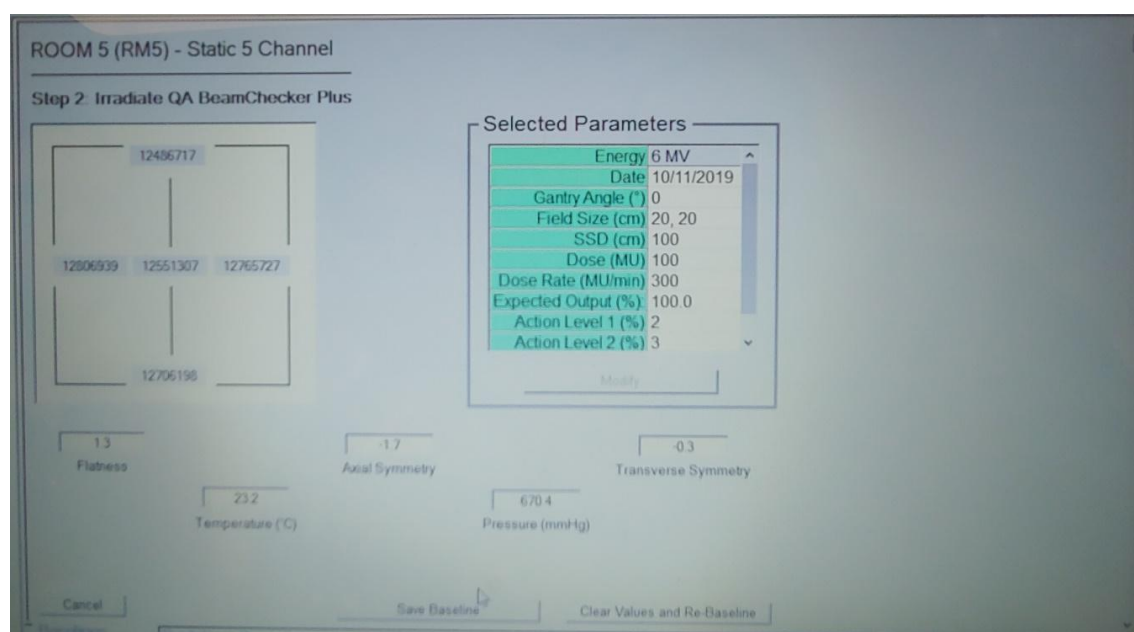
Fuente: Elaboración propia, 2019.

Además de registrar, graficar y evaluar los parámetros antes mencionados tanto para fotones (desde  $^{60}\text{Co}$  hasta 25 MV) como para electrones (desde 6 MeV hasta 25 MeV) para campos de hasta  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , el equipo cuenta con ocho cámaras de ionización de los cuales cinco son detectores y tres son para identificar la energía del haz (Chan et al., 2015)

Igualmente, los valores medidos de la salida del haz son guardados en una base de datos, la cual caracteriza al equipo de acuerdo con su nombre, número serial, fabricante, modelo, bunker según donde se encuentra y distintos tipos de tratamiento (campos estáticos de LINAC, Tomoterapia y VMAT). La Figura 42 muestra los valores iniciales obtenidos por el Beam Checker.

### Figura 42

*Valores iniciales obtenidos por el BeamChecker QA durante la verificación del Comisionamiento del Acelerador Lineal UNIQUE de Varian*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

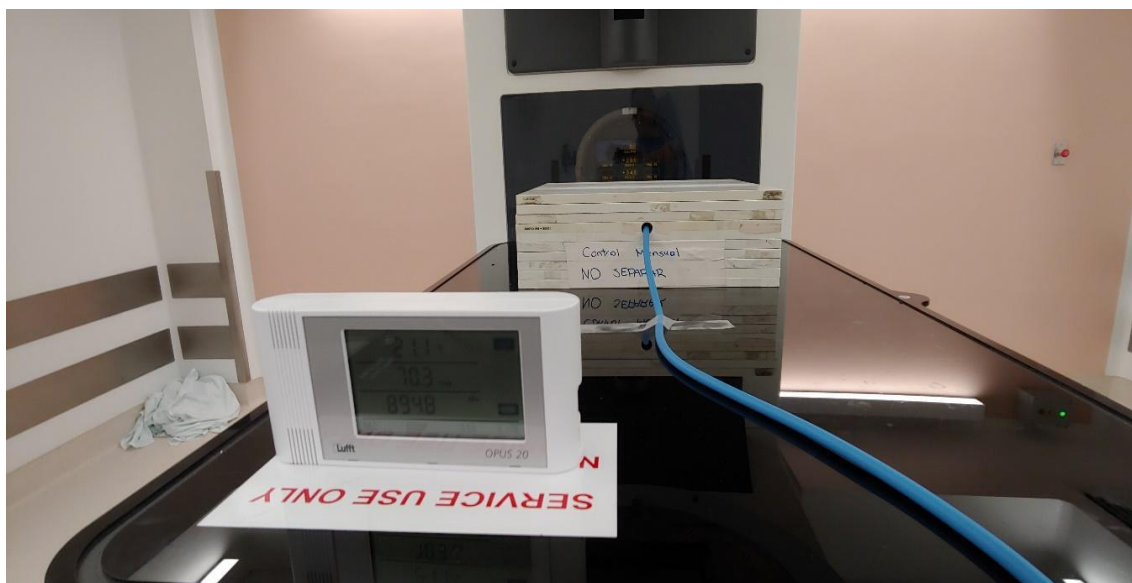
#### 4.8.2. Láminas de acrílico

Se utilizaron láminas de acrílico junto con un inserto en una de ellas para introducir una cámara de ionización tipo Farmer, con la finalidad verificar la constancia en la salida del

equipo. El maniquí consta de tres láminas puestas sobre el inserto y cinco láminas debajo de él, con un grosor aproximado de 1 cm cada una, como se puede ver en la Figura adjunta.

### Figura 43

*Control dosimétrico mensual con láminas de acrílico*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

## 4.9. Beam Matching

El concepto del “Beam Matching” se basa en la equivalencia dosimétrica de distintos aceleradores lineales, lo cual hace posible que el paciente sea transportado de un equipo a otro sin necesidad de cambiar o modificar el plan. Con este fin, el fabricante puede recomendar una serie de pruebas o criterios necesarios para comparar dos o más aceleradores.

Sin embargo, es posible que estos criterios no sean lo suficientemente estrictos para garantizar que la respuesta de un equipo sea comparable con otro (Sjöström et al., 2009); por este motivo, se recomiendan distintos protocolos o guías para asegurar la comparación entre los distintos equipos, así como sus respectivas tolerancias (Attalla et al., 2014). El Beam Matching se realizó según las recomendaciones del fabricante durante el comisionamiento, también, se revisó y verificó la equivalencia dosimétrica basados en

los parámetros dosimétricos del Beam Data y en casos clínicos mediante la siguiente lista de actividades:

- Comparación del rendimiento de los cinco aceleradores lineales en las condiciones de referencia.
- Comparación del rendimiento de los cinco aceleradores lineales con cuñas físicas en las condiciones de referencia.
- Evaluación de planos de dosis de un campo abierto y campos con las cuñas físicas para validar las distribuciones de dosis del equipo UNIQUE, esto mediante el análisis gamma en dos dimensiones con el equipo Matrixx Evolution, el fantoma MultiCube y el software OmniPro IMRT.
- Evaluación de un caso clínico real que contiene campos conformados con y sin cuñas, con energía de 6 MV cada campo de tratamiento, calculando las distribuciones de dosis en cada máquina virtual correspondiente a cada acelerador lineal en Eclipse™ e irradiando cada una de estas planificaciones en el acelerador lineal UNIQUE. Esta evaluación se realizó mediante el análisis gamma en dos dimensiones con el equipo Matrixx Evolution, el fantoma MultiCube y el software OmniPro IMRT.
- Análisis de los resultados de las evaluaciones anteriores.

El Matrixx Evolution (ver Figura 44) es un instrumento usado como control de calidad (Jurado-Bruggeman et al., 2017; Dobler et al., 2011; Chung et al., 2016; Li et al., 2009) al ser capaz de verificar y evaluar la reproducibilidad de tratamientos IMRT o VMAT (Dobler et al., 2011; Nainggolan y Pawiro, 2019), así como constatar la dosis absorbida en el tratamiento a recibir; este cuenta con una matriz de 1020 cámaras de ionización. Entre sus características técnicas tomadas del catálogo de detectores IBA (2020) tenemos que:

- El área de medición es de 24.4 x 24.4 cm<sup>2</sup>.
- El diámetro, altura y volumen de cada cámara es 4.5 mm, 5 mm y 80 mm<sup>3</sup> respectivamente.
- La distancia entre cada cámara medida desde el centro de cada una es de 7.62 mm.

- La sensibilidad nominal es de 2.4 nC/Gy.
- Su rango de dosis es de 0-10 Gy y su tasa de dosis es de 0.02 -12 Gy/min.
- El voltaje de uso es de  $500 \pm 30$  V.
- Es equivalente al agua a una profundidad de 3.1 mm, donde su punto efectivo de medición es 3.5 mm por debajo de la superficie del instrumento.

**Figura 44**

*Matrixx Evolution*



*Nota:* IBA (2020).

#### ***4.9.1. Análisis/ Evaluación Gamma***

El análisis o evaluación gamma es un algoritmo matemático para comparar dos distribuciones de dosis, una de ellas calculada con un TPS como ECLIPSE™ y la otra es la distribución que da como resultado de medir la irradiación de la planificación del TPS (Hussein et al., 2017). Este análisis se basa en dos criterios de aceptación, los cuales deben de cumplirse mutuamente para que el criterio se considere satisfactorio.

El primer criterio de aceptación se basa en realizar una diferencia relativa entre la dosis de cada pixel en una distribución, con respecto al mismo pixel en la segunda distribución como se puede apreciar a continuación.



$$\Delta D(r_R, r_E) = D_E(r_E) - D_R(r_R) \quad (45)$$

Esto se hará para todos los píxeles de una distribución y se considerará aceptable siempre y cuando la diferencia sea menor a la tolerancia permitida; por otra parte, el segundo criterio se basa en medir las distancias que haya desde un pixel a otro (en distribuciones distintas), tal que las dosis en ambos pixeles sean iguales Este criterio es usualmente conocido como la relación distancia-acuerdo (DTA por sus siglas en inglés) y el valor será aceptado siempre y cuando este sea menor a la tolerancia establecida.

Por lo tanto, cuando se vaya a realizar la evaluación gamma, primero se debe contar con la distribución de referencia  $D_R(r)$  y con la distribución a comparar o evaluar denominada  $D_E(r)$ . Si quisiéramos comparar dos puntos ubicados en ambas distribuciones ( $D_R(r)$  y  $D_E(r)$ ), donde  $r = (x, y)$  es la posición de cada punto, entonces:

$$\Gamma(r_r, r_e) = \sqrt{\left(\frac{\Delta r(r_R, r_E)}{\delta r}\right)^2 + \left(\frac{\Delta D(r_R, r_E)}{\delta D}\right)^2} \quad (46)$$

Donde  $\Delta r = |r_E - r_R|$  es la relación DTA,  $\Delta D = D_E(r_E) - D_R(r_R)$  es la variación porcentual,  $\delta D$  es la tolerancia porcentual y  $\delta d$  la tolerancia de la relación DTA. Por otro lado; se define el índice de calidad  $\gamma$  como:

$$\gamma(r_r) = \min\{\Gamma(r_r, r_e)\} \forall \{r_e\} \quad (47)$$

Una vez escogidos los criterios de aceptación para ambas variables, estas cumplirán la ecuación (26) si se cumple que  $\gamma(r_r) \leq 1$ . El criterio más común para decidir si una distribución es aceptable o no es  $\delta D = 3\%$  y  $\delta d = 3$  mm.

Por otra parte, existen dos tipos diferentes de análisis  $\gamma$ , llamados índice local e índice global, los cuales difieren en la forma en que se calcula la diferencia de dosis. El índice local  $\gamma$  calcula desigualdad de puntos de dosis conforme la ecuación (45); no obstante, el índice  $\gamma$  global, calcula los puntos distintos de dosis como:

$$\Delta D(r_R, r_E) = \frac{D_E(r_E) - D_R(r_R)}{D_{norm}} \quad (48)$$

El cual incluye el valor  $D_{norm}$ , este es un valor de normalización arbitrario. El criterio local de  $\gamma$  funciona bien especialmente en regiones de alto gradiente; por otro lado, el

criterio global depende del valor de normalización, el cual puede suavizar o agravar estas diferencias.

## **Capítulo 5: Resultados**

## 5. Análisis de los Resultados

A continuación, se presenta un esquema general de las pruebas realizadas, así como cualquier otra información pertinente.

Antes de comenzar a realizar las mediciones se revisó el estado del equipo dosimétrico, el cual incluye los controles de calidad y certificados de calibración; una copia de los últimos se adjunta en la sección 3.3. En el Apéndice A, se adjunta una copia de la hoja de cálculo provista por la OIEA para la obtención de las dosis de referencia con y sin cuñas físicas.

En el Apéndice B, se adjuntan los valores de dosis medidos según la prueba realizada (ver sección 4.3), así como los valores calculados por el TPS según el TECDOC-1540. En el Apéndice C, se muestran los factores de campo medidos por un diodo que van desde 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup> hasta 3 x 3 cm<sup>2</sup>. Por otra parte, se incluyen los demás factores de campo medidos por la cámara Semiflex para tamaños de campo desde 3 x 3 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup> y, por último, se incluyen los factores de campo medidos con diferentes detectores.

En el Apéndice D, se adjunta el formulario mensual de controles de calidad hechos al acelerador, el cual corresponde al TECDOC-1151. Finalmente, se adjuntan los valores correspondientes a la sección 4.6.3 asociados al cálculo del DLG.

### 5.1. Dosimetría Absoluta para Haces Anchos

El primer paso consistió en medir el índice de calidad descrito en el apartado 4.1.6. Para este fin, se utilizó la cámara de ionización tipo Farmer junto con el fantoma de agua; su resultado fue:

**Tabla 10**

*Índices de calidad*

	$TPR_{20,10}$
Valor obtenido durante el Comisionamiento	0,669
Valor obtenido durante la Verificación	0,673
Error porcentual entre ambos valores	-0,594

Fuente: Elaboración propia, 2019

Utilizando este valor en conjunto con el Cuadro 14 del documento IAEA-TRS-398 (e interpolando en caso de ser necesario) se obtienen los siguientes valores calculados de  $k_Q$  para las siguientes cámaras de ionización:

**Tabla 11**

*Factores de corrección según la calidad del haz*

Cámara de ionización	$k_Q$	Marca	Serie
Farmer	0,9914	PTW	03498
Semiflex	0,9914	PTW	2532
Pinpoint	0,9924	PTW	0042

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Seguidamente, en conjunto con los demás factores de corrección (ver Apéndice A), se mide la dosis de referencia. El valor de dosis establecido en el Servicio de Radioterapia del Hospital México para un haz de 6.0 MV es de 0.806 Gy para un campo de 10 x 10 cm, medido a una profundidad de 10 cm, con un SSD= 90 cm y 100 UM.

A continuación, se da un resumen de los distintos valores de referencia antes y después de calibrar el equipo.

**Tabla 12**

*Distintos valores de referencia obtenidos*

	Dosis de referencia	Porcentaje de error (%)
Teórico	0,8060	-
Informe del Comisionamiento	0,8071	0,1364
Previo a la calibración	0,7915	-1,8319
Después de la calibración	0,8096	0,4466

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Posteriormente, se mide de nuevo el valor de referencia con cuñas físicas en la posición IN y OUT (ver Apéndice A); el tamaño de campo, la profundidad de medición, el SSD y las UM utilizadas permanecieron constantes durante las mediciones. Por otro lado,

algunos factores de corrección fueron calculados nuevamente debido a cambios en las condiciones ambientales o en las mediciones después de haber cambiado la polaridad y posteriormente, se compara su valor con respecto a las dosis medidas durante el comisionamiento.

**Tabla 13**

*Dosis de referencia con cuñas físicas*

Cuña (°)	Dosis de referencia con la orientación IN (Gy)	Dosis de referencia con la orientación OUT (Gy)	Dosis de referencia promedio (Gy)	Dosis de referencia medida durante el comisionamiento (Gy)	Porcentaje de error (%)
15	0,5733	0,5823	0,5778	0,5706	1,266
30	0,4437	0,4437	0,4437	0,4417	0,451
45	0,4063	0,4108	0,4086	0,4014	1,787
60	0,3346	0,3348	0,3337	0,3337	0,304

Fuente: Elaboración propia, 2019.

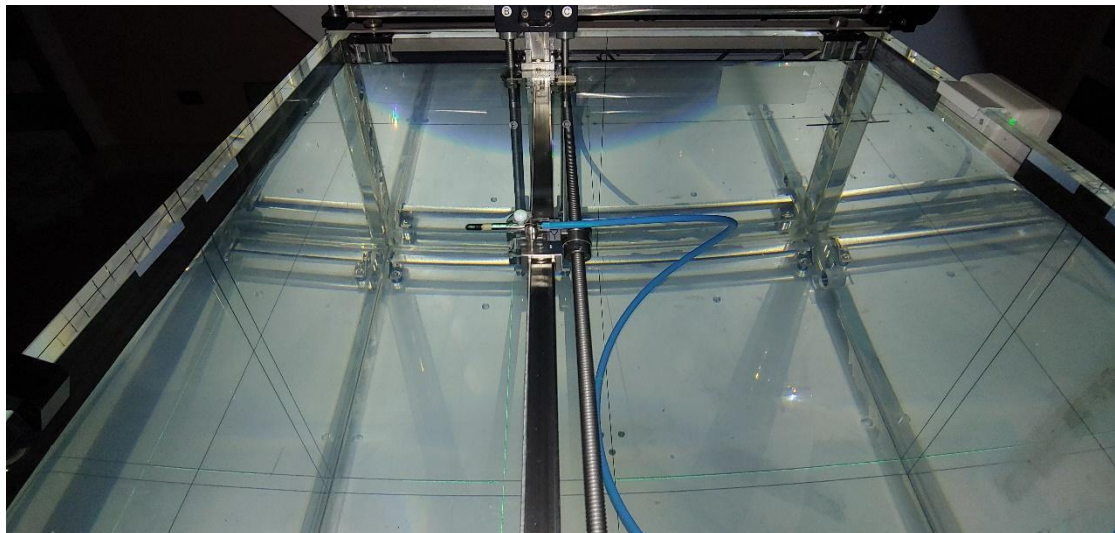
## 5.2. Dosimetría Relativa para Haces Anchos

Los resultados obtenidos en dosimetría relativa (factores de campo, perfiles y PDD) no incluyen los datos para campos pequeños (i.e. campos iguales o menores a 3 x 3 cm<sup>2</sup>); debido a que estos se incluirán en una sección aparte, ya que su estudio y evaluación es distinta a los campos abiertos.

Las mediciones de los factores de campo se realizaron en las mismas condiciones del comisionamiento (i.e. SSD= 100 cm a una profundidad de 5 cm) y los datos fueron normalizados con respecto al tamaño de campo de referencia de 10 x 10 cm<sup>2</sup>; para tamaños de campo de 3 x 3 cm<sup>2</sup> hasta de 40 x 40 cm<sup>2</sup>, la cámara de ionización utilizada fue la “Semiflex”, modelo TN31010, número de serie 2532. Para el posicionamiento y orientación de la cámara, se recomienda seguir la sección 4.1.9.; a continuación, se adjunta la imagen de la cámara Semiflex utilizada para la medición de factores de campo.

**Figura 45**

*Posicionamiento y orientación de la cámara de ionización tipo Semiflex para la medición de factores de campo*

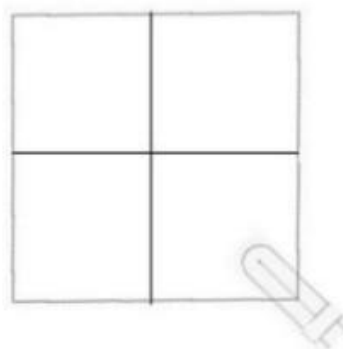


Fuente: Elaboración propia, 2019.

Para la medición de perfiles y PDD, generalmente se utilizan 2 detectores, uno de campo y el otro de referencia. Se recomienda seguir la sección 4.1.9 para el posicionamiento y orientación de las cámaras; se adjunta a continuación una imagen del posicionamiento de ambas cámaras como guía.

**Figura 46**

*Posicionamiento de la cámara de campo y de referencia para la medición de perfiles y PDD*



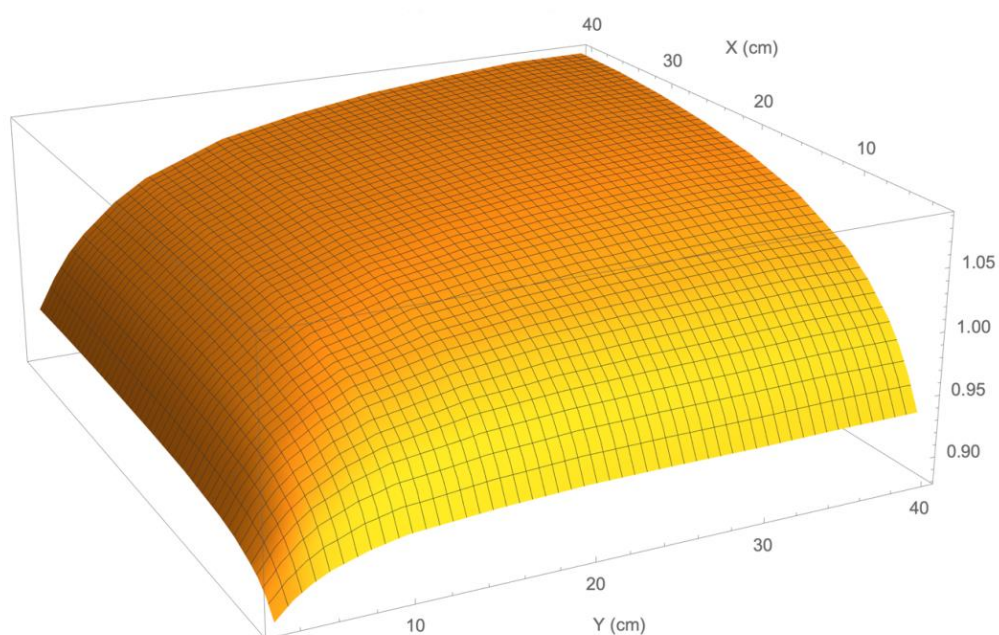
*Nota:* Beltrán (2019); D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

### 5.2.1. Factores de Campo para Haces Anchos

Los factores de campo fueron obtenidos con un SSD = 100 cm a una profundidad de 5 cm; estos parámetros permanecieron inalterados mientras que el tamaño de campo cambia desde 3 x 3 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>. En la Figura 47, se mapean los factores de campo donde los valores medidos se encuentran en el Apéndice C.

#### Figura 47

*Gráfico tridimensional de los factores de campo para la cámara Semiflex*



Fuente: Elaboración propia, 2019.

Como se puede observar en el gráfico anterior, los factores de campo aumentan conforme nos alejamos del campo de referencia para luego permanecer aproximadamente constantes; esto ocurre ya que conforme aumentamos el tamaño del campo, tendremos más fotones dispersados entrando en el volumen de medición. En la siguiente tabla, se exponen los errores relativos entre los factores de campo obtenidos, durante el comisionamiento contra los datos obtenidos en la verificación, utilizando como valor de referencia el factor de campo obtenido el comisionamiento.

**Tabla 14**

*Comparación entre los Factores de campo del Comisionamiento y los obtenidos durante la Verificación*

Ancho del campo (cm)	Factor de campo		Error relativo (%)
	Comisionamiento	Verificación	
5	0,939	0,932	0,751
10	1,000	1,000	0,000
15	1,035	1,033	0,194
20	1,058	1,053	0,475
30	1,090	1,079	1,019
40	1,108	1,088	1,838

Fuente: Elaboración propia, 2019.

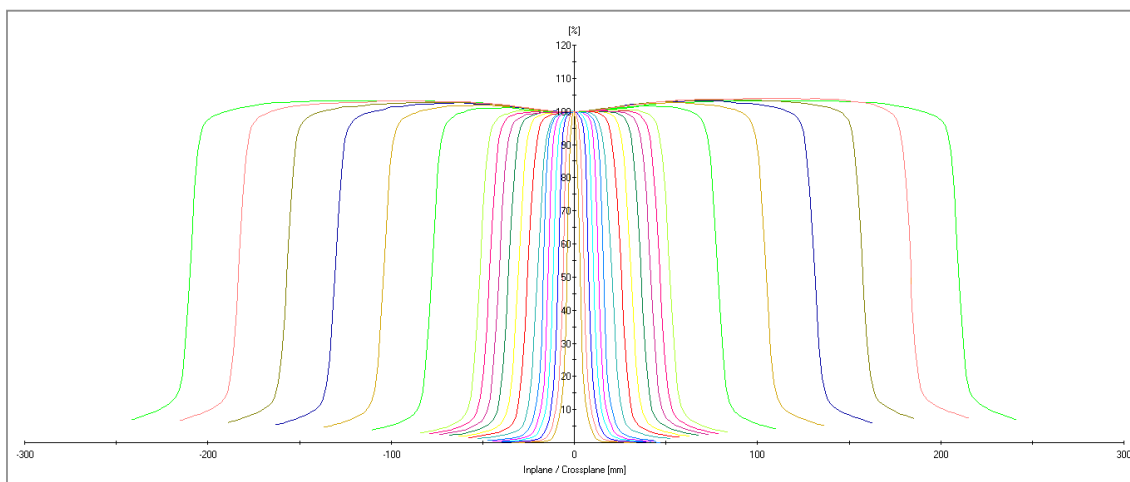
### ***5.2.2. Perfiles Inplane y Crossplane***

Los perfiles Inplane y Crossplane se obtuvieron bajo las mismas condiciones de los factores de campo; por otra parte, el posicionamiento y orientación de los detectores fue descrito en las secciones 5.2 y 4.1.9, mientras que las cámaras de ionización utilizadas como campo y referencia fueron tipo Semiflex. A continuación, se presenta el conjunto de perfiles Inplane y Crossplane obtenidos para el equipo UNIQUE, así como las principales características de cada uno de ellos.



**Figura 48**

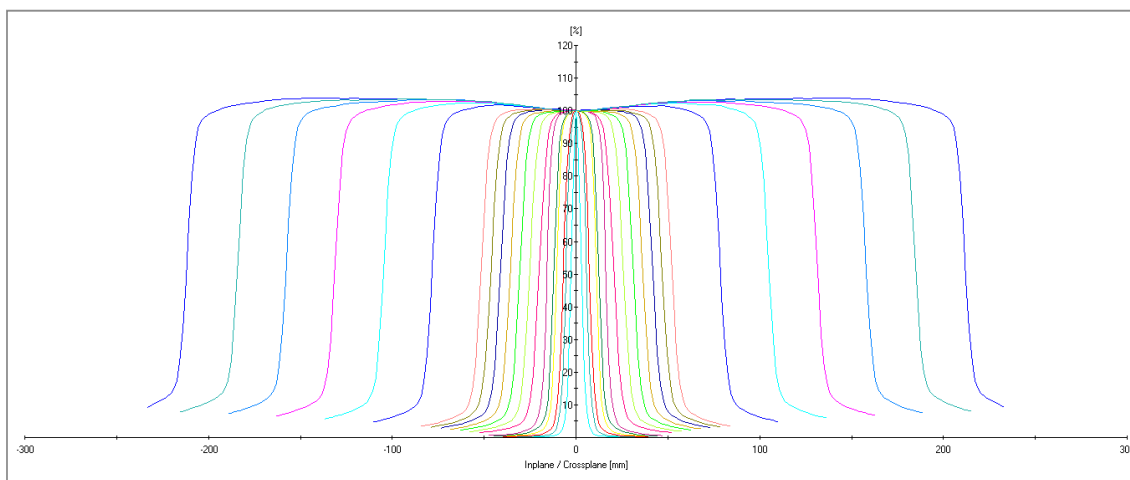
*Perfiles Crossplane para campos que van desde  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  hasta el campo  $40 \times 40 \text{ cm}^2$*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Figura 49**

*Perfiles Inplane para campos que van desde  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  hasta el campo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Figura 50**

*Leyenda de colores para diferentes tamaños de campo para perfiles Crossplane e Inplane*

Visible	Conexion	Type	Modality	Energy (MV/MeV)	Field (cm x cm)	Depth (mm)	OffAxis (mm)	Wedge/App	Groupname	Comment	Accelerator	Block
<input checked="" type="checkbox"/>	Processed	Inplane Profile	Photons	6.0	40.0 x 40.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Processed	Crossplane Profile	Photons	6.0	40.0 x 40.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	0.5 x 0.5	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	0.5 x 0.5	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	8.0 x 8.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	8.0 x 8.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	9.0 x 9.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	9.0 x 9.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	1.0 x 1.0	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	1.0 x 1.0	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	1.5 x 1.5	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	1.5 x 1.5	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	2.0 x 2.0	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	2.0 x 2.0	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open			STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	4.0 x 4.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	4.0 x 4.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	5.0 x 5.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	5.0 x 5.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	6.0 x 6.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	6.0 x 6.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	7.0 x 7.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	7.0 x 7.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	8.0 x 8.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	8.0 x 8.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	9.0 x 9.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	9.0 x 9.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	10.0 x 10.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	10.0 x 10.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	15.0 x 15.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	15.0 x 15.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	20.0 x 20.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	20.0 x 20.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	25.0 x 25.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	25.0 x 25.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	30.0 x 30.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	30.0 x 30.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	35.0 x 35.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None
<input type="checkbox"/>	Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	35.0 x 35.0	50.00	0.00	Open		D and Profiles for ECLIF	STANDARD	None

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephisto®.

**Tabla 15**

*Características de los perfiles Inplane y Crossplane para campos de 3 x 3 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>*

Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
3x3	5,97	5,98	10,57	0,81	6,06	6,24	11,34	1,84
4x4	6,10	6,17	6,87	0,85	6,26	6,36	7,28	0,99
5x5	6,21	6,34	4,31	0,75	6,39	6,48	4,81	0,75
6x6	6,19	6,30	3,01	0,40	6,5	6,63	3,16	0,56
7x7	6,43	6,52	2,05	0,27	6,61	6,7	2,17	0,62
8x8	6,52	6,60	1,58	0,22	6,64	6,77	1,81	0,92

Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
9x9	6,58	6,7	1,33	0,32	6,72	6,85	1,48	0,71
10x10	6,67	6,71	1,24	0,40	6,74	6,88	1,27	0,66
15x15	6,97	6,94	1,01	0,35	7,04	7,11	1,08	0,78
20x20	7,08	7,06	1,21	0,32	7,14	7,26	1,43	0,88
25x25	7,16	7,28	1,47	0,43	7,28	7,28	1,71	1,11
30x30	7,34	7,47	1,67	0,42	7,35	7,41	1,86	1,22
35x35	7,50	7,53	1,78	0,24	7,15	7,15	1,73	0,00
40x40	7,60	7,60	1,90	0,00	7,48	7,48	1,68	0,00

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

Los datos fueron extraídos del programa Mephysto® de la compañía PTW, el cual adquiere y analiza los datos medidos. Como se puede observar en los datos obtenidos en la Tabla 15, la penumbra crece conforme el tamaño de campo aumenta; este fenómeno es causado por un aumento de fotones dispersados, los cuales contribuyen a ensanchar la penumbra.

Por otro lado, se observan dos tendencias en los valores medidos de la penumbra, la penumbra derecha tiende a ser ligeramente mayor a la izquierda (la diferencia máxima entre ambas es 0.13 mm). Del mismo modo, la penumbra izquierda para los perfiles Crossplane suele ser mayor en comparación a los perfiles INPLANE; esta tendencia también se nota para la penumbra derecha.

La razón por la cual esto ocurre se debe a la forma geométrica del detector (el cual es aproximadamente cilíndrico con una semiesfera en uno de sus extremos). Por lo tanto, la diferencia entre las penumbras Inplane y Crossplane dependen de la razón del radio y la longitud volumen sensible del detector.

Se realizaron varios análisis de la varianza (ANOVA) para determinar si las diferencias eran significativas entre la penumbra izquierda y la derecha para un mismo tamaño de campo y perfil determinado; posteriormente, se realizó el mismo estudio comparando las penumbras izquierdas y derechas entre distintos perfiles para evaluar sus diferencias.

Todos los análisis se realizaron con un nivel de significancia de 0.01, a continuación, se exponen los resultados obtenidos.

**Tabla 16**

*Estudio ANOVA de las penumbras izquierdas y derechas para perfiles Inplane*

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor de P	F crítica
Entre grupos	0,03	1	0,03	0,10	0,76	7,72
Dentro de los grupos	7,39	26	0,28			
Total	7,42	27				

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Tabla 17**

*Estudio ANOVA de las penumbras izquierda y derechas para perfiles Crossplane*

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor de P	F crítica
Entre grupos	0,04	1	0,04	0,31	0,59	7,82
Dentro de los grupos	3,39	24	0,14			
Total	3,44	25				

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Tabla 18**

Estudio ANOVA de las penumbras izquierdas para los perfiles Inplane y Crossplane

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor de P	F crítica
Entre grupos	0,04	1	0,04	0,16	0,69	7,72
Dentro de los grupos	6,24	26	0,24			
Total	6,28	27				

**Tabla 19**

*Estudio ANOVA de las penumbras derechas para los perfiles Inplane y Crossplane*

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor de P	F crítica
Entre grupos	0,07	1	0,07	0,32	0,57	7,72
Dentro de los grupos	5,62	26	0,22			
Total	5,69	27				

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Como se puede ver en los análisis hechos por ANOVA, no existe una diferencia real entre los diferentes grupos probados. Por lo tanto, se concluye que los valores de las penumbras izquierdas y derechas medidas entre los mismos perfiles y diferentes perfiles no son estadísticamente diferentes entre sí.

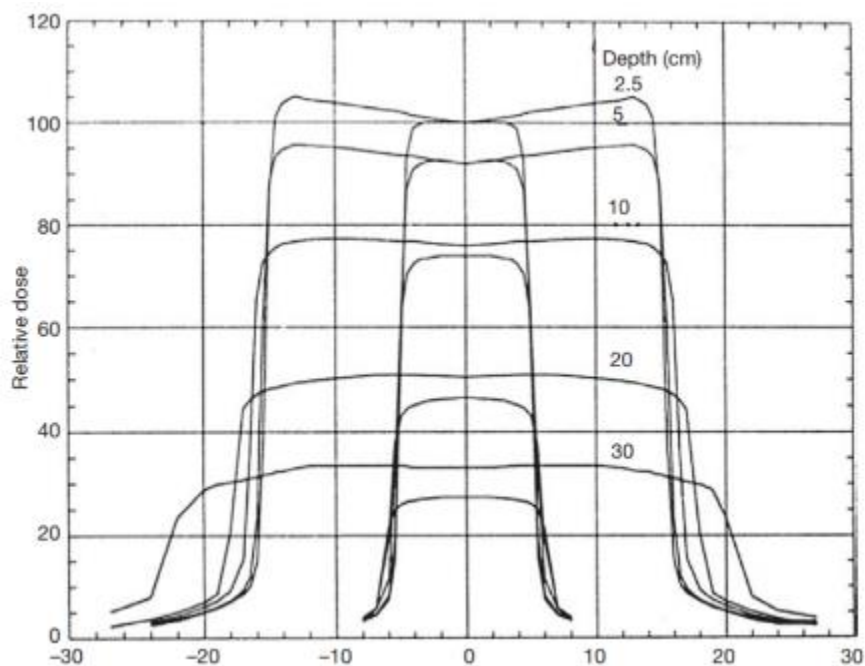
A pesar de esto, estas diferencias pueden deberse a una ligera dependencia angular la cual ha sido debidamente descrita por varios autores. Para analizar la planitud y simetría de los perfiles, el fabricante ha especificado las siguientes tolerancias:

- Para los campos con tamaños que van desde 20 x 20 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>, su tolerancia será del  $\pm 2,5$  %.
- Para los campos con tamaños que van desde el 10 x 10 cm<sup>2</sup> hasta el 20 x 20 cm<sup>2</sup>, su tolerancia será del  $\pm 3,5$  %.
- La simetría del campo no debe ser mayor al 1.5% para los campos que van desde el 10 x 10 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>.
- Las mediciones de perfiles deben de realizarse con un SSD = 100 cm y a una profundidad de 10 cm.

A pesar de no encontrarse a la profundidad indicada por el fabricante para evaluar las tolerancias, los perfiles conservan una simetría con respecto al eje central si el medio es aproximadamente uniforme, como se puede apreciar en la siguiente Figura.

**Figura 51**

*Variación del perfil con respecto a la profundidad*



*Nota:* OIEA (2005b).

Del mismo modo, se puede observar que la planitud del campo mejora conforme se aumenta la profundidad. Por lo tanto, a pesar de no encontrarse a la misma distancia de la superficie, se pueden evaluar las mismas tolerancias y garantizar que se cumplirán para la profundidad recomendada por el fabricante.

Observando los datos de la Tabla 14, se puede concluir que:

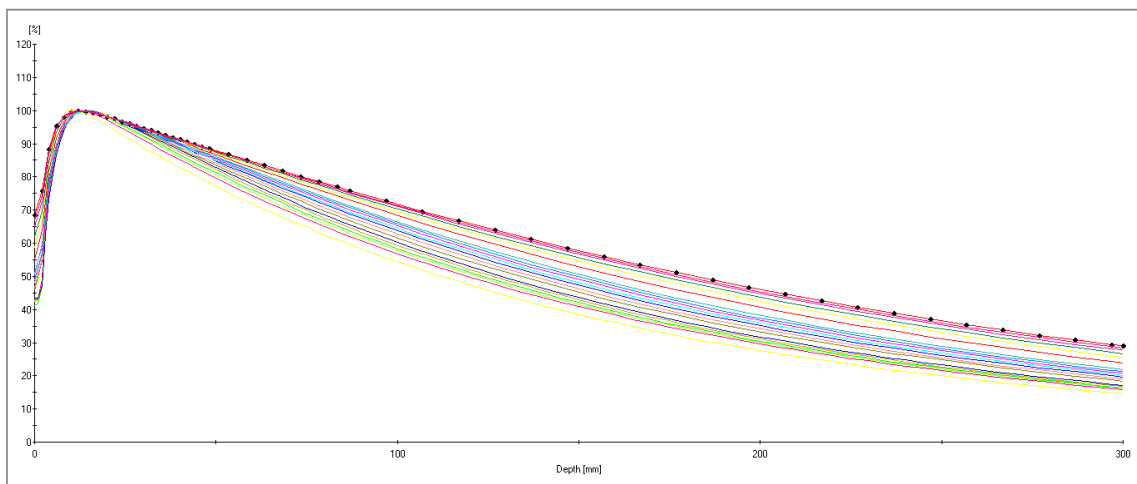
- La simetría para perfiles Inplane y Crossplane es menor al 1.5% para campos mayores o iguales al 4 x 4 cm<sup>2</sup> cumpliendo con las tolerancias establecidas por el fabricante.
- Los valores de planitud son menores que la tolerancia establecida por el fabricante para perfiles Inplane y Crossplane para campos que van desde los 10 x 10 cm<sup>2</sup> hasta los 40 x 40 cm<sup>2</sup>.

### 5.2.3. PDD

A continuación, se presentan los perfiles de dosis a profundidad para los tamaños de campo que van desde  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  hasta  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ :

#### Figura 52

*Conjunto de PDD para campos que van desde  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  hasta el campo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ .*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 20**

*Parámetros relacionados al PDD con respecto al tamaño de campo para una sola energía*

Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	R100 (mm)	R80 (mm)	R50 (mm)	Q <sub>i</sub>	SSD
3 x 3	14,10	54,94	129,09	0,6196	100
4 x 4	14,0	57,20	133,80	0,6249	100
5 x 5	14,00	58,85	137,34	0,6302	100
6 x 6	14,20	60,51	140,65	0,6393	100
7 x 7	14,10	61,33	143,42	0,6462	100
8 x 8	14,00	62,48	146,31	0,6530	100
9 x 9	14,20	63,33	148,98	0,6588	100
10 x 10	14,10	64,58	151,71	0,6682	100
15 x 15	13,90	67,72	160,88	0,6938	100
20 x 20	13,50	69,61	167,42	0,7153	100
25 x 25	12,30	70,92	172,67	0,7277	100
30 x 30	12,60	72,45	176,68	0,7382	100
35 x 35	12,10	72,95	178,84	0,7464	100
40 x 40	12,00	73,86	181,75	0,7527	100

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

Los datos tabulados fueron adquiridos para distintos tamaños de campo, a una distancia de SSD = 100 cm con las cámaras Semiflex; como se pueden observar en los resultados obtenidos, hay una clara dependencia entre el PDD con respecto al tamaño de campo. A medida que el tamaño de campo disminuye, la contribución de la dosis es por radiación primaria del haz.

Si el tamaño de campo aumenta, habrá un mayor aporte de radiación dispersada; esto causa que el máximo de dosis se dé a distancias más cercanas de la superficie del agua. Una vez alcanzado el máximo de dosis, las curvas se “desplazan” hacia mayores profundidades.



Por otro lado, la relación entre la profundidad y el valor porcentual de dosis son diferentes maneras especificar la calidad del haz por parte del fabricante (Sharma, 2008). Dependiendo de la fuente consultada (Almond et al., 1999; Sánchez-Doblado et al., 2003; IEC, 2007), algunos indicadores recomendados son:

- $D_{10}$ . Dosis porcentual a 10 cm para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y un  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ .
- $d_{80}$ . Profundidad a la cual se obtiene el 80% de la dosis para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y un  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ .
- $D_{m\acute{a}x}$ . Profundidad en la cual se da el máximo de dosis para un campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y un  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ .
- $\text{TPR}_{20,10}$  (ver sección 4.1.6).

Sin embargo, algunos de ellos tienen problemas con la contaminación electrónica y no son recomendados para su uso (Sánchez-Doblado et al., 2003; Van Elmpt et al., 2008; Hossain y Rhoades, 2016).

Para la energía de 6 MV, el valor máximo de dosis se ubica alrededor de 1.5 cm (Instituto Británico de Radiología, 1996, p. ; OIEA, 2005<sup>a</sup>, p. ; Brady et al., 2006) con una tolerancia de 2 mm (Sociedad Suiza de Radiobiología y Física Médica, 2015), un valor  $D_{10}=67,1 \%$  y una tolerancia de  $\pm 1,5\%$  (Sruti et al., 2015) para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y un  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ .

Como se puede apreciar en los valores medidos, el máximo de dosis varió 0.9 mm del valor de referencia; por otro lado, para encontrar el valor a una distancia de 10 cm, se realizó una interpolación lineal entre los valores crudos, dando como resultado 66.46%. Se puede observar que, este resultado se encuentra también dentro de la tolerancia dada al tener una diferencia aproximada de 0,64% con respecto al valor nominal.

### 5.3. Dosimetría de Referencia para Campos Pequeños

Se realizaron mediciones absolutas con la cámara de ionización Pinpoint (ver sección 3.3 para más detalles y especificaciones) a lo largo del CAX, para campos que van desde el  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  hasta el  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  con 100 UM y las profundidades de medición fueron  $d_{m\acute{a}x}$ , 3, 5, 10, 15, 20, 25 y 30 cm donde  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ . A su vez, una copia de los datos crudos

se encuentra en el Apéndice F; esta cámara tiene un rango útil para campos que van desde el  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  hasta  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  (PTW, 2019).

El índice de calidad obtenido usando el  $TPR_{20,10}(10)$  es 0.669 y utilizando la ecuación (33), se obtiene que  $r_{LCPE} = 1,216861 \text{ cm}$ . Este parámetro relaciona el tamaño de campo y del detector con las condiciones bajo las cuales existe LCPE; utilizando el catálogo de los detectores PTW<sup>64</sup>, se indica que la mayor distancia entre los 2 puntos externos del detector es de 0,145 cm.

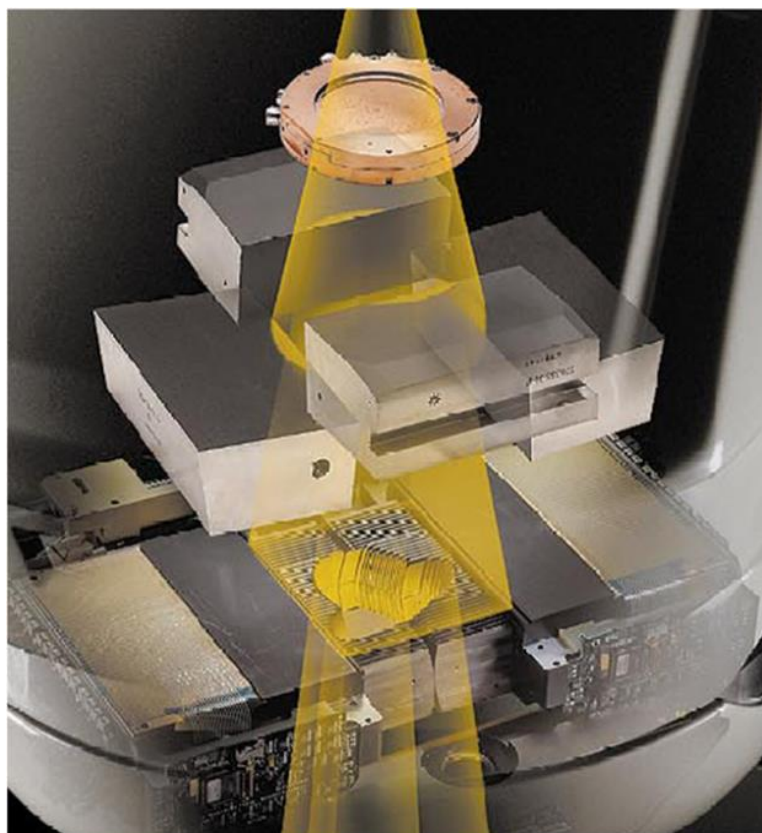
Con la ayuda de la ecuación (36) se evidencia que el tamaño de campo mínimo para que tengamos condiciones de LCPE establecido por medio del FWHM es de aproximadamente 2,58 cm. Por lo tanto, se estará tratando con condiciones de campo pequeño para aquellos menores a  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

Las pruebas fueron realizadas tanto para campos conformados por el MLC (colimador terciario), como por los colimadores secundarios; esto debido a que la colimación por parte de las mandíbulas afecta directamente a los campos conformados por el MLC, implicando cambios dosimétricos en la lectura de los detectores (Chow et al., 2005).

Distintos estudios han demostrado diferencias significativas en las mediciones de PDD, perfiles y factores de campo (Solaiappan et al., 2009); así como cambios en las lecturas con distintos detectores, orientación de estos y la influencia dependiendo de la configuración del sistema de colimación (Godson et al., 2016), especialmente cuando se trata de campos pequeños.

**Figura 53**

*Banco de transporte del Sistema MLC*



*Nota:* Varian Medical Systems (2015a).

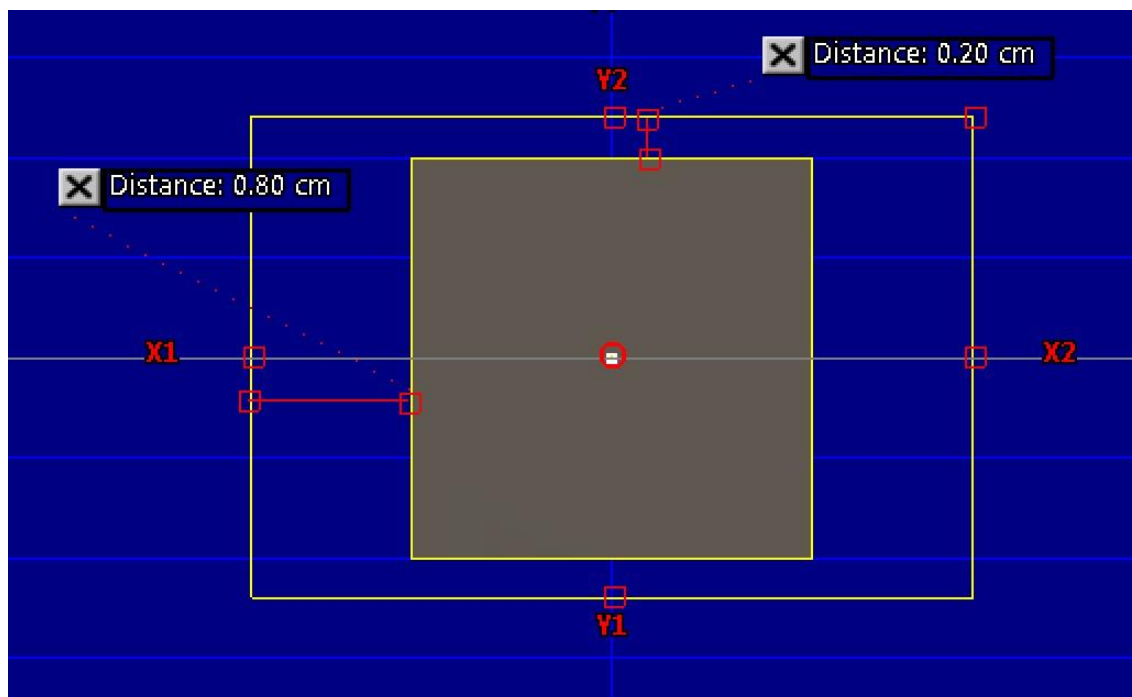
Como se puede apreciar en la Figura anterior, existen dos bancos que transportan al Sistema MLC, los cuales se encuentran por debajo de las mandíbulas que conforman el campo sobre el eje x. El movimiento de las hojas en combinación con el movimiento de los bancos, conforman el tamaño de campo a desear; a diferencia del campo conformado solamente por las mandíbulas secundarias, la posición de estas últimas afecta el tamaño del campo y con ello el campo que las MLC puedan conformar (Chow et al., 2005).

Una diferencia de 1 a 2 cm entre las mandíbulas y las MLC provoca un cambio drástico en las dosis, debido a un incremento en la dispersión y transmisión del campo a través de las hojas (Chow et al., 2005). Esto es especialmente importante para tratamientos de IMRT Y VMAT, donde la mandíbula no puede cubrir los extremos de las hojas cuando los campos son irregulares.

Para el caso de ECLIPSE™, el TPS deja un margen de 0,8 cm entre el MLC y la mandíbula en la dirección de movimiento del MLC y de 0,2 cm en la dirección perpendicular, como se puede apreciar en la siguiente Figura. Es por esta razón que las dosis del TPS son ligeramente distintas entre sí.

**Figura 54**

*Diferencia entre las mandíbulas y el MLC*



*Nota:* D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

Como consecuencia de lo expuesto anteriormente, las dosis obtenidas por los campos conformados por el MLC tienden a ser mayores a causa de la transmisión del haz a través de las hojas y entre ellas, en comparación con los campos conformados por las mandíbulas.

Esto se ve reflejado en los resultados obtenidos (ver Tabla 21), en donde las dosis medidas son mayores que las dosis obtenidas por el TPS el 83% de las veces para los campos conformados por el MLC. Para los campos conformados por el sistema de mandíbulas, las dosis medidas son menores que las dosis obtenidas por el TPS el 75 % de las veces; la ecuación utilizada para medir la diferencia entre ambos valores de dosis fue:

$$Error (\%) = \frac{D_{TPS} - D_{med}}{D_{med}} * 100 \quad (49)$$

Si se compara la diferencia entre el valor medido y el valor reportado por el TPS para el campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  conformado por el MLC y las mandíbulas por medio de una ANOVA, se reconoce que los resultados son estadísticamente iguales independientes de la profundidad; sin embargo, para el campo de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  y  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , los valores son estadísticamente diferentes. El valor de  $\alpha$  escogido para el análisis ANOVA fue de 0,05.

**Tabla 21**

*Diferencia entre la dosis medido y dosis obtenida por medio del TPS para campos que van desde  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  hasta  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  conformados por MLC y mandíbulas*

Profundidad	MLC			Mandíbulas		
	Tamaño del campo ( $\text{cm}^2$ )			Tamaño del campo ( $\text{cm}^2$ )		
	3x3	2x2	1x1	3x3	2x2	1x1
Dmax (1.40)	0,83	0,04	-3,53	2,01	2,35	10,01
3	0,08	-0,66	-3,63	1,19	1,75	9,70
5	-0,06	-0,94	-3,95	1,00	1,47	9,69
10	-0,37	-1,20	-4,31	0,65	1,14	9,01
15	-0,83	-1,77	-4,71	0,25	0,38	9,14
20	-1,33	-2,31	-5,16	-0,28	-0,21	9,83
25	-1,83	-2,67	-5,92	-0,76	-1,04	7,92
30	-1,97	-3,64	-6,23	-1,11	-1,24	6,82

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Tabla 22**

*Estudio ANOVA para la comparación entre el campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  conformado por las mandíbulas y el MLC*

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor de P	F crítica
Entre grupos	4,44	1	4,44	4,29	0,06	4,60
Dentro de los grupos	14,49	14	1,04			
Total	18,93	15				

**Tabla 23**

*Estudio ANOVA para la comparación entre el campo 2 x 2 cm<sup>2</sup> conformado por las mandíbulas y el MLC*

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor de P	F crítica
Entre grupos	19,64	1	19,64	12,39	0,003	4,60
Dentro de los grupos	22,19	14	1,59			
Total	41,83	15				

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Tabla 24**

*Estudio ANOVA para la comparación entre el campo 1 x 1 cm<sup>2</sup> conformado por las mandíbulas y el MLC.*

Fuente de Variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	F	Valor de P	F crítica
Entre grupos	750,02	1	750,05	662,86	0	4,60
Dentro de los grupos	15,84	14	1,13			
Total	765,89	15				

Fuente: Elaboración propia, 2019.

A pesar de encontrar los valores entre los grupos de 2 x 2 cm<sup>2</sup> y 1 x 1 cm<sup>2</sup> estadísticamente diferentes, se pueden observar algunas tendencias en los datos, por ejemplo, los valores de dosis son claramente menores para el campo de 1 x 1 cm<sup>2</sup> conformado por la MLC; para el campo de 2 x 2 cm<sup>2</sup>, la discrepancia entre los valores medidos y los obtenidos por el TPS tienden a aumentar paulatinamente conforme la profundidad crece para el MLC. Para el caso de las mandíbulas, el error promedio es menor para el campo de 2 x 2 cm<sup>2</sup>.

#### 5.4. Dosimetría Relativa para Campos Pequeños

Para realizar la dosimetría relativa en campos pequeños, se utilizaron las cámaras de ionización tipo Farmer, Semiflex y Pinpoint además del Diodo E. Los certificados y valores de trabajo se encuentran en la sección 3.3.

Al igual que en la sección anterior, el índice de calidad utilizado fue  $TPR_{20,10}(10) = 0.669$  para todas las pruebas realizadas. y su  $r_{LCPE}$  asociado al tamaño de campo y al detector es de 1,216861 cm. Posteriormente, se busca en el catálogo de los detectores PTW (PTW, 2019) la mayor distancia entre los 2 puntos externos del detector y con la ecuación (36), se determina el tamaño mínimo del campo en el cual es posible obtener condiciones de LCPE. A continuación, se exponen los resultados obtenidos:

**Tabla 25**

*Relación entre el tamaño de campo mínimo y condiciones de LCPE para los distintos detectores usados.*

Detector utilizado	FWHM mínimo (cm)
Farmer	5,02
Semiflex	3,15
Pinpoint 3D	2,58
Diodo E	2,51

Fuente: Elaboración propia, 2019.

La selección del detector ideal debe contemplar una alta resolución espacial, poca o nula dependencia angular y energética, bajo ruido, ser equivalente al agua y ser estable por largos periodos de tiempo. Dado que ningún detector posee todas las cualidades para ser considerado como ideal, el mejor que se aproxima y se encuentra a nuestro alcance es el detector de estado sólido (Parwaie et al., 2018).

Estos han sido ampliamente utilizados para la dosimetría de campos pequeños por su alta resolución espacial, compacto tamaño y su lectura en tiempo real; a pesar de ello, estos poseen dependencia con respecto a la energía y dirección, así como en la tasa de dosis entregada por el LINAC (Parwaie et al., 2018).

Se recomienda el uso de diodos sin blindaje dado que presentan una sobreestimación por parte de fotones de baja energía; considerando que el diodo tiene un área circular sensible de  $1 \text{ mm}^2$ , este tiende a ser menos afectado por el efecto del “volume averaging” para campos de 5 mm de lado (Charles et al., 2014).

Se debe considerar además que existe desequilibrio electrónico lateral, variación de la respuesta dependiendo del detector elegido, “ocultamiento” de la fuente, injerencia del tipo de colimación utilizada en los resultados obtenidos y la alineación del detector con respecto al eje central.

Debido a los tamaños de campo utilizados, no siempre es posible utilizar un detector de referencia para corregir las fluctuaciones del sistema para las mediciones de perfiles o PDDs. Esto puede deberse a no encontrarse espacio suficiente para colocar el detector de referencia de manera que este no interfiera la medida del detector de campo; no obstante, existen varias soluciones.

La primera consiste en aumentar el tiempo de integración de modo que las mediciones se estabilicen promediando cualquier fluctuación que el sistema presente, sin embargo, esto quiere decir que la obtención del perfil o PDD requerirá de más tiempo del usual. Otra opción es colocar la cámara de referencia fuera del campo de irradiación, lo cual genera un problema con la señal obtenida y el ruido que esta pueda presentar; la última opción consiste en utilizar detectores de transmisión planos para el uso como detectores de referencia e igualmente, se debe considerar las perturbaciones o influencias que este tenga sobre el haz de radiación.

#### **5.4.1. Factores de campo para campos pequeños**

La orientación y posicionamiento del Diodo E, se describe en la sección 4.1.9. En la Figura 55, se ilustra los factores de campo obtenidos con el detector de estado sólido (modelo TN60017 con el número de serie 001579), la cual fue utilizada para campos iguales o menores a  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ; los datos sin procesar están en el Apéndice C.

Para realizar mediciones de factores de campo, se necesitó conocer el factor de corrección asociado ( $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ ) el cual varía según el equipo de tratamiento, su energía, el tipo de detector usado, filtración (WFF o FFF) así como el tamaño de campo (Casar et al., 2018); el motivo reside en la variación de la respuesta del detector con respecto al tamaño de



campo. Estas fluctuaciones pueden deberse al efecto conocido como “volume averaging”, el cual está relacionado con el volumen sensible del detector y el campo de irradiación o con desviaciones con respecto al detector ideal dado a diferencias de densidad provocando cambios en la fluencia de las partículas cargadas.

En nuestro caso, se utilizaron los valores que se encuentra en la Tabla 26 del COP TRS-483 (ver Apéndice C); estos factores incluyen valores genéricos para el efecto de “volumen averaging” (OIEA, 2017). Las mediciones se realizaron con un SSD = 100 cm, a una profundidad de 5 cm y con 50 UM.

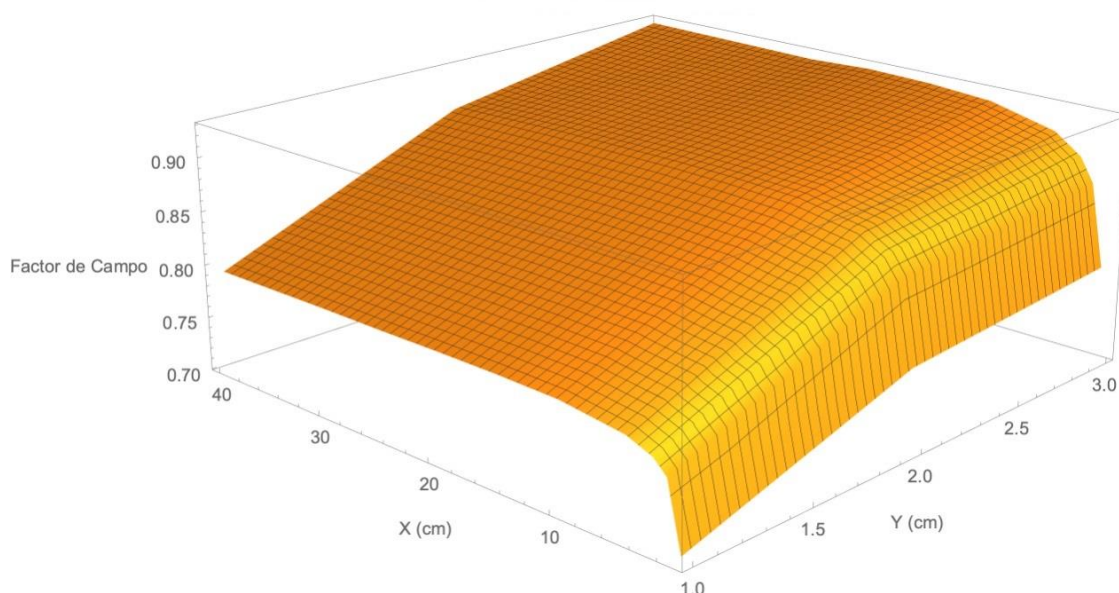
Como se puede apreciar en la Tabla 26 del COP TRS-483, algunos detectores no tienen factores de corrección; esto se debe a que este tipo de cámara no es recomendada para el tamaño de campo en cuestión debido al tamaño de su volumen efectivo de medición, a pesar de que existen estudios sobre sus posibles factores de corrección experimentales (Park et al., 2015). Sin embargo, se incluyeron a modo comparativo para visualizar las diferencias entre las mediciones con estos detectores.

Primeramente, se realizaron 3 medidas del campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  con todos los detectores para luego obtener el promedio de las lecturas, luego, se repitió el mismo procedimiento para los siguientes tamaños de campo:  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ,  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$ ,  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  y  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ; para encontrar factores de campo, se aplicó la ecuación (40) en conjunto con los factores de corrección apropiados.

Debido a que los factores de corrección se encuentran tabulados con respecto al campo equivalente cuadrado, se extrapolaron los valores que no se encontraban en la tabla (ver Apéndice C). A continuación, se graficaron los valores medidos de factores de campo para campos pequeños.

**Figura 55**

Gráfico tridimensional de los factores de campo obtenidos por un diodo para campos pequeños



Fuente: Elaboración propia, 2019.

Seguidamente, se presenta un resumen de los factores de campo medidos durante el comisionamiento y los valores obtenidos durante su verificación, así como el error relativo entre ambos.

**Tabla 26**

*Comparación entre los factores de campo obtenidos en el Comisionamiento y la Verificación*

Ancho del campo (cm)	Factor de campo		Error relativo (%)
	Comisionamiento	Verificación	
1	0,711	0,704	-0,985
2	0,847	0,847	0,000
3	0,887	0,888	0,113

Fuente: Elaboración propia, 2019.

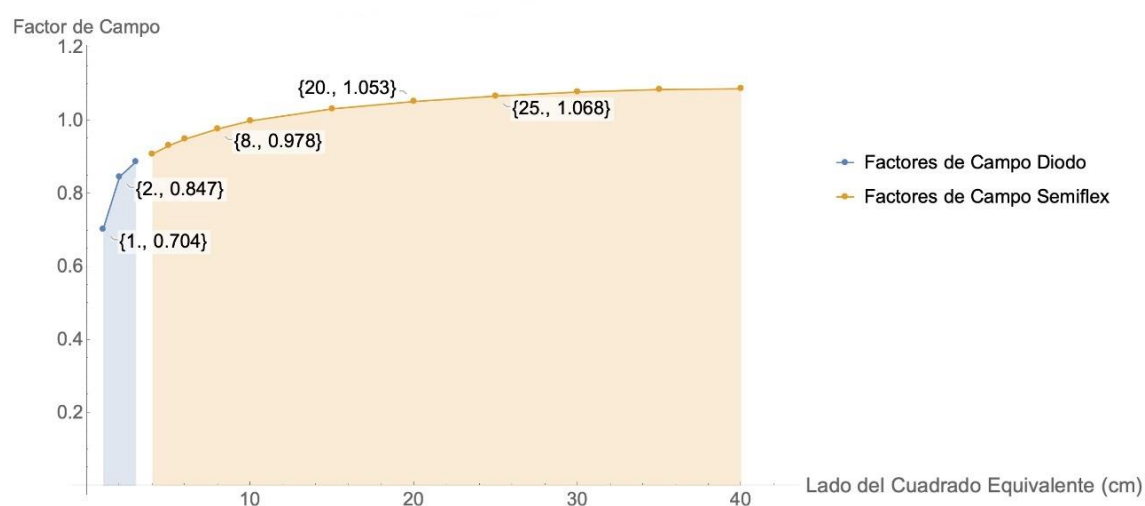
Como se puede apreciar en la tabla 26, el error es mayor conforme disminuimos el tamaño de campo; sin embargo, este comportamiento es esperado ya que a medida que el tamaño

de campo se reduce, la incertidumbre sobre nuestra medida es cada vez mayor (Akino et al., 2020) (i.e. errores de  $\pm 1$  mm en el tamaño de campo o en la posición del detector provocan cambios del  $\pm 1\%$  en el factor de campo para campos con tamaños  $\leq 15$  mm) (Charles et al., 2014). Dado que nuestros errores son menores al 1%, podemos considerar que la reproducibilidad de estos se encuentra dentro de la tolerancia establecida.

A continuación, se grafican los factores de campo tanto para campos pequeños como para campos extendidos.

### Figura 56

*Factores de campo para todos los tamaños de campo medidos*



*Nota:* D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

Seguidamente, se obtienen los valores de factores de campo conformados con el MLC y con las mandíbulas con la finalidad de realizar una comparación sobre el impacto dosimétrico de los factores de campo con distintos detectores.

**Tabla 27**

*Diferencia entre Factores de campo obtenidos para campos conformados por MLC o las mandíbulas para el detector Farmer y Semiflex*

Tamaño del campo de lado cuadrado (cm)	Farmer			Semiflex		
	MLC (nC)	Mandíbulas (nC)	Diferencia (%)	MLC (nC)	Mandíbulas (nC)	Diferencia (%)
0,5	0,099	0,056	43,420	0,248	0,158	36,335
1	0,380	0,244	35,872	0,716	0,545	23,849
1,5	0,563	0,478	15,216	0,819	0,783	4,403
2	0,740	0,658	11,077	0,866	0,841	2,820
2,5	0,833	0,788	5,399	0,877	0,867	1,156
3	0,881	0,854	3,114	0,897	0,885	1,381

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Tabla 28**

*Diferencia entre Factores de campo obtenidos para campos conformados por MLC o las mandíbulas para el detector Pinpoint 3D y el Diodo E*

Tamaño del campo de lado cuadrado (cm)	Pinpoint 3D			Diodo E		
	MLC (nC)	Mandíbulas (nC)	Diferencia (%)	MLC (nC)	Mandíbulas (nC)	Diferencia (%)
0,5	0,349	0,233	33,336	0,414	0,301	27,200
1	0,795	0,673	15,328	0,775	0,694	10,510
1,5	0,829	0,806	2,779	0,824	0,809	1,753
2	0,872	0,849	2,581	0,865	0,847	2,109
2,5	0,883	0,872	1,289	0,879	0,870	1,039
3	0,904	0,891	1,397	0,898	0,886	1,398

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Como se puede apreciar, existen diferencias significativas entre las lecturas obtenidas en la conformación del campo por el sistema de mandíbulas o las MLC, dependiendo del detector usado; estas diferencias también han sido descritas por diversos autores (Chow et al., 2005; Mohan et al., 2008; Sendani et al., 2019; Kehwar et al., 2006; Fogliata et al., 2016; Hoffman, 2009), donde muchos concuerdan en un aumento de errores para campos menores al  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  (Akino et al., 2018; Klein et al., 2010; Mamesa et al., 2020). La naturaleza de estos errores no solo se debe a la conformación del tamaño, sino también al detector utilizado, versión del algoritmo utilizada, distancia entre las mandíbulas y las hojas del MLC, entre otras.

El error obtenido es menor conforme el volumen sensible del detector disminuye, del mismo modo, conforme el tamaño de campo es menor, el error tiende a aumentar; además, podemos observar que el campo conformado con las MLC produce una respuesta mayor al campo conformado con las mandíbulas.

Este aumento puede deberse al espacio existente entre ambos sistemas de colimación, de modo que exista una mayor transmisión de fotones a través de las hojas o entre ellas. Como el sistema de MLC es un sistema terciario, hay un aumento de fotones dispersados dentro del cabezal, lo cual tiende a aumentar la señal en el detector.

Por otro lado, se comparan los resultados obtenidos con las demás cámaras con respecto al Diodo E para el campo conformado con las mandíbulas como con MLC en la Figura 57 y en la Tabla 29. A pesar de la recomendación del COP de no utilizar cámaras de ionización para las mediciones de campos pequeños, los datos demuestran que el error es de aproximadamente cercano al 1% para campos iguales o mayores al  $1,5 \times 1,5 \text{ cm}^2$  al utilizar la cámara de ionización Pinpoint 3D, independientemente de cómo se haya conformado el campo y de la sobre respuesta a la dispersión de Compton de baja energía (Martens et al., 2000).

**Tabla 29**

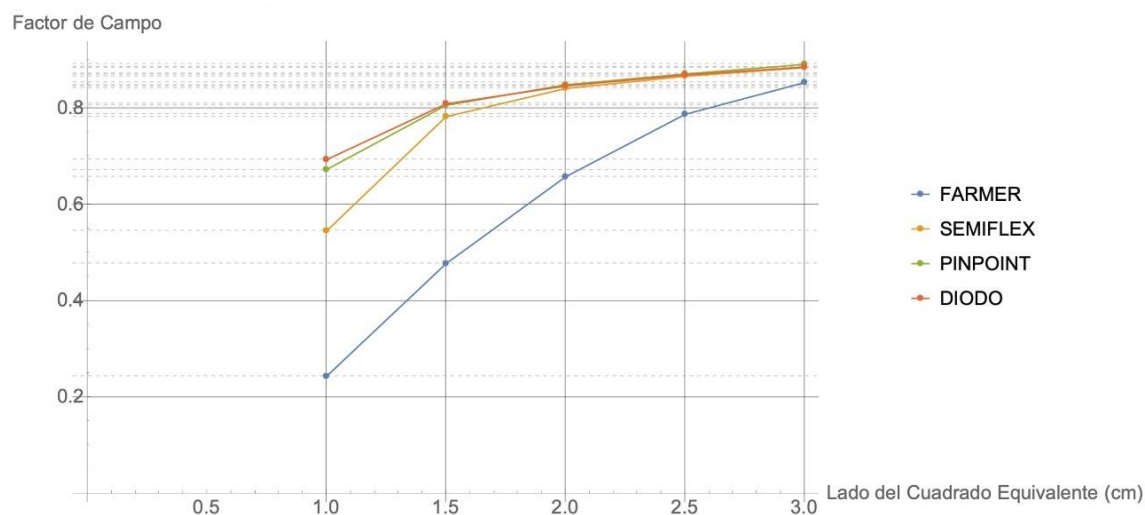
*Comparación relativa entre Factores de Campo con respecto al Diodo E*

Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	Error relativo (%) con respecto al Diodo E		
	Farmer	Semiflex	Pinpoint 3D
0.5 x 0.5	5,332	7,509	7,117
1 x 1	13,895	13,775	5,522
1.5 x 1.5	9,373	2,681	1,051
2 x 2	7,839	0,727	0,486
2.5 x 2.5	4,173	0,118	0,253
3 x 3	1,707	-0,017	-0,002
4 x 4	2,912	2,741	0,272

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Figura 57**

*Factores de campo para distintos detectores*



Nota: D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

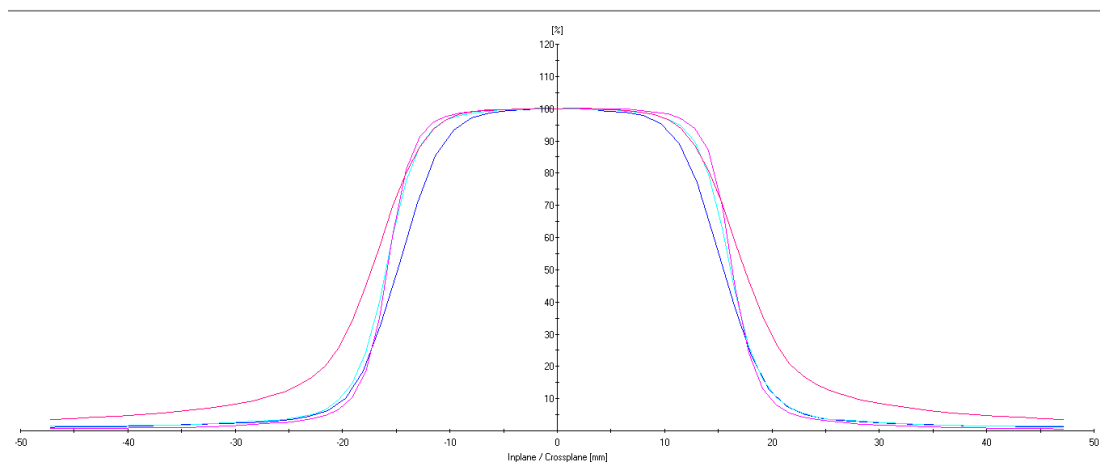
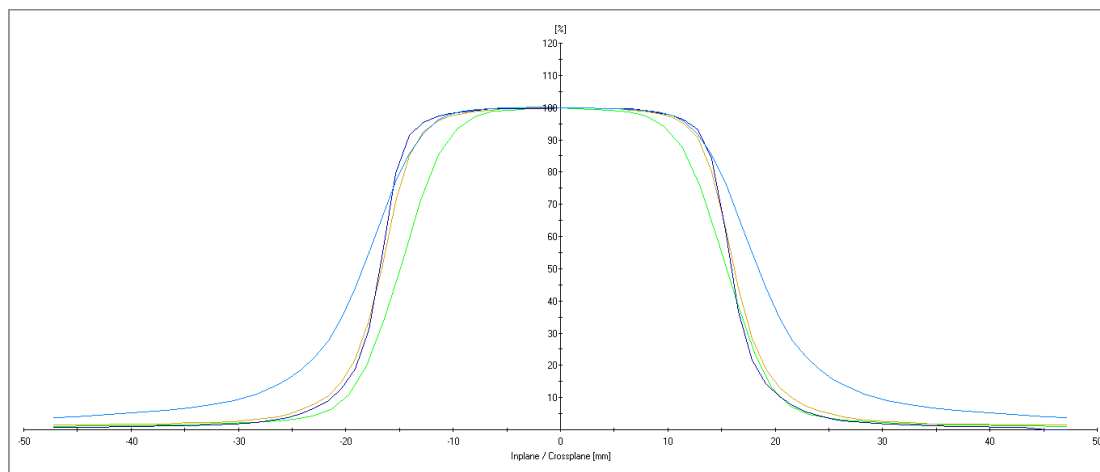
#### **5.4.2. Perfiles Inplane y Crossplane para campos pequeños**

A continuación, se presentan los perfiles Inplane y Crossplane para campos que van desde el 3 x 3 cm<sup>2</sup> hasta el 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup>, medidos con diferentes detectores, con un SSD = 100

cm y una profundidad de 5 cm.; del mismo modo, al final de cada gráfica, se presenta una tabla que resume los parámetros más importantes de cada perfil.

**Figura 58**

*El primer perfil corresponde al Crossplane mientras que el segundo al Inplane para un campo de 3 x 3 cm<sup>2</sup>*



Visible	Correction	Type	Modality	Energy [MV/MeV]	Field [cm x cm]	Depth [cm]	OffAxis [mm]	Wedge/App	upna	Comment	Accelerator	Block	Gantry [°]	Collimator [°]	Inplane 0 [mm]
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Semiflex	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Semiflex	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Pinpoint 3D	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input type="checkbox"/>		Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Pinpoint 3D	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Diado E	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input type="checkbox"/>		Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Diado E	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Farmer: Crossplane Profile	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	3.0 x 3.0	50.00	0.00	Open	Farmer	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 30**

Parámetros de los perfiles Crossplane e Inplane para el campo de 3 x 3 cm<sup>2</sup> con diferentes detectores

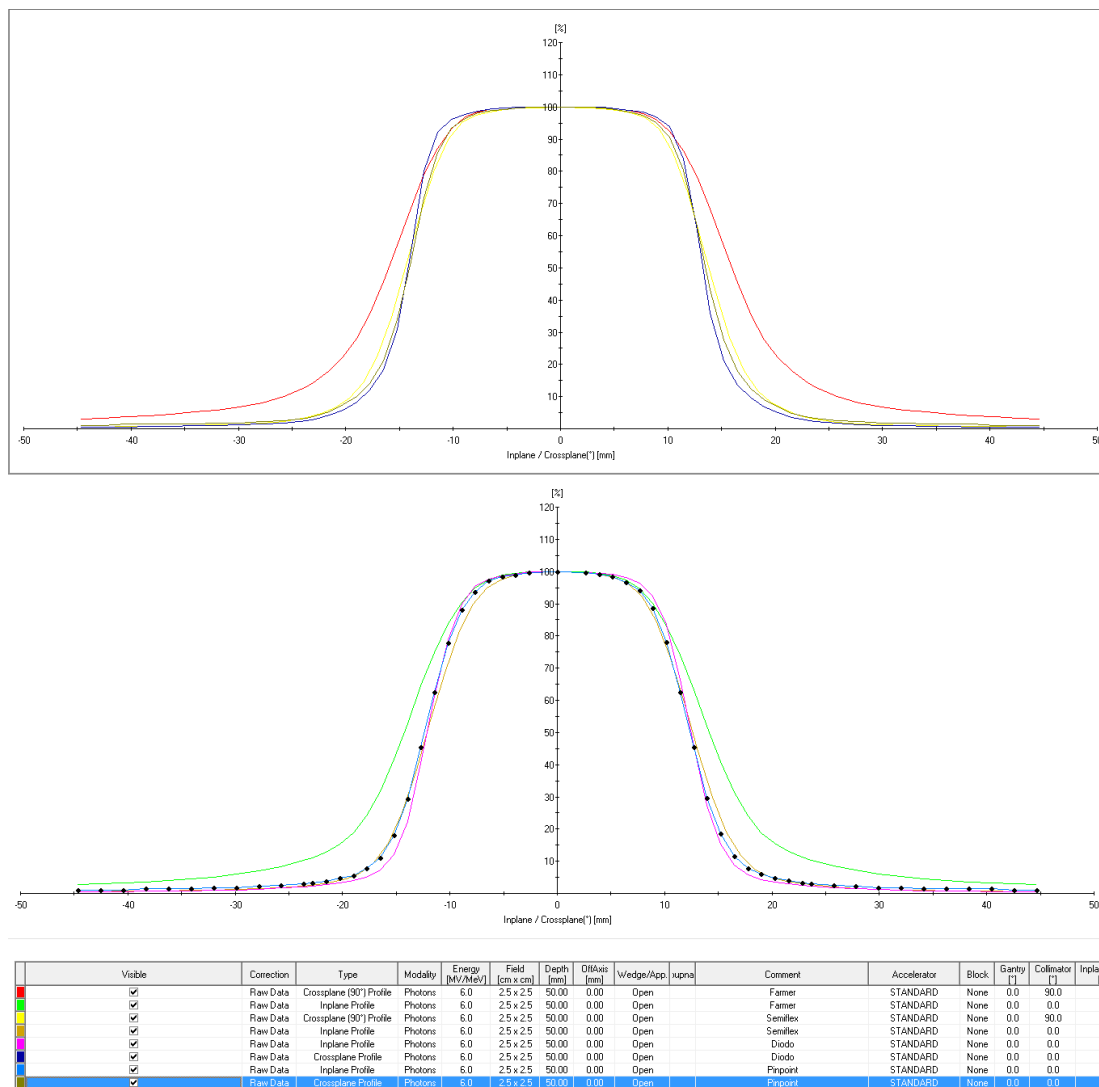
Tipo de detector	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
Farmer	7,60	7,76	10,32	0,44	8,82	8,82	10,62	0,35
Semiflex	5,95	5,98	10,57	0,81	6,06	6,24	11,32	1,84
Pinpoint 3D	4,63	4,59	6,03	0,66	4,92	4,89	5,83	1,02
Diodo E	3,59	3,72	4,22	0,68	3,70	3,83	3,68	0,57

Fuente: Elaboración propia, 2019.



**Figura 59**

*El primer perfil corresponde al Crossplane mientras que el segundo, al Inplane para un campo de  $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 31**

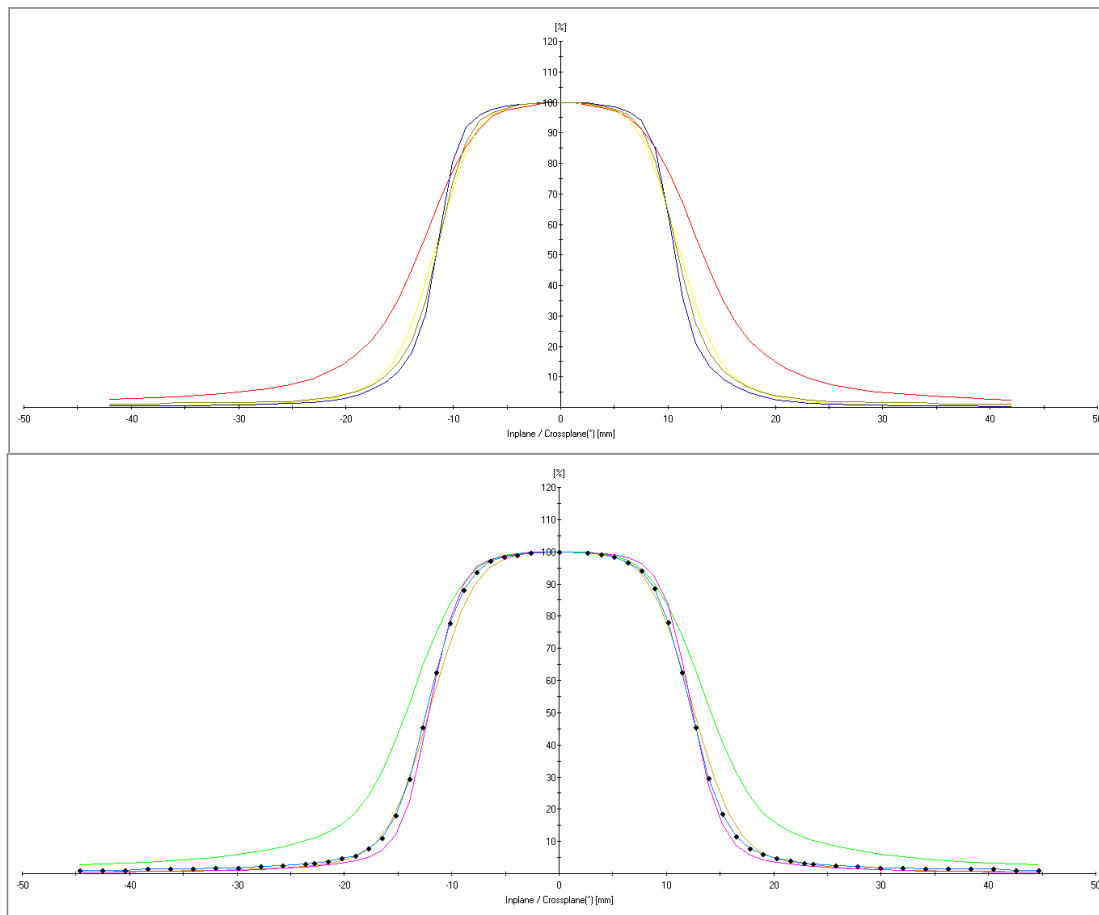
*Parámetros de los perfiles Crossplane e Inplane para el campo de 2.5 x 2.5 cm<sup>2</sup> con diferentes detectores*

Tipo de detector	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
Farmer	7,99	8,13	14,41	0,23	8,43	8,47	12,48	0,72
Semiflex	5,85	5,85	13,27	0,81	5,64	5,67	10,37	0,61
Pinpoint 3D	5,09	5,09	11,02	0,37	4,73	4,74	4,61	0,77
Diodo E	4,18	4,27	9,09	1,65	3,62	3,72	4,61	0,77

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Figura 60**

*El primer perfil corresponde al Crossplane mientras que el segundo, al Inplane para un campo de 2 x 2 cm<sup>2</sup>*



Visible	Correction	Type	Modality	Energy [MV/MeV]	Field [cm x cm]	Depth [cm]	Offset [cm]	Wedge/App	up/down	Comment	Accelerator	Block	Gantry [°]	Collimator [°]	Inplane 0 [mm]
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Crossplane (90°) Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open	Farmer	STANDARD	None	0.0	90.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open	Farmer	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Crossplane (90°) Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open	Semiflex	STANDARD	None	0.0	90.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open	Semiflex	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open	Diode	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Inplane Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open	Pinpoint	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>		Raw Data	Crossplane Profile	Photons	6.0	2.5 x 2.5	50.00	0.00	Open	Pinpoint	STANDARD	None	0.0	0.0	0.0

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 32**

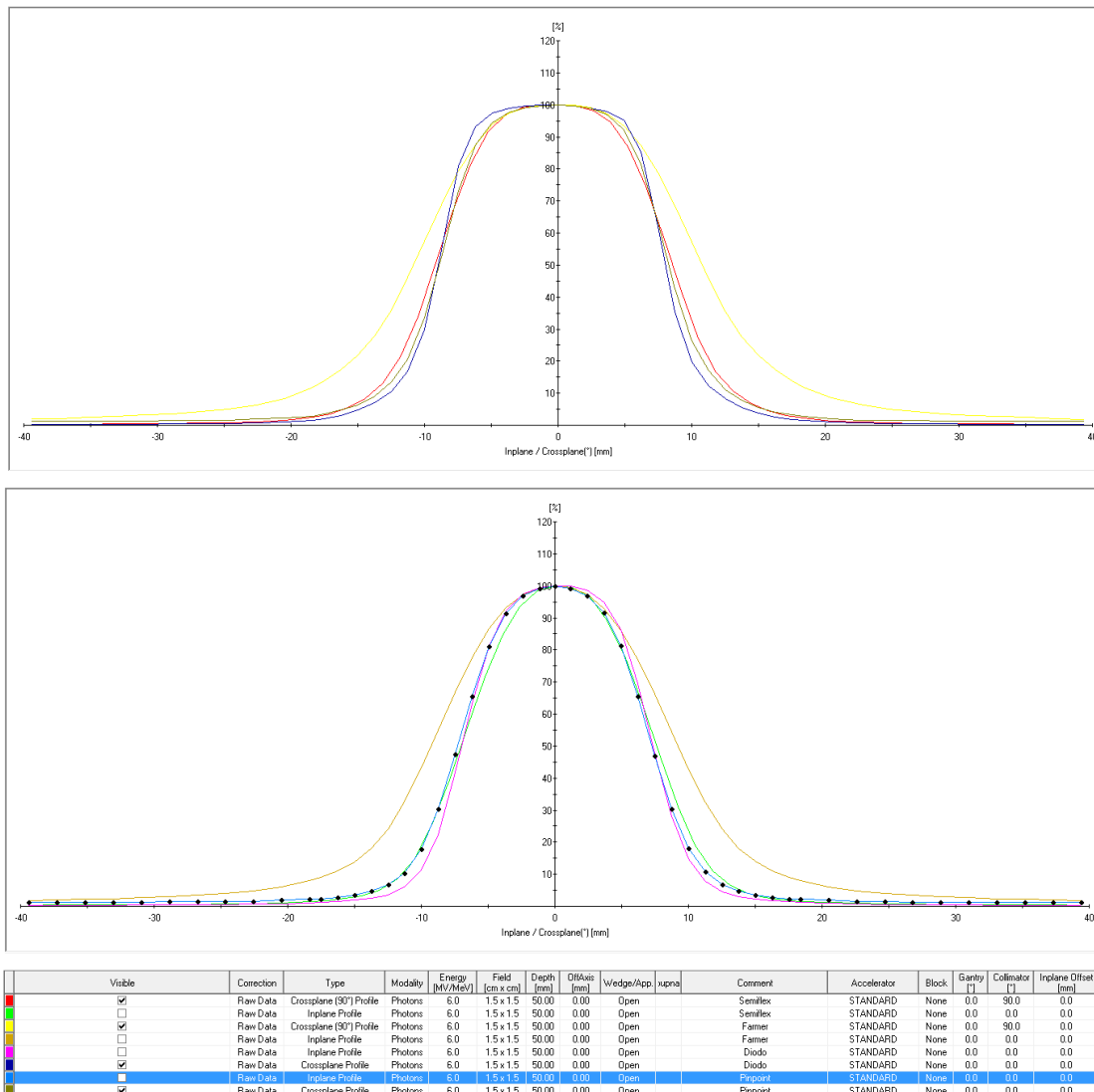
Parámetros de los perfiles Crossplane e Inplane para el campo de 2 x 2 cm<sup>2</sup> con diferentes detectores.

Tipo de detector	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
Farmer	7,25	7,25	15,52	0,29	8,54	8,56	15,79	0,41
Semiflex	5,24	5,30	13,76	0,94	5,55	5,59	13,17	0,77
Pinpoint 3D	4,46	4,40	10,71	0,63	4,70	4,68	10,22	1,02
Diodo E	3,51	3,49	8,10	2,49	3,56	3,67	7,05	0,95

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Figura 61**

*El primer perfil corresponde al Crossplane mientras que el segundo, al Inplane para un campo de 1.5 x 1.5 cm<sup>2</sup>*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 33**

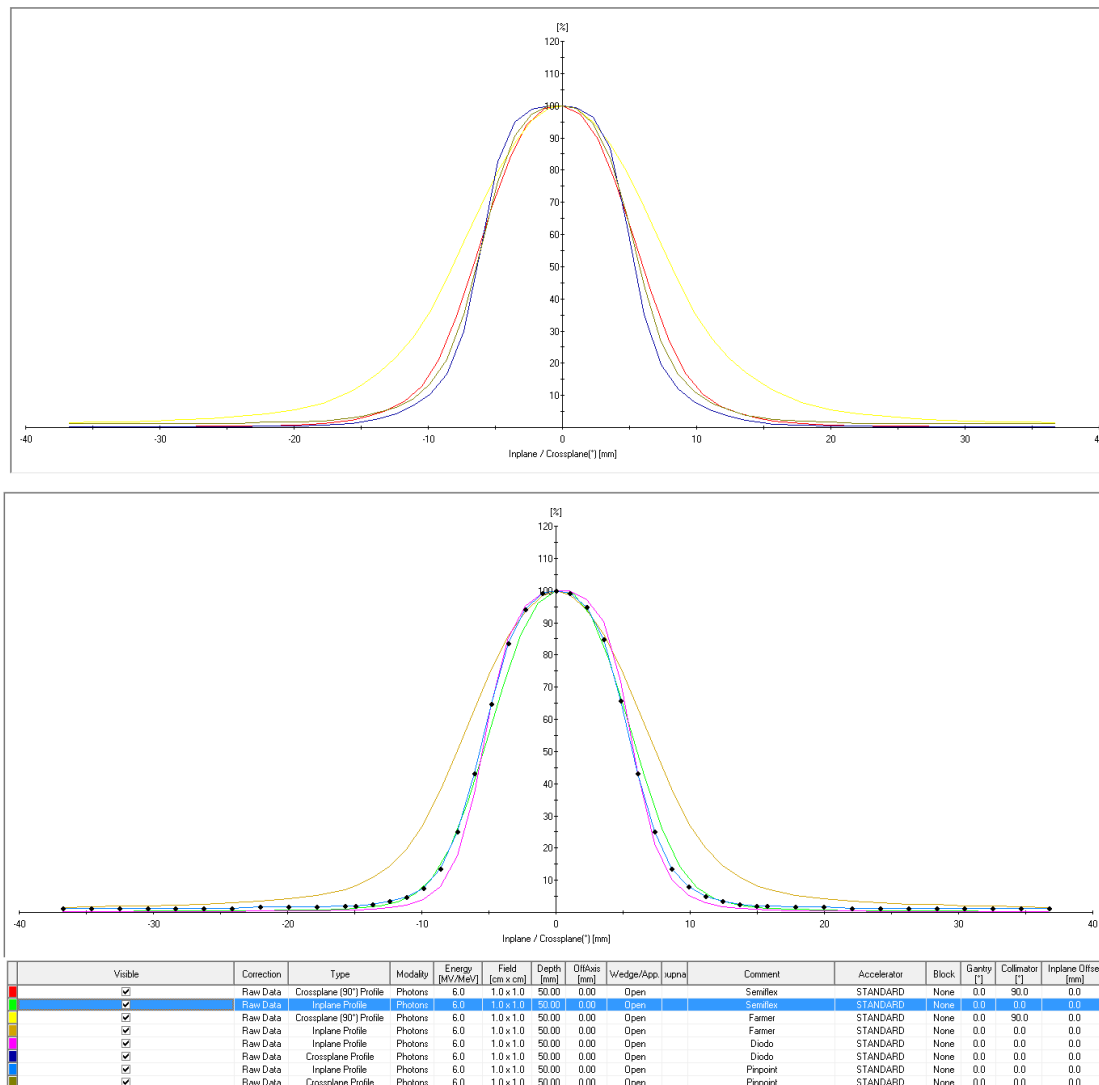
*Parámetros de los perfiles Crossplane e Inplane para el campo de 1.5 x 1.5 cm<sup>2</sup> con diferentes detectores*

Tipo de detector	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
Farmer	7,46	7,57	19,70	0,31	8,18	8,22	18,18	0,36
Semiflex	5,44	5,37	19,25	0,88	5,33	5,39	16,39	1,11
Pinpoint 3D	4,73	4,73	17,48	0,67	4,49	4,54	13,43	1,12
Diodo E	3,94	4,05	15,83	2,28	3,45	3,48	9,49	1,43

Fuente: Elaboración propia, 2019.

**Figura 62**

*El primer perfil corresponde al Crossplane mientras que el segundo, al Inplane para un campo de 1 x 1 cm<sup>2</sup>*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 34**

*Parámetros de los perfiles Crossplane e Inplane para el campo de 1 x 1 cm<sup>2</sup> con diferentes detectores*

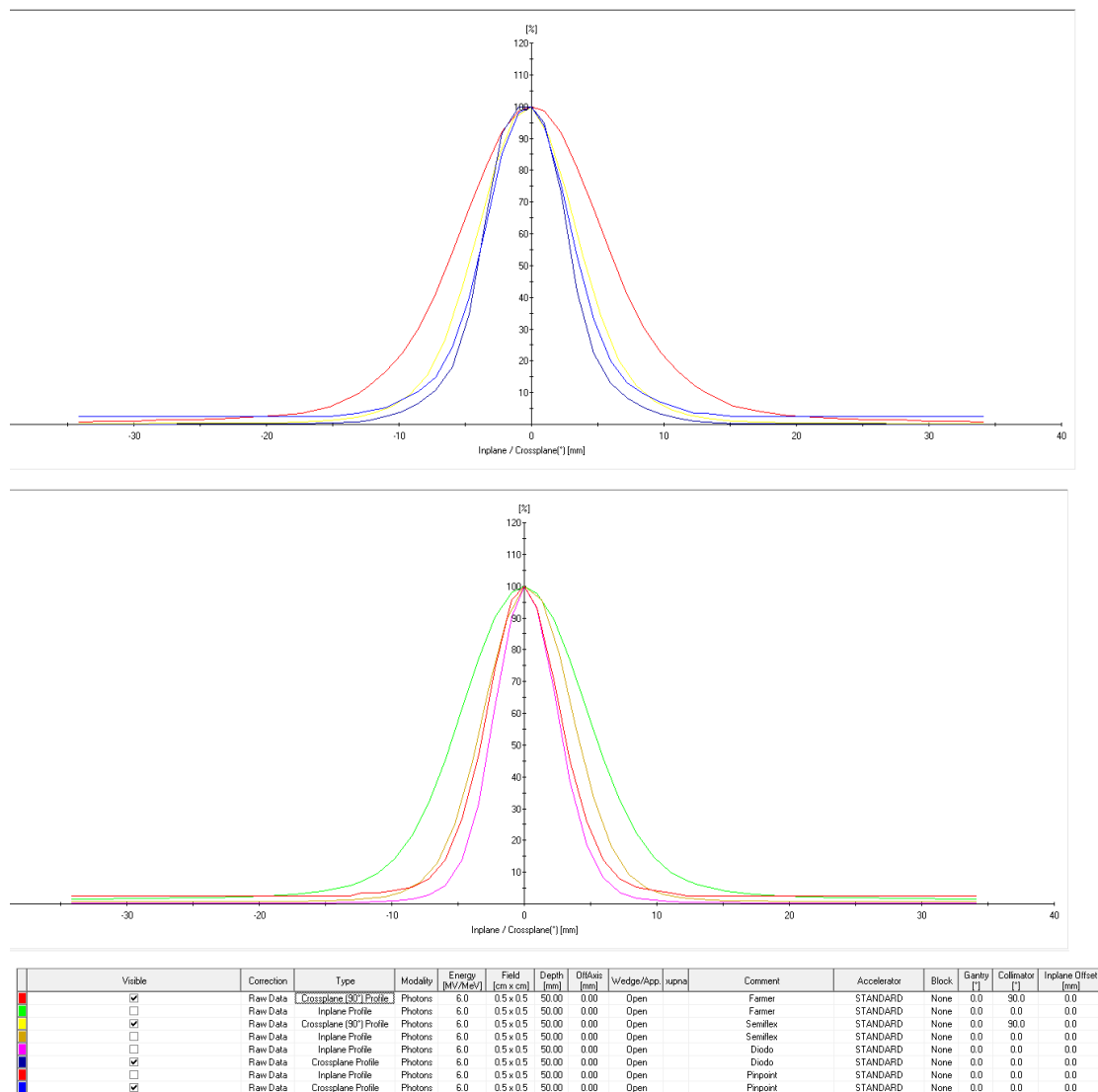
Tipo de detector	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
Farmer	6,79	6,78	21,30	0,42	8,08	8,12	21,44	0,17
Semiflex	4,74	4,72	20,64	0,96	5,11	5,17	20,25	0,85
Pinpoint 3D	4,10	4,02	18,41	1,15	4,30	4,34	17,68	1,08
Diodo E	3,29	3,23	16,10	1,15	3,33	3,39	14,89	1,66

Fuente: Elaboración propia, 2019.



**Figura 63**

El primer perfil corresponde al Crossplane mientras que el segundo, al Inplane para un campo de  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$



Nota: Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 35**

*Parámetros de los perfiles Crossplane e Inplane para el campo de 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup> con diferentes detectores*

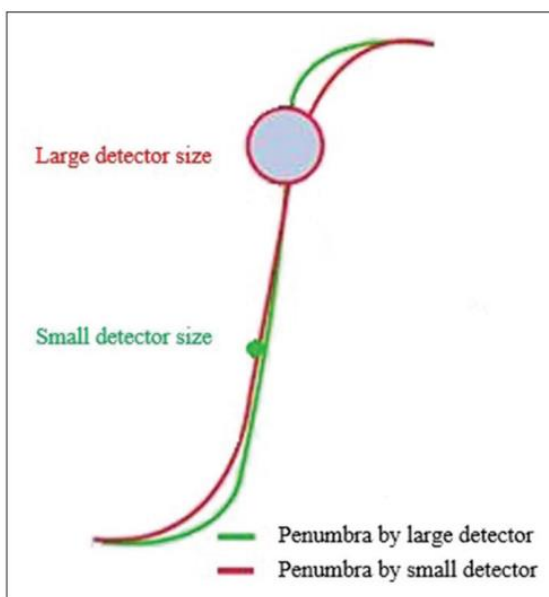
Tipo de detector	INPLANE				CROSSPLANE			
	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)	Penumbra Izquierda (mm)	Penumbra Derecha (mm)	Planitud (%)	Simetría (%)
Farmer	5,54	5,7	22,07	0,64	8,82	8,82	10,62	0,35
Semiflex	3,85	3,83	22,42	1,96	6,06	6,24	11,34	1,84
Pinpoint 3D	3,54	3,68	22,70	1,90	4,92	4,89	5,83	1,02
Diodo E	2,86	3,03	23,03	2,79	3,70	3,83	3,68	0,57

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Evaluando los perfiles obtenidos, podemos observar un mayor gradiente de dosis a medida que el tamaño del campo disminuye, esto se ve reflejado en el decrecimiento de la penumbra para ambos perfiles, sin importar el detector utilizado. Sin embargo, la medición del ancho de la penumbra depende fuertemente del tipo de detector utilizado y de su resolución espacial; los resultados obtenidos concuerdan con los datos obtenidos por otros autores (Keivan et al., 2018).

**Figura 64**

*Efecto producido por el "volume averaging" dependiendo del detector utilizado*



*Nota:* Parwaie et al. (2018).

Como podemos apreciar en la Figura 64, dependiendo del tamaño del detector utilizado y del volumen sensible que este tenga, este tiende a ensanchar la penumbra y a sobreestimar la dosis fuera del borde del campo; lo cual, produce inexactitudes cuando se estiman las dosis a los órganos de riesgos aledaños.

Comparando el promedio de todas las penumbras izquierdas y derechas para todas las cámaras de ionización, tanto para los perfiles Inplane y Crossplane, observamos que la diferencia tiende a ser cada vez menor (0.06 mm para la cámara de ionización Farmer, 0.04 mm para cámara tipo Semiflex y -0.002 mm para la Pinpoint 3D).

Sin embargo, la mayor diferencia se dio para el Diodo E, la cual obtuvo una diferencia promedio de 0.07 mm; del mismo modo, también se notó una diferencia al comparar entre las penumbras de los perfiles medidos, siendo en promedio mayor en Crossplane que en Inplane. Esta diferencia puede haber sido causada por la dependencia angular que cada detector presenta (Brahme, 1985; Feldman y Orion, 2016).

**Tabla 36**

*Resultados del FWHM obtenido para Inplane y Crossplane para campos pequeños con distintos detectores*

Tipo de detector	Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	FWHM Inplane (cm)	FWHM Crossplane (cm)
Farmer	3 x 3	3,481	3,684
Semiflex		3,037	3,041
Pinpoint 3D		3,210	3,287
Diodo E		3,215	3,278
Farmer	2,5 x 2,5	2,845	3,198
Semiflex		2,474	2,826
Pinpoint 3D		2,475	2,762
Diodo E		2,458	2,749
Farmer	2 x 2	2,436	2,660
Semiflex		2,151	2,302
Pinpoint 3D		2,164	2,250
Diodo E		2,165	2,224
Farmer	1,5 x 1,5	1,843	2,159
Semiflex		1,463	1,775
Pinpoint 3D		1,452	1,715
Diodo E		1,428	1,697
Farmer	1 x 1	1,482	1,632
Semiflex		1,148	1,269
Pinpoint 3D		1,140	1,218
Diodo E		1,129	1,177
Farmer	0,5 x 0,5	1,125	1,276
Semiflex		0,794	0,896
Pinpoint 3D		0,655	0,784
Diodo E		0,570	0,721

Elaboración propia, 2019.

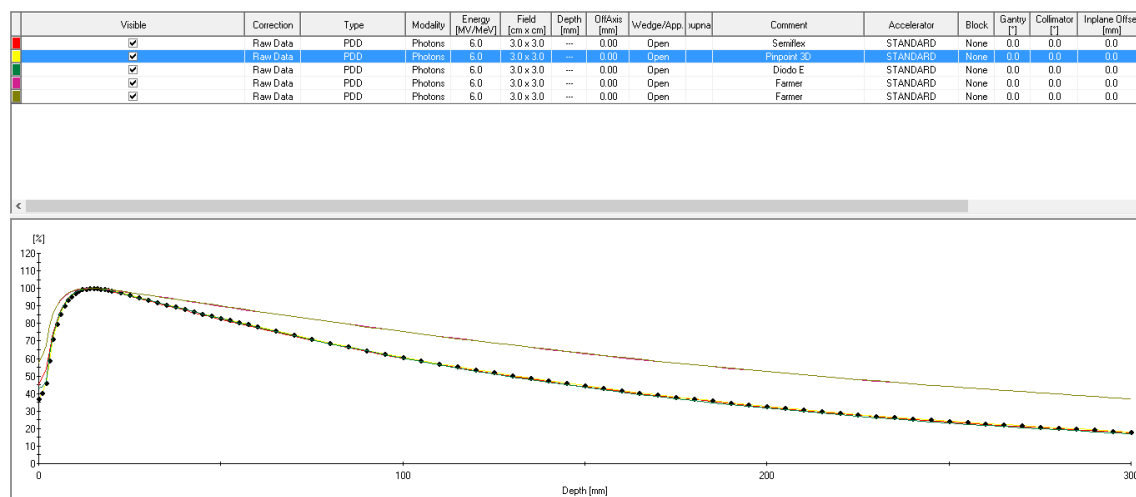
Asimismo, obtuvimos un mayor tamaño de campo, caracterizado por el FWHM, cuando medimos los perfiles de modo Crossplane en comparación con los perfiles obtenidos de modo Inplane; estas diferencias en otros apartados.

### 5.4.3. PDD para campos pequeños

Seguidamente, se presentan los PDD para campos pequeños con diferentes detectores utilizados (estos fueron los mismos que se utilizaron a lo largo de las mediciones para campos pequeños). Los tamaños de campo medidos van desde el  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  hasta  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

**Figura 65**

*PDDs para un campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  medido con distintos detectores*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 37**

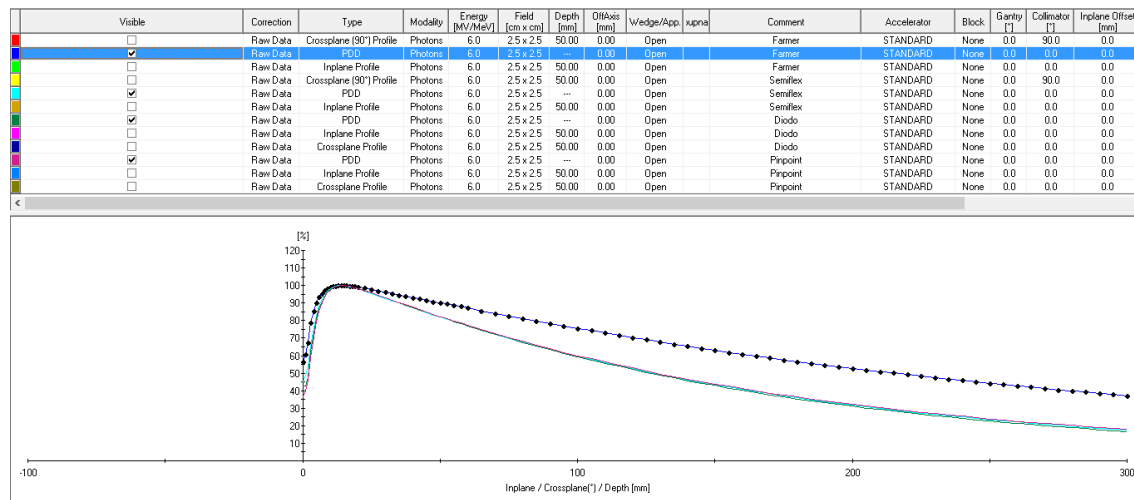
*Datos de PDDs para un campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  medido con distintos detectores*

Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	Tipo de detector	R100 (mm)	R80 (mm)	R50 (mm)	Q <sub>i</sub>
3 x 3	Farmer	14,99	83,17	213,57	0,8223
	Semiflex	14,10	54,94	129,09	0,6196
	Pinpoint	15,00	56,38	131,50	0,6208
	Diodo	14,98	55,66	128,59	0,6069

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

Figura 66

PDDs para un campo de  $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$  medido con distintos detectores



Nota: Elaborado a partir del programa Mephysto®.

Tabla 38

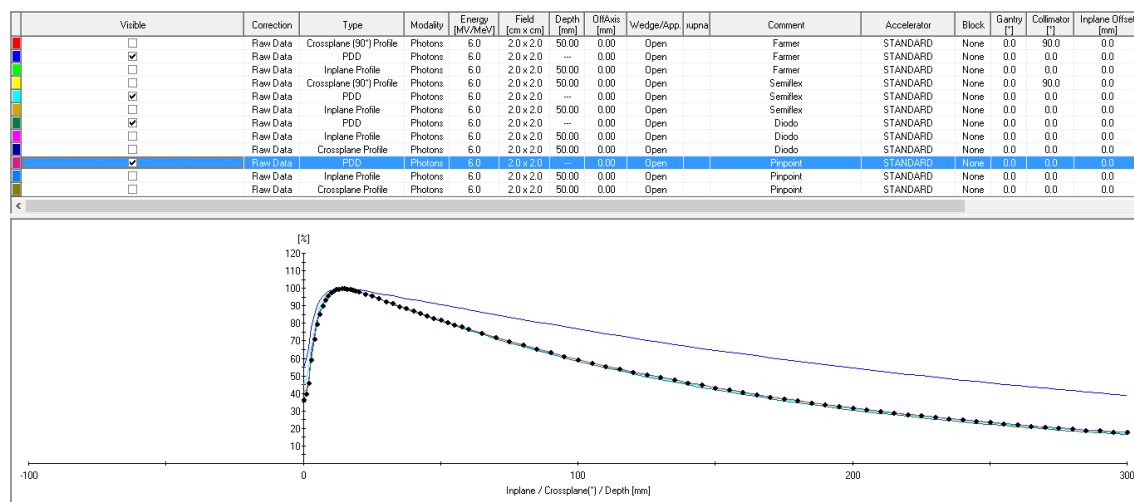
Datos de PDDs para un campo de  $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$  medido con distintos detectores

Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	Tipo de detector	R100 (mm)	R80 (mm)	R50 (mm)	Qi
2,5 x 2,5	Farmer	15,00	83,96	215,31	0,8236
	Semiflex	14,00	53,95	127,50	0,6163
	Pinpoint	14,98	54,63	128,50	0,6188
	Diodo	14,01	53,95	126,39	0,6041

Nota: Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Figura 67**

*PDDs para un campo de 2 x 2 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 39**

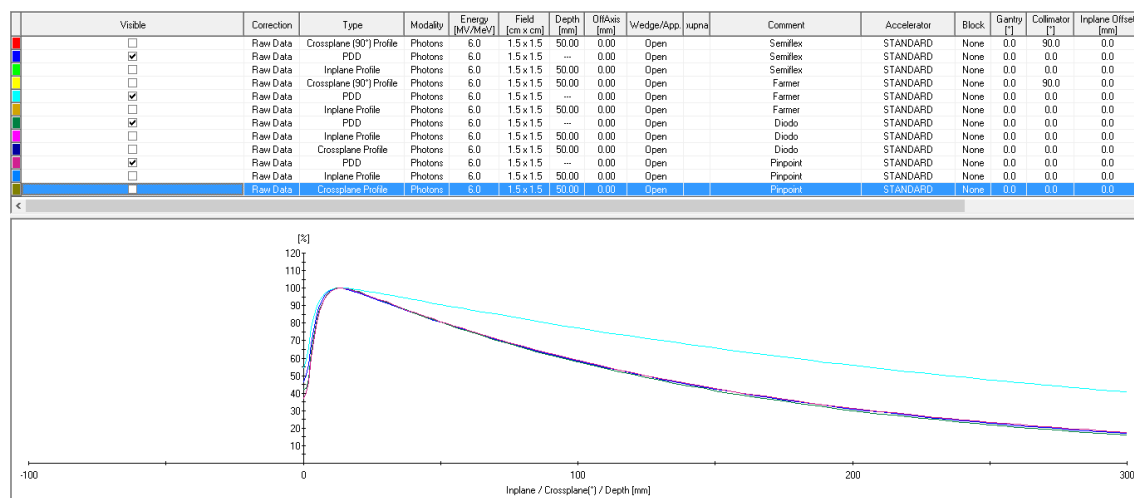
Datos de PDDs para un campo de 2 x 2 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores

Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	Tipo de detector	R100 (mm)	R80 (mm)	R50 (mm)	Qi
2 x 2	Farmer	14,01	87,90	225,38	0,8388
	Semiflex	14,00	52,98	125,96	0,6145
	Pinpoint	14,98	53,75	127,50	0,6162
	Diode	14,00	52,47	123,65	0,6017

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Figura 68**

*PDDs para un campo de 1.5 x 1.5 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 40**

*Datos del PDDs para un campo de 1.5 x 1.5 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores*

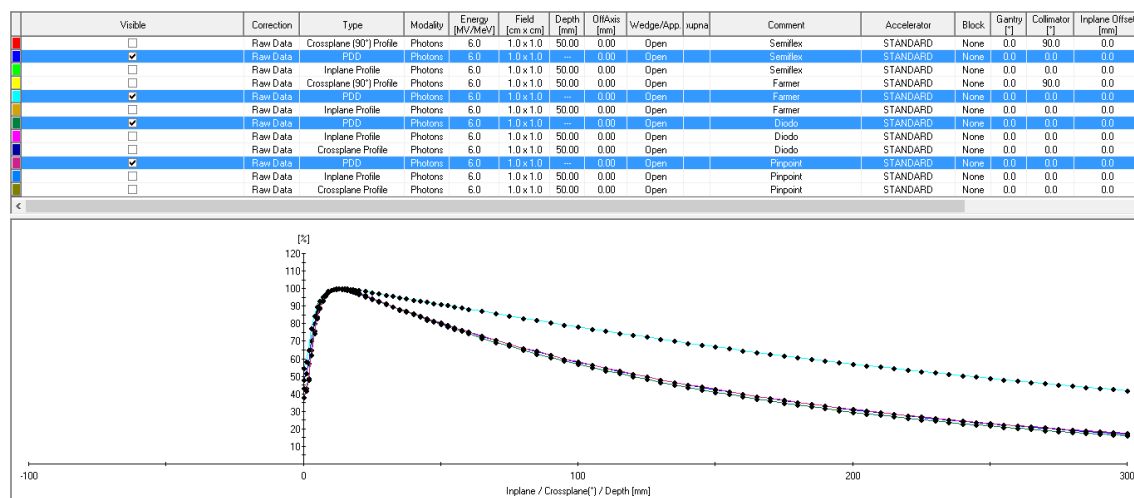
Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	Tipo de detector	R100 (mm)	R80 (mm)	R50 (mm)	Qi
1,5 x 1,5	Farmer	14,00	89,30	234,50	0,8569
	Semiflex	13,01	50,99	123,84	0,6143
	Pinpoint	13,99	52,00	125,00	0,6185
	Diode	13,00	51,07	121,76	0,5999

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.



Figura 69

*PDDs para un campo de 1 x 1 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

Tabla 41

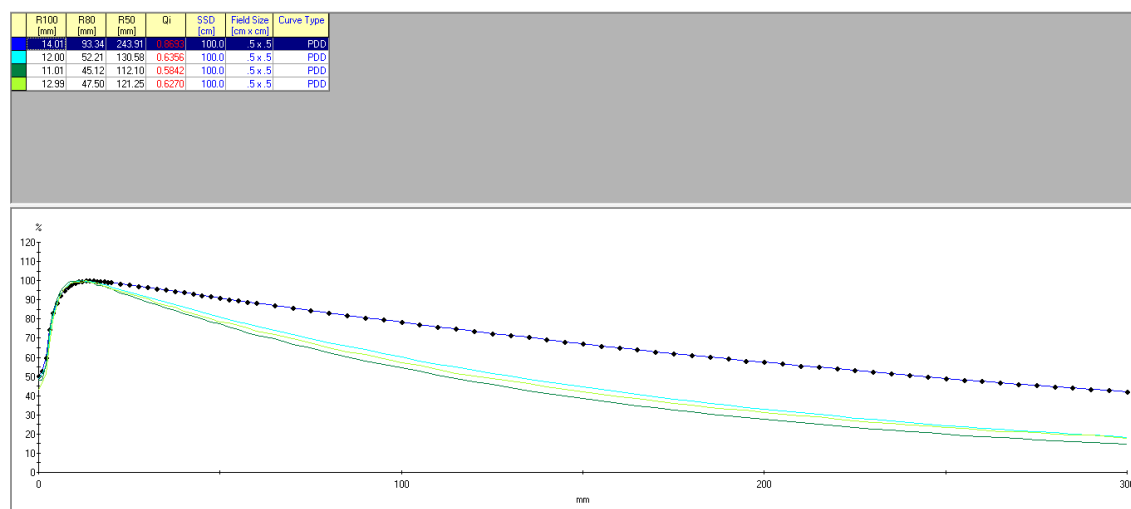
*Datos del PDDs para un campo de 1 x 1 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores*

Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	Tipo de detector	R100 (mm)	R80 (mm)	R50 (mm)	Qi
1 x 1	Farmer	14,01	92,42	242,81	0,8654
	Semiflex	12,01	50,21	123,68	0,6169
	Pinpoint	13,98	51,13	124,00	0,6217
	Diode	13,98	49,28	119,46	0,5987

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Figura 70**

*PDDs para un campo de 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores*



*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

**Tabla 42**

*Datos del PDDs para un campo de 0.5 x 0.5 cm<sup>2</sup> medido con distintos detectores*

Tamaño del campo (cm <sup>2</sup> )	Tipo de detector	R100 (mm)	R80 (mm)	R50 (mm)	Qi
0,5 x 0,5	Farmer	14,01	93,34	243,91	0,8693
	Semiflex	12,99	47,50	121,25	0,6270
	Pinpoint	12,00	52,21	130,58	0,6356
	Diodo	11,01	45,12	112,10	0,5842

*Nota:* Elaborado a partir del programa Mephysto®.

Como se muestra en los gráficos expuestos, las curvas para los detectores Semiflex, Pinpoint y Diodo E son prácticamente iguales para campos mayores a 2 x 2 cm<sup>2</sup>, excepto en las mediciones superficiales; conforme aumentamos el tamaño de campo, la señal que obtenemos es mayor, debido a una mayor contribución de fotones dispersados y electrones contaminantes.

Del mismo modo, a medida que disminuimos en profundidad, la dispersión que ocurre dentro del fantoma será captada más fácilmente dependiendo del tamaño de nuestro

instrumento de medición. El único detector cuyo comportamiento en las gráficas es esencialmente distinto es la cámara de ionización tipo Farmer, el cual debe su diferencia al tamaño del detector con respecto al tamaño del campo.

Por otro lado, la posición del valor máximo de dosis no difiere en 1 mm para campos mayores al  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ ; comparando la cámara de ionización Pinpoint 3D con el Diodo E, notamos que el valor del máximo de dosis no varía en más de 1 mm independiente del tamaño del campo. Sin embargo, la cámara de ionización tipo Semiflex presenta las mediciones más parecidas al Diodo en comparación con todas las demás cámaras.

### **5.5. Pruebas realizadas según el TECDOC-1540**

A continuación, se presentan los resultados obtenidos de las pruebas descritas en el TECDOC-1540 (ver sección 4.3 para una descripción más detallada acerca de cada prueba realizada). Los datos crudos de cada prueba se encuentran en el Apéndice B, así como las condiciones ambientales, SSD, tamaño del campo, polaridad utilizada, factor de calibración y cámara de ionización utilizada.

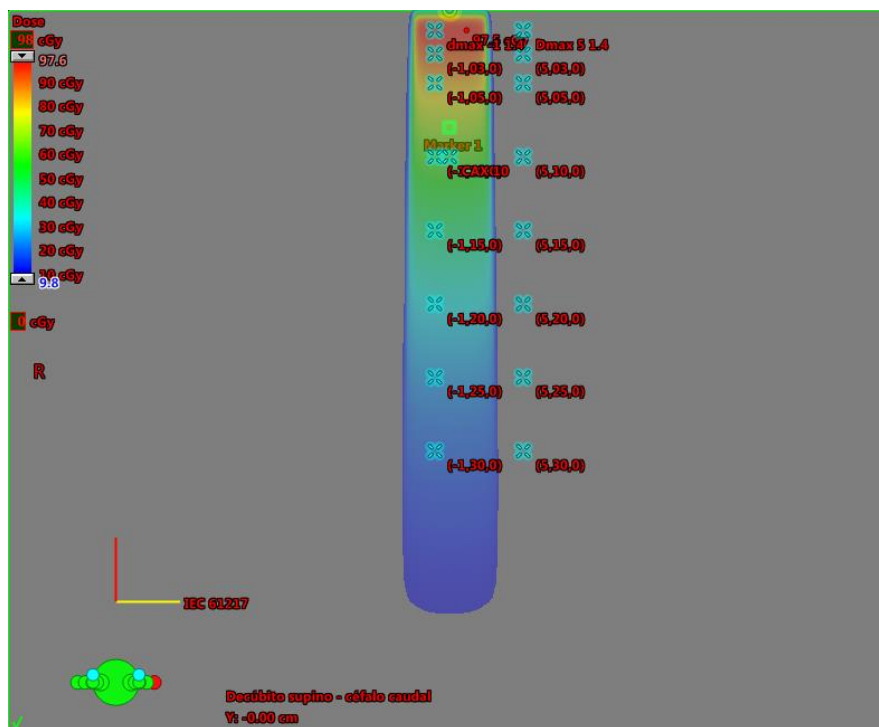
Del mismo modo, se incluye información acerca de la prueba realizada en el título, las tolerancias y tipo de evaluación para cada una de las pruebas se encuentran en la tabla 9. En cada prueba realizada, se agrega una imagen del TPS donde se encuentran los puntos de medición y las dosis representadas como un gradiente de colores; en la segunda Figura, se agregan los valores porcentuales de error según la evaluación y tolerancia utilizada.

A pesar de que en la prueba #4 se realiza solo para una sola cuña de  $60^\circ$ , se realizaron las mediciones con todas las cuñas físicas que hay en el servicio. Del mismo modo, se repitió la prueba utilizando todas las cuñas dinámicas posibles; finalmente, se evaluaron los mismos puntos para un campo de tamaño  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en vez del  $9 \times 9 \text{ cm}^2$  recomendado.

### 5.5.1. Esquemas de las pruebas realizadas según el TECDOC -1540

**Figura 71**

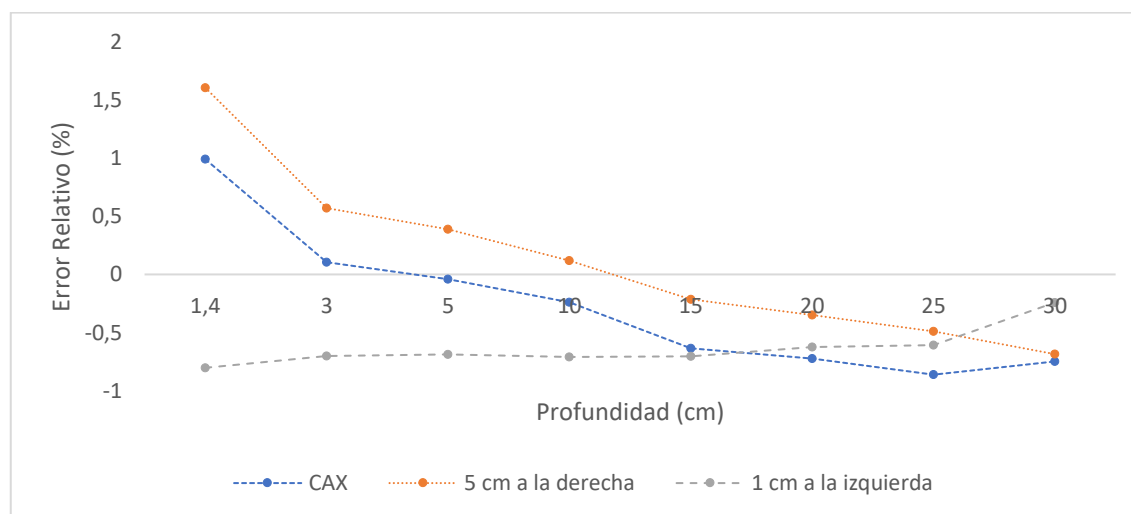
Esquema de distribución de dosis de la Prueba 1.a, campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$



Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 72**

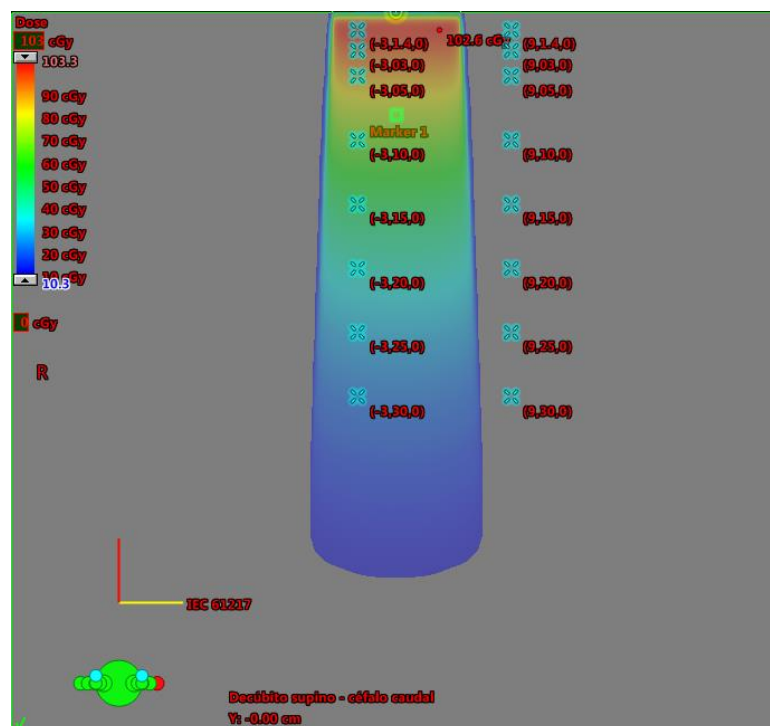
Resultados gráficos de la Prueba 1.a



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 73**

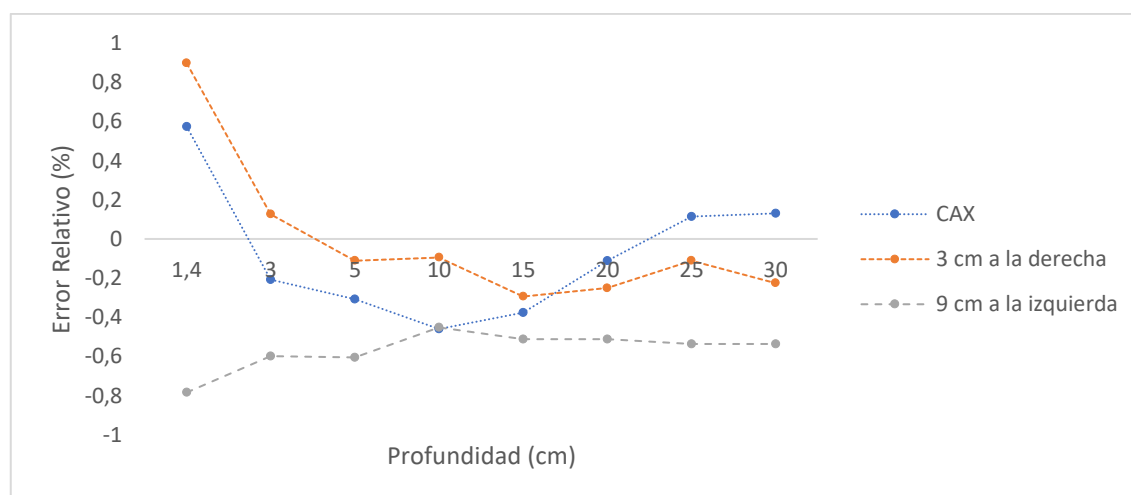
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 1.b, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 74**

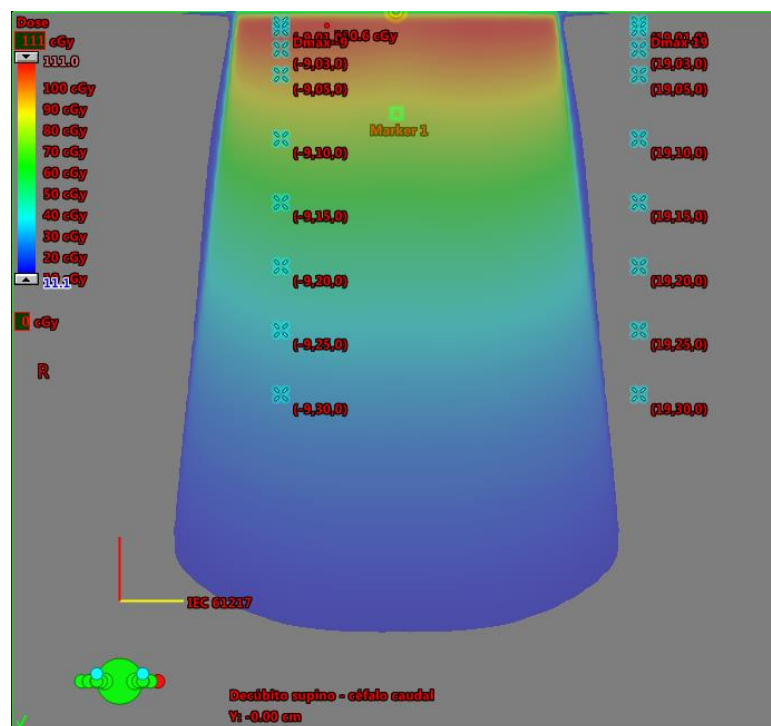
*Resultados gráficos de la Prueba 1.b*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 75**

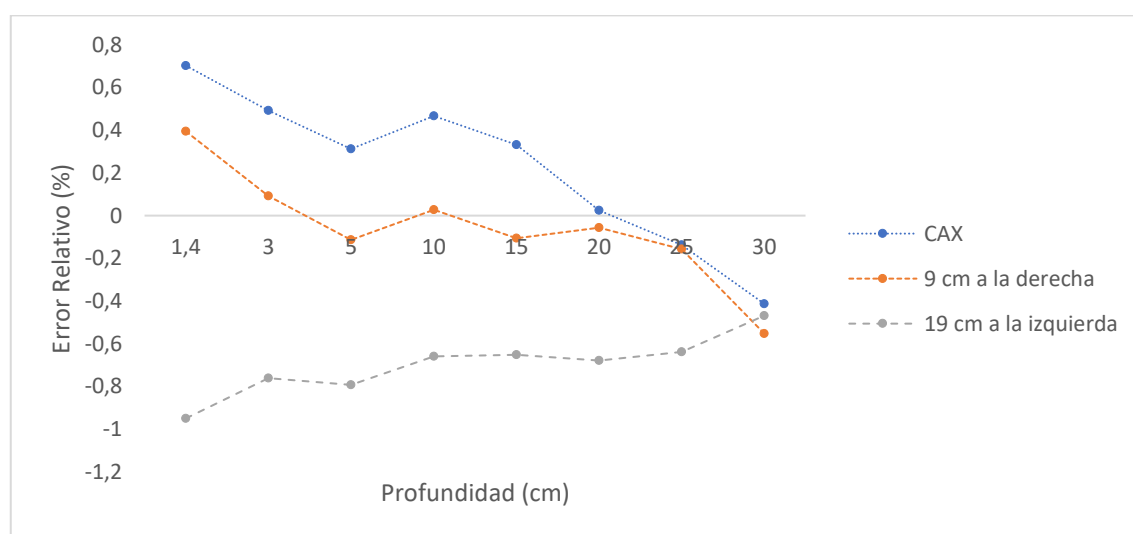
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 1.c, campo 25 x 25 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 76**

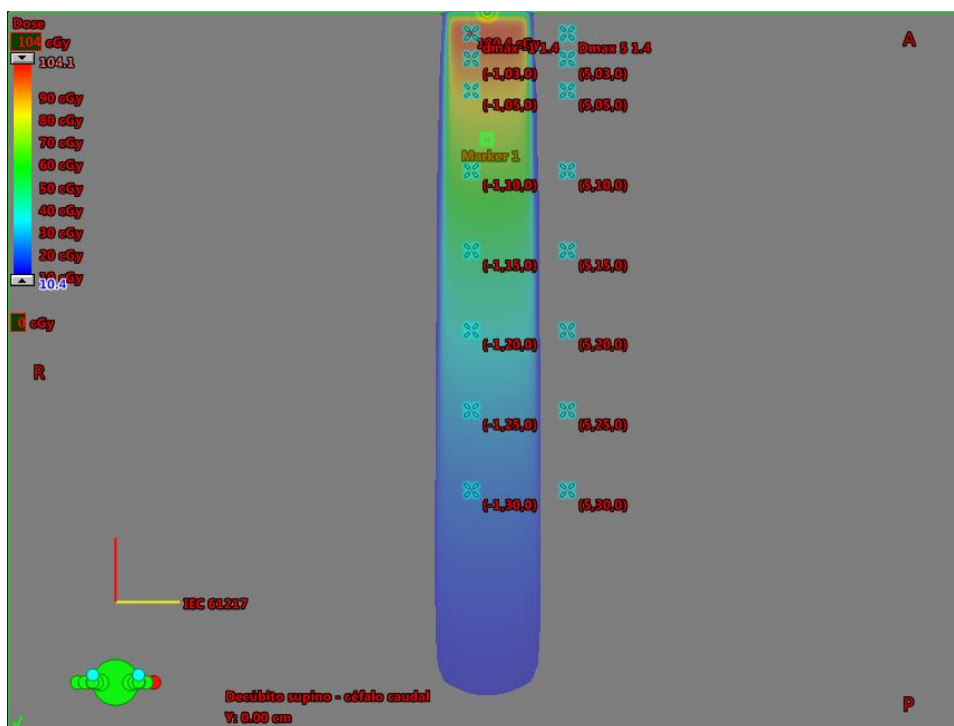
*Resultados gráficos de la Prueba 1.c*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 77**

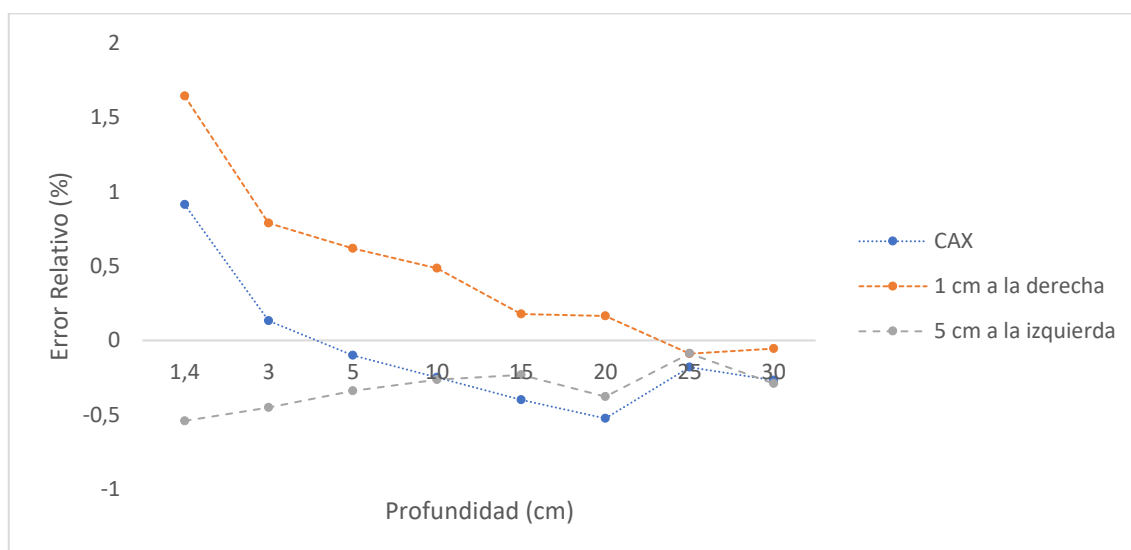
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 2.a, campo 5 x 25 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 78**

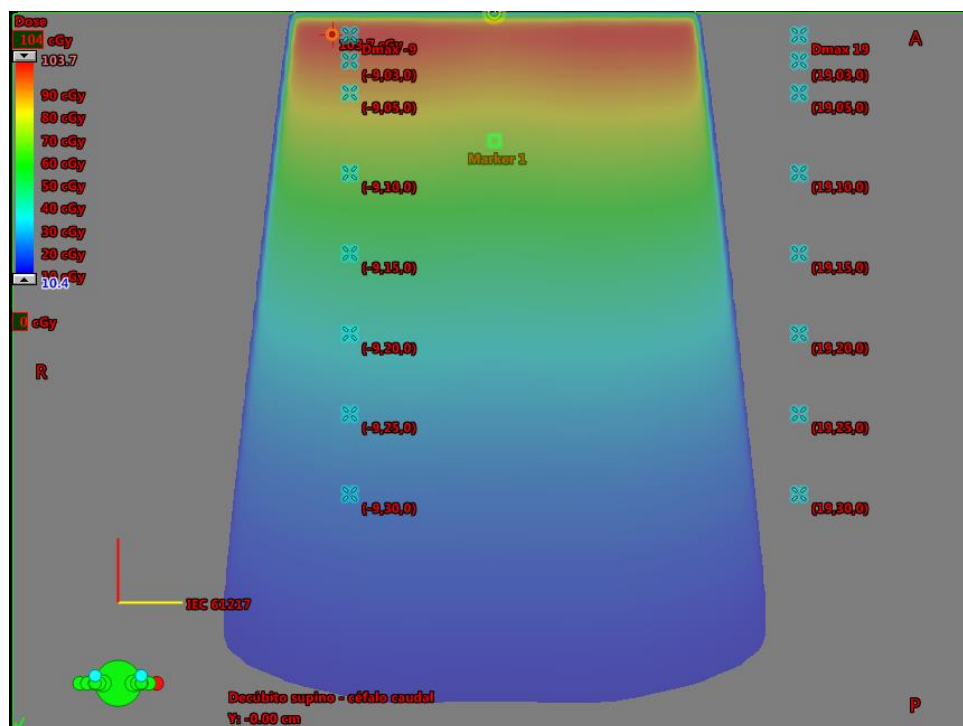
*Resultados gráficos de la Prueba 2.a*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

Figura 79

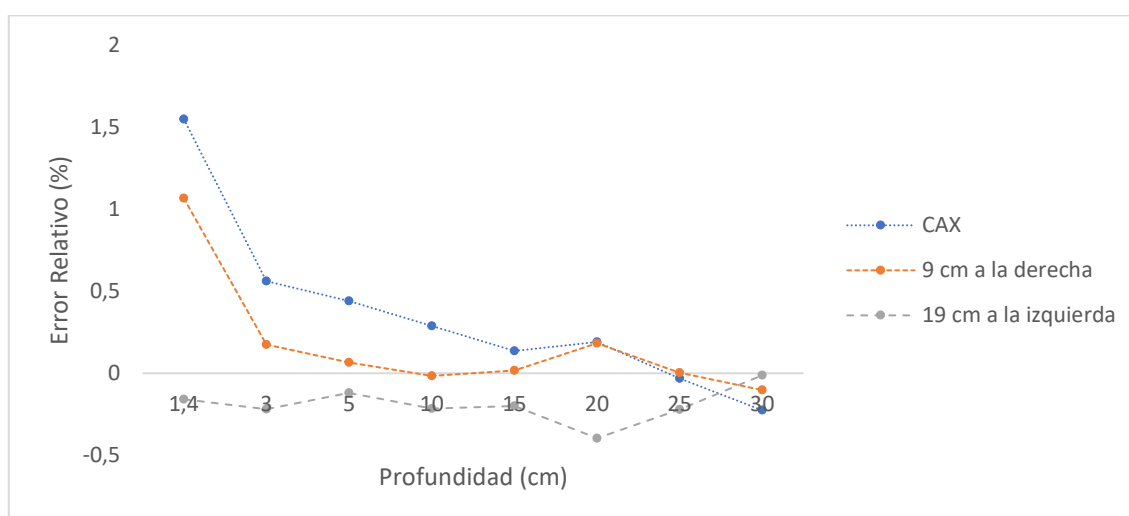
Esquema de distribución de dosis de la Prueba 2.b, campo  $25 \times 5 \text{ cm}^2$  y  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$



Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

Figura 80

Resultados gráficos de la Prueba 2.b

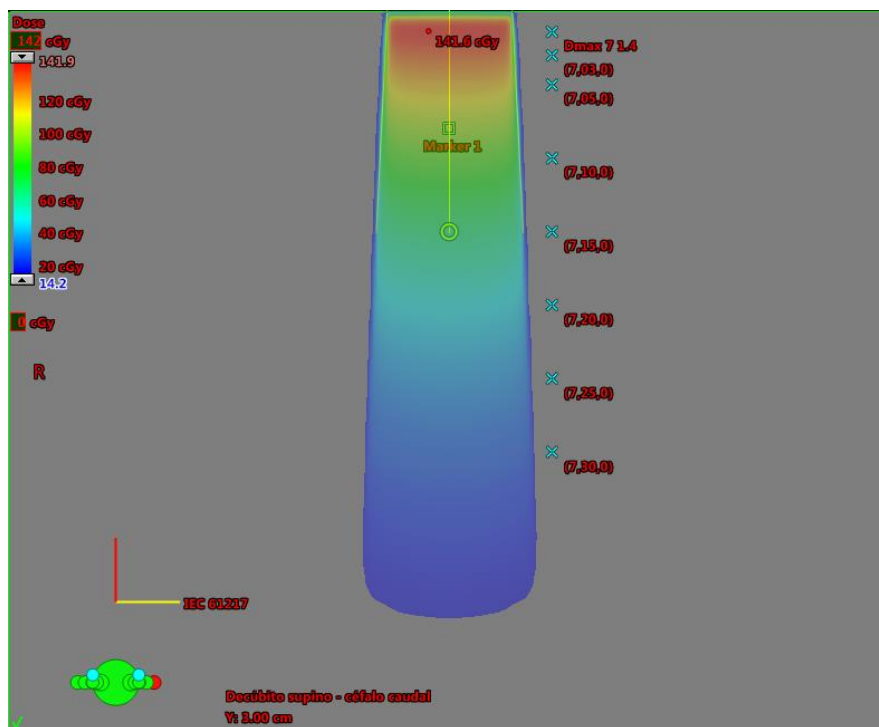


Fuente: Elaboración propia, 2020.



**Figura 81**

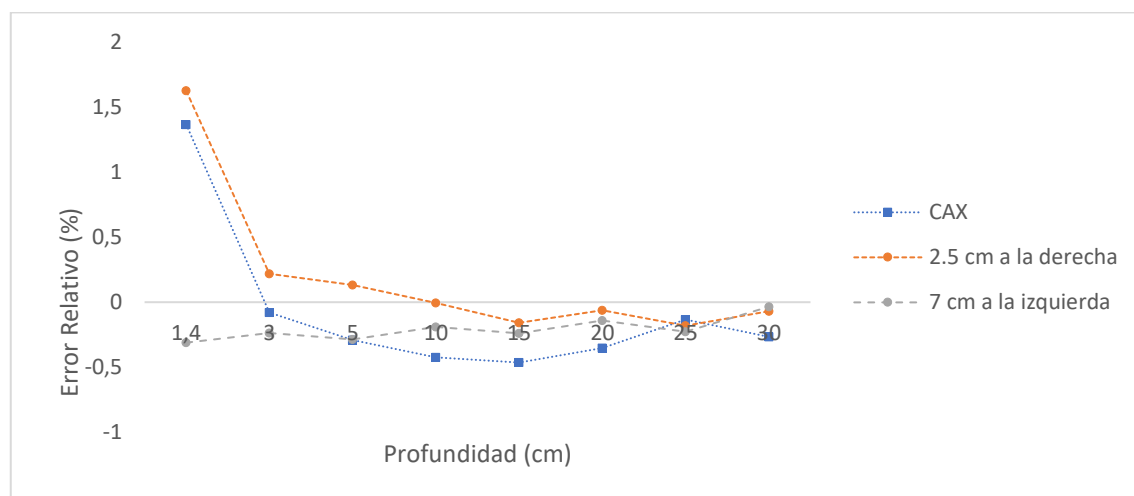
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 3, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup> y SSD = 85 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 82**

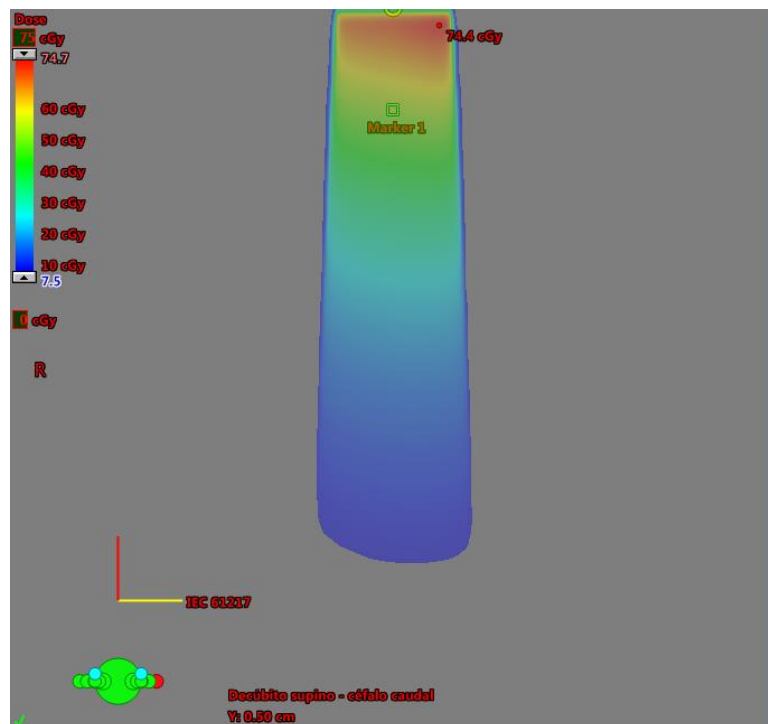
*Resultados gráficos de la Prueba 3*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 83**

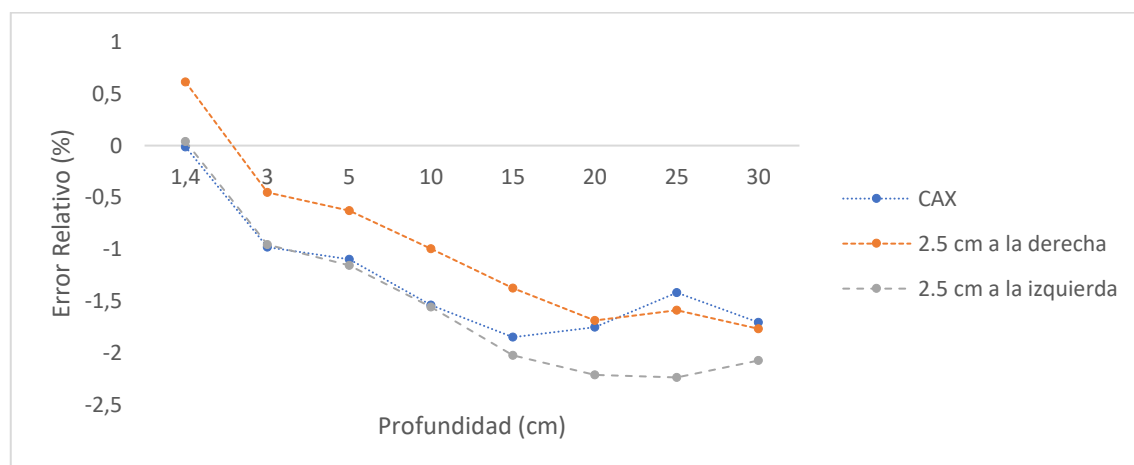
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña física 15 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 84**

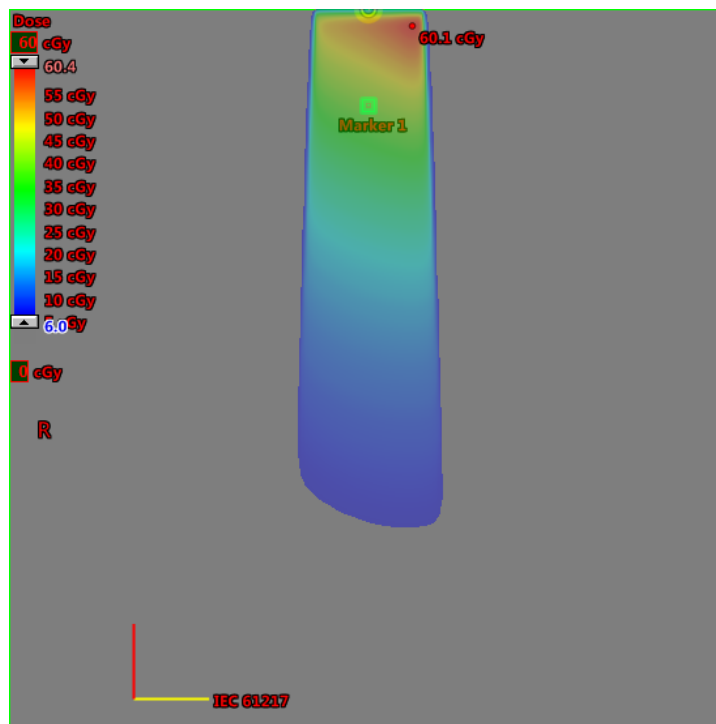
*Resultados gráfic@s de la Prueba 4, cuña física 15 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 85**

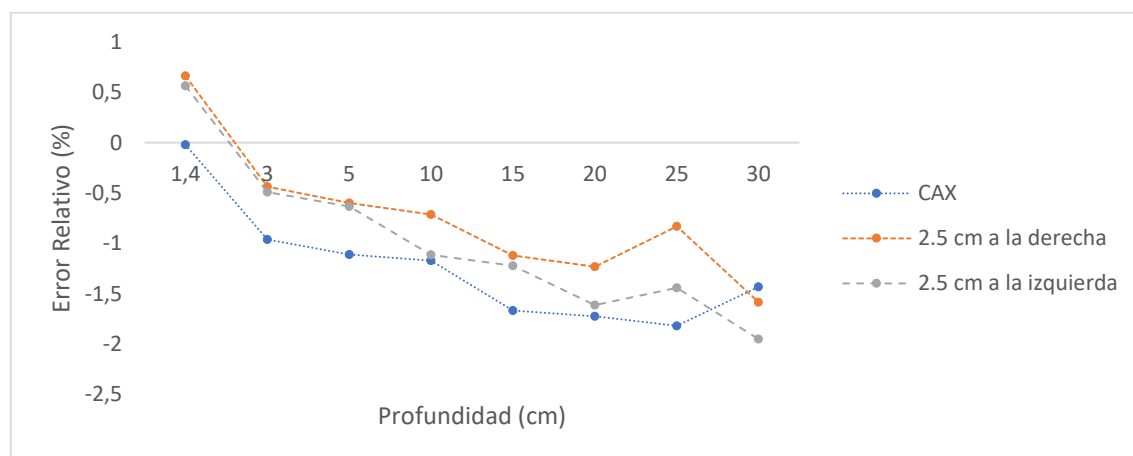
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña física 30 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian..*

**Figura 86**

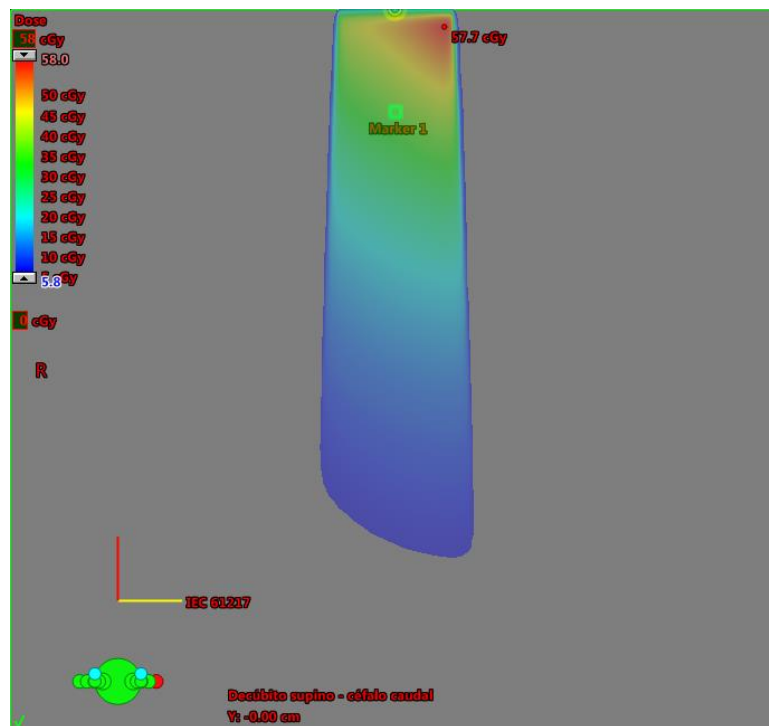
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña física 30 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 87**

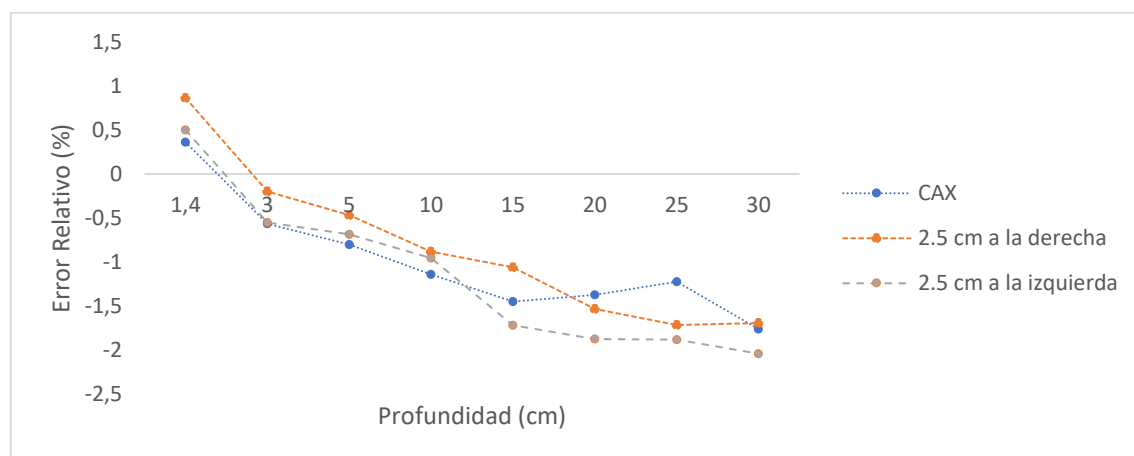
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña física 45 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.*

**Figura 88**

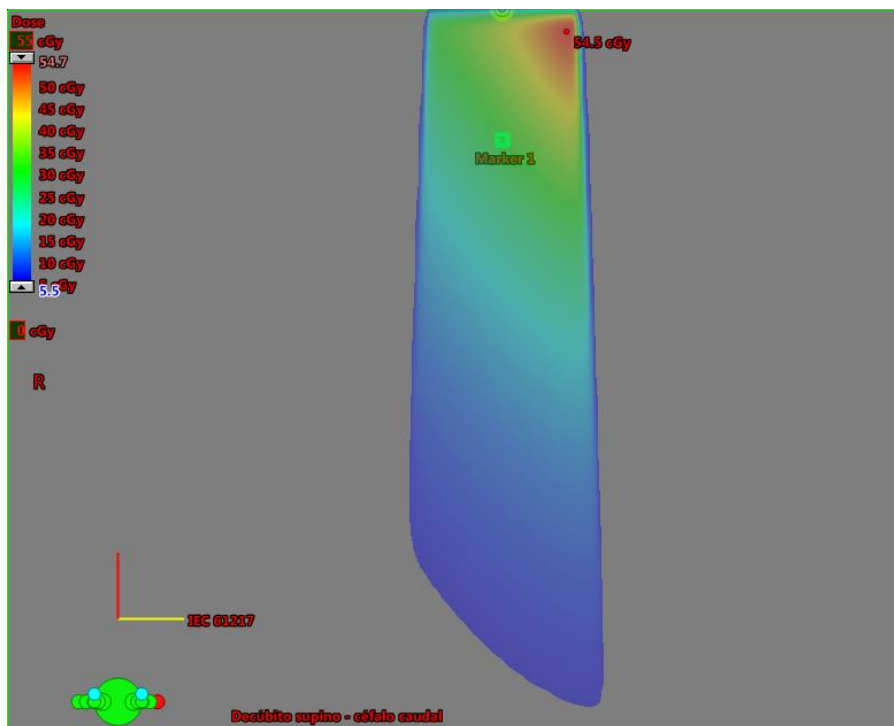
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña física 45 IN. campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 89**

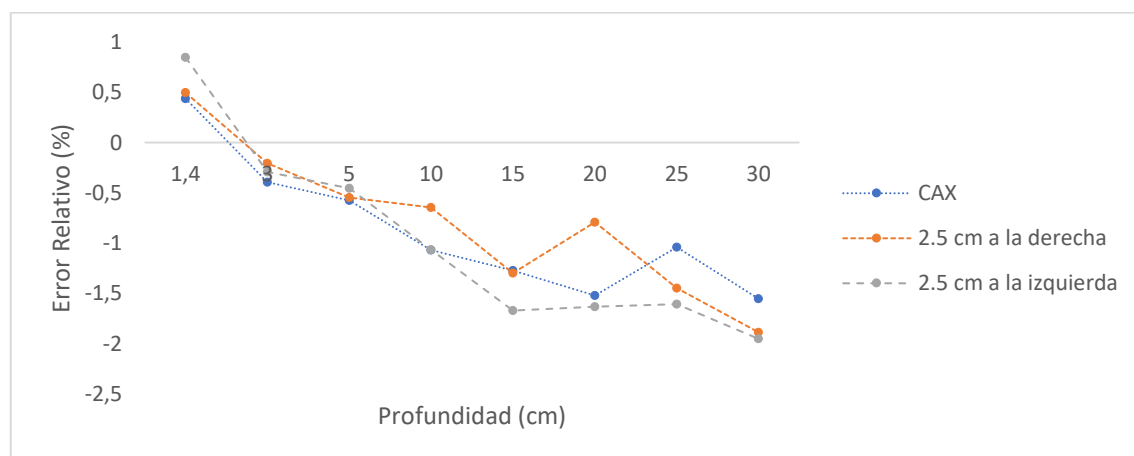
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña física 60 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.*

**Figura 90**

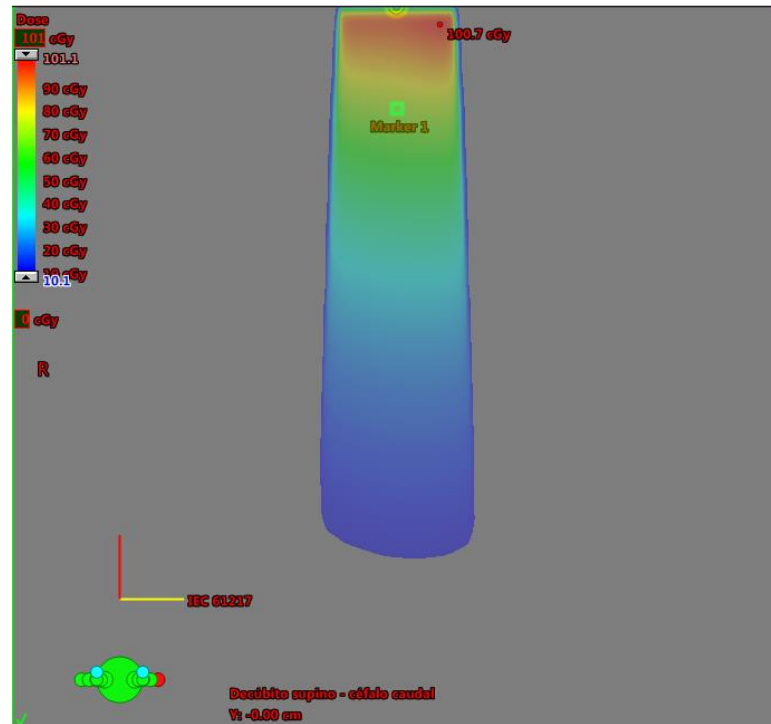
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña física 60 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

### Figura 91

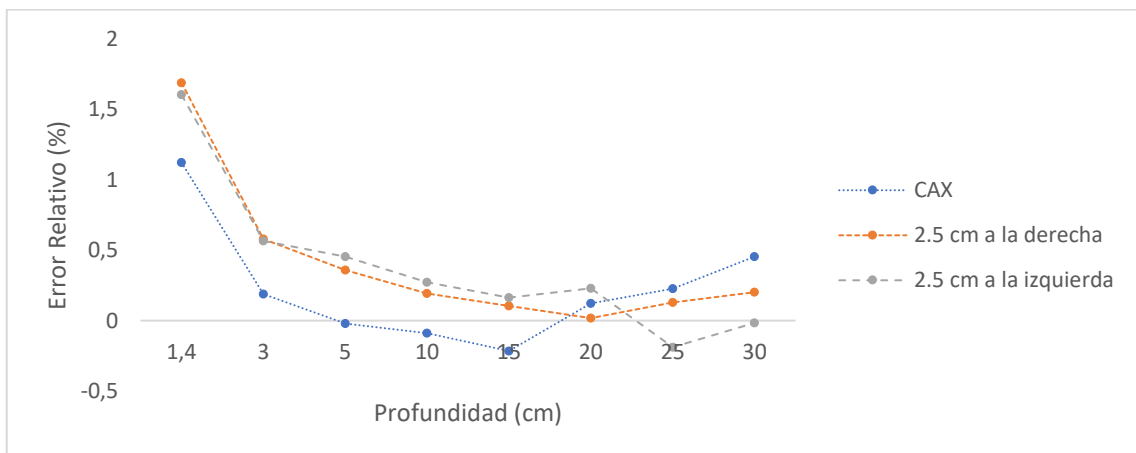
Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña dinámica 10 IN, campo  $9 \times 9 \text{ cm}^2$  y  $SSD = 100 \text{ cm}$



Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

### Figura 92

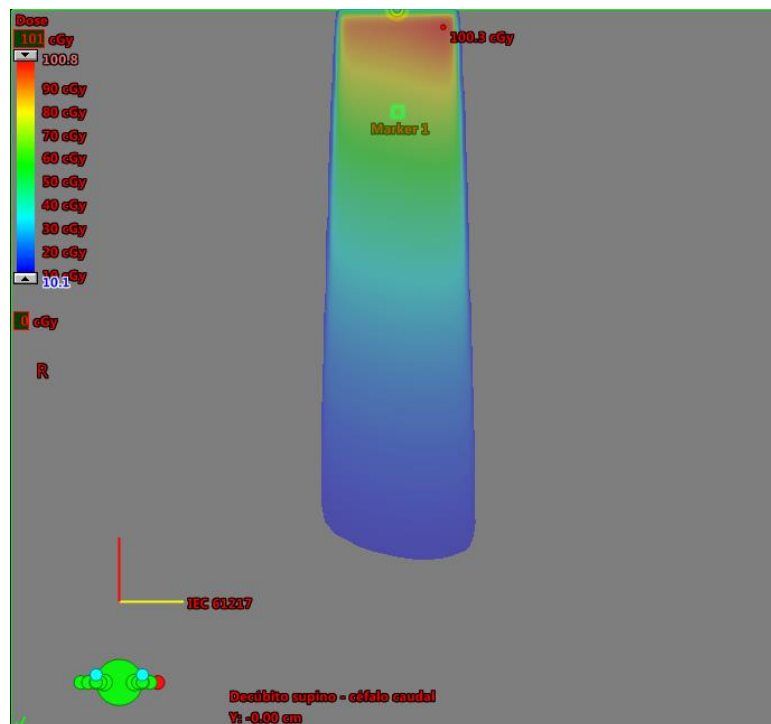
Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña dinámica 10 IN, campo  $9 \times 9 \text{ cm}^2$



Fuente: Elaboración propia, 2020.

### Figura 93

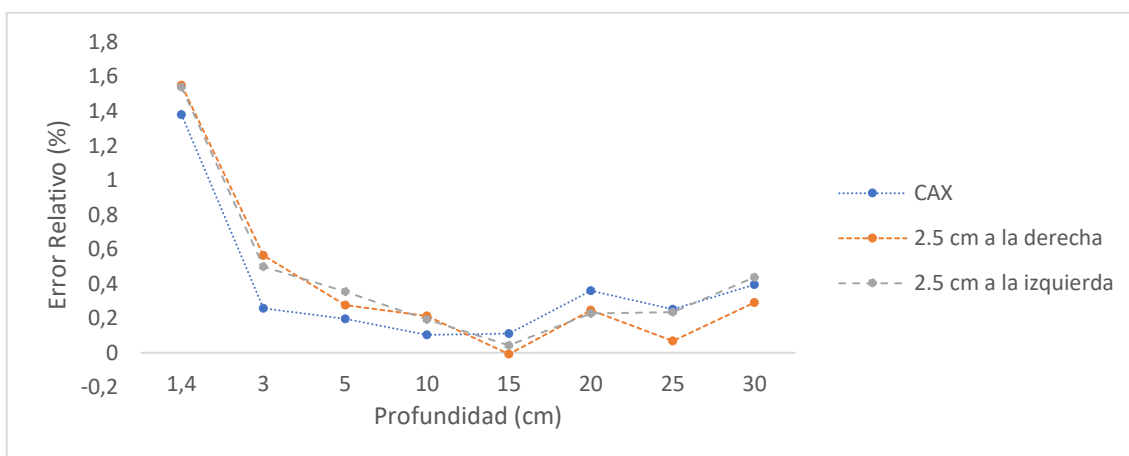
Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña dinámica 15 IN, campo  $9 \times 9 \text{ cm}^2$  y  $SSD = 100 \text{ cm}$



Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

### Figura 94

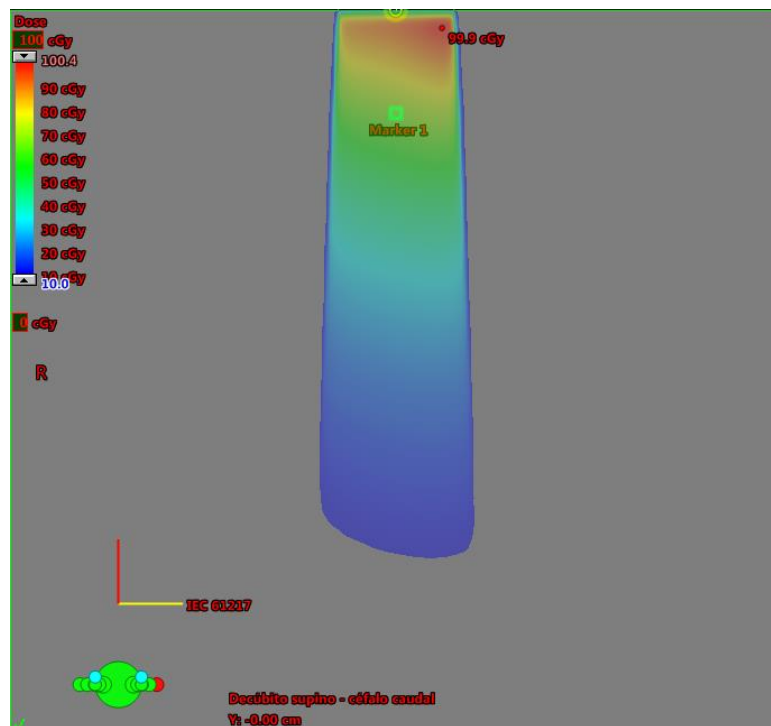
Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña dinámica 15 IN, campo  $9 \times 9 \text{ cm}^2$



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 95**

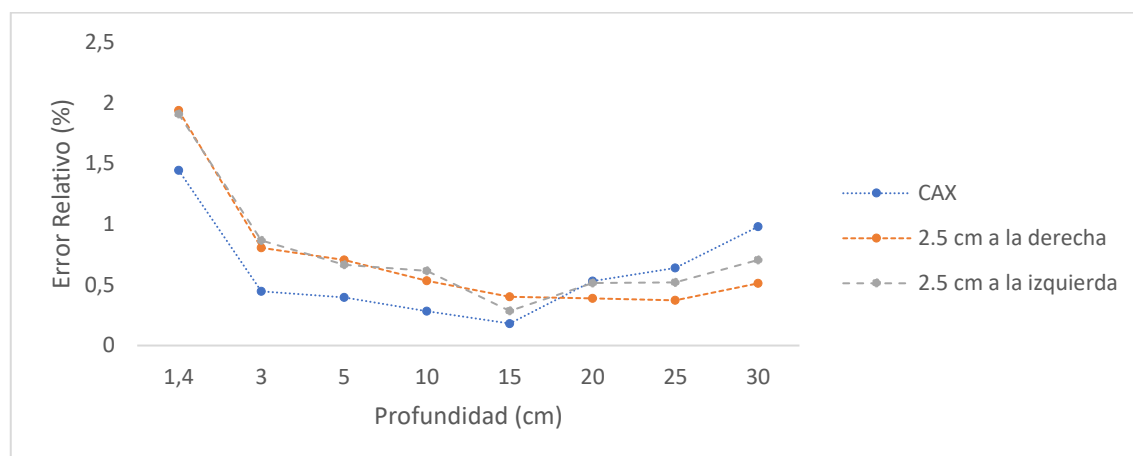
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña dinámica 20 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian..*

**Figura 96**

*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña dinámica 20 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*

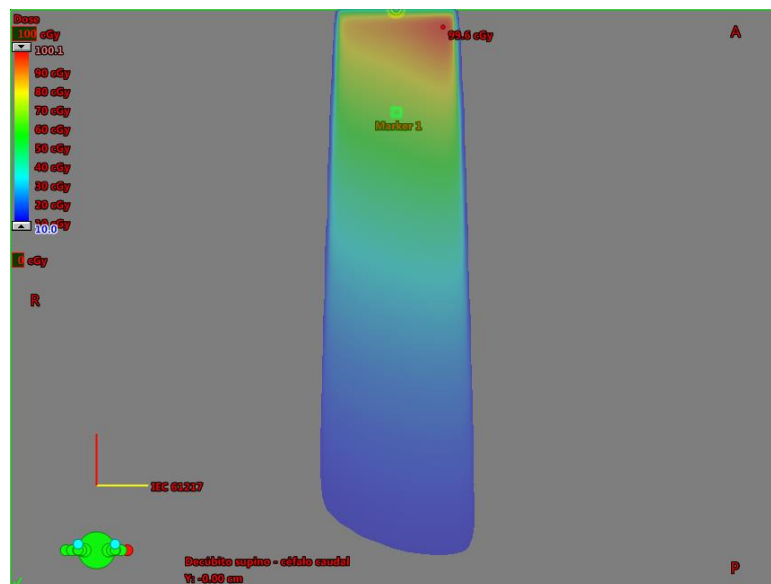


Fuente: Elaboración propia, 2020.



**Figura 97**

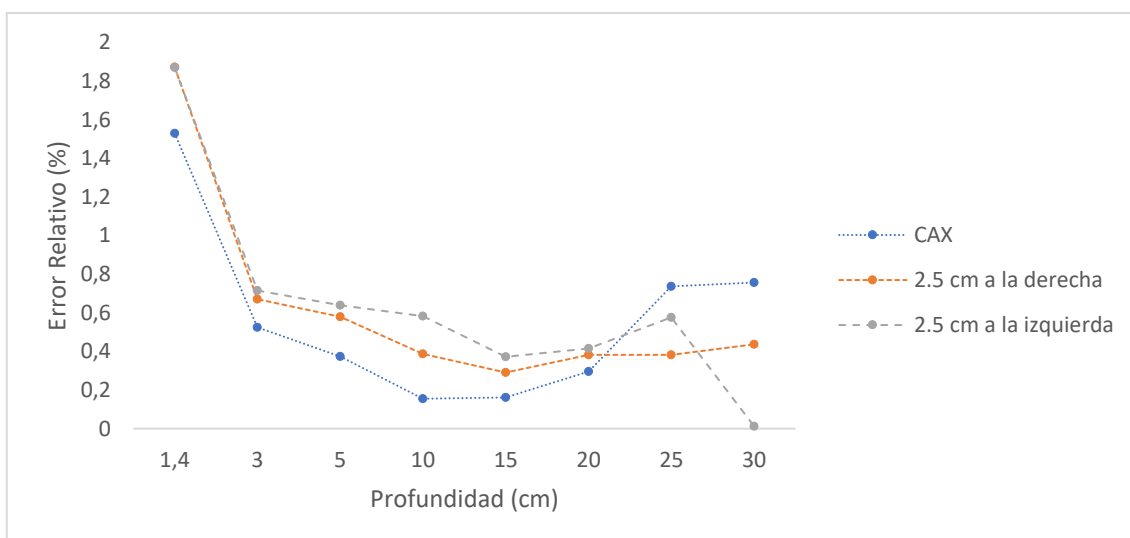
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña dinámica 25 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 98**

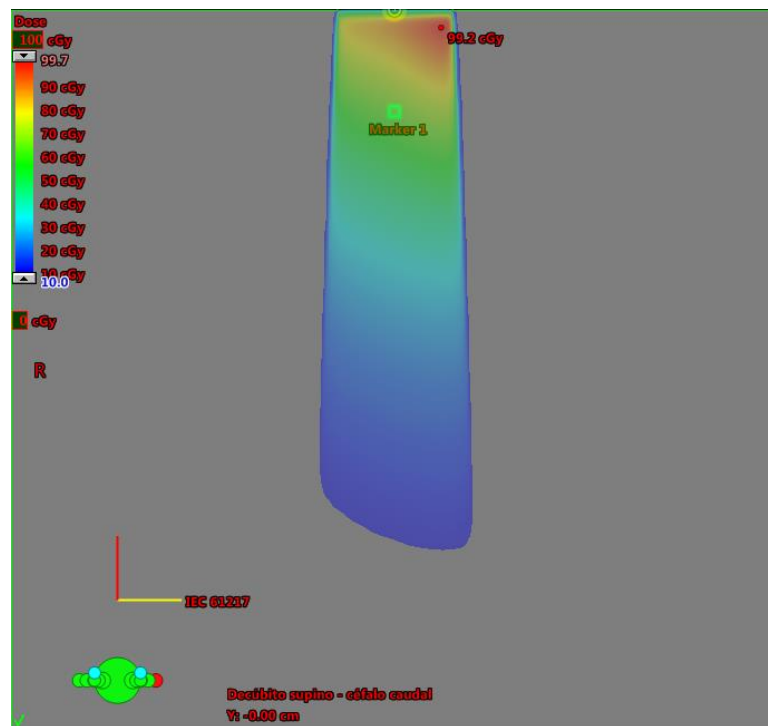
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña dinámica 25 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 99**

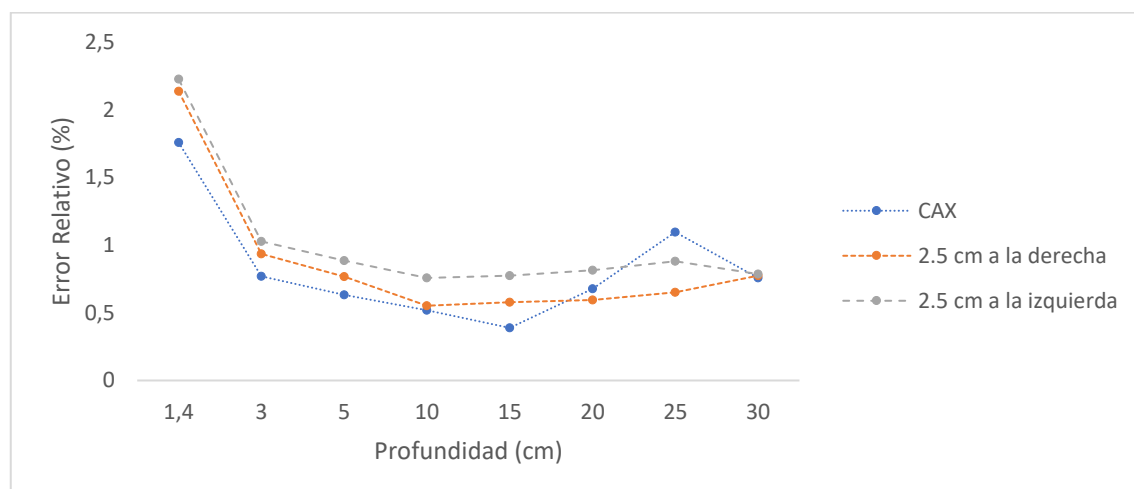
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña dinámica 30 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.*

**Figura 100**

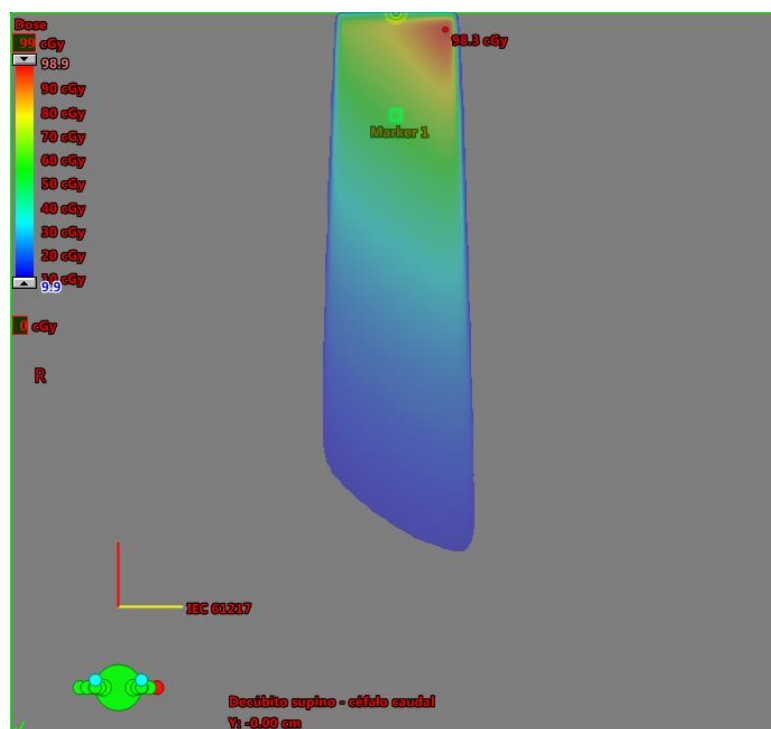
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña dinámica 30 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



. Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 101**

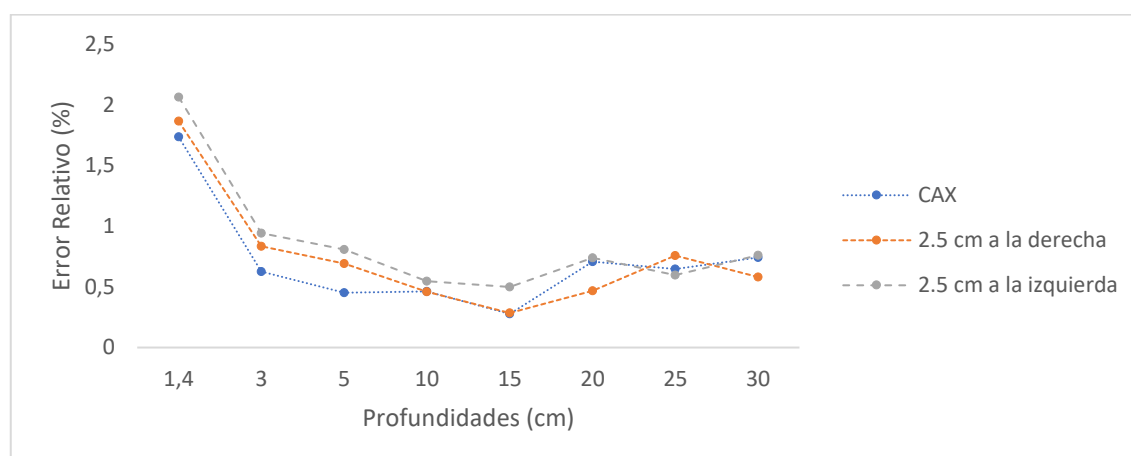
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña dinámica 45 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.*

**Figura 102**

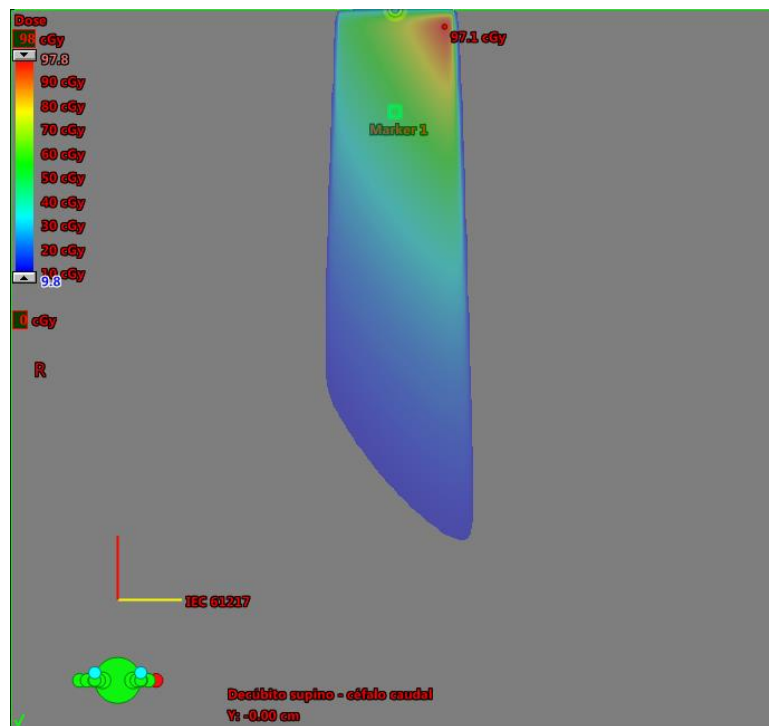
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña dinámica 45 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 103**

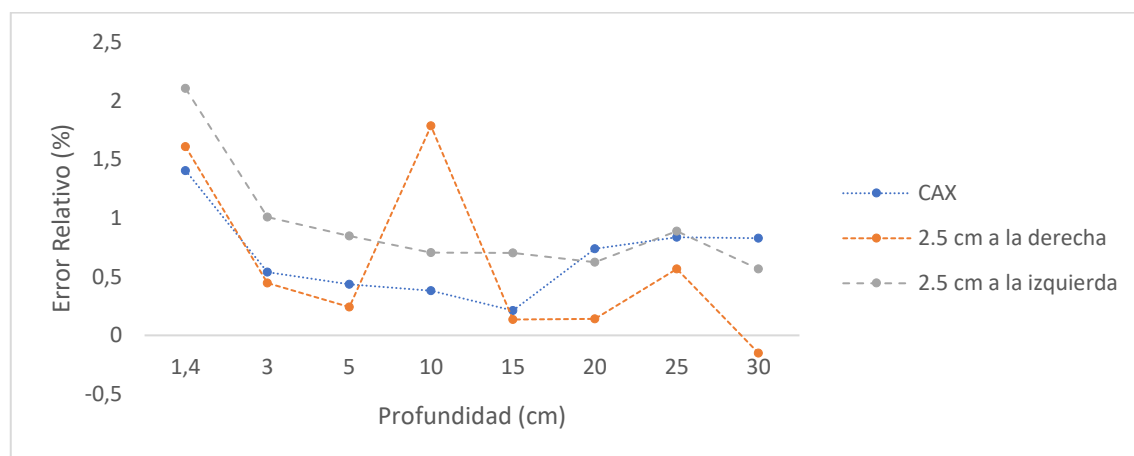
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 4, cuña dinámica 60 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.*

**Figura 104**

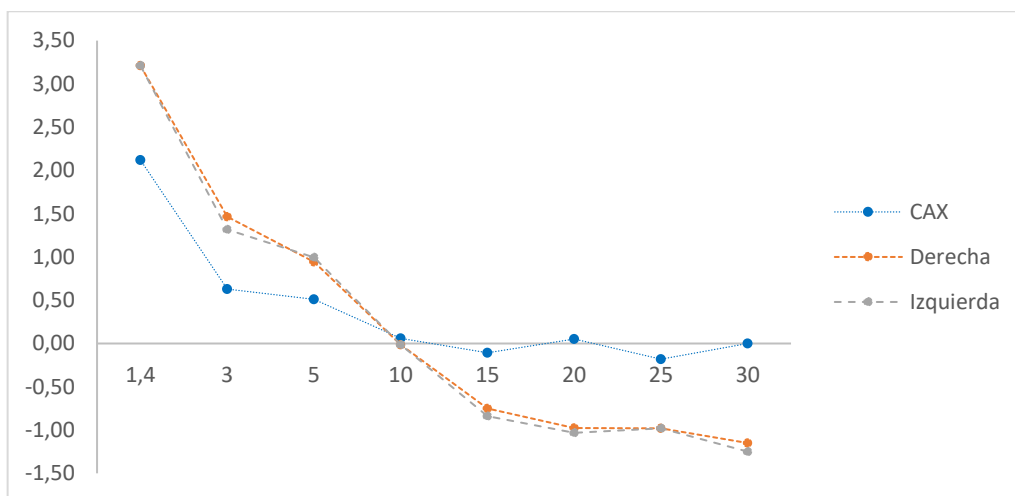
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña dinámica 60 IN, campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 105**

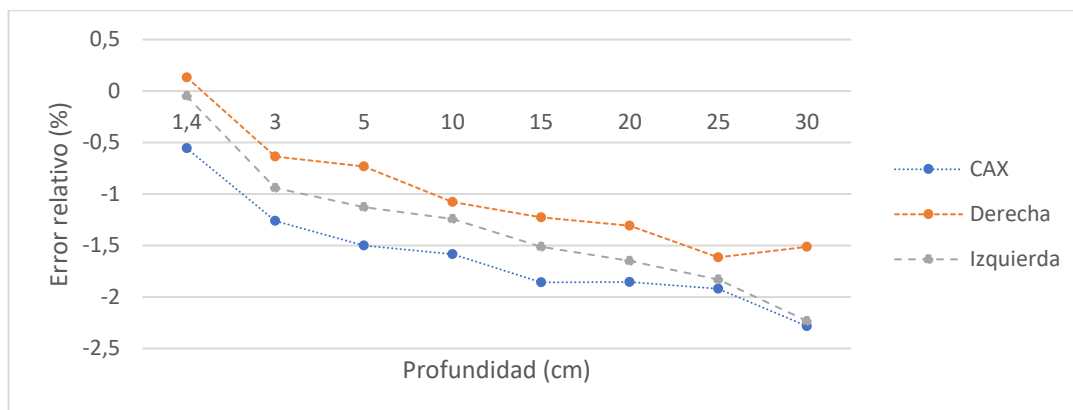
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña física 15 IN, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 106**

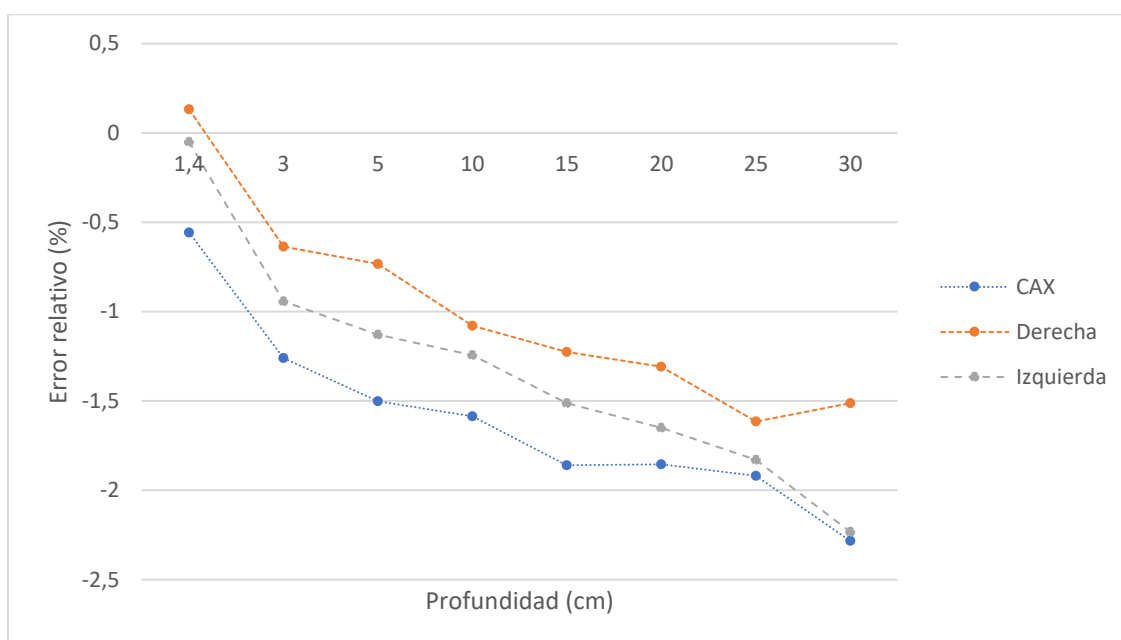
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña física 30 IN, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 107**

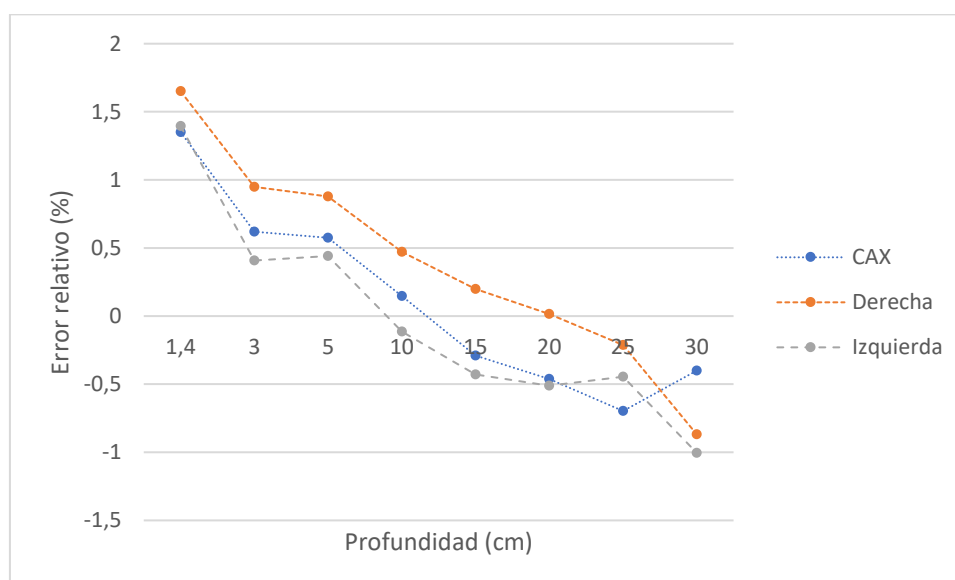
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña física 45 IN, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 108**

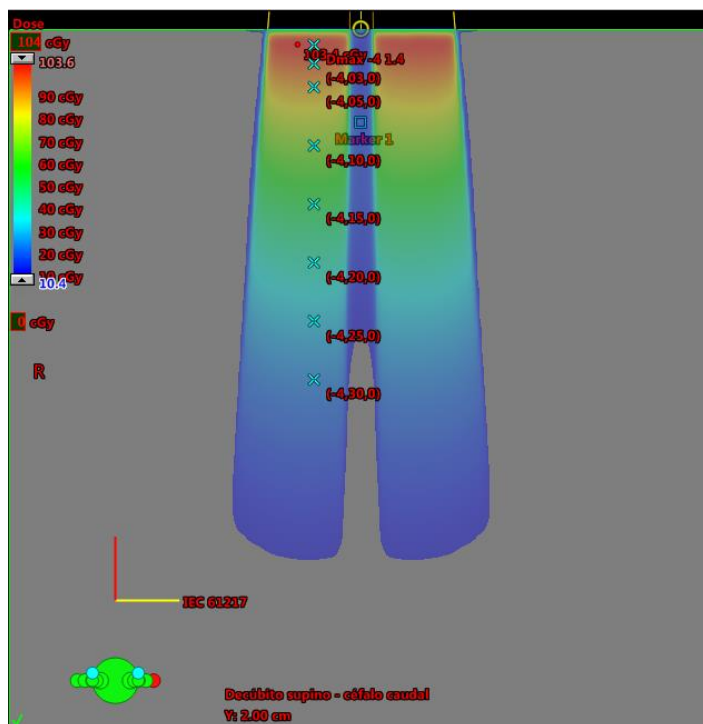
*Resultados gráficos de la Prueba 4, cuña física 60 IN, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 109**

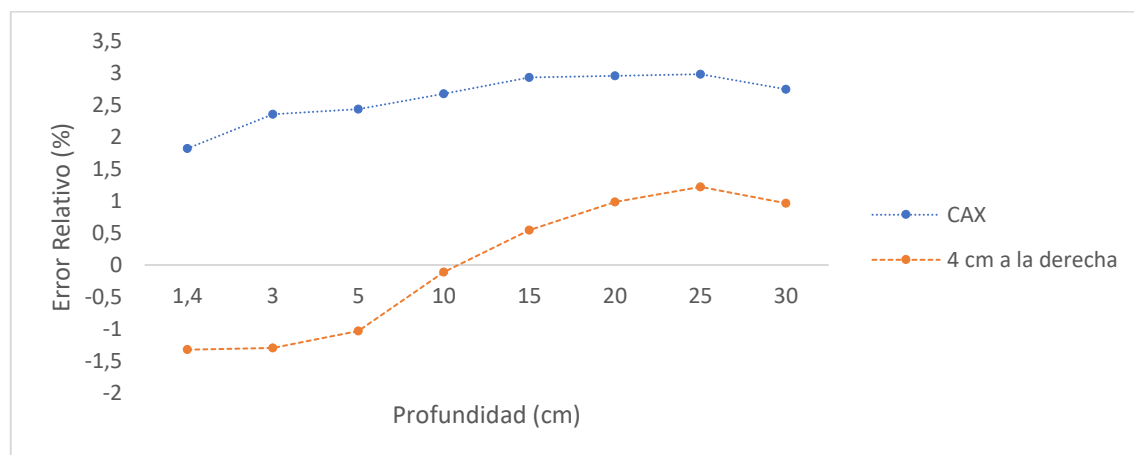
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 5, bloqueo central, campo 16 x 16 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 110**

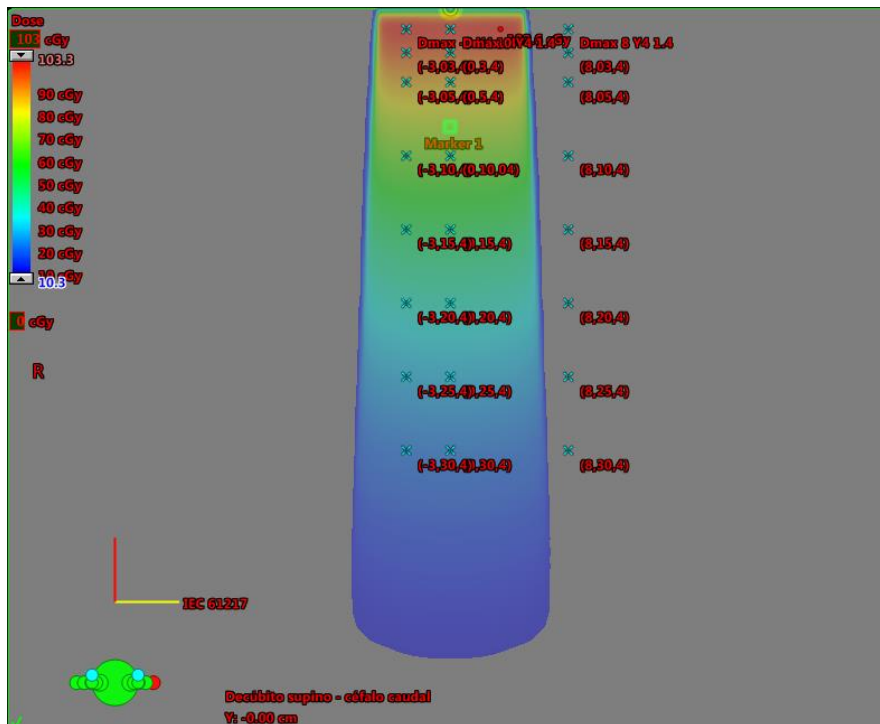
*Resultados gráficos de la Prueba 5*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 111**

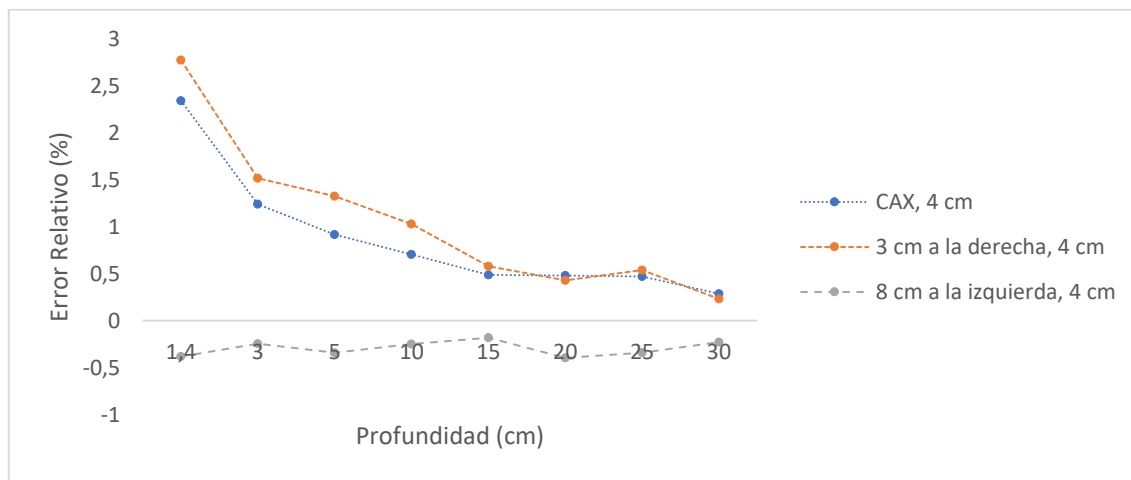
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 6, fuera del eje 4 cm, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 112**

*Resultados gráficos de la Prueba 6*

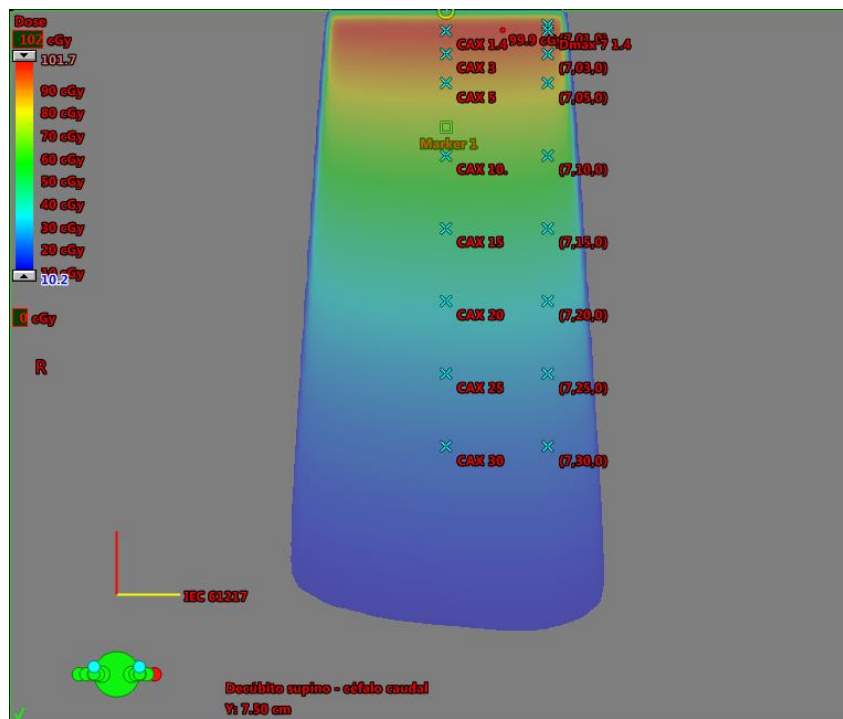


Fuente: Elaboración propia, 2020.



**Figura 113**

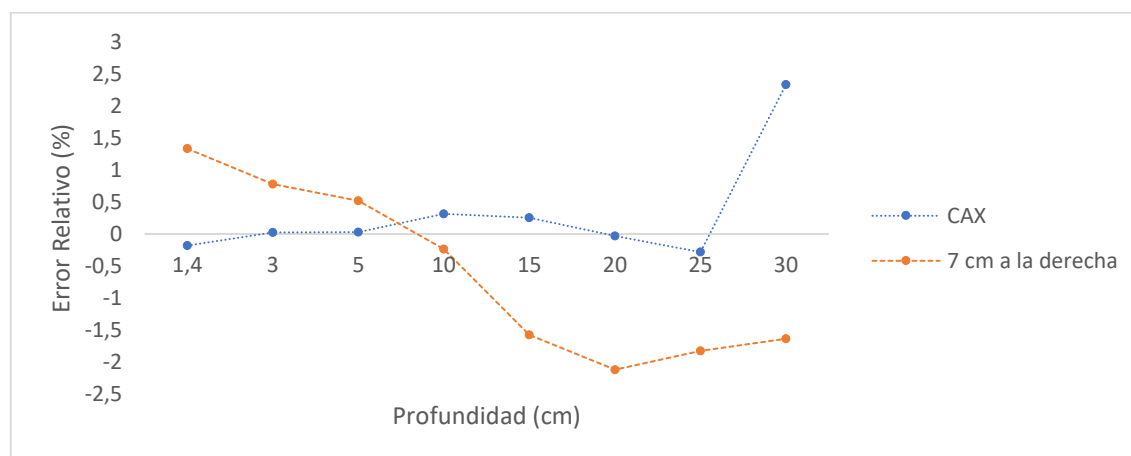
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 7, Bloqueo irregular, campo  $16 \times 16 \text{ cm}^2$  y  $SSD = 100 \text{ cm}$*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 114**

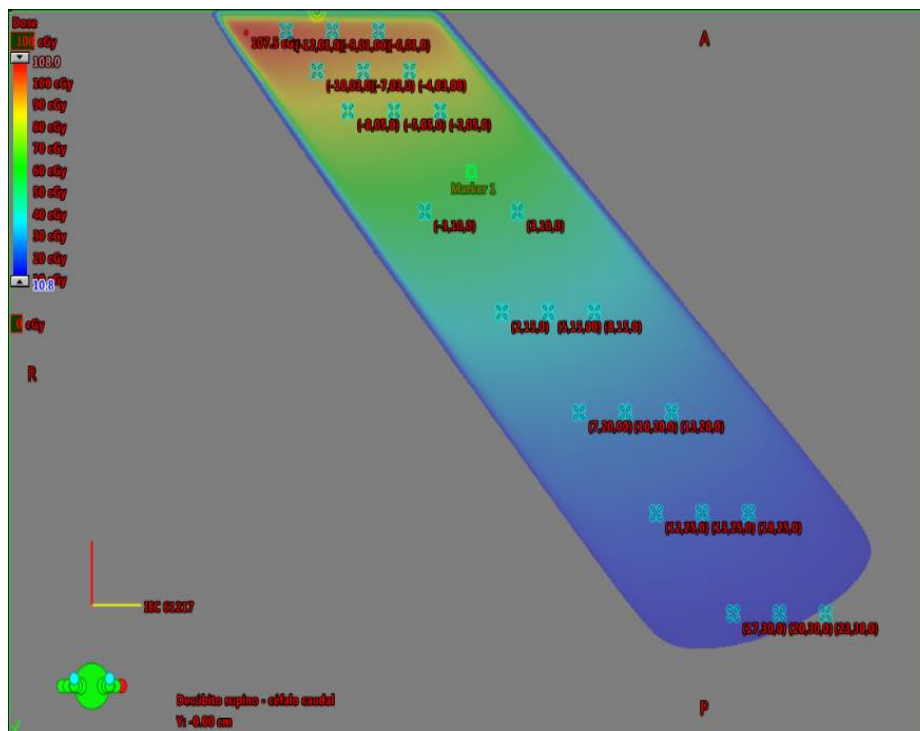
*Resultados gráficos de la Prueba 7*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 115**

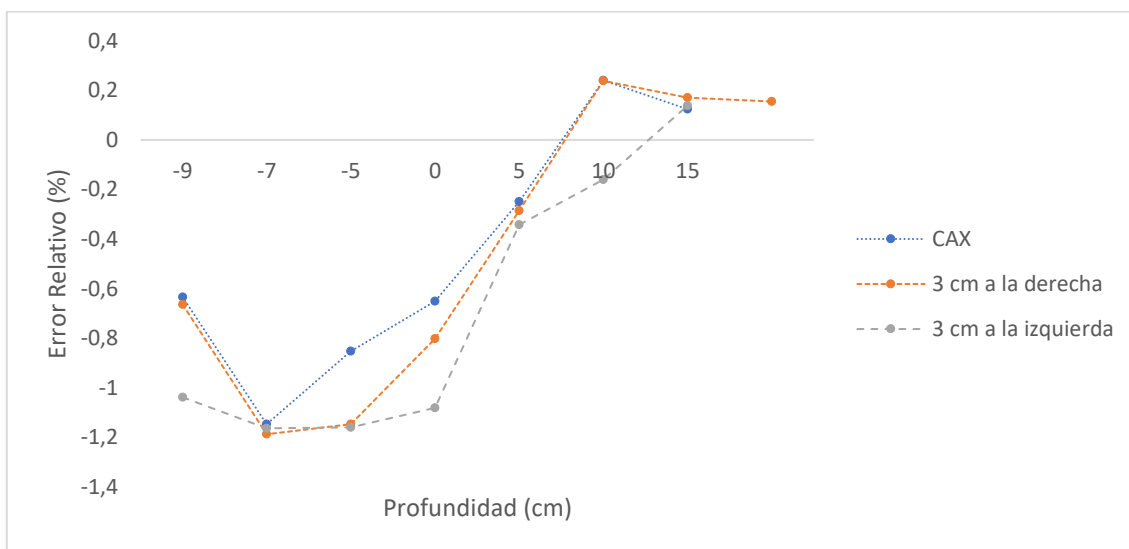
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 9, Gantry 315°, campo 10 x 10 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 116**

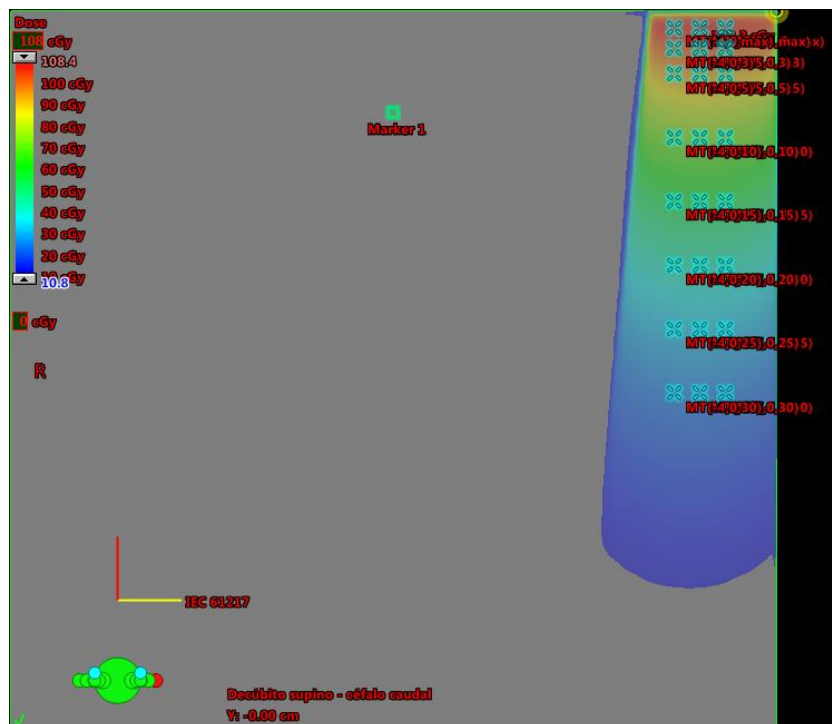
*Resultados gráficos de la Prueba 9*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 117**

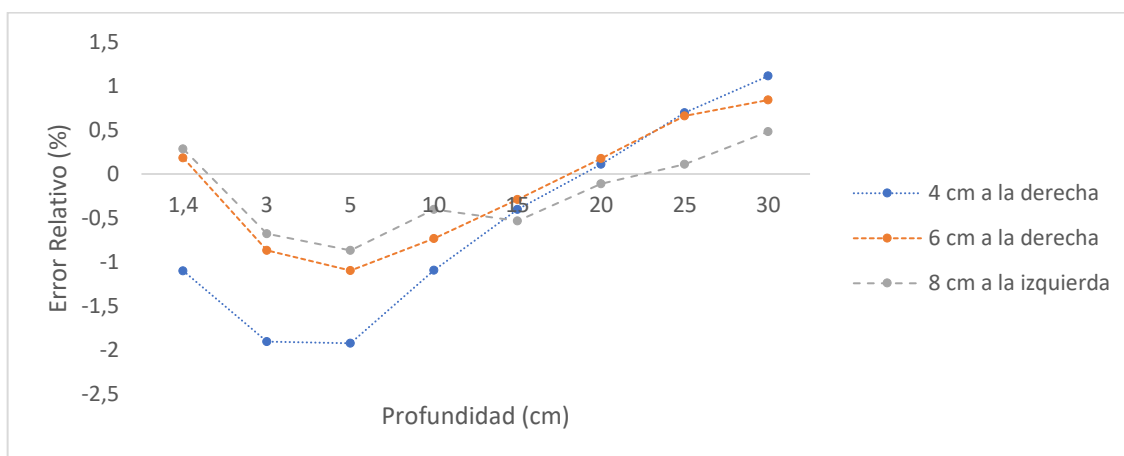
Esquema de distribución de dosis de la Prueba 10.a, tejido faltante, campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y  $SSD = 100 \text{ cm}$



Nota: Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 118**

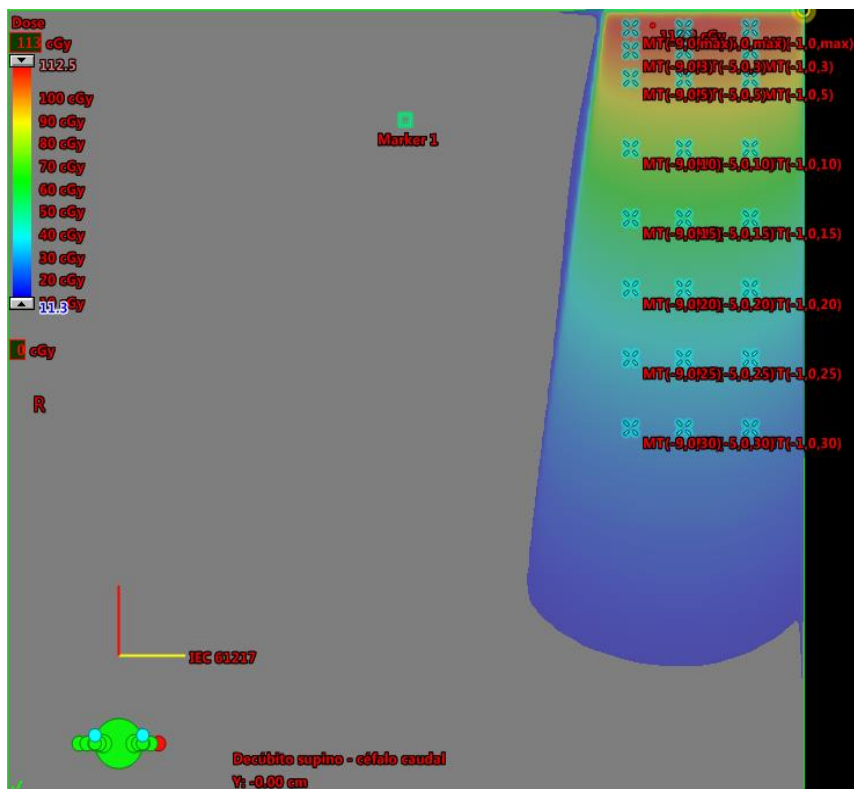
Resultados gráficos de la Prueba 10.a



Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Figura 119**

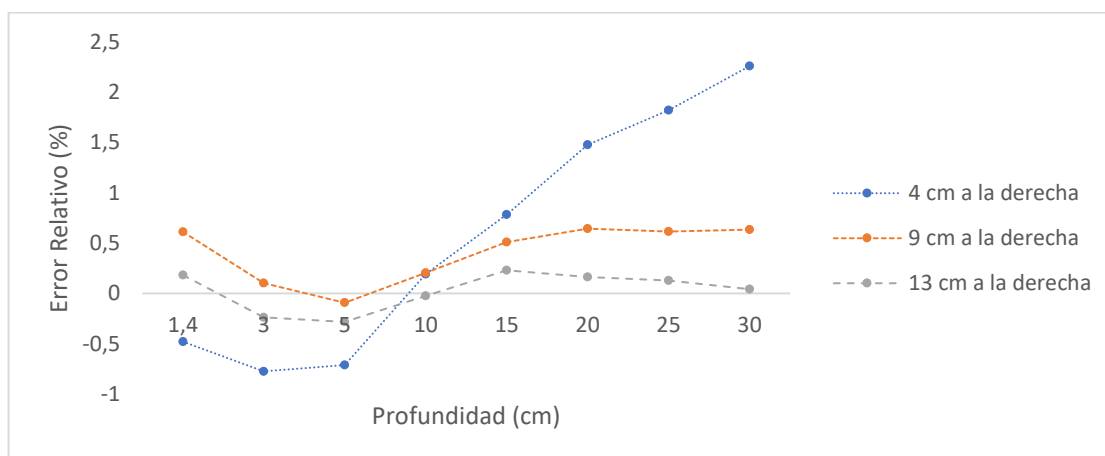
*Esquema de distribución de dosis de la Prueba 10.b, tejido faltante, campo 20 x 20 cm<sup>2</sup> y SSD = 100 cm*



*Nota:* Elaborado a partir del software TPS Eclipse™ de Varian.

**Figura 120**

*Resultados gráficos de la Prueba 10.b*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

### 5.5.2. *Análisis general de las pruebas realizadas*

En general, todos los datos se encuentran dentro de la tolerancia establecida, excepto en dos ocasiones; del mismo modo, se corrige el espesor del Cerrobend puesto que el valor en el TPS tenía 5 cm siendo 7.5 su valor real. Para la prueba #4, con el campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup> y la cuña de 15°, la dosis absorbida en la profundidad del máximo  $d_{m\acute{a}x}$  está fuera del límite establecido a ambos lados del CAX (3.21% cuando su tolerancia debe ser menor al 3 %); del mismo modo, en la prueba #6 se obtiene un error en la profundidad del máximo  $d_{m\acute{a}x}$  sobre el CAX de 2.34% cuando su tolerancia es del 2%.

Dado que ambos casos tienen errores a la misma profundidad, se sospecha que el error pudo haber ocurrido al colocar el detector; la alineación del detector con respecto al eje central (principalmente en la dirección vertical) es uno de los aspectos que pueden generar mayor incertidumbre en las mediciones en  $d_{m\acute{a}x}$  por el alto gradiente alrededor de este punto, ya que un corrimiento de 1 mm es suficiente para obtener datos erróneos debidos a los altos gradientes conforme cambiamos de profundidad (OIEA, 2017; Comisión Holandesa de Dosimetría de las Radiaciones, 2013).

### 5.6. **Controles de calidad y aspectos de seguridad**

En el Apéndice D se detalla el formulario mensual de controles de calidad

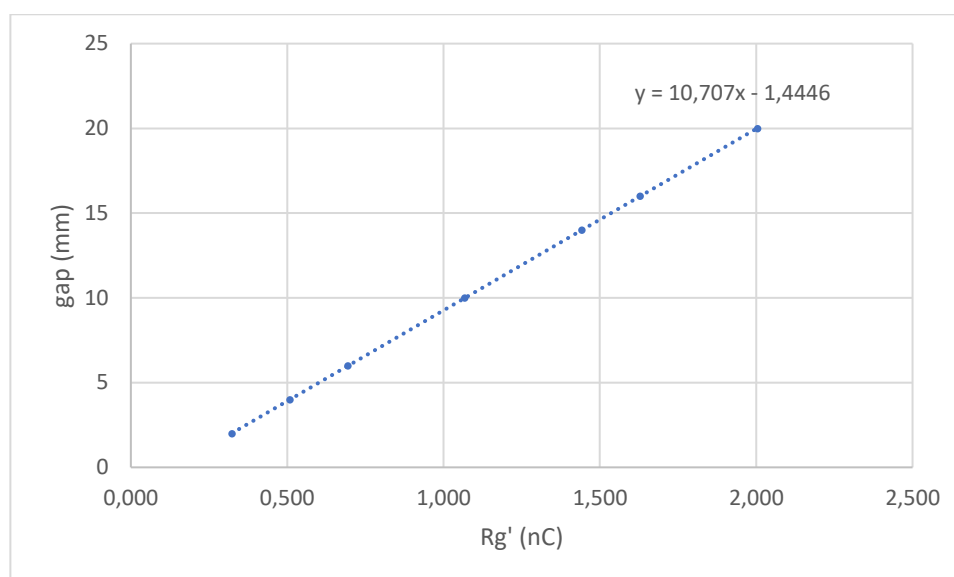
### 5.7. **Factor de transmisión y medición del DLG**

La prueba fue realizada a una distancia de SSD = 100 cm, con una profundidad de 10 cm para un campo de 10 x 10 cm<sup>2</sup> a 100 UM y una tasa de dosis de 400, una copia de los datos en crudo se encuentra en el Apéndice E. Las primeras mediciones se realizaron para medir la diferencia de lectura entre un campo abierto y un campo cerrado por medio de las MLC en ambas direcciones; el porcentaje de transmisión se obtiene mediante el cociente de los resultados obtenidos.

Posteriormente se efectúan las mediciones con distintos gaps y por medio de las ecuaciones (43) y (44). Graficando la diferencia nominal entre las hojas de MLC en función de la lectura corregida, obtenemos que el valor absoluto de la intersección con el eje “y” es el DLG como se presenta en la siguiente Figura.

**Figura 121**

*Cálculo del Dosimetric Leaf Gap (DLG) del UNIQUE*



Fuente: Elaboración propia, 2020.

En la siguiente tabla se muestran los Factores de Transmisión y el DLG para el UNIQUE y el Varian 3 y 4. Estos aceleradores fueron escogidos ya que son los únicos que realizan intensidad modulada y, por lo tanto, son los aceleradores que más tienen impacto sobre este factor.

**Tabla 43**

*Resumen de los factores de Transmisión y DLG para el UNIQUE y del Varian 3 & 4*

Acelerador	Energía (MV)	Rendimiento (cGy)	Factor de Transmisión	DLG (cm)
Varian 3	6	0,806	0,0145	0,1246
Varian 4	6	0,806	0,0140	0,1305
UNIQUE	6	0,806	0,0137	0,1449

Fuente: Elaboración propia, 2020.

**Tabla 44**

*Diferencia entre los factores de transmisión y DLG para el UNIQUE y el Varian 3 & 4*

	Factor de transmisión Promedio del Varian 3 y 4	Factor de transmisión del UNIQUE	DLG promedio para el Varian 3 y 4 (cm)	DLG del UNIQUE (cm)
	0,0143	0,0137	0,1276	0,1449
Diferencia	0,0006		0,0173	

Fuente: Elaboración propia, 2020

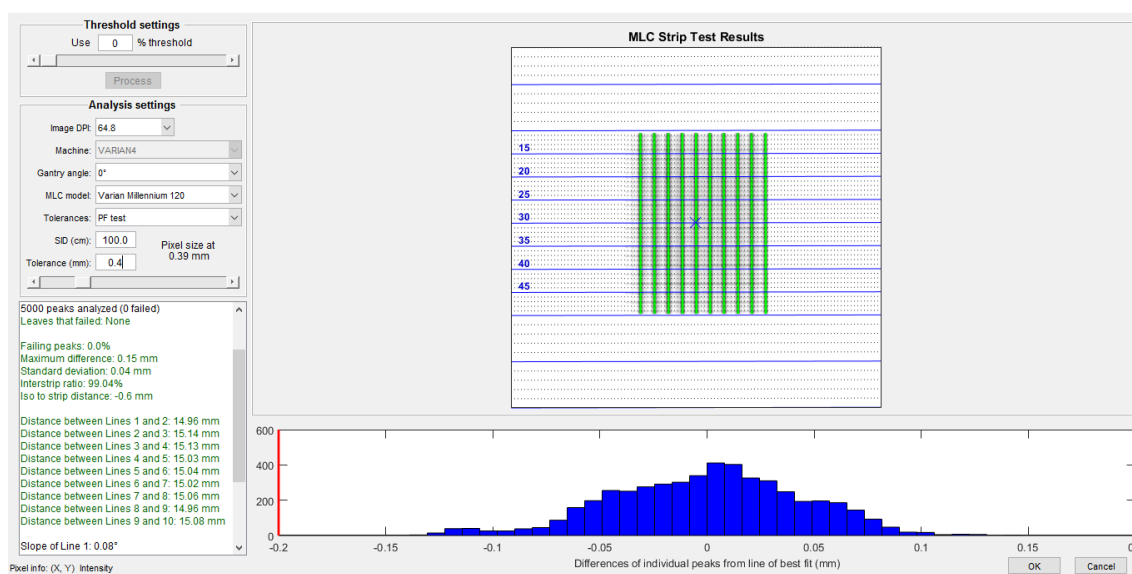
### 5.8. Prueba del Picket Fence

Se realizaron las pruebas de Picket Fence, las cuales tienen una separación de 1 mm entre ellas. Las imágenes se analizan para diferentes angulaciones del gantry por medio del software MyQA de IBA.

#### 5.8.1. Resultados obtenidos del Picket Fence para diferentes ángulos.

**Figura 122**

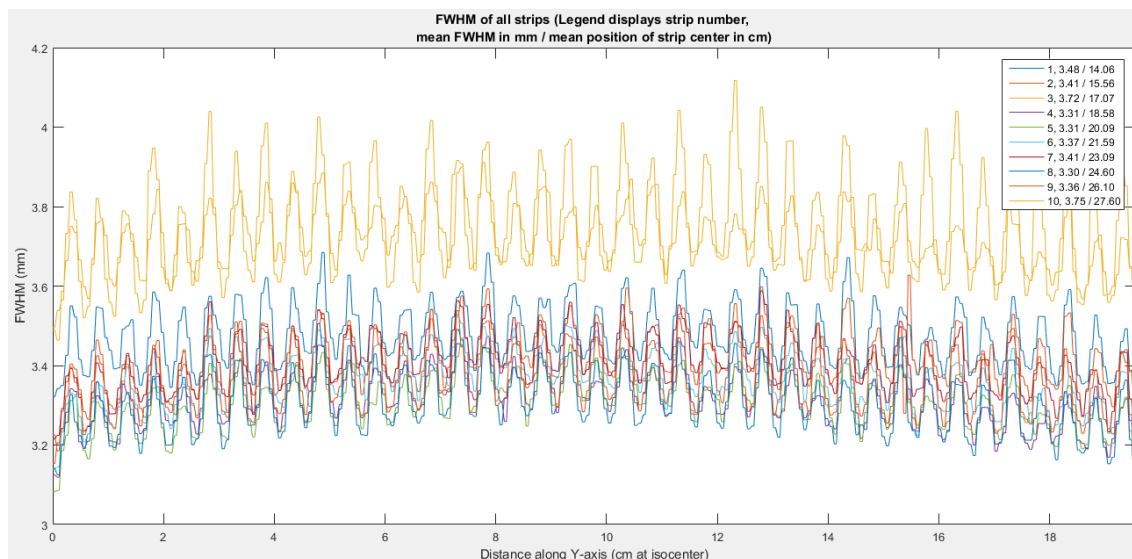
*Resultados del Picket Fence con angulación 0°*



*Nota:* Elaborado partir del software MyQA de IBA.

**Figura 123**

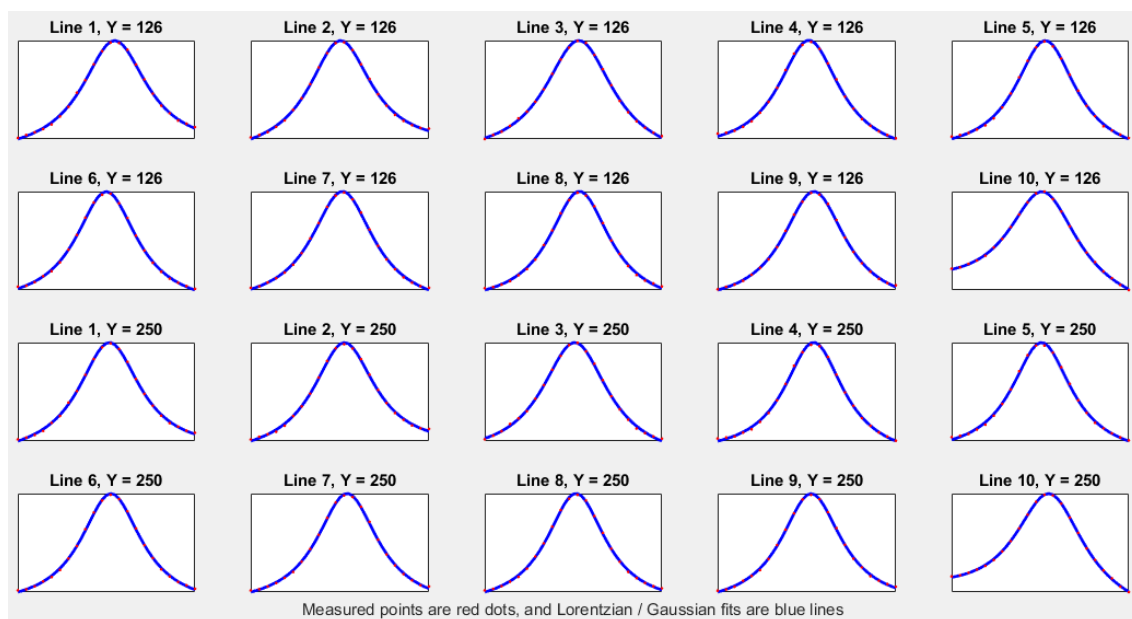
Representación del FWHM de todas las franjas para la prueba del Picket Fence con el gantry  $0^\circ$



Nota: Elaborado partir del software MyQA de IBA.

**Figura 124**

Comparación entre los puntos medidos y la función Lorenziana/Guassiana para la prueba de Picket Fence con angulación  $0^\circ$

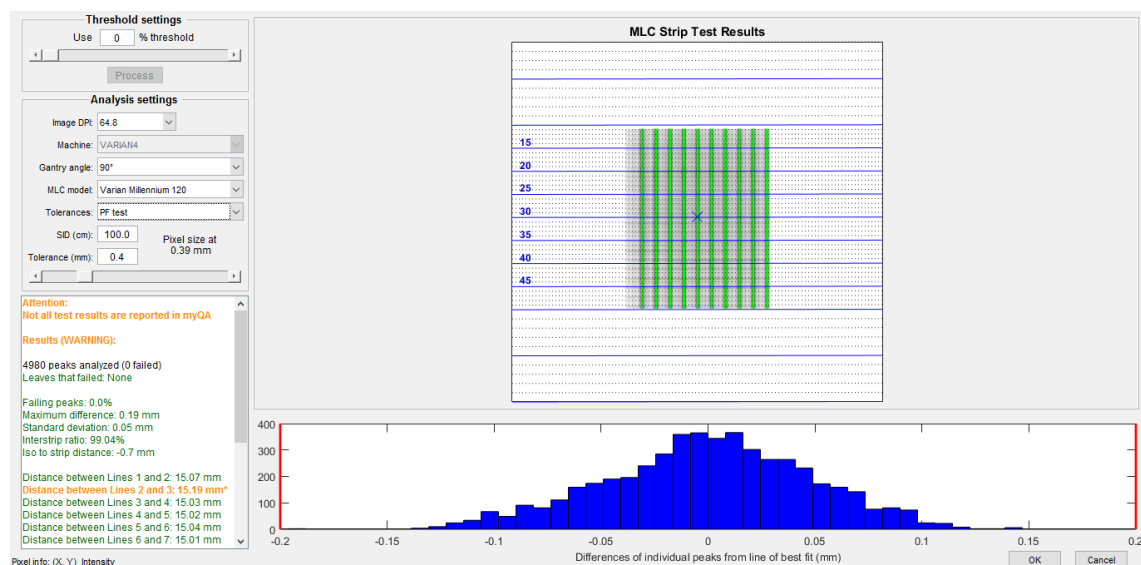


Nota: Elaborado partir del software MyQA de IBA.



Figura 125

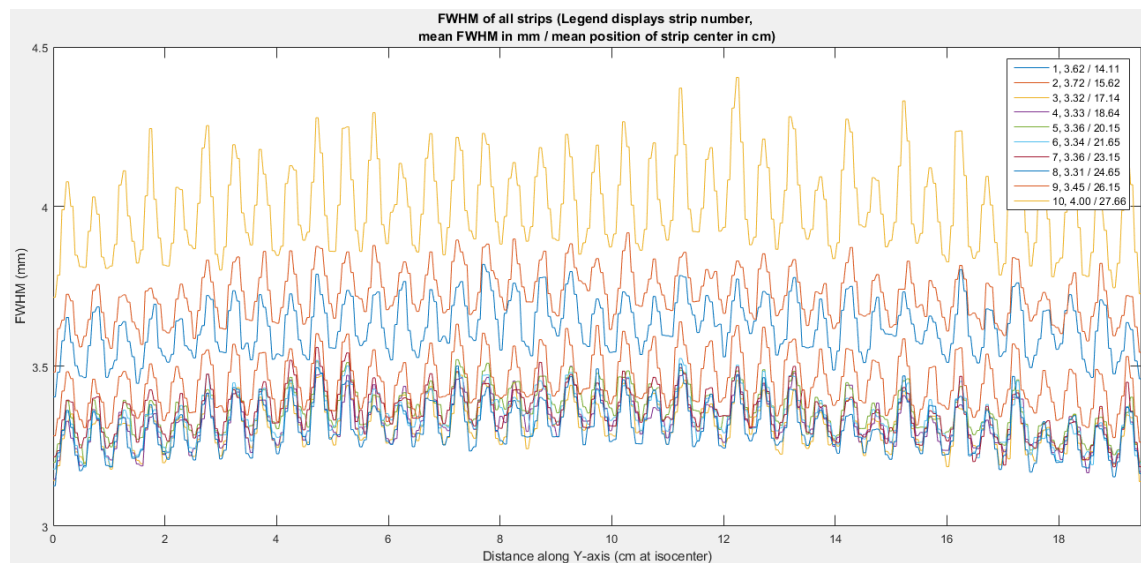
Resultados del Picket Fence con angulación 90°



Nota: Elaborado partir del software MyQA de IBA.

Figura 126

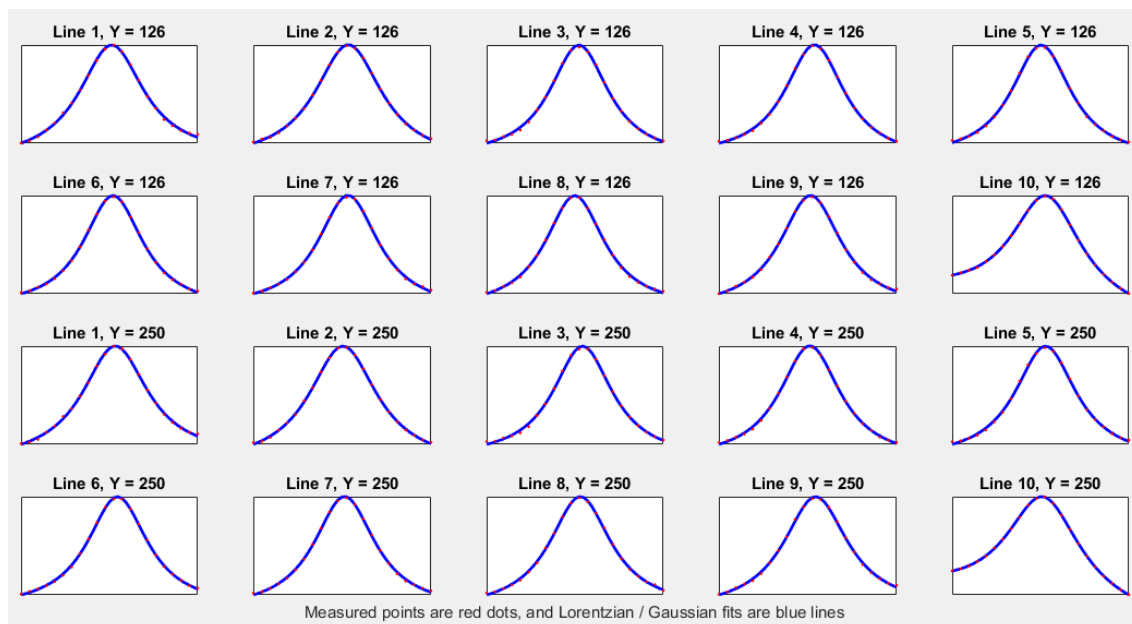
Representación del FWHM de todas las franjas para la prueba del Picket Fence con el gantry 90°



Nota: Elaborado partir del software MyQA de IBA.

**Figura 127**

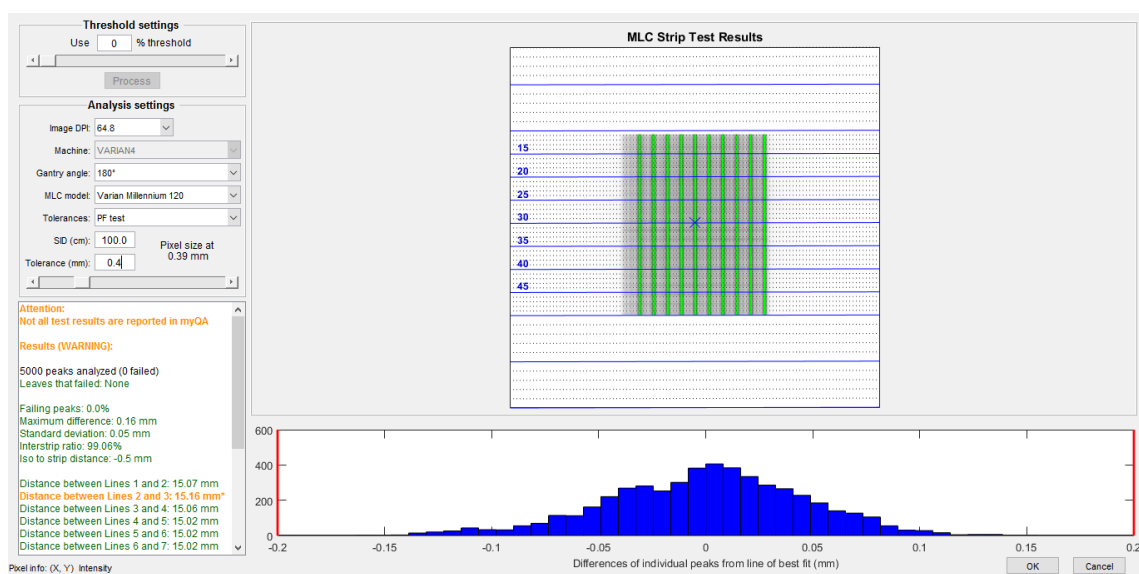
*Comparación entre los puntos medidos y la función Lorenziana/Guassiana para la prueba de Picket Fence con angulación 90°*



*Nota:* Elaborado partir del software MyQA de IBA.

**Figura 128**

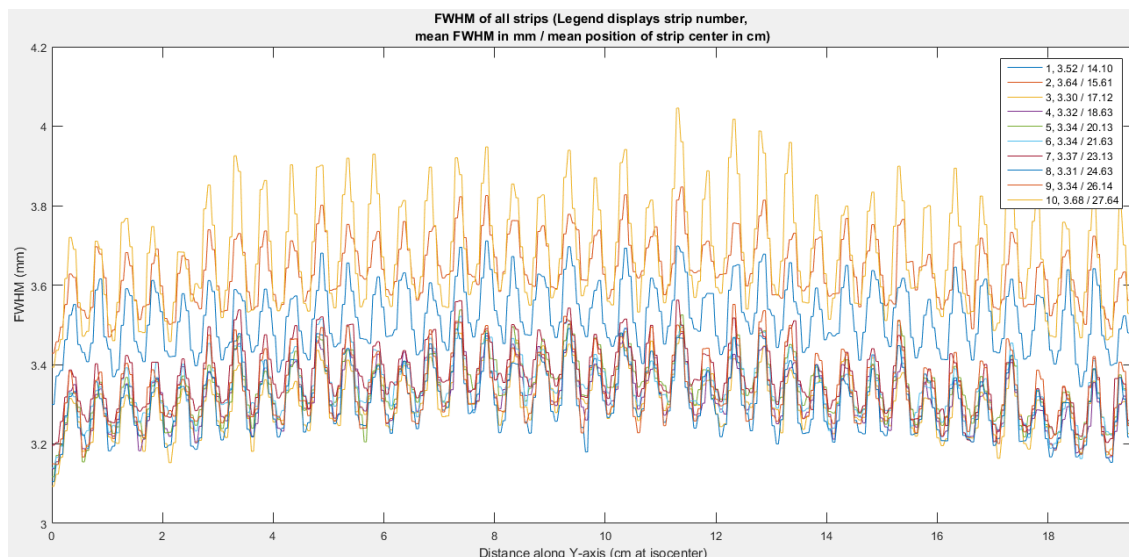
*Resultados del Picket Fence con angulación 180°*



*Nota:* Elaborado partir del software MyQA de IBA.

**Figura 129**

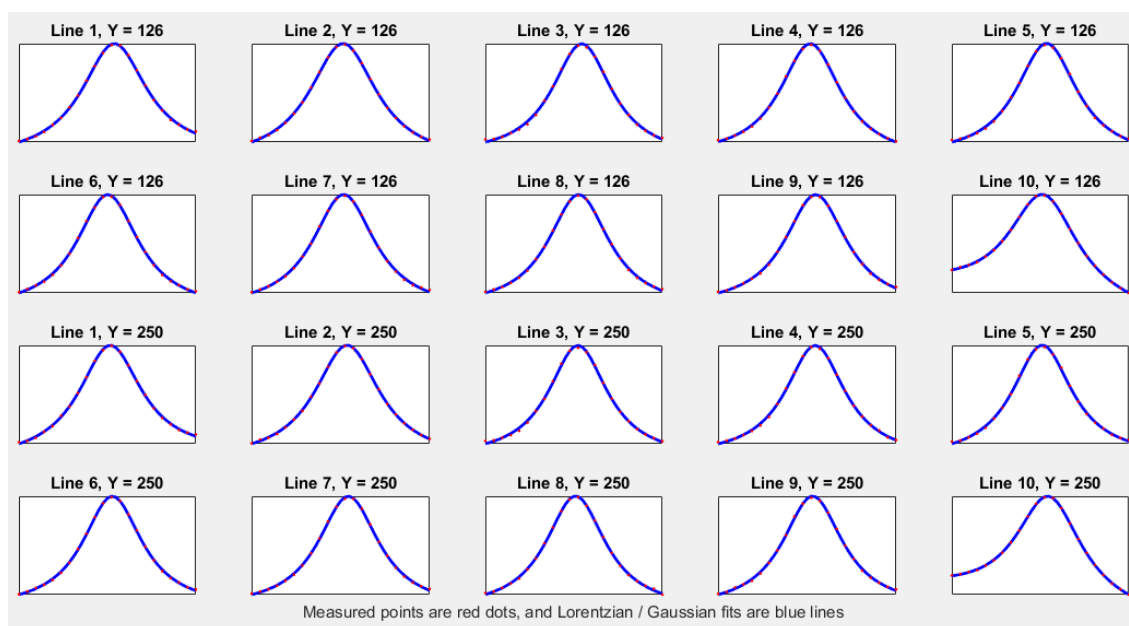
*Representación del FWHM de todas las franjas para la prueba del Picket Fence con el gantry 180°*



*Nota:* Elaborado partir del software MyQA de IBA.

**Figura 130**

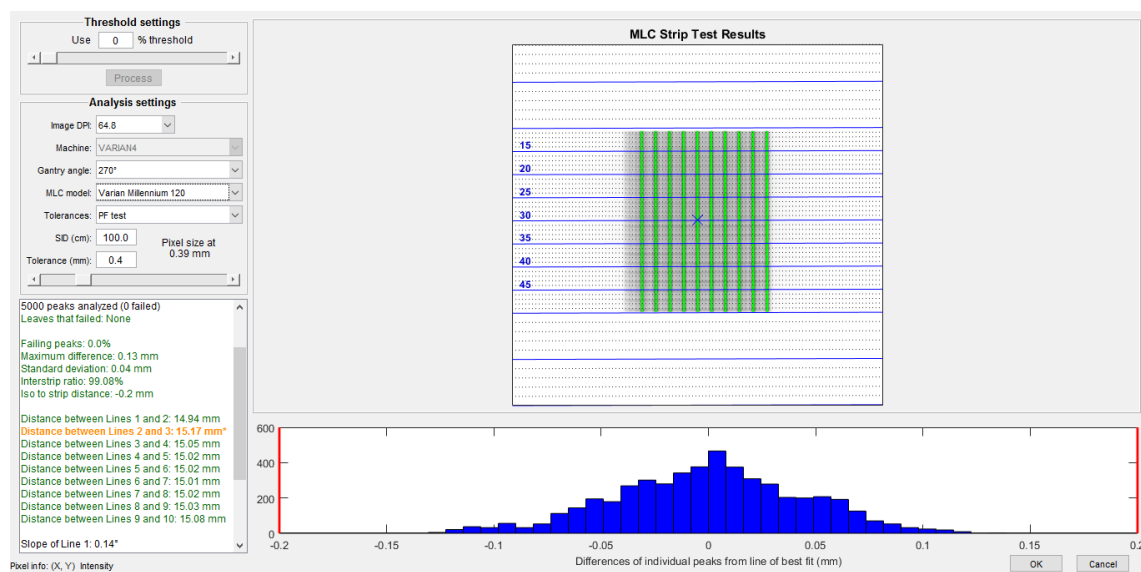
*Comparación entre los puntos medidos y la función Lorenziana/Guassiana para la prueba de Picket Fence con angulación 180°*



*Nota:* Elaborado partir del software MyQA de IBA.

Figura 131

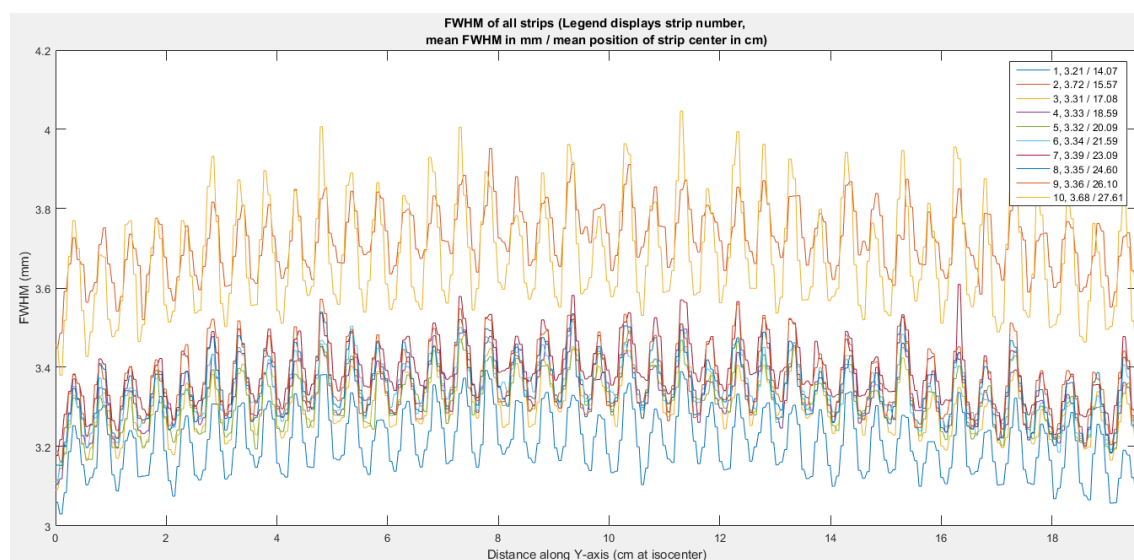
Resultados del Picket Fence con angulación 270°



Nota: Elaborado partir del software MyQA de IBA.

Figura 132

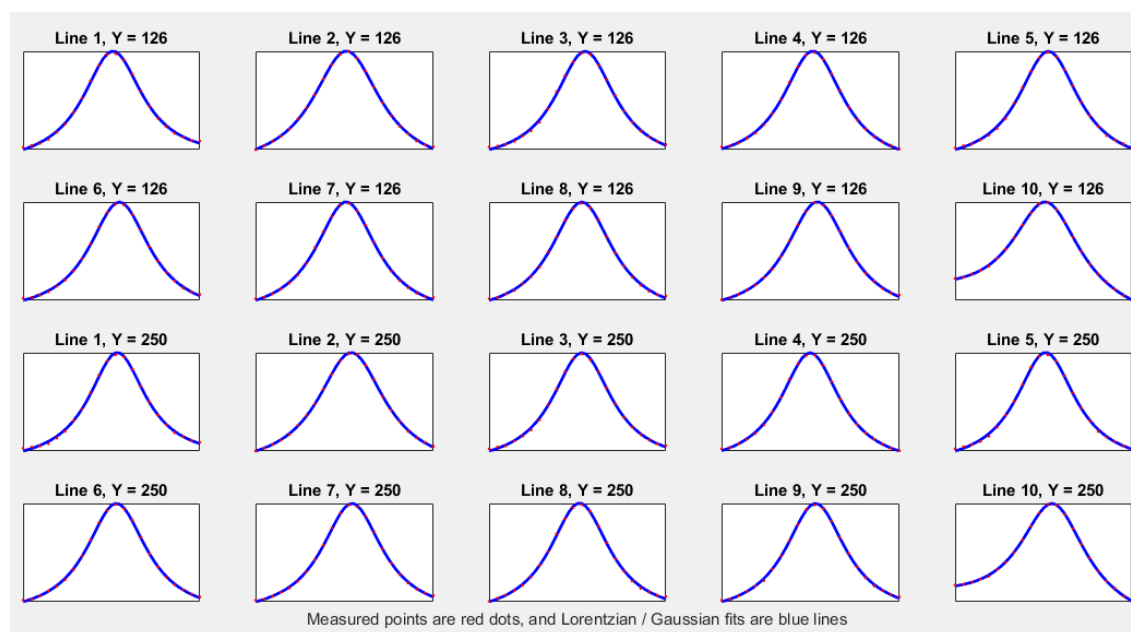
Representación del FWHM de todas las franjas para la prueba del Picket Fence con el gantry 270°



Nota: Elaborado partir del software MyQA de IBA.

**Figura 133**

*Comparación entre los puntos medidos y la función Lorenziana/Guassiana para la prueba de Picket Fence con angulación 270°*



*Nota:* Elaborado partir del software MyQA de IBA.

### 5.8.2. Análisis de los resultados obtenidos del Picket Fence

Para cada prueba de Picket Fence, tenemos dos imágenes asociadas. En la primera encontramos una representación gráfica de las franjas que han sido expuestas en color verde, así como una tabla de parámetros asociados a la prueba en la parte inferior izquierda y un histograma de las desviaciones obtenidas en conjunto con la tolerancia establecida; en la tabla 45 podemos ver un resumen de algunos de los valores asociados para cada angulación del gantry.

**Tabla 45***Valores obtenidos asociados a la Prueba Picket Fence*

Angulación del gantry	Parámetros asociados	Valor encontrado
0 °	Máxima diferencia (mm)	0,15
	Interstrip ratio (%)	99,4
	Distancia “iso to strip” (mm)	-0,6
90 °	Máxima diferencia (mm)	0,19
	Interstrip ratio (%)	99,04
	Distancia “iso to strip” (mm)	-0,70
180 °	Máxima diferencia (mm)	0,16
	Interstrip ratio (%)	99,06
	Distancia “iso to strip” (mm)	-0,50
270 °	Máxima diferencia (mm)	0,13
	Interstrip ratio (%)	99,08
	Distancia “iso to strip” (mm)	-0,20

Fuente: Elaboración propia, 2020.

Algunos de los significados relacionados con estos parámetros son:

- El número total de perfiles es igual al producto del número de franjas con respecto al número total de filas de pixel.
- El siguiente parámetro mide el número de hojas que se encuentran fuera de la tolerancia establecida.

- El parámetro “Failing peaks” está relacionado con el número de perfiles que se encuentren fuera de la tolerancia establecida.
- El “Maximum difference” establece la diferencia máxima entre un máximo de perfil y la línea de mejor ajuste.
- La desviación estándar se establece midiendo la diferencia entre cada perfil y la línea de mejor ajuste.
- El “interstrip ratio” representa la transmisión entre hojas y la transmisión sobre una hoja.
- La distancia “iso to strip” corresponde a la distancia entre el punto del isocentro y el centro de la franja más cercana.
- Posteriormente, se calculan los valores promedios de las distancias entre las líneas de mejor ajuste para cada una de las franjas.
- Por último, se calculan las pendientes entre las líneas de mejor ajuste.

En la segunda imagen, se presenta el FWHM de cada una de las franjas, a lo largo del eje y (en este caso, se obtuvo la muestra de 39 puntos para cada una de las franjas). Del mismo modo, se presenta una muestra de las filas distintas y se comparan los valores obtenidos por medio de una función Lorentziana o Gaussiana dependiendo del número de puntos medidos para cada perfil (una curva ajuste Gaussiana se utiliza si hay 3 a 8 puntos de medición; por otro lado, se hará una curva de ajuste Lorentziana para 9 puntos de medición o más).

Una vez evaluados todos los puntos de cada franja, se calcula la línea de mejor ajuste para determinar la desviación de cada perfil con respecto al valor máximo; finalmente, podemos estudiar la desviación de cada uno de los perfiles y comparar los valores obtenidos con la tolerancia preestablecida.

De acuerdo con los resultados obtenidos podemos concluir que estos se encuentran dentro de la tolerancia, la cual fue de 0.4 mm ( $\pm 2.0$  mm); por otro lado, la máxima variación fue de aproximadamente 0.23 mm. La distancia entre las líneas 2 y 3 fue la mayor

distancia independiente de la posición del gantry por lo que se sugiere una revisión a las hojas MLC.

Comparando los valores de FWHM para cada movimiento del gantry podemos observar que las mayores desviaciones se dan para los ángulos de  $90^\circ$  y  $270^\circ$  en los que la fuerza de gravedad es paralela al desplazamiento del MLC; caso contrario a cuando el gantry está a  $0^\circ$  y  $180^\circ$ , en donde la fuerza de gravedad es perpendicular al desplazamiento del MLC, sin embargo, sus desviaciones se encuentran todavía dentro de la tolerancia.

### 5.9. Beam Matching

Seguidamente, se presenta un resumen dosimétrico del rendimiento del acelerador lineal UNIQUE con respecto al VARIAN 1 al 4, así como las discrepancias cuando se utilizan cuñas físicas.

**Tabla 46**

*Dosis de referencia para todos los Aceleradores Lineales*

Acelerador Lineal	Dosis en condiciones de Referencia (Gy)
Varian 1	0,806
Varian 2	0,806
Varian 3	0,806
Varian 4	0,806
UNIQUE	0,806

*Nota:* D. Mora (comunicación personal, julio 2020).



**Tabla 47**

*Diferencias entre los distintos Aceleradores Lineales sobre el valor de referencia con cuñas*

Acelerador Lineal	Cuña (°)	Dosis en condiciones de referencia (Gy)	Porcentaje de discrepancia con respecto al valores reportado por el UNIQUE
Varian 1	15	0,5760	0,31
Varian 2		0,5760	0,31
Varian 3		0,5700	1,37
Varian 4		0,5700	1,37
UNIQUE		0,5778	-
Varian 1	30	0,4460	-0,52
Varian 2		0,4460	-0,52
Varian 3		0,4420	0,38
Varian 4		0,4450	-0,29
UNIQUE		0,4437	-
Varian 1	45	0,3970	2,92
Varian 2		0,3970	2,92
Varian 3		0,3950	3,44
Varian 4		0,3940	3,71
UNIQUE		0,4086	-
Varian 1	60	0,3270	2,05
Varian 2		0,3270	2,05
Varian 3		0,3270	2,05
Varian 4		0,3260	2,36
UNIQUE		0,3337	-

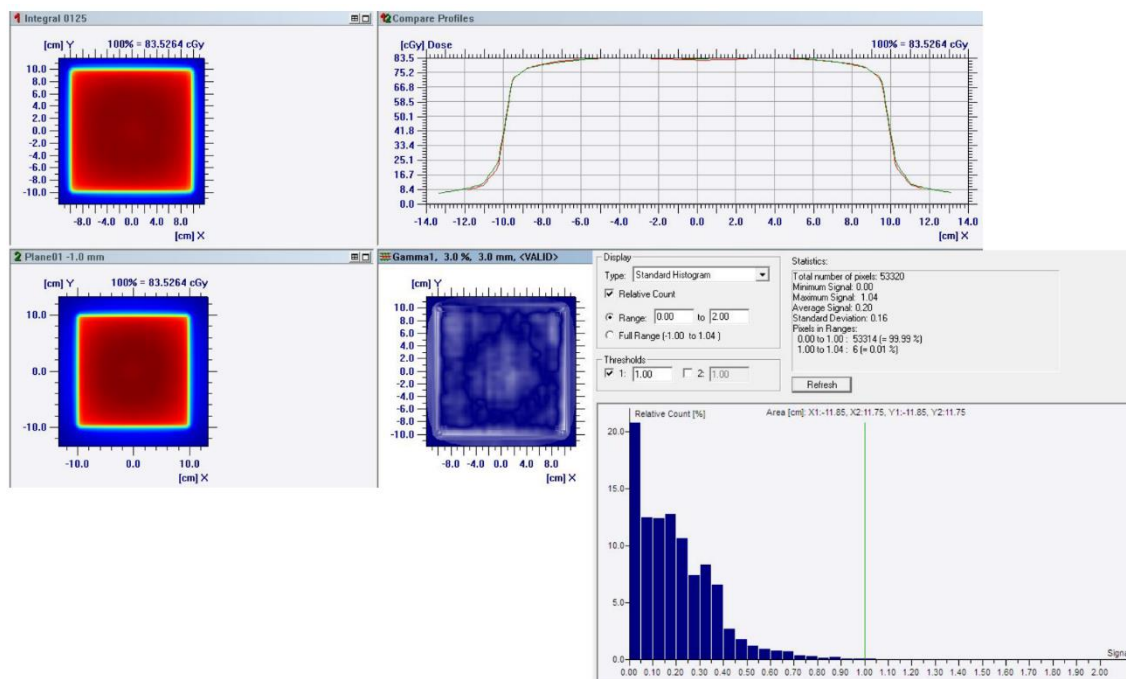
*Nota:* D. Mora (comunicación personal, julio 2020).

Primeramente, se realizó un análisis con un campo de 20 x 20 cm<sup>2</sup> para evaluar la reproducibilidad utilizando el equipo Matrixx Evolution. En todos los casos, se evaluó

las diferencias de distribución de dosis absolutas por medio de un análisis gamma donde las tolerancias fueron 3% con 3 mm.

**Figura 134**

*Reproducibilidad del campo 20 x 20 cm<sup>2</sup> utilizando el Matrixx Evolution*



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

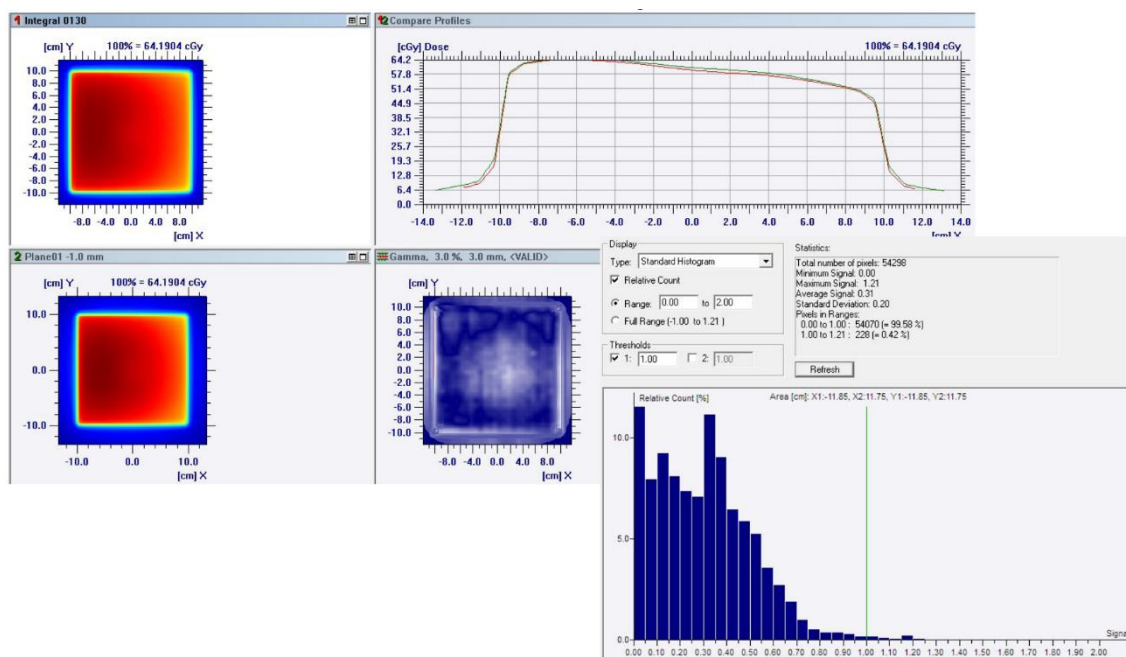
Como se puede apreciar en la Figura anterior, los resultados del análisis gamma sobre la reproducibilidad del campo 20 x 20 cm<sup>2</sup> fueron satisfactorios. Posteriormente, se realizaron mediciones de las cuñas físicas en el UNIQUE con los siguientes tamaños de campo:

- El tamaño de campo fue de 20 x 20 cm<sup>2</sup> para la cuña de 15°, 30° y 45°.
- Para la cuña de 60°, el tamaño de campo fue de 15 x 20 cm<sup>2</sup>

Las mediciones fueron comparadas con la máquina virtual de UNIQUE utilizando un análisis gamma con las mismas tolerancias expuestas en la prueba anterior. A continuación, se presentan las imágenes con los resultados obtenidos.

Figura 135

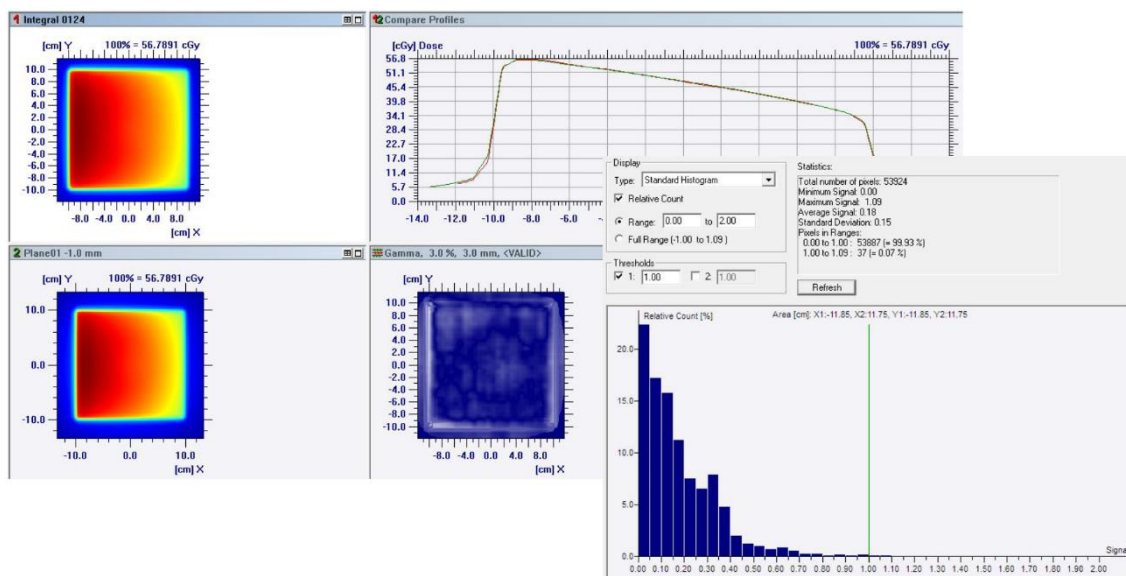
*Cuña física 15°. Posición RIGHT*



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 136

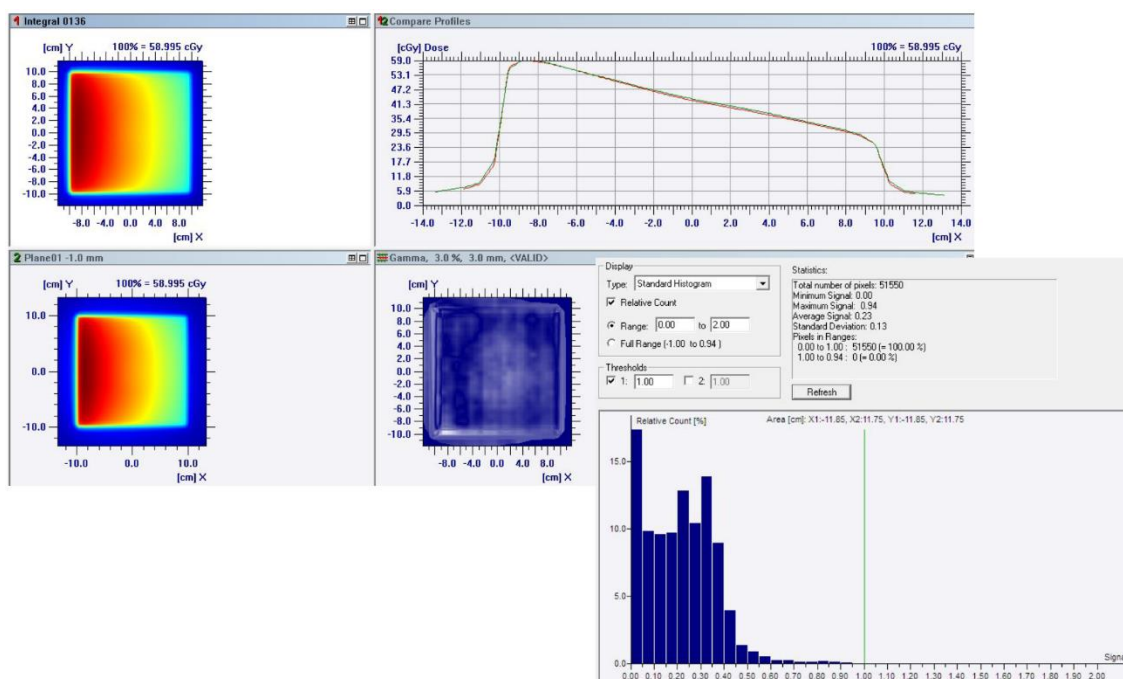
*Cuña Física 30°. Posición RIGHT*



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 137

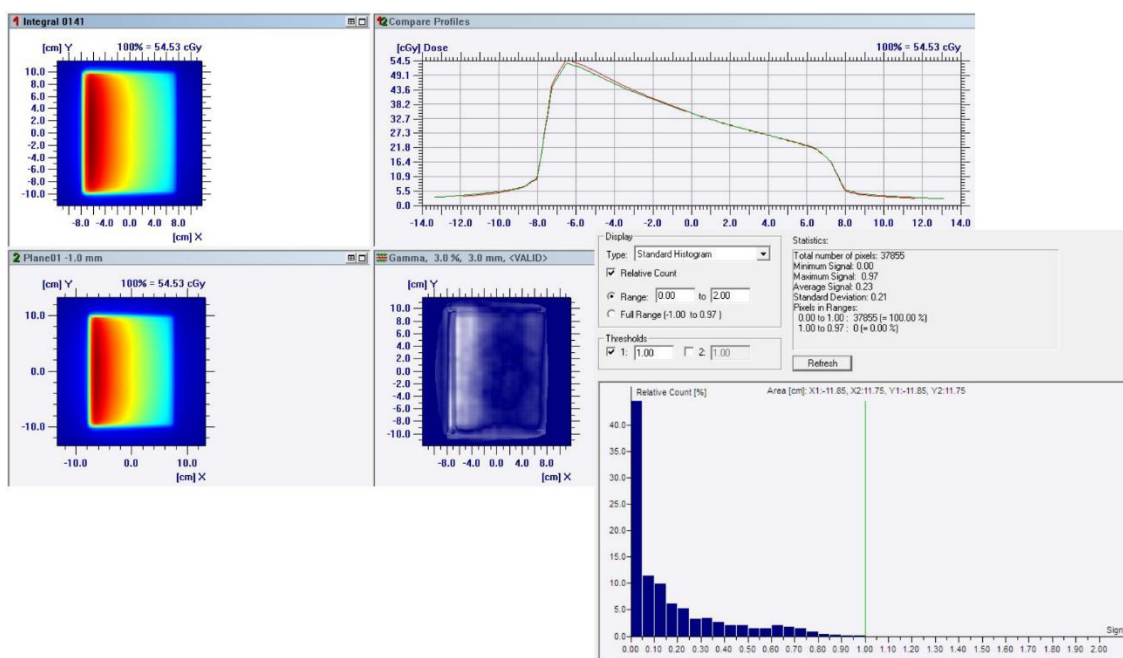
*Cuña Física de 45°. Posición RIGHT*



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 138

*Cuña Física de 60°. Posición RIGHT*



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

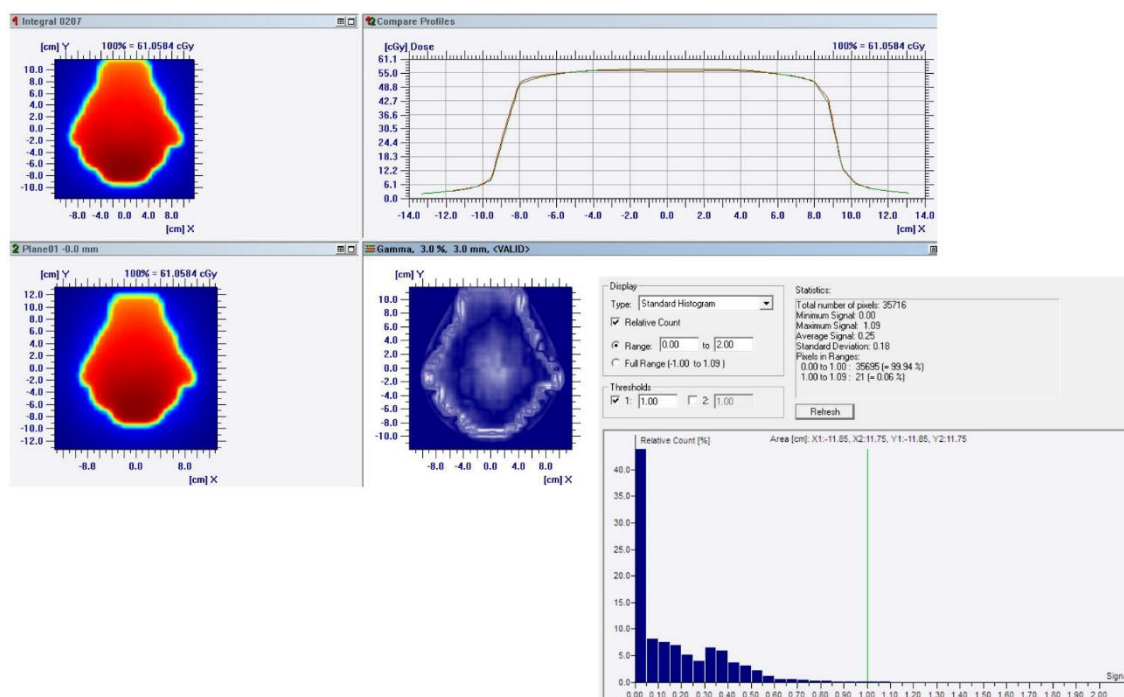
Al comparar las distribuciones de dosis medidas con las distribuciones calculadas por el TPS, todos los resultados estuvieron dentro de las tolerancias establecidas. Por último, se tomó un caso de prueba (con campos sin cuñas y con cuñas físicas y dinámicas) y se planificó en los 5 aceleradores lineales utilizando el Beam Data de cada uno.

Finalmente, se irradió y se analizó en el UNIQUE cada planificación, de forma tal que se evalúa la reproducibilidad del tratamiento en el UNIQUE a través del Beam Data de los demás aceleradores lineales. La tolerancia para cada prueba fue la misma que en los demás estudios; a continuación, se presentan los resultados de las pruebas para cada acelerador.

Planificación para el Varian 1:

### Figura 139

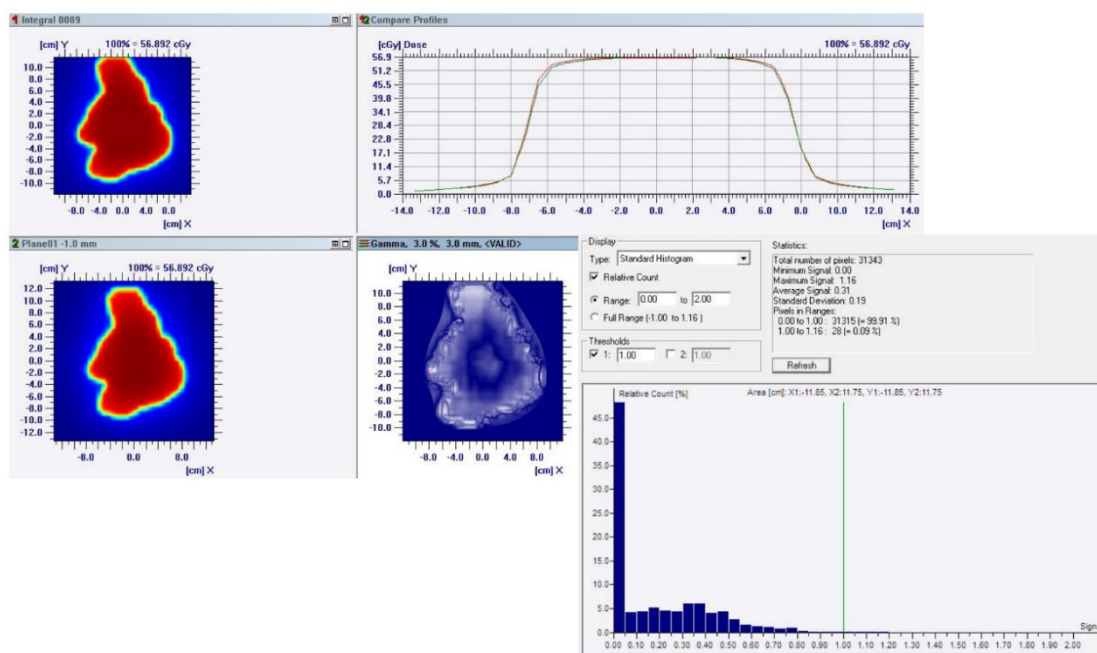
*Planificación para el Varian 1. Campo Gantry 0° y su histograma. Cuña dinámica*



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 140

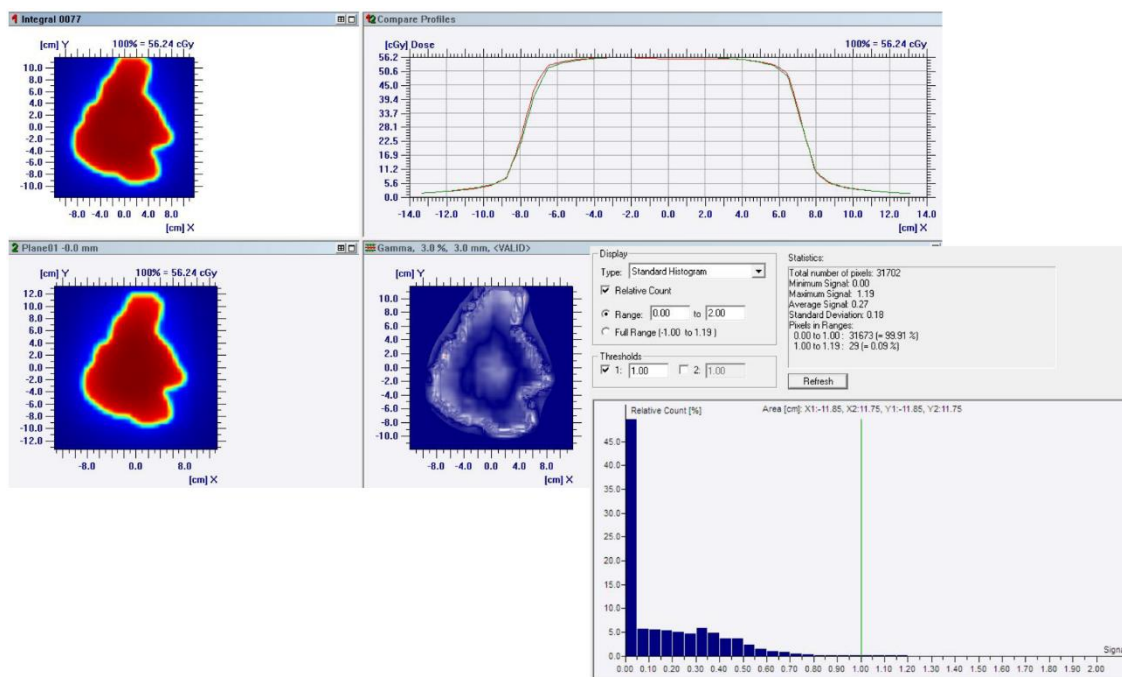
Planificación para el Varian 1. Campo Gantry 90° y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 141

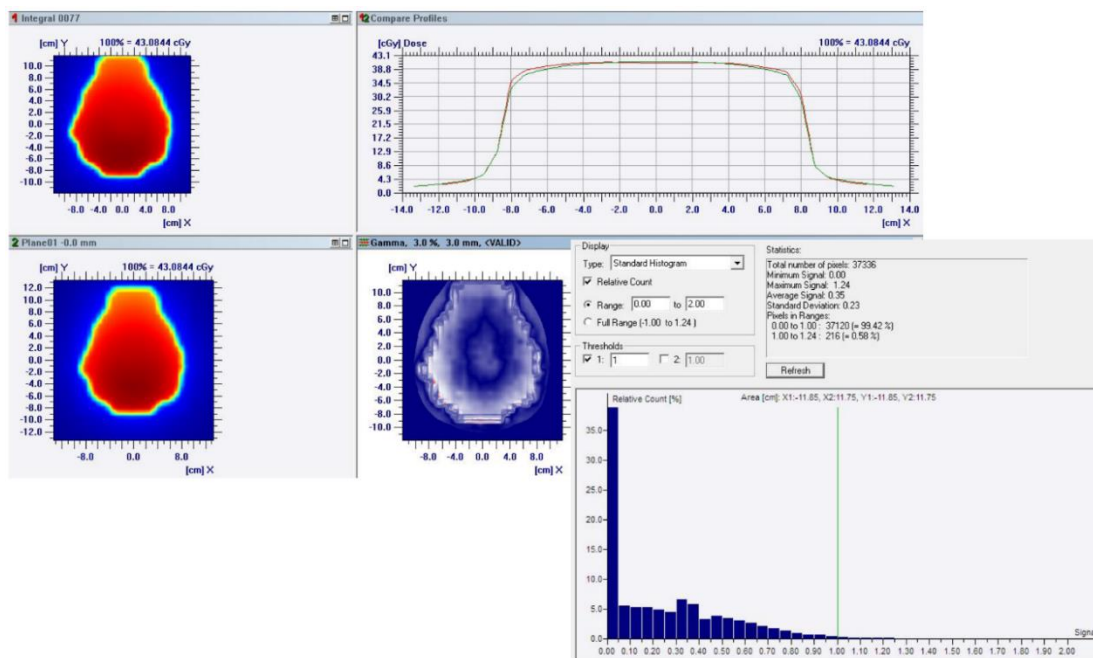
Planificación para el Varian 1. Campo Gantry 180°, con cuña física y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 142

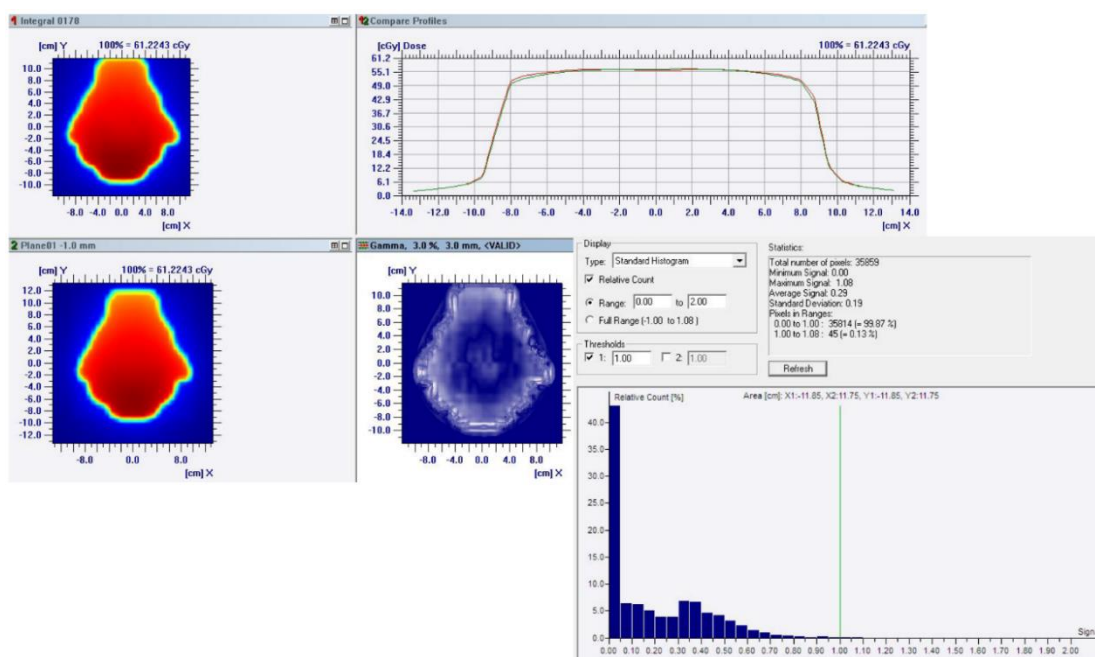
Planificación para el Varian 1. Campo Gantry 270° y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 143

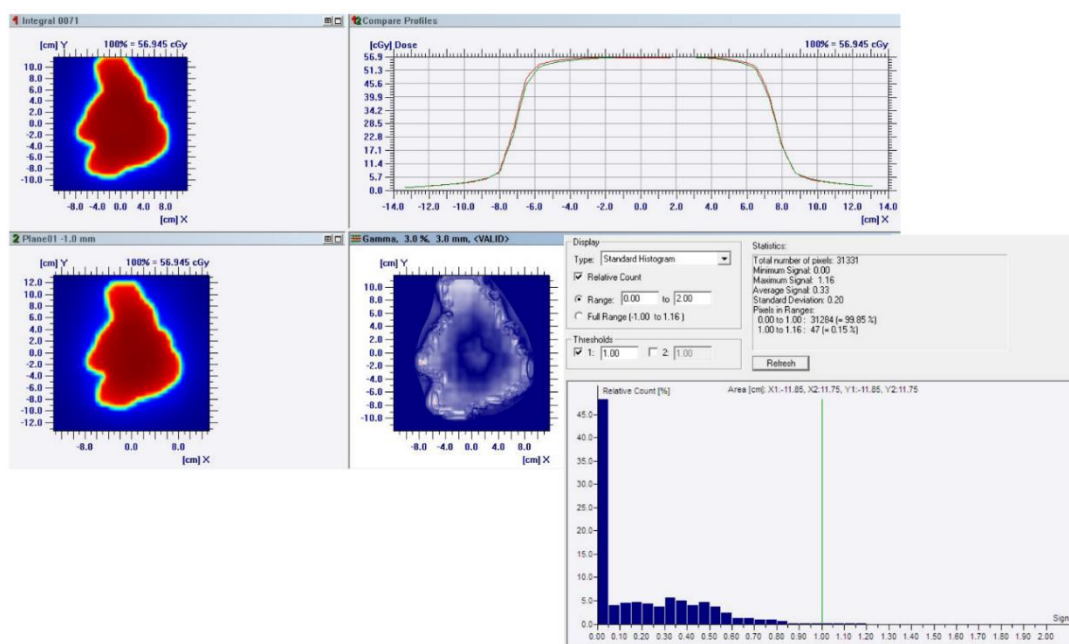
Planificación para el Varian 2. Campo Gantry 0° y su histograma. Cuña dinámica



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 144

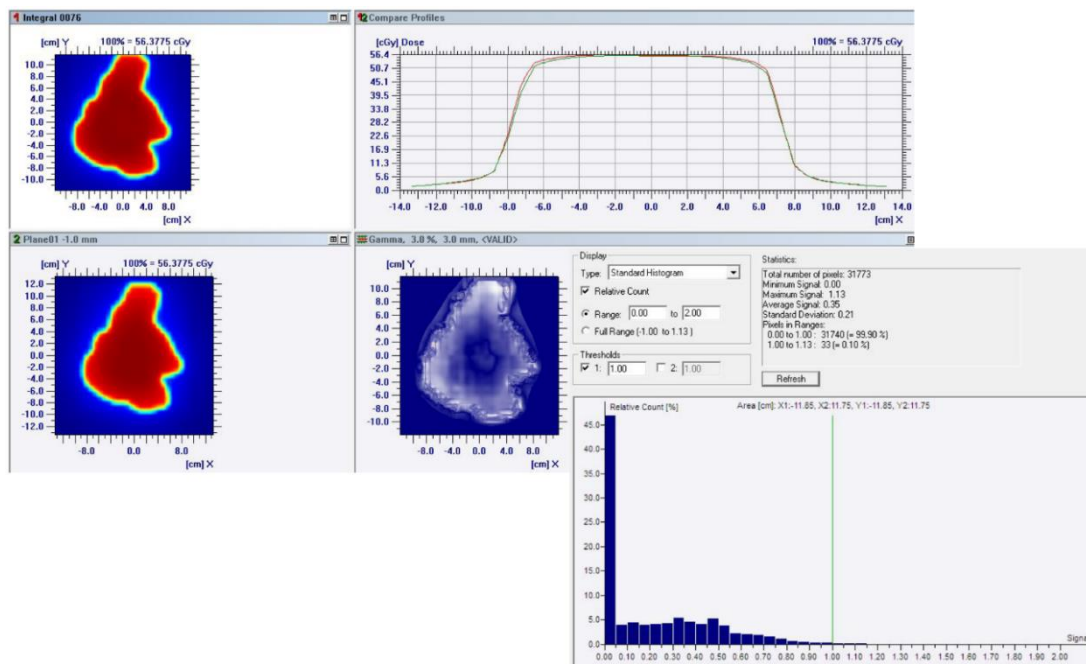
Planificación para el Varian 2. Campo Gantry 90° y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 145

Planificación para el Varian 2. Campo Gantry 180°, con cuña física y su histograma

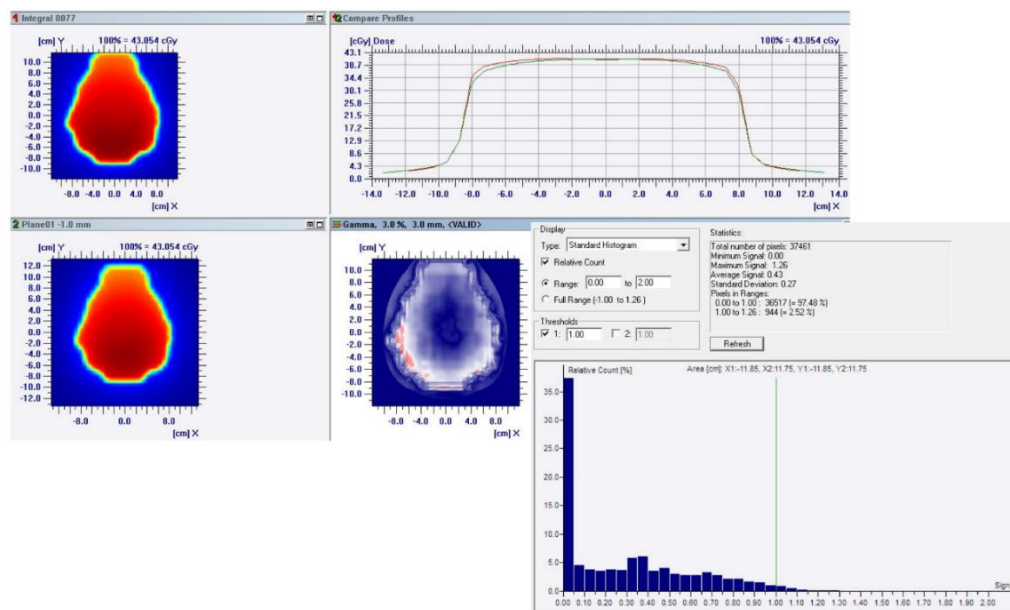


Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.



Figura 146

Planificación para el Varian 2. Campo Gantry 270° y su histograma

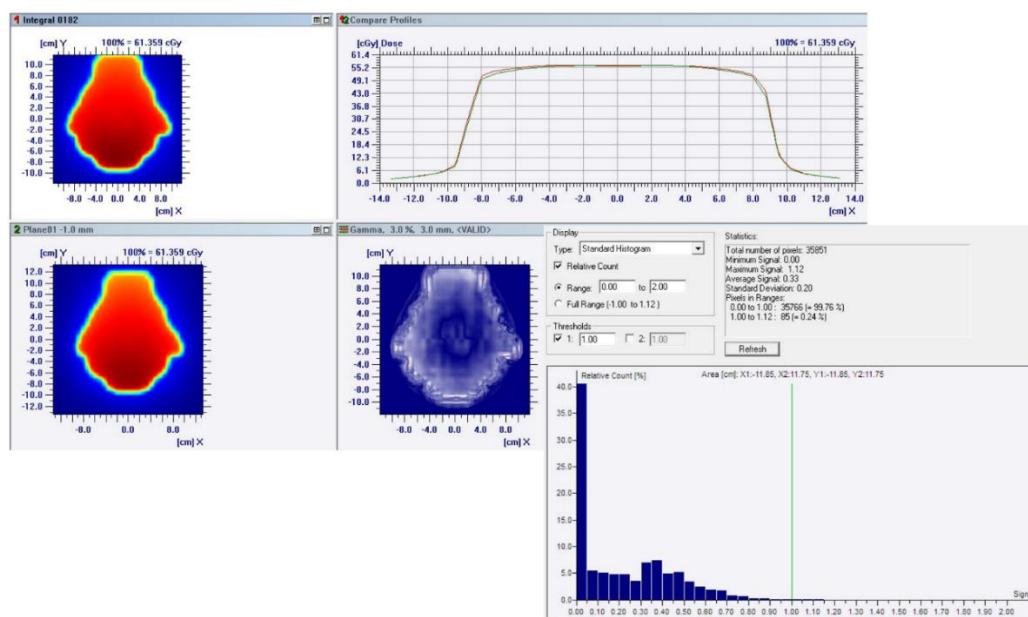


Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Planificación para el Varian 3:

Figura 147

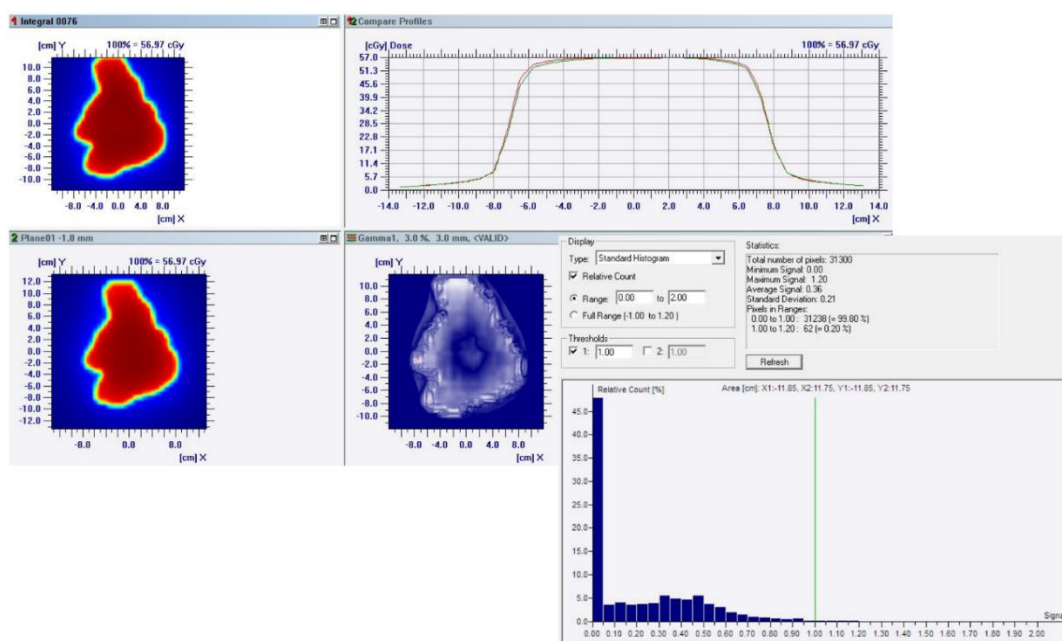
Planificación para el Varian 3. Campo Gantry 0° y su histograma. Cuña dinámica



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 148

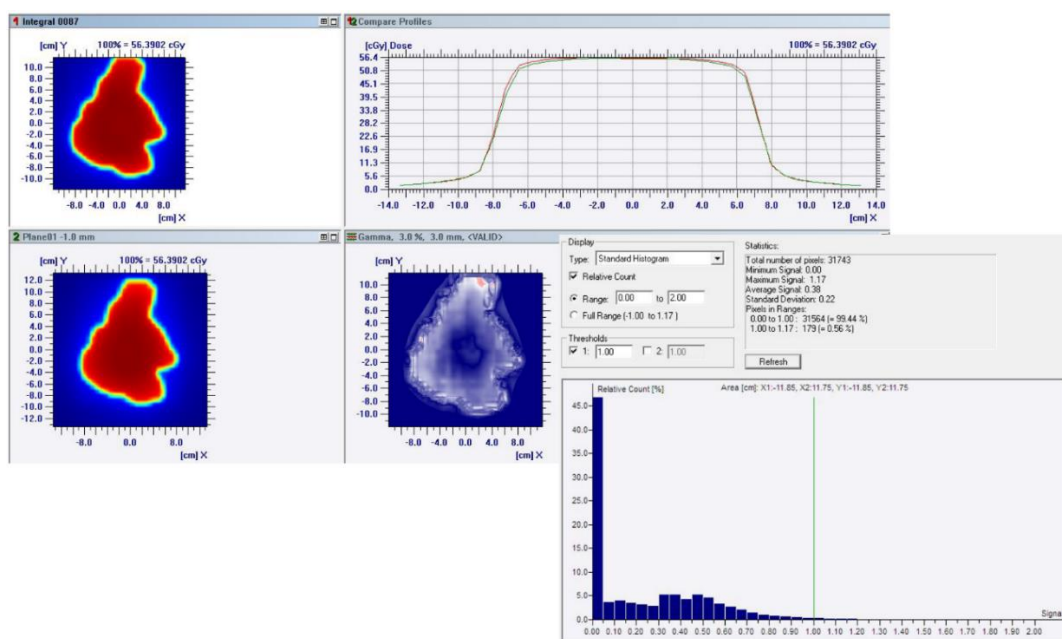
Planificación para el Varian 3. Campo Gantry 90° y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 149

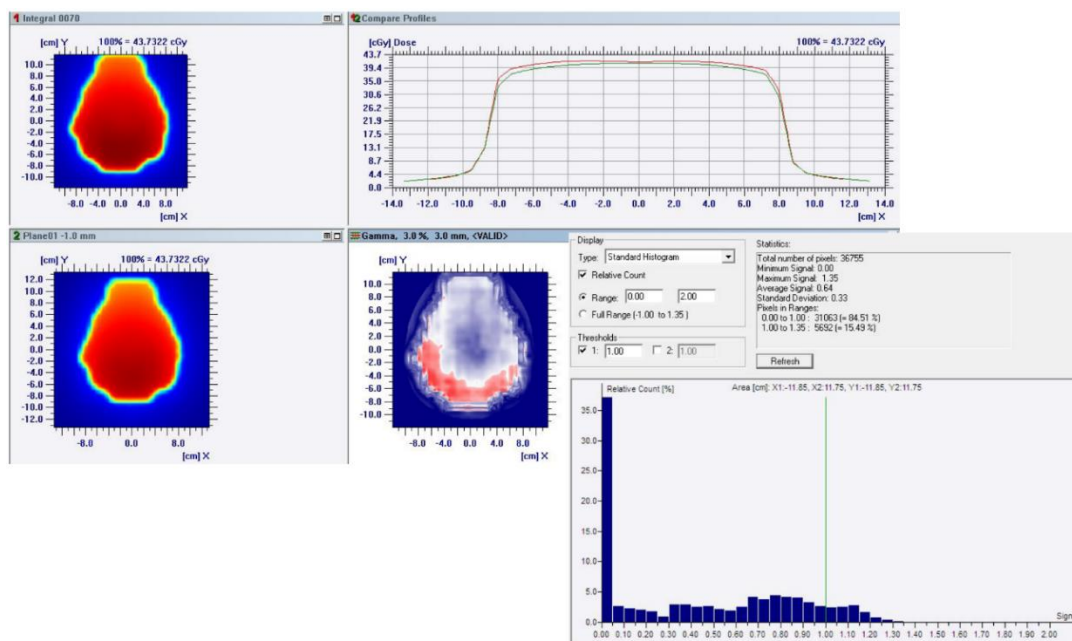
Planificación para el Varian 3. Campo Gantry 180°, con cuña y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 150

Planificación para el Varian 3. Campo Gantry 270° y su histograma

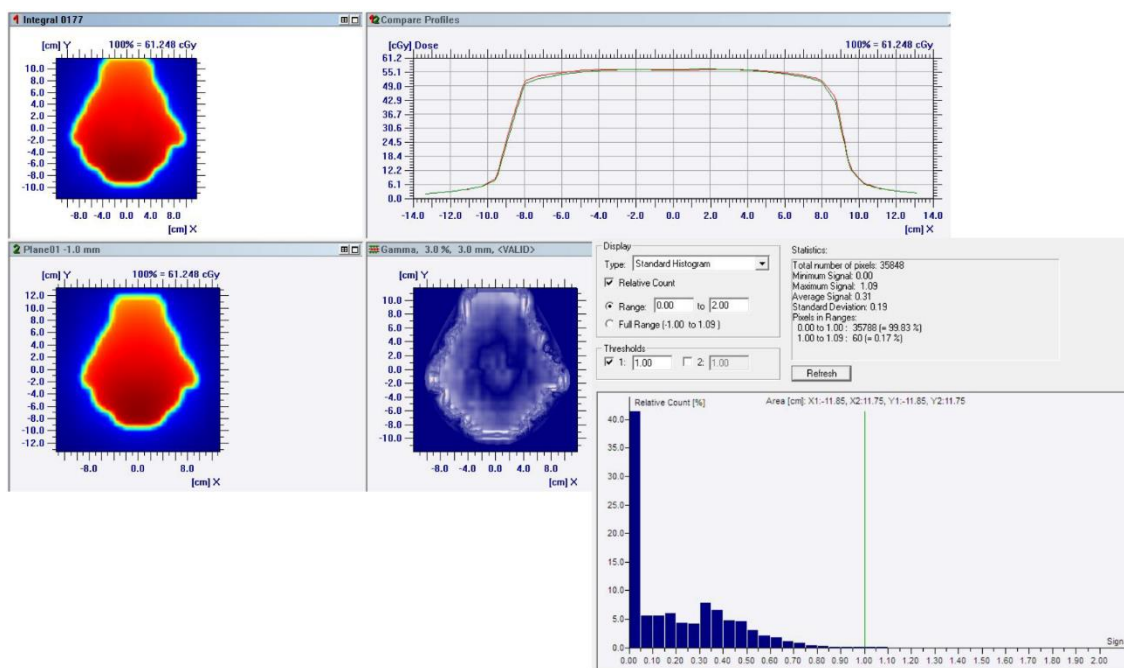


Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Planificación para el Varian 4:

Figura 151

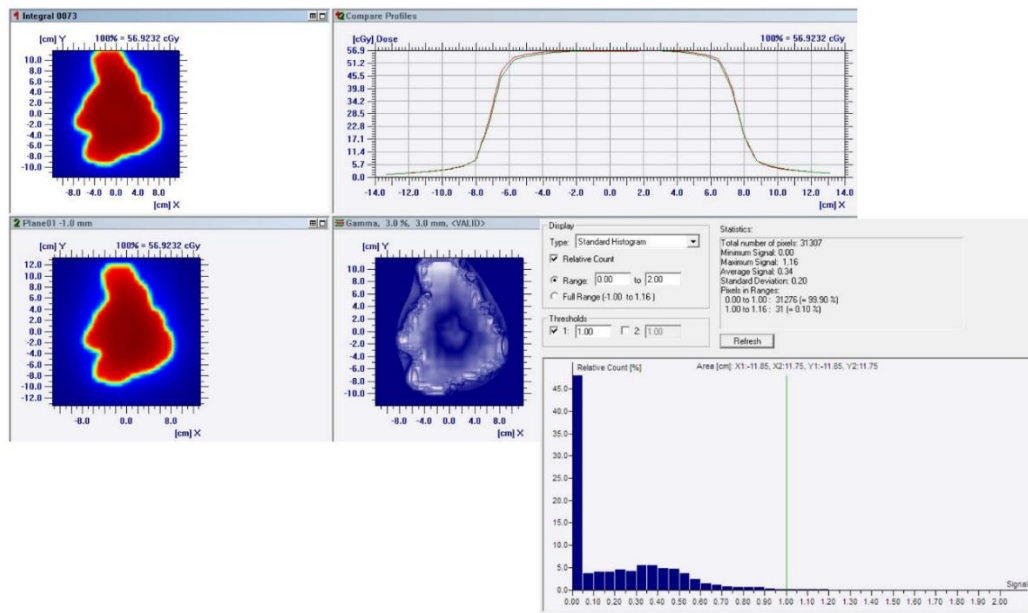
Planificación para el Varian 4. Campo Gantry 0° y su histograma. Cuña dinámica



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 152

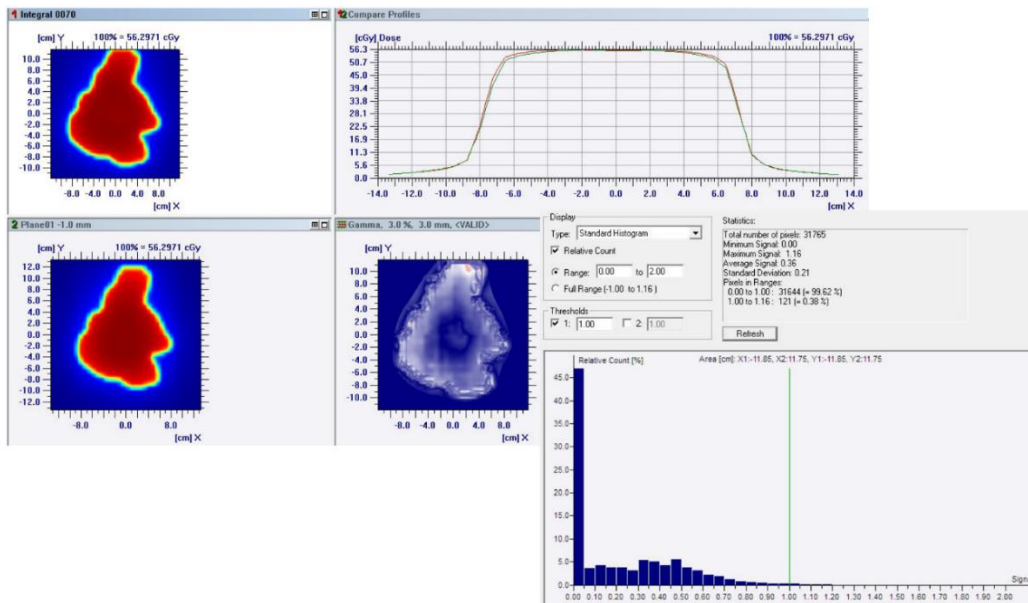
Planificación para el Varian 4. Campo Gantry 90° y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 153

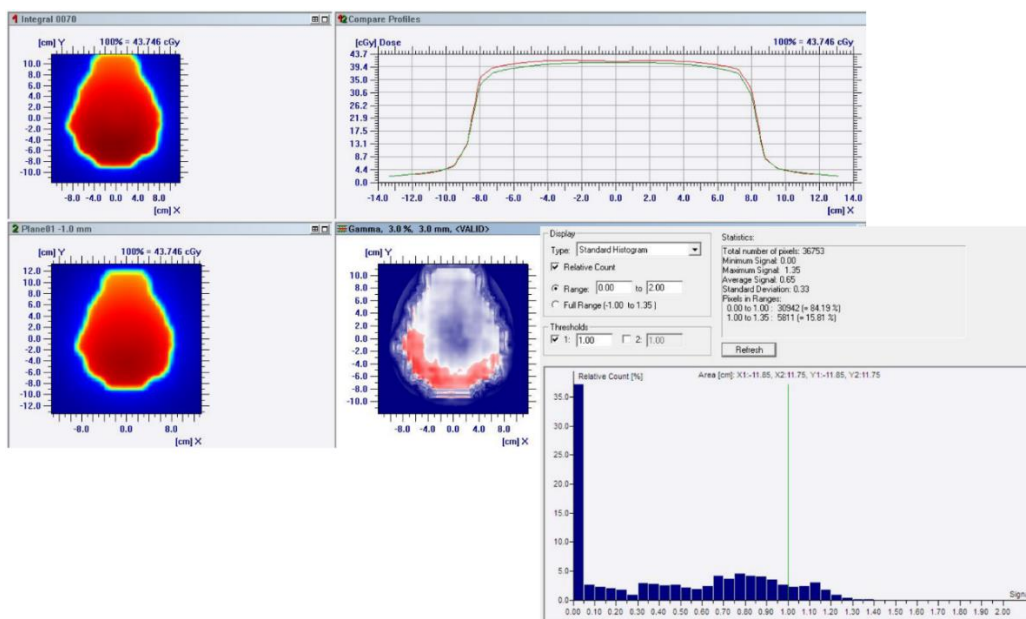
Planificación para el Varian 4. Campo Gantry 180°, con cuña física y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

**Figura 154**

Planificación para el Varian 4. Campo Gantry 270° y su histograma

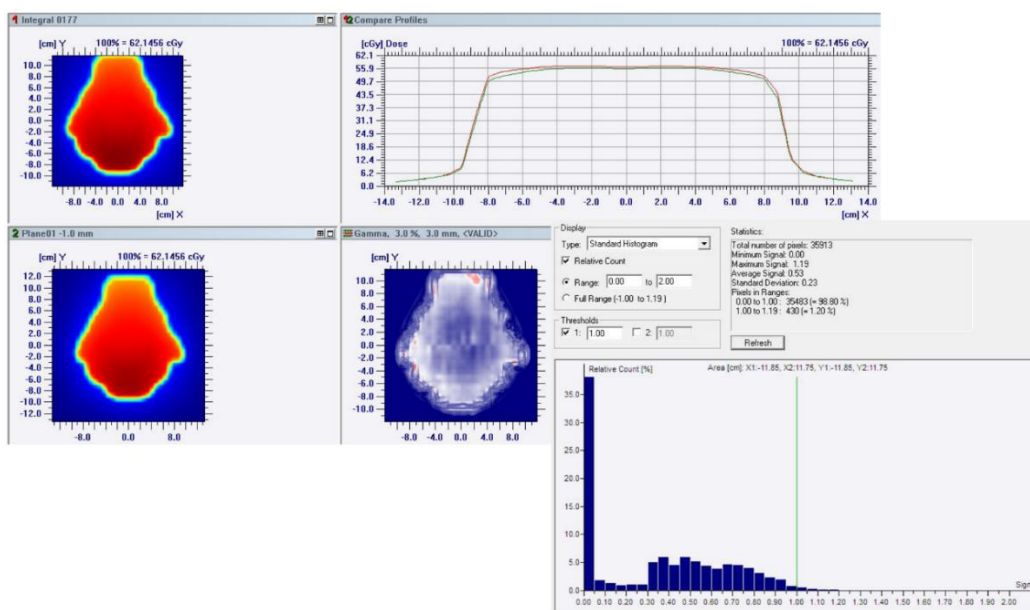


*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Planificación para el UNIQUE:

**Figura 155**

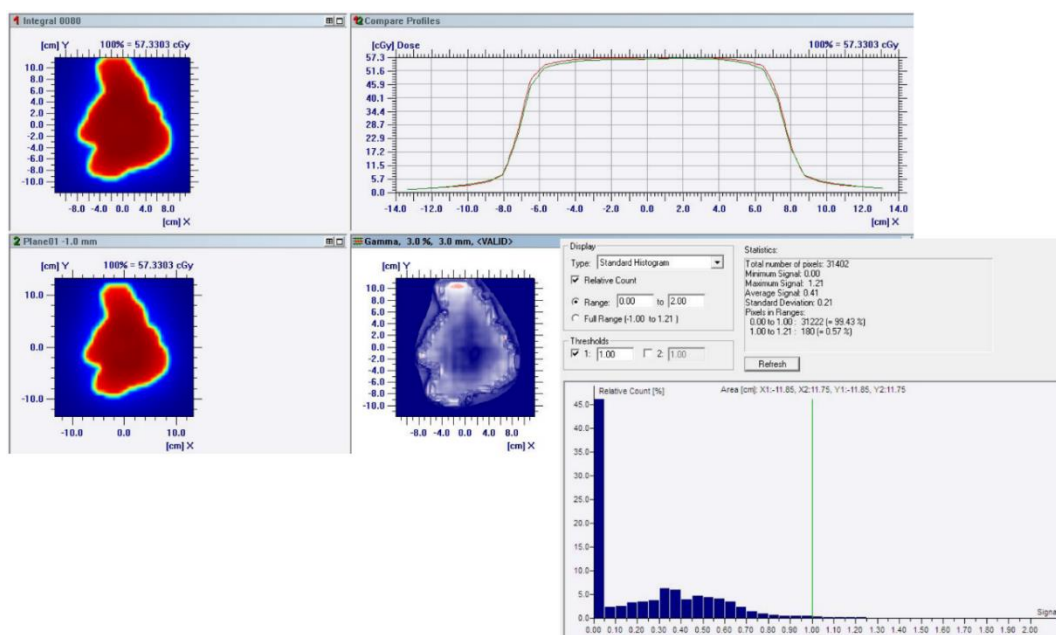
Planificación para el UNIQUE. Campo Gantry 0° y su histograma. Cuña dinámica



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 156

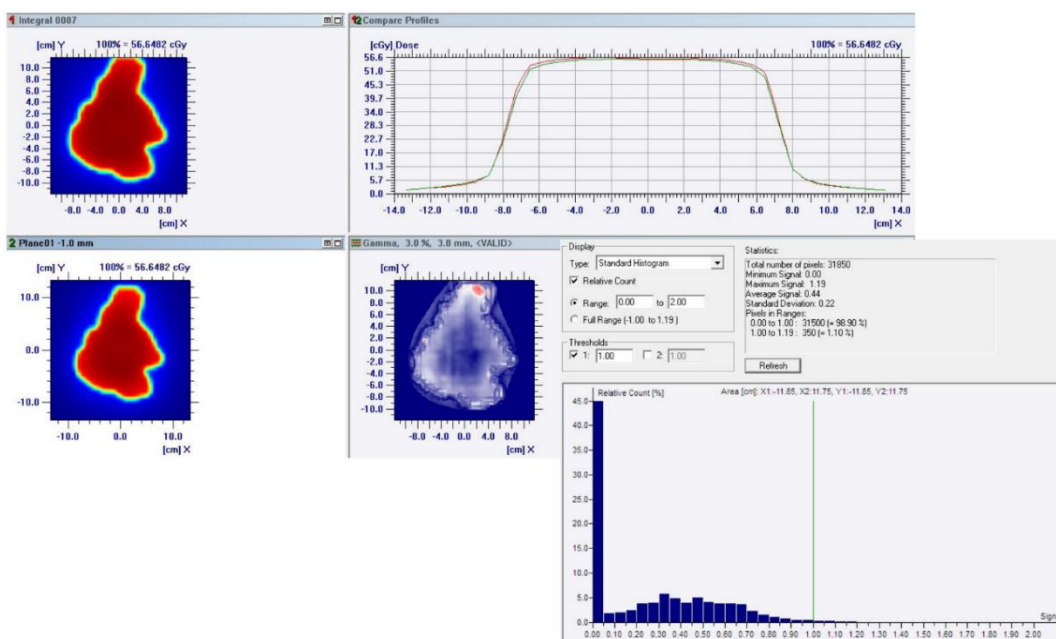
Planificación para el UNIQUE. Campo Gantry 90° y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

Figura 157

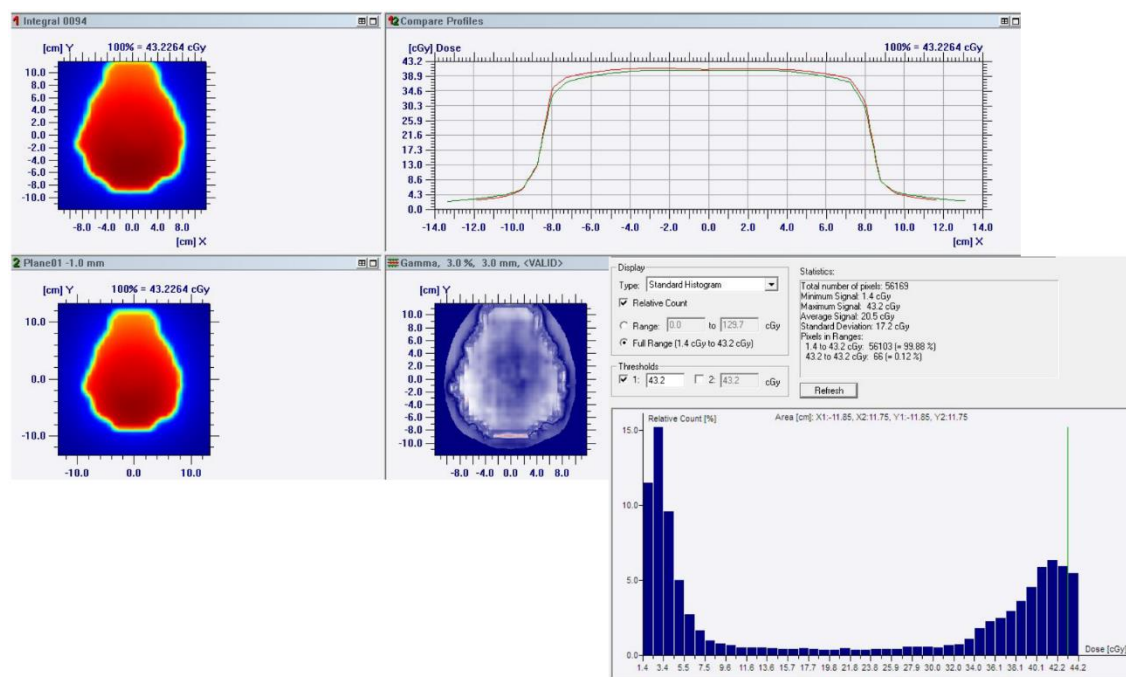
Planificación para el UNIQUE. Campo Gantry 180°, con cuña física y su histograma



Nota: Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

## Figura 158

Planificación para el UNIQUE. Campo Gantry 270° y su histograma



*Nota:* Elaborado utilizando el Matrixx Evolution.

### 5.9.1. Análisis de los resultados obtenidos por el análisis gamma

Como se puede apreciar en los resultados obtenidos, todos los aceleradores muestran una equivalencia dosimétrica al estar dentro de la tolerancia establecida; sin embargo, las mayores discrepancias se dieron con el campo G180, el cual utiliza una cuña de 15°, tanto para el Varian 3 como para el Varian 4. Si observamos la Tabla 17, podemos observar que las diferencias entre los valores de referencia del Varian 3 y 4 eran mayores (1.37%) en comparación con el Varian 1 y 2 (0.37%).

Es por esta razón que se recomienda revisar de nuevo estos datos, en especial para la cuña de 45° ya que allí es donde las diferencias son mayores a las demás (la variación máxima fue de 3.71% para el Varian 4). Las variaciones con los demás campos son similares, por lo que las diferencias encontradas entre el valor de transmisión y el DLG no afectan de forma significativa la planificación del tratamiento.

## **Capítulo 6: Conclusiones**



## 6. Conclusiones

Como se puede apreciar en la cantidad de pruebas realizadas y en el análisis de los resultados obtenidos, la verificación del comisionamiento es un proceso complejo y delicado que requiere de constante verificación por parte del personal a cargo. Primeramente, la determinación correcta de la dosis en agua es esencial para cualquier medición posterior y debe encontrarse dentro de los parámetros establecidos por guías nacionales e internacionales (Koniarová y Kotík, 2019).

Como se puede apreciar en los resultados obtenidos, tanto la determinación del factor de corrección  $k_Q$  como el valor de dosis absoluta se encuentran menores al 1%, demostrando estar dentro de la tolerancia establecida. Del mismo modo, se realizaron las comparaciones de dosis absoluta con todas las cuñas físicas disponibles, demostrando un error menor al 2% para la mayoría de los casos en comparación con los valores encontrados durante el comisionamiento.

Se encontró que la mayor desviación de los factores de campos medidos durante la verificación con respecto a los del comisionamiento fue menor al 2% y menores al 1% para el resto de los demás valores comparados.

Para el caso de los perfiles Inplane y Crossplane, se demostró que la planitud y la simetría se encuentran dentro de la tolerancia especificada por el fabricante (ver sección 5.2.2), a pesar de encontrarse a una profundidad menor. Esto debido a que la planitud mejora con respecto a la profundidad y la simetría es menor al 1.5 % para campos mayores o iguales al  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , donde el fabricante establece que esto debe cumplirse para campos mayores al  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Con respecto a los datos adquiridos para el PDD, se evaluaron distintos parámetros que especifican la calidad del haz para el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  con un  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ . Tanto el valor de  $D_{\text{máx}}$  como el  $D_{10}$ , se encuentran dentro de la tolerancia establecida.

En la dosimetría absoluta de campos pequeños, se demostró la influencia que tiene la conformación de los campos con el MLC, tal cual lo hace el sistema de planificación ECLIPSE™, en comparación a la conformación de campos pequeños utilizando únicamente los colimadores secundarios, demostrando el alto impacto que tiene el

modelado del MLC en el sistema de planificación para el cálculo de distribuciones de dosis de campos pequeños.

Las diferencias entre ambas formas de conformar el campo son más relevantes para campos iguales o menores al de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , lo cual cumple con las condiciones bajo las cuales un campo se considera pequeño (ver sección 4.4). Comparando los factores de campo para campos pequeños medidos por el Diodo E, se observa que estos no superaron el 1% de error con respecto a los resultados obtenidos durante el comisionamiento, lo cual demuestra una excelente reproducibilidad.

Al contrastar las lecturas de los factores de campo obtenidas con distintos detectores con respecto al diodo, se demostró que el error es menor al 1% si se utilizan las cámaras de ionización tipo Semiflex y Pinpoint para un campo igual o mayor al  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ . Al disminuir el tamaño de campo a  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ , el error aumenta para la Semiflex en un 2.68%, pero este aproximadamente sigue siendo menor al 1% para el caso de la Pinpoint 3D; para campos menores al  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ , las diferencias se vuelven cada vez más significativas hasta llegar al 13% para el caso de la cámara Semiflex y un 7% para el caso de la Pinpoint 3D.

Por otro lado, se demostró que, a mayor tamaño del volumen sensible del detector, mayor será el tamaño de la penumbra medida en los perfiles Inplane y Crossplane de campos pequeños; del mismo modo ocurre para la medición de las curvas de PDD, se demostró que las curvas de los detectores Semiflex, Pinpoint 3D y Diodo E son prácticamente iguales para campos mayores o iguales a  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ . Para los campos menores al  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , las diferencias son significativas entre los distintos detectores y se pueden apreciar claramente las diferencias entre ellos.

En las pruebas realizadas según el TECDOC-1540, solo se encontraron 2 valores de dosis absorbida que se encuentran fuera de la tolerancia establecida para la profundidad del máximo ( $z=1.4 \text{ cm}$ ); sin embargo, al ser ambos puntos máximos de dosis y ubicarse en zonas de alto gradiente, estos son propensos a tener errores por el posicionamiento del detector. La evaluación de todos los parámetros medidos para las pruebas del TECDOC-1151, se consideró conforme al encontrarse todos ellos dentro de la tolerancia establecida.

La transmisión del colimador multiláminas fue evaluada según las especificaciones del acelerador lineal CLINAC iX de Varian, ya que los dos comparten el mismo sistema de MLC; la transmisión que dicta el fabricante debe ser menor al 2.5% y en nuestro caso lo fue, llegando a ser 1.37%.

El valor medido del DLG fue comparado con el valor que se encuentra en los aceleradores lineales Varian 3 y 4; la mayor diferencia entre el valor de DLG fue aproximadamente de 0.02 cm, el cual también concuerda con el valor obtenido para el comisionamiento.

Para la prueba del Picket Fence, se demostró que todos los parámetros se encuentran dentro de las tolerancias establecidas para las distintas posiciones del gantry, garantizando el buen funcionamiento del MLC en cuanto a la posición de sus láminas en cada instante del tiempo.

Durante el Beam Matching, se verificó que la dosis de referencia establecida en el sistema de planificación ECLIPSE™ fuera exactamente el mismo valor para todos los aceleradores lineales para la energía de 6 MV. Se demostró que para campos abiertos y con cuñas dinámicas, el cálculo realizado por el sistema de planificación para las máquinas virtuales de cualquiera de los aceleradores es reproducible en el acelerador UNIQUE, dentro de las tolerancias establecidas.

Sin embargo, se nota una diferencia para aquellos campos que utilizan la cuña física de 15°; esta diferencia fue menor para el Varian 1 y 2, los cuales presentan un error del 0.31% a diferencia del Varian 3 y 4, los cuales tienen un error del 1.37% en comparación con el UNIQUE.

Por último, se recomienda por medio del TRS-483 y dada la incertidumbre asociada a la medición de campos pequeños, utilizar distintos detectores para comparar los valores obtenidos, así como realizar intercomparaciones para asegurar la exactitud de los resultados obtenidos. Dado que no existe el detector idóneo, sería útil contar con filme radiocrómico, diodos de diamante, MOSFETS o dosímetros de gel.

Por otro lado, se recomienda la creación de un Sistema de Gestión de la Calidad para ordenar la información, procedimientos, registros, manuales, ficha técnica de equipos,

responsabilidades del personal a cargo y controles dosimétricos, de modo que se pueda asegurar la calidad de los resultados obtenidos.

Finalmente, se recomienda realizar una revisión y medición de las cuñas de cada uno de los aceleradores para verificar las diferencias que haya entre los resultados obtenidos. Del mismo modo, se puede considerar el repetir la prueba final del Beam Matching con la mayor diferencia obtenida entre los distintos aceleradores, de modo que la prueba se haga sobre el peor escenario posible (en nuestro caso, sería utilizar la cuña de 45° ya que esta fue la que presentó el mayor de los errores).

En conclusión, los resultados generales obtenidos de dosimetría absoluta y relativa se encuentran dentro de las tolerancias establecidas por las normas internacionales; lo cual nos garantiza el buen funcionamiento del acelerador lineal UNIQUE de Varian con fines clínicos para tratamientos con 3DCRT.

## 7. Bibliografía

- Akino, Y., Mizuno, H., Isono, M., Tanaka, Y., Masai, N. y Yamamoto, T. (2020). Small-field dosimetry of TrueBeam<sup>TM</sup> flattened and flattening filter-free beams: A multi-institutional analysis [Dosimetría de campo pequeño de haces TrueBeam<sup>TM</sup> aplanadas y aplanadas sin filtro: Un análisis multiinstitucional]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21(1), 78-87.
- Akino, Y., Mizuno, H., Tanaka, Y., Isono, M., Masai, N. y Yamamoto, T. (2018). Inter-institutional variability of small-field-dosimetry beams among HD120<sup>TM</sup> multileaf collimators: A multi-institutional análisis [Variabilidad interinstitucional de haces de dosimetría de campo pequeño entre colimadores de hojas múltiples HD120<sup>TM</sup>: un análisis multiinstitucional]. *Physics in Medicine & Biology*, 63(20), 1-11. doi:10.1088/1361-6560/aae450
- Alfonso, R., Andreo, P., Capote, R., M., Saiful, M., Kilby, W., Kjäll, P., Mackie, T., Palmans, H., Rosser, K., Seuntjens, J., Ullrich, W. y Vatnitsky S. (2008). A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields [Un nuevo formalismo para la dosimetría de referencia de campos pequeños y no estándar]. *Medical Physics*, 35(11), 5179-5186. doi:10.1118/1.3005481
- Almond, P., Biggs, P., Coursey, B., Hanson, W., Saiful, M., Nath, R. y Rogers, D. (1999). AAPM'S TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams [Protocolo TG-51 de AAPM para la dosimetría de referencia clínica de haces de electrones y fotones de alta energía]. *Medical Physics*. 26(9), 1847-1870. <https://doi.org/10.1118/1.598691>
- Andreo, P. (2000). On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry [Sobre la especificación de la calidad del haz de fotones de alta energía para dosimetría de radioterapia]. *Medical Physics*, 27(3),434-440.

doi:10.1118/1.598892

- Andreo, P., Burns, D., Nahum, A., Seuntjens, J. y Attix, F. (2017). *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry [Fundamentos de la dosimetría de radiación ionizante]*. Wiley-VCH
- Antypas, C., Floros, I., Rouchota, M., Armpilia, C. y Lyra, M. (2015). MLC positional accuracy evaluation through the Picket Fence test on EBT2 films and a 3D volumetric phantom [Evaluación de la precisión posicional MLC mediante la prueba de valla de piquete en películas EBT2 y un maniquí volumétrico 3D]. *Journal of applied clinical medical physics*, 16(2), 189-197. doi:10.1120/jacmp.v16i2.5185
- Attalla, E., Abou-Elenein, H., Ammar, H. y Eldesoky, I. (2014). Dosimetric Evaluation of a Beam Matching Procedure [Evaluación dosimétrica de un procedimiento de adaptación de haces]. *The Chinese-German Journal of Clinical Oncology*, 13(2), 89-93. doi: 10.1007/s10330-013-1170-6
- Attix, H. (1987). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. [Introducción a la física radiológica y la dosimetría de radiación]. *John Wiley & Sons, Inc.*, 14 (1), 1-633. doi:10.1118/1.596041
- Ávalos, Á. (3 de noviembre, 2006). Cuba ofrece personal para radioterapia. *La Nación*. <https://www.nacion.com/el-pais/cuba-ofrece-personal-para-radioterapia/32EEGV6TZGLDM2AROQHXP5VY/story/>
- Boyer, A., Biggs, P., Galvin, J., Klein, E., LoSasso, T., Low, D., Mah, K. y Yu, C. (2001). *Basic Applications of Multileaf Collimators. AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 50 [Aplicaciones básicas de los colimadores de hojas múltiples. Grupo de Trabajo No. 50 del Comité de Radioterapia de la AAPM]*. (Reporte No. 72) Medical Physics.

[https://www.researchgate.net/profile/Peter\\_Biggs/publication/253095104\\_BASIC\\_APPLICATIONS\\_OF\\_MULTILEAF\\_COLLIMATORS/links/57976c3b08aed51475e696fd/BASIC-APPLICATIONS-OF-MULTILEAF-COLLIMATORS.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Peter_Biggs/publication/253095104_BASIC_APPLICATIONS_OF_MULTILEAF_COLLIMATORS/links/57976c3b08aed51475e696fd/BASIC-APPLICATIONS-OF-MULTILEAF-COLLIMATORS.pdf)

- Brady, L., Heilmann, H. y Molls, M. (2006). *Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications [Base técnica de la radioterapia: aplicaciones clínicas prácticas]*. (4<sup>a</sup> ed.). S. Levitt, J. Purdy, C. Perez, S. Vijayakumar (Eds.). Springer. <http://link.springer.com/10.1007/3-540-35665-7>
- Brahme, A. (1985). Correction for the angular dependence of a detector in electron and photon beams [Corrección de la dependencia angular de un detector en haces de electrones y fotones]. *Acta Oncología*, 24(3), 301-304. doi:10.3109/02841868509134404
- Bray, F., Ferlay, J., Soerjomataram, I., Siegel, R., Torre, L., Jemal, A. (2018). Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries [Estadísticas mundiales de cáncer 2018: estimaciones de GLOBOCAN de incidencia y mortalidad en todo el mundo para 36 cánceres en 185 países]. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 68(6),394-424. doi:10.3322/caac.21492
- Caja Costarricense del Seguro Social. (2001). *Informe institucional sobre el cáncer en Costa Rica*. <https://www.binasss.sa.cr/opac-ms//media/digitales/Informe%20institucional%20sobre%20el%20c%C3%A1ncer%20en%20Costa%20Rica.%20CCSS.pdf>
- Casar, B., Gershkevitsh, E., Mendez, I., Jurković, S. y Huq, M. (2018). A novel method for the determination of field output factors and output correction factors for small static fields for six diodes and a microdiamond detector in megavoltage photon beams [Un método novedoso para la determinación de factores de salida de campo

- y factores de corrección de salida para pequeños campos estáticos para seis diodos y un detector de microdiamantes en haces de fotones de megavoltaje]. *Medical Physics*, 46(2), 944-963. doi:10.1002/mp.13318
- Chan, M., Li, Q., Tang, X., Li, X., Li, J., Tang, G, Hunt, M. y Deasy, J. (2015). Visual Analysis of the Daily QA Results of Photon and Electron Beams of a Trilogy Linac over a Five-Year Period [Análisis visual de los resultados de control de calidad diarios de los haces de fotones y electrones de una trilogía Linac durante un período de cinco años]. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 4(4), 290-299. doi:10.4236/ijmpcero.2015.44035
- Charles, P., Cranmer-Sargison, G., Thwaites, D., Crowe, S., Kairn, T., Knight, R., Kenny, J., Langton, C. y Trapp, J. (2014). A practical and theoretical definition of very small field size for radiotherapy output factor measurements [Una definición práctica y teórica de un tamaño de campo muy pequeño para las mediciones del factor de salida de radioterapia]. *Medical Physics*, 41(4), 1-8. doi:10.1118/1.4868461
- Chow, J., Seguin, M. y Alexander, A. (2005). Dosimetric effect of collimating jaws for small multileaf collimated fields [Efecto dosimétrico de las mandíbulas colimantes para campos colimados de múltiples hojas]. *Medical physics*, 32(3), 759-765. doi:10.1118/1.1861413
- Chung, J., Kang, S., Eom, K., Song, C., Choi, K. y Suh, T. (2016). Comparison of dosimetric performance among commercial quality assurance systems for verifying pretreatment plans of stereotactic body radiotherapy using flattening-filter-free beams [Comparación del rendimiento dosimétrico entre los sistemas comerciales de aseguramiento de la calidad para verificar los planes de pretratamiento de la radioterapia corporal estereotáxica utilizando haces sin filtro de aplanamiento].



*Journal of Korean Medical Science*, 31(11), 1742-1748.  
doi:10.3346/jkms.2016.31.11.1742

Comisión Electrotécnica Internacional. (2007). *Medical Electrical Equipment--Medical Electron Accelerators--Guidelines for Functional Performance Characteristics [Equipo eléctrico médico - Aceleradores de electrones médicos - Pautas para las características de rendimiento funcional]*.  
<https://webstore.iec.ch/publication/4088#additionalinfo>

Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas. (1999). Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50) [Introducción a la física radiológica y la dosimetría de la radiación Prescripción, registro y notificación de la terapia con haces de fotones (Suplemento del Informe 50 de la ICRU)] (Reporte no. 62). *Journal of the ICRU*, 32(1), 1-52.  
<https://academic.oup.com/jicru/article-abstract/os32/1/NP/2924047?redirectedFrom=PDF>

Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas. (2011). *Fundamental quantities and units for ionizing radiation (Revised) [Cantidades y unidades fundamentales de radiación ionizante (revisada)]* (Reporte no. 85a). S.M. Seltzer (Ed.). Oxford University Press

Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas. (2014). Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams Report 91 [Prescripción, registro y notificación de tratamientos estereotácticos con pequeños haces de fotones Informe 91]. *Journal of the ICRU*, 14(2),1-160.  
doi:10.1093/jicru/ndx017

Das, I., Cheng, C., Watts, R., Ahnesjö, A., Gibbons, J., Li, X., Lowenstein, J., Mitra, R., Simon, W. y Zhu, T. (2008). Accelerator beam data commissioning equipment and

- procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM [Procedimientos y equipos de puesta en servicio de datos del rayo acelerador: informe del TG-106 del Comité de Física Terapéutica de la AAPM]. *Medical physics*, 35(9), 4186-4215.
- Dobler, B., Groeger, C., Treutwein, M., Alvarez-Moret, J., Goetzfried, T., Weidner, K., Haertl, P. y Koelbl, O. (abril, 2011). Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT) in a dual-vendor environment [Puesta en servicio de la terapia de arco volumétrico modulado (VMAT) en un entorno de dos proveedores]. *Radiotherapy and Oncology*, 99(1), 86-89. doi:10.1016/j.radonc.2011.01.024
- Feldman, J. y Orion, I. (febrero, 2016). Small Volume Ionization Chambers Angular Dependence and Its Influence on Point-Dose Measurements [Cámaras de ionización de pequeño volumen Dependencia angular y su influencia en las mediciones de dosis puntuales]. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 1(5), 26-32. doi:10.4236/ijmpcero.2016.51003
- Fernández-Varea, J., González, A., Gracia, Á. (2004) *Fundamentos de Física Médica*. A. Brosed (Ed). Sociedad Española de Física Médica.
- Ferris, W., Culberson, W., Anderson, D. y Labby, Z. (2019). Calculating dose from a 2.5 MV imaging beam using a commercial treatment planning system [Cálculo de la dosis a partir de un haz de imágenes de 2.5 MV utilizando un sistema de planificación de tratamiento comercial]. *Journal of applied clinical medical physics*, 20(12), 25-35. doi:10.1002/acm2.12756
- Fogliata, A., Lobefalo, F., Reggiori, G., Stravato, A., Tomatis, S., Scorsetti, M. y Cozzi, L. (2016). Evaluation of the dose calculation accuracy for small fields defined by jaw or MLC for AAA and Acuros XB algorithms [Evaluación de la precisión del

cálculo de dosis para campos pequeños definidos por mandíbula o MLC para algoritmos AAA y Acuros XB]. *Medical Physics*, 43(10), 5685-5694. doi:10.1118/1.4963219

Fogliata, A., Nicolini, G., Clivio, A., Vanetti, E. y Cozzi, L. (2011) Accuracy of Acuros XB and AAA dose calculation for small fields with reference to RapidArc® stereotactic treatments [Precisión del cálculo de dosis de Acuros XB y AAA para campos pequeños con referencia a tratamientos estereotácticos RapidArc®]. *Medical Physics*, 38(11), 6228-6237. doi:10.1118/1.3654739

Godson, H., Ravikumar, M., Ganesh, K., Sathiyam, S. y Ponmalar, Y. (2016). Small field output factors: Comparison of measurements with various detectors and effects of detector orientation with primary jaw setting. [Factores de salida de campo pequeños: comparación de mediciones con varios detectores y efectos de la orientación del detector con ajuste de mordaza primaria]. *Radiation Measurements*, 85, 99-110. doi:10.1016/j.radmeas.2015.12.038

Greening, J. (1989). *Fundamentals of Radiation Dosimetry*. (2ª ed.) Taylor & Francis

Hoffmann, L. (2009). Implementation and experimental validation of the high dose rate stereotactic treatment mode at Varian accelerators [Implementación y validación experimental del modo de tratamiento estereotáctico de alta tasa de dosis en aceleradores Varian]. *Acta Oncología*, 48(2), 201-208. doi:10.1080/02841860802279733

Hossain, M. y Rhoades, J. (2016). On beam quality and flatness of radiotherapy megavoltage photon beams [Sobre la calidad del haz y la planitud de los haces de fotones de megavoltaje de radioterapia]. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 39(1), 135-145. doi:10.1007/s13246-015-0408-8

Hussein, M., Clark, C. y Nisbet, A. (2017). Challenges in calculation of the gamma index

in radiotherapy – Towards good practice [Desafíos en el cálculo del índice gamma en radioterapia: hacia las buenas prácticas]. *Physica Medica*, 36, 1-11. doi:10.1016/j.ejmp.2017.03.001

IBA. (2020). *Product catalog independent & integrated quality assurance. Dosimetry [Catálogo de productos garantía de calidad independiente e integrada. Dosimetría]*. [https://www.iba-](https://www.iba-dosimetry.com/pagable_brochures/RT_Product_Catalog_Rev1_1220/#0)

[dosimetry.com/pagable\\_brochures/RT\\_Product\\_Catalog\\_Rev1\\_1220/#0](https://www.iba-dosimetry.com/pagable_brochures/RT_Product_Catalog_Rev1_1220/#0)

Instituto Británico de Radiología. (1996). *Central Axis Depth Dose for Use in Radiotherapy: A Survey of This Supplement Depth Doses and Related Data Measured in Water Or Equivalent Media. Supplement 25 [Dosis de profundidad del eje central para uso en radioterapia: una encuesta de este suplemento Dosis de profundidad y datos relacionados medidos en agua o medios equivalentes]*. *British Journal of Radiology*,

Jiménez, J. (7 febrero, 2018). Enfermedades cardiovasculares y cáncer siguen incrementando muerte prematura en Costa Rica. *Noticias UCR*. <https://www.ucr.ac.cr/noticias/2018/02/07/enfermedades-cardiovasculares-y-cancer-siguen-incrementando-muerte-prematura-en-costa-rica.html>

Johns, H., Cunningham, J. (1983). *The Physics of Radiology [La física de la radiología]*. (4<sup>a</sup> ed.). Charles C Thomas

Jurado-Bruggeman D., Hernández, V., Sáez, J., Navarro, D., Pino, F., Martínez, T., Alayrach, M., Ailleres, N., Melero, A. y Jornet, N. (2017). Multi-centre audit of VMAT planning and pre-treatment verification [Auditoría multicéntrica de la planificación VMAT y la verificación previa al tratamiento]. *Radiotherapy and Oncology*, 124(2), 302-310. doi:10.1016/j.radonc.2017.05.019

- Kehwar, T., Bhardwaj, A. y Chakarvarti, S. (2006). Evaluation of dosimetric effect of leaf position in a radiation field of an 80-leaf multileaf collimator fitted to the LINAC head as tertiary collimator [Evaluación del efecto dosimétrico de la posición de la hoja en un campo de radiación de un colimador de hojas múltiples de 80 hojas instalado en el cabezal LINAC como colimador terciario]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 7(3), 43-54. doi:10.1120/jacmp.v7i3.2310
- Keivan, H., Shahbazi-Gahrouei, D. y Shanei, A. (2018). Evaluation of dosimetric characteristics of diodes and ionization chambers in small megavoltage photon field dosimetry [Evaluación de las características dosimétricas de diodos y cámaras de ionización en dosimetría de campo de fotones de megavoltaje pequeño]. *International Journal of Radiation Research*. 16(3). 311-321. doi:10.18869/acadpub.ijrr.16.3.311
- Kielstra, P. (2017). *Control del cáncer, acceso y desigualdad en américa latina: Una historia de luces y sombras*. Economist Intelligence Unit. [https://eiuperspectives.com/sites/default/files/images/Cancer\\_control\\_access\\_and\\_inequality\\_in\\_Latin\\_America\\_SPANISH.pdf](https://eiuperspectives.com/sites/default/files/images/Cancer_control_access_and_inequality_in_Latin_America_SPANISH.pdf)
- Klein, D., Tailor, R., Archambault, L., Wang, L., Therriault-Proulx, F. y Beddar, A. (2010). Measuring output factors of small fields formed by collimator jaws and multileaf collimator using plastic scintillation detectors [Medición de factores de salida de campos pequeños formados por mandíbulas de colimador y colimador de hojas múltiples utilizando detectores de centelleo de plástico]. *Medical Physics*, 37(10), 5541-5549. doi:10.1118/1.3488981
- Klein, E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, F., Ma, L., Arjomandy, B., Liu, C., Sandin, C. y Holmes, T. (2009) Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators [Informe del grupo de tareas

- 142: Garantía de calidad de los aceleradores médicos]. *Medical Physics*, 36(9), 4197-4212. doi:10.1118/1.3190392
- Koniarová, I. y Kotík, L. (2019). Determination of Tolerance Levels in Radiotherapy Dosimetry Based on Statistical Interference [Determinación de Niveles de Tolerancia en Dosimetría de Radioterapia según la Interferencia Estadística]. *Radiation Protection Dosimetry*, 186(2-3), 367-372. doi:10.1093/rpd/ncz233
- Kurudirek, M. (2014). Effective atomic numbers, water and tissue equivalence properties of human tissues, tissue equivalents and dosimetric materials for total electron interaction in the energy region 10keV-1GeV [Números atómicos efectivos, propiedades de equivalencia de agua y tejidos de tejidos humanos, equivalentes de tejidos y materiales dosimétricos para la interacción total de electrones en la región de energía 10keV-1GeV]. *Applied Radiation and Isotopes*, 94, 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2014.07.002>
- Landberg, T., Chavaudra, J., Dobbs, J., Hanks, G., Johansson, K., Möller, T. y Purdy, J. (1993). ICRU Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy [Informe 50 de la ICRU. Prescripción, registro y notificación de la terapia con haces de fotones]. *Journal of the ICRU*, 26(1). doi:10.1093/jicru/os26.1.report50
- Lanzl L. H. y Jayaraman S. (2004). *Clinical Radiotherapy Physics [Física de la radioterapia clínica]*. (2<sup>a</sup> ed.). Springer-Verlag Berlin Heidelberg. doi:10.1007/978-3-642-18549-6
- Li, J., Yan, G. y Liu, C. (2009). SU-FF-T-127: Comparison of Two Commercial Detector Arrays for IMRT Quality Assurance [SU-FF-T-127: Comparación de dos matrices de detectores comerciales para la garantía de calidad de IMRT]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 10(2), 62-74. doi:10.1120/jacmp.v10i2.2942

- Lin, C., Shiau, A., Ji, J., Lee, C., Wang, T., Hsu, S. y Liang, J. (2018). A simple method for determining dosimetric leaf gap with cross-field dose width for rounded leaf-end multileaf collimator systems [Un método simple para determinar el espacio foliar dosimétrico con ancho de dosis de campo cruzado para sistemas de colimador de hojas múltiples de extremo redondeado]. *Radiation Oncology*, 13(1). doi:10.1186/s13014-018-1164-1
- LoSasso, T., Chui, C. y Ling, C. (1998). Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy [Aspectos físicos y dosimétricos de un sistema de colimación de hojas múltiples utilizado en el modo dinámico para implementar radioterapia de intensidad modulada]. *Medical Physics*, 25(10), 1919-1927. doi:10.1118/1.598381
- Mamesa, S., Oonsiri, S., Sanghangthum, T., Yabsantia, S. y Suriyapee, S. (2020). The impact of corrected field output factors based on IAEA / AAPM code of practice on small-field dosimetry to the calculated monitor unit in eclipse<sup>TM</sup> treatment planning system [El impacto de los factores de salida de campo corregidos basados en el código de prácticas del OIEA / AAPM sobre dosimetría de campo pequeño en la unidad de monitorización calculada en el sistema de planificación del tratamiento eclipse<sup>TM</sup>]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 21(5), 65-75. doi:10.1002/acm2.12855
- Marks, L., Yorke, E., Jackson, A., Ten, R., Constone, L., Eisbruch, A., Bentzen, S., Nam, J. y Deasy, J. (marzo, 2010). Use of Normal Tissue Complication Probability Models in the Clinic [Uso de modelos de probabilidad de complicaciones de tejidos normales en la clínica]. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 76(3), S1-S160. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.07.1754>

- Martens, C., Wagter, C. y Neve, W. (2000). The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy [El valor de la cámara de iones PinPoint para la caracterización de pequeños segmentos de campo utilizados en radioterapia de intensidad modulada]. *Physics in Medicine & Biology*. 45(9). doi:10.1088/0031-9155/45/9/306
- Mayles, P., Nahum, A., y Rosenwald, J. C. (Eds.). (2007). *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. Taylor & Francis.
- Ministerio de Salud de Costa Rica. (2012). *Plan Nacional Para La Prevención y Control Del Cáncer (2011-2017)*.  
[https://www.ministeriodesalud.go.cr/gestores\\_en\\_salud/consejo\\_nacional\\_cancer/DM\\_plan\\_nacional\\_para\\_la\\_prevencion\\_y\\_control\\_del\\_cancer.pdf](https://www.ministeriodesalud.go.cr/gestores_en_salud/consejo_nacional_cancer/DM_plan_nacional_para_la_prevencion_y_control_del_cancer.pdf)
- Mohan, R., Jayesh, K., Joshi, R., Al-Idrisi, M., Narayanamurthy, P. y Majumdar, S. (2008). Dosimetric evaluation of 120-leaf multileaf collimator in a Varian linear accelerator with 6-MV and 18-MV photon beams [Evaluación dosimétrica de un colimador de hojas múltiples de 120 hojas en un acelerador lineal Varian con haces de fotones de 6 MV y 18 MV]. *Journal of Medical Physics*, 33(3), 114-118. doi:10.4103/0971-6203.42757
- Nainggolan, A. y Pawiro, S. (2019). Dosimetric evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) and intensity modulated radiotherapy (IMRT) using AAPM TG 119 protocol [Evaluación dosimétrica de la terapia de arco volumétrico modulado (VMAT) y la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) utilizando el protocolo AAPM TG 119]. *Journal of Biomedical Physics and Engineering*, 9(4), 395-408. doi:10.31661/jbpe.v0i0.839
- Nederlandse Commissie Voor Stralingsdosimetrie. (2013). *Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated Radiotherapy Disclaimer*



*regarding NCS reports [Código de prácticas para la garantía de calidad y el control de la radioterapia de intensidad modulada Exención de responsabilidad con respecto a los informes NCS]* (Reporte No.22).  
<https://radiationdosimetry.org/ncs/documents/ncs-22-cop-qaqc-imrt>

Organismo Internacional de Energía Atómica. (1999). *Sobreexposición Accidental de Pacientes En Radioterapia En San José (Costa Rica)*. [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P027s\\_scr.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P027s_scr.pdf)

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2005a). *Colección de Informes Técnicos No 398. Determinación de La Dosis Absorbida En Radioterapia Con Haces Externos. Un Código de Práctica Internacional Para La Dosimetría Basada En Patrones de Dosis Absorbida En Agua*. [https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS\\_398s\\_Web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS_398s_Web.pdf)

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2005b) *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students [Física de la oncología radioterápica: manual para profesores y estudiantes]*. B.E. Podgorsak (Ed.). [https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf)

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2007). *Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems [Pruebas de especificación y aceptación de los sistemas de planificación del tratamiento de radioterapia]*. [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te\\_1540\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1540_web.pdf)

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2016). *IAEA Code of Practice TRS-398 based on standards of absorbed dose to water [Código de prácticas TRS-398 del OIEA basado en estándares de dosis absorbida en agua]*. <http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/zip/trs398.zip>

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2017). *Technical report series no 483*.

*Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy [Serie de informes técnicos No. 483. Dosimetría de pequeños campos estáticos utilizados en radioterapia de haz externo].* [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483_web.pdf)

Organización Mundial de la Salud (2018). *Noncommunicable diseases [Enfermedades no transmisibles].* <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/noncommunicable-diseases>

Organización Panamericana de la Salud. (2017). *Noncommunicable disease prevention and control [Prevención y control de enfermedades no transmisibles].* <https://www.paho.org/salud-en-las-americas-2017/?p=1391>

Park, K., Choi, W., Park, S., Choi, J., Park, S. y Bak, J. (2015). Determination of correction factors for small field based on measurement and numerical calculation using cylindrical ionization chambers [Determinación de factores de corrección para campos pequeños basados en mediciones y cálculos numéricos utilizando cámaras de ionización cilíndricas]. *Journal of the Korean Physical Society*, 67(1), 1-14. <http://arxiv.org/abs/1503.04883>

Parwaie, W., Refahi, S., Farhood, B. y Services, H. (julio, 2018). Different Dosimeters / Detectors Used in Small-Field Dosimetry : Pros and Cons [Diferentes dosímetros / detectores utilizados en dosimetría de campo pequeño: ventajas y desventajas]. *Journal of Medical Signals and Sensors*, 8(3), 195-210. doi: 10.4103/jmss.JMSS\_3\_18

Physikalisch-Technische Werkstätten. (2011). *Detectors for Small Field Dosimetry [Detectores para dosimetría de campo corto].*

Physikalisch-Technische Werkstätten. (2019). *Ionizing radiation detectors: including codes of practice [Detectores de radiación ionizante: incluidos los códigos de*

*práctica*]. [http://www.ptw.de/online\\_brochures.html](http://www.ptw.de/online_brochures.html)

- Prasad, S. (1998). Effects of collimator jaw setting on dose output for treatments with multileaf collimator [Efectos del ajuste de la mandíbula del colimador en la producción de dosis para tratamientos con colimador de hojas múltiples]. *Med Dosim*, 23(4), 296-298. doi:10.1016/S0958-3947(98)00031-4
- Sakaria, K., Shaheera, M. y Zin, H. (2019). Picket fence test of Agility MLCs using linac log data [Prueba de valla de estacas de Agility MLC utilizando datos de registro de linac]. *Journal of Physics: Conference*, 1248. doi:10.1088/1742-6596/1248/1/012054
- Sánchez-Doblado, F., Andreo, P., Capote, R., Leal, A., Perucha, M., Arráns, R., Núñez, L., Mainegra, E., Lagares, J. y Carrasco, E. (2003). Ionization chamber dosimetry of small photon fields: A Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams [Dosimetría de cámara de ionización de pequeños campos de fotones: un estudio de Monte Carlo sobre relaciones de potencia de frenado para radiocirugía y haces de IMRT]. *Physics in Medicine & Biology*, 48(14), 2081-2099. doi:10.1088/0031-9155/48/14/304
- Sendani, N., Karimian, A., Mahdavi, S., Jabbari, I. y Alaei, P. (2019). Effect of beam configuration with inaccurate or incomplete small field output factors on the accuracy of treatment planning dose calculation [Efecto de la configuración del haz con factores de salida de campo pequeños inexactos o incompletos sobre la precisión del cálculo de dosis de planificación del tratamiento]. *Medical Physics*, 46(11), 5273-5283. doi:10.1002/mp.13796
- Sharma, S. (2008). Quality of high-energy X-ray radiotherapy beams: Issues of adequacy of routine experimental verification [Calidad de los haces de radioterapia de rayos X de alta energía: cuestiones de adecuación de la verificación experimental de

- rutina]. *Journal of Medical Physics*, 33(1), 1-2. doi:10.4103/0971-6203.39416
- Shende, R. y Patel, G. (2017) Validation of Dosimetric Leaf Gap (DLG) prior to its implementation in Treatment Planning System (TPS): TrueBeam™ millennium 120 leaf MLC [Validación de Dosimetric Leaf Gap (DLG) antes de su implementación en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS): TrueBeam™ millennium 120 leaf MLC]. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 22(6), 485–494. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2017.09.001>
- Sievinen, J., Ulmer, W. y Kaissl, W. (2005). AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse™ [Modelo de cálculo de dosis de fotones AAA en Eclipse™]. *Varian Medical Systems*, 118, 1-23. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.468.1557>
- Sjöström, D., Bjelkengren, U., Ottosson, W. y Behrens, C. (2009). A beam-matching concept for medical linear accelerators [Un concepto de adaptación de haces para aceleradores lineales médicos]. *Acta Oncologica*. 48(2), 192-200. doi:10.1080/02841860802258794
- Sociedad Suiza de Radiobiología y Física Médica. (2015). *Quality Control of Medical Electron Accelerators [Control de calidad de los aceleradores de electrones médicos]*. <https://ssrpm.ch/wp-content/uploads/2014/08/r11qca-e.pdf>
- Solaiappan, G., Singaravelu, G., Prakasarao, A. y Supe, S. (2009). Comparison of beam data requirements for MLC commissioning on a TPS [Comparación de los requisitos de datos del haz para la puesta en servicio del MLC en un TPS]. *Polish Journal of Medical Physics And Engineering*, 14(2), 63-77. doi:10.2478/v10013-008-0006-0
- Sruti, R., Islam, M., Rana, M., Bhuiyan, M., Khan, K., Newaz, M. y Ahmed, M. (2015). Measurement of Percentage Depth Dose of a Linear Accelerator for 6 MV and 10

MV Photon Energies [Medición de la dosis de profundidad porcentual de un acelerador lineal para energías de fotones de 6 MV y 10 MV]. *Nuclear Science and applications*, 24(1),1-5.

[http://baec.portal.gov.bd/sites/default/files/files/baec.portal.gov.bd/page/1f00cd0e\\_737d\\_4e2e\\_ab9f\\_08183800b7a2/NSA-vol 24-article 6.pdf](http://baec.portal.gov.bd/sites/default/files/files/baec.portal.gov.bd/page/1f00cd0e_737d_4e2e_ab9f_08183800b7a2/NSA-vol 24-article 6.pdf)

Sukumar, P., Padmanaban, S., Jeevanandam, P., Syam S. y Nagarajan, V. (2011). A study on dosimetric properties of electronic portal imaging device and its use as a quality assurance tool in Volumetric Modulated Arc Therapy [Un estudio sobre las propiedades dosimétricas del dispositivo de imágenes de portal electrónico y su uso como herramienta de garantía de calidad en la terapia de arco volumétrico modulado]. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 16(6), 248-255. doi:10.1016/j.rpor.2011.08.001

Ulmer, W. y Kaissl, W. (2003). The inverse problem of a Gaussian convolution and its application to the finite size of the measurement chambers/detectors in photon and proton dosimetry [El problema inverso de una convolución Gaussiana y su aplicación al tamaño finito de las cámaras/detectores de medición en dosimetría de fotones y protones]. *Physics in Medicine & Biology*, 48(6),707-727. doi:10.1088/0031-9155/48/6/302

Van Elmpt, W., McDermott, L., Nijsten, S., Wendling, M., Lambin, P. y Mijnheer, B. (2008). A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry [Una revisión de la literatura sobre imágenes de portal electrónico para la dosimetría de radioterapia]. *Radiotherapy and Oncology*, 88(3), 289-309. doi:10.1016/j.radonc.2008.07.008

Varian Medical Systems. (2015a). *Eclipse 13 Commissioning II - IMRT and VMAT* [Puesta en servicio II de Eclipse 13: IMRT y VMAT]. Varian Customer Website.

<https://www.myvarian.com>

Varian Medical Systems. (2015b). *Eclipse Photon and Electron Algorithms. Reference Guide [Algoritmos de fotones y electrones de Eclipse. Guía de referencia]*.

<https://www.myvarian.com>

Vial, P., Oliver, L., Greer, P. y Baldock, C. (2006). An experimental investigation into the radiation field offset of a dynamic multileaf collimator [Una investigación experimental sobre la compensación del campo de radiación de un colimador dinámico de múltiples hojas]. *Physics in Medicine & Biology*, 51(21), 5517-5538. doi:10.1088/0031-9155/51/21/009

## 8. Apéndices

## 8.1. Apéndice A

## a. Determinación de la dosis de referencia I Parte

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

**1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521**

Nominal dose rate: **600,0** MU min<sup>-1</sup> Nominal Acc Potential: **6** MV  
 Beam quality,  $Q (TPR_{20,10})$ : **0,669**

Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD  
 Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **90** cm  
 Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**  
 Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>  
 Waterproof sleeve material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>  
 Phantom window material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0}$  = **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>  
 If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %

Polarizing potential  $V_1$ : **-300** V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
 User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory:  Date: **8/11/2012**  
 Electrometer model:  Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**  
 Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:   
 If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_1$  and user polarity: **13,5**  nC  rdg  
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU  
 Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_1$  = **0,1350**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,2** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %  

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,128}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_1$   $M_+$  = **13,5** rdg at  $-V_1$ :  $M_-$  = **13,4**  

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{0,996}$$

Nota: OIEA (2016).

## b. Determinación de la dosis de referencia II Parte

### (iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V

Readings at each \* V:  $M_1$  = 13,5  $M_2$  = 13,4

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2$  = 2,0000 Ratio of read.  $M_1 / M_2$  = 1,007

$a_0$  = 2,3370  $a_1$  = -3,6360  $a_2$  = 2,2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,007 \text{ }^{6,9}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 1,5284E-01 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

### 4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, $z_{ref}$

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0}$  = 0,9914

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 8,0960E-03 \text{ Gy / MU}$$

### 5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, $z_{max}$

Depth of dose maximum:  $z_{max}$  = 1,44 g cm<sup>-2</sup>

#### (i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \text{ } \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \text{ } \text{Gy / MU}$$

#### (ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 8,0960E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 0,4467765 %  
ref 0,806

Nota: OIEA (2016).



c. *Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 15° en posición IN I Parte*

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

**1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521** Nominal Acc Potential: **6** MV  
 Nominal dose rate: **600,0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0,669**  
 Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD  
 Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **90** cm  
 Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**  
 Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>  
 Waterproof sleeve material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>  
 Phantom window material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0}$  = **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>  
 If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %  
 Polarizing potential  $V_p$ : **-300** V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
 User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory:  Date: **8/11/2012**  
 Electrometer model:  Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**  
 Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:   
 If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_p$  and user polarity: **9,6**  nC  rdg  
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU  
 Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_p =$  **0,0960**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,3** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %  

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1,127$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_p$ :  $M_+ =$  **9,6** rdg at  $-V_p$ :  $M_- =$  **9,6**  

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 1,000$$

Nota: OIEA (2016).

*d. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 15° en posición IN II Parte*

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V

Readings at each  $\pm$  V:  $M_1 = 9,6$   $M_2 = 9,6$

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2 = 2,0000$  Ratio of read.  $M_1 / M_2 = 1,000$

$a_0 = 2,3370$   $a_1 = -3,6360$   $a_2 = 2,2990$

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,000 \text{ } ^{t_0}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 1,0824E-01 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

**4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$**

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0} = 0,9914$

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 5,7334E-03 \text{ Gy / MU}$$

**5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$**

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,44 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \quad \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \quad \text{Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 5,7334E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 0,480792969 %  
ref 0,5706

Nota: OIEA (2016).

e. *Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 15° en posición OUT I Parte*

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

**1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521** Nominal Acc Potential: **6** MV

Nominal dose rate: **600,0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0,669**

Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD

Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **90** cm

Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**

Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>

Waterproof sleeve material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>

Phantom window material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0}$  = **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>

If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration

$P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %

Polarizing potential  $V_f$ : **-300** V

Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory:  Date: **8/11/2012**

Electrometer model:  Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**

Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:

If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_f$  and user polarity: **9,6**  nC  rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_f =$  **0,0960**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,3** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,127}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_f$   $M_+ =$  **9,6** rdg at  $-V_f$ :  $M_- =$  **9,7**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1,005}$$

Nota: OIEA (2016).

*f. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 15° en posición OUT II Parte*

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V

Readings at each  $e^-$  V:  $M_1$  = 9,6  $M_2$  = 9,5

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1/V_2$  = 2,0000 Ratio of read.  $M_1/M_2$  = 1,011

$a_0$  = 2,3370  $a_1$  = -3,6360  $a_2$  = 2,2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,010 \text{ } ^\circ\text{g}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{dex} k_{pol} k_s = 1,0993E-01 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

**4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$**

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0}$  = 0,9914

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 5,8231E-03 \text{ Gy / MU}$$

**5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$**

Depth of dose maximum:  $z_{max}$  = 1,44 g cm<sup>-2</sup>

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref}) = 10,0 \text{ } \text{g cm}^{-2}) = \text{ } \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \text{ } \text{Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref}) = 10,0 \text{ } \text{g cm}^{-2}) = 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 5,8231E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 2,052659626 %  
ref 0,5706

Nota: OIEA (2016).

*g. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 30° en posición IN I Parte*

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

**1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521**

Nominal dose rate:	<b>600,0</b> MU min <sup>-1</sup>	Nominal Acc Potential:	<b>6</b> MV
Reference phantom:	<b>water</b>	Beam quality, $Q (TPR_{20,10})$ :	<b>0,669</b>
Reference field size:	<b>10x10</b> cm x cm	Set up:	<input type="checkbox"/> SSD <input checked="" type="checkbox"/> SAD
Reference depth $z_{ref}$ :	<b>10,0</b> g cm <sup>-2</sup>	Reference distance:	<b>90</b> cm

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**

Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>

Waterproof sleeve material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>

Phantom window material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0} =$  **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>

If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration

$P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %

Polarizing potential  $V_f$ : **-300** V

Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory:  Date: **8/11/2012**

Electrometer model:  Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**

Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:

If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_f$  and user polarity: **7,4**  nC  rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_f =$  **0,0740**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,2** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,128}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_f$   $M_+ =$  **7,4** rdg at  $-V_f$ :  $M_- =$  **7,45**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1,003}$$

Nota: OIEA (2016).

### *h. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 30° en posición IN II Parte*

(iv) Recombination correction (two-voltage method)  
 Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V       $V_2$  (reduced) = -150 V  
 Readings at each \* V:  $M_1 = 7,4$        $M_2 = 7,4$   
 Beam type:  pulsed     pulsed-scanned  
 Voltage ratio  $V_1 / V_2 = 2,0000$       Ratio of read.  $M_1 / M_2 = 1,000$   
 $a_0 = 2,3370$        $a_1 = -3,6360$        $a_2 = 2,2990$   
 $k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,000$  %

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 8,3762E-02 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

#### 4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, $z_{ref}$

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0} = 0,9914$   
 taken from  Table 14     Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 4,4369E-03 \text{ Gy / MU}$$

#### 5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, $z_{max}$

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,44 \text{ g cm}^{-2}$

##### (i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size  
 $PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) =$  %  
 Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \text{Gy / MU}$$

##### (ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:  
 $TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 1,00$   
 Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 4,4369E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 0,451380152 %  
 ref 0,4417

Nota: OIEA (2016).

*i. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 30° en posición OUT I Parte*

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

**1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521** Nominal Acc Potential: **6** MV

Nominal dose rate: **600,0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0,669**

Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD

Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **90** cm

Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**

Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>

Waterproof sleeve material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Phantom window material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

**Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>**  $N_{D,w,Q_0} =$  **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>

If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration

$P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %

Polarizing potential  $V_f$ : **-300** V

Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: Date: **8/11/2012**

Electrometer model: Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**

Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:

If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_f$  and user polarity: **7,4**  nC  rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_f =$  **0,0740**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,2** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,128}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>c</sup> rdg at  $+V_f$   $M_+ =$  **7,4** rdg at  $-V_f$ :  $M_- =$  **7,45**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1,003}$$

Nota: OIEA (2016).

j. *Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 30° en posición OUT II Parte*

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V  
 Readings at each \* V:  $M_1$  = 7,4  $M_2$  = 7,4

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2$  = 2,0000 Ratio of read.  $M_1 / M_2$  = 1,000  
 $a_0$  = 2,3370  $a_1$  = -3,6360  $a_2$  = 2,2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,000^{1a}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 8,3762E-02 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0}$  = 0,9914

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 4,4369E-03 \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$

Depth of dose maximum:  $z_{max}$  = 1,44 g cm<sup>-2</sup>

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \quad \quad \quad \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \quad \quad \quad \text{Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \quad \quad \quad 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 4,4369E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 0,451380152 %  
 ref 0,4417

Nota: OIEA (2016).



*k. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 45° en posición IN I Parte*

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

**1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521** Nominal Acc Potential: **6** MV

Nominal dose rate: **600,0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0,669**

Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD

Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **90** cm

Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**

Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>

Waterproof sleeve material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Phantom window material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

**Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>**  $N_{D,w,Q_0} =$  **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>

If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration

$P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %

Polarizing potential  $V_f$ : **-300** V

Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: Date: **8/11/2012**

Electrometer model: Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**

Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:

If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_f$  and user polarity: **6,7**  nC  rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_f =$  **0,0670**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,2** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,128}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_f$   $M_+ =$  **6,7** rdg at  $-V_f$ :  $M_- =$  **6,8**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1,007}$$

Nota: OIEA (2016).

### 1. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 45° en posición IN II Parte

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V

Readings at each  $\epsilon$  V:  $M_1 = 6,7$   $M_2 = 6,65$

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2 = 2,0000$  Ratio of read.  $M_1 / M_2 = 1,008$

$a_0 = 2,3370$   $a_1 = -3,6360$   $a_2 = 2,2990$

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,007^{1,2}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 7,6708E-02 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

#### 4. Absorbed dose rate to water at the reference depth, $z_{ref}$

Beam quality corr. factor for user quality  $Q$ :  $k_{Q,Q_0} = 0,9914$

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 4,0633E-03 \text{ Gy / MU}$$

#### 5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, $z_{max}$

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,44 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \quad \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \quad \text{Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 4,0633E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 1,227677126 %  
ref 0,4014

Nota: OIEA (2016).

*m. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 45° en posición OUT I Parte*

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

**1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination**

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521** Nominal Acc Potential: **6** MV  
 Nominal dose rate: **600,0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): **0,669**  
 Reference phantom: **water** Set up:  SSD  SAD  
 Reference field size: **10x10** cm x cm Reference distance: **90** cm  
 Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

**2. Ionization chamber and electrometer**

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**  
 Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>  
 Waterproof sleeve material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>  
 Phantom window material:  thickness:  g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0}$  = **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>  
 If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %  
 Polarizing potential  $V_f$ : **-300** V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
 User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory:  Date: **8/11/2012**  
 Electrometer model:  Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**  
 Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:   
 If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

**3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities**

Uncorrected dosimeter reading at  $V_f$  and user polarity: **6,75**  nC  rdg  
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU  
 Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_1$  = **0,0675**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,2** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %  

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,128}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_f$ :  $M_+$  = **6,75** rdg at  $-V_f$ :  $M_-$  = **6,9**  

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1,011}$$

Nota: OIEA (2016).

*n. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 45° en posición OUT I Parte*

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V

Readings at each  $e^-$  V:  $M_1 = 6,75$   $M_2 = 6,7$

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2 = 2,0000$  Ratio of read.  $M_1 / M_2 = 1,007$

$a_0 = 2,3370$   $a_1 = -3,6360$   $a_2 = 2,2990$

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,007 \text{ 's}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 7,7556E-02 \quad \input checked="" type="checkbox"/> nC / MU \quad \input type="checkbox"/> rdg / MU$$

**4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$**

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Ob} = 0,9914$

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Ob} = 4,1082E-03 \text{ Gy / MU}$$

**5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$**

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,44 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \quad \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \quad \text{Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 4,1082E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 2,346748315 %  
ref 0,4014

Nota: OIEA (2016).

*o. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 60° en posición IN I Parte*

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam

User: Hospital Mexico Date: 30/9/2019

1. Radiation treatment unit and reference conditions for  $D_{w,Q}$  determination

Accelerator: Varian Clinac UNIQUE # 2521  
Nominal Acc Potential: 6 MV  
Nominal dose rate: 600,0 MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ): 0,669  
Reference phantom: water Set up:  SSD  SAD  
Reference field size: 10x10 cm x cm Reference distance: 90 cm  
Reference depth  $z_{ref}$ : 10,0 g cm<sup>-2</sup>

2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: PTW 30006 / 30013 Serial No.: PTW TN30013 [SN] 3498  
Chamber wall material: PMMA thickness: 0,057 g cm<sup>-2</sup>  
Waterproof sleeve material: thickness: g cm<sup>-2</sup>  
Phantom window material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0} = 0,05343$   Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: 5 g cm<sup>-2</sup>  
If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : 101,3 kPa  $T_0$ : 22,0 °C Rel. humidity: 52 %

Polarizing potential  $V_p$ : -300 V

Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: Date: 8/11/2012  
Electrometer model: Serial no.: PTW T10023 [SN] 002109  
Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:  
If yes Calibration laboratory: PTW Freiburg Date: 11/4/2019

3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at  $V_p$  and user polarity: 5,55  nC  rdg  
Corresponding accelerator monitor units: 100 MU  
Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_r = 0,0555$   nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : 89,2 kPa  $T$ : 20,1 °C Rel. humidity: 50 %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = 1,128$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : 1,0000  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_p$   $M_+$  = 5,55 rdg at  $-V_p$ :  $M_-$  = 5,65

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 1,009$$

Nota: OIEA (2016).

*p. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 60° en posición IN II Parte*

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V

Readings at each  $e^-$  V:  $M_1 = 5,55$   $M_2 = 5,55$

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2 = 2,0000$  Ratio of read.  $M_1 / M_2 = 1,000$

$a_0 = 2,3370$   $a_1 = -3,6360$   $a_2 = 2,2990$

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,000 \text{ } ^{1,2}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 6,3174E-02 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0} = 0,9914$

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 3,3464E-03 \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,44 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \text{ } \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \text{ } \text{Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 3,3464E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 0,88565195 %  
ref 0,3337

Nota: OIEA (2016).

## q. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 60° en posición OUT I Parte

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water  
in a high-energy photon-beam**

User: **Hospital Mexico** Date: **30/9/2019**

### 1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **Varian Clinac UNIQUE # 2521**

Nominal dose rate:	<b>600,0</b> MU min <sup>-1</sup>	Nominal Acc Potential:	<b>6</b> MV
Reference phantom:	<b>water</b>	Beam quality, $Q (TPR_{20,10})$ :	<b>0,669</b>
Reference field size:	<b>10x10</b> cm x cm	Set up:	<input type="checkbox"/> SSD <input checked="" type="checkbox"/> SAD
Reference depth $z_{ref}$ :	<b>10,0</b> g cm <sup>-2</sup>	Reference distance:	<b>90</b> cm

### 2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **PTW 30006 / 30013** Serial No.: **PTW TN30013 [SN] 3498**

Chamber wall material: **PMMA** thickness: **0,057** g cm<sup>-2</sup>

Waterproof sleeve material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

Phantom window material: thickness: g cm<sup>-2</sup>

**Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>**  $N_{D,w,Q_0} =$  **0,05343**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>

If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration

$P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **22,0** °C Rel. humidity: **52** %

Polarizing potential  $V_T$ : **-300** V

Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect

User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: Date: **8/11/2012**

Electrometer model: Serial no.: **PTW T10023 [SN] 002109**

Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting:

If yes Calibration laboratory: **PTW Freiburg** Date: **11/4/2019**

### 3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at  $V_T$  and user polarity: **5,55**  nC  rdg

Corresponding accelerator monitor units: **100** MU

Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_T =$  **0,0555**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **89,2** kPa  $T$ : **20,1** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,128}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ : **1,0000**  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at + $V_T$ :  $M_+ =$  **5,55** rdg at - $V_T$ :  $M_- =$  **5,75**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1,018}$$

Nota: OIEA (2016).

*r. Determinación de la dosis de referencia con la cuña de 60° en posición OUT II Parte*

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = -300 V  $V_2$  (reduced) = -150 V

Readings at each  $e^-$  V:  $M_1$  = 5,55  $M_2$  = 5,6

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2$  = 2,0000 Ratio of read.  $M_1 / M_2$  = 0,991

$a_0$  = 2,3370  $a_1$  = -3,6360  $a_2$  = 2,2990

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 0,992^{t,s}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 6,3203E-02 \quad \text{[x] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

**4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$**

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0}$  = 0,9914

taken from  Table 14  Other, specify: Comparacion

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = 3,3479E-03 \text{ Gy / MU}$$

**5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$**

Depth of dose maximum:  $z_{max}$  = 1,44 g cm<sup>-2</sup>

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10x10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = \quad \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \quad \text{Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 1,00$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = 3,3479E-03 \text{ Gy / MU}$$

Notes:

Diferencia 0,325879595 %  
ref 0,3337

Nota: OIEA (2016).



## 8.2. Apéndice B

### a. Prueba 1.a: Campo 5 x 5 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,39				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1262				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 5x5cm, SSD=100cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	97,2	2,991	96,2	0,99
	3	91,0	2,825	90,9	0,11
	5	81,7	2,540	81,7	-0,04
	10	60,8	1,894	60,95	-0,24
	15	44,7	1,398	45,0	-0,63
	20	33,0	1,033	33,2	-0,72
	25	24,5	0,768	24,7	-0,86
	30	18,3	0,573	18,4	-0,75
OA_DER (-1,0,-Z)	Dmax (1.40)	97,4	2,9790	95,86	1,61
	3	91,1	2,8150	90,58	0,57
	5	81,6	2,5260	81,28	0,39
	10	60,6	1,8810	60,53	0,12
	15	44,6	1,3890	44,70	-0,21
	20	32,9	1,0260	33,02	-0,35
	25	24,4	0,7620	24,52	-0,49
	30	18,2	0,5695	18,33	-0,69
OA_IZQ (5,0,-Z)	Dmax (1.40)	0,9	0,0520	1,67	-0,80
	3	1,1	0,0540	1,74	-0,70
	5	1,4	0,0610	1,96	-0,69
	10	1,9	0,0725	2,33	-0,71
	15	2,0	0,0720	2,32	-0,70
	20	1,9	0,0655	2,11	-0,62
	25	1,7	0,0575	1,85	-0,61
	30	1,5	0,0480	1,54	-0,24

**b. Prueba 1.b: Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm**

<b>Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia</b>					
Presión(kPa)	89,39				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1262				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
<b>CAMPO 10x10cm, SSD=100cm</b>					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	101,2	3,127	100,6	0,57
	3	95,5	2,974	95,7	-0,21
	5	87,0	2,712	87,3	-0,31
	10	67,2	2,098	67,51	-0,46
	15	51,1	1,594	51,3	-0,38
	20	38,7	1,204	38,7	-0,11
	25	29,3	0,910	29,3	0,11
OA_DER (-3,0,-Z)	Dmax (1.40)	102,5	3,1570	101,59	0,90
	3	96,4	2,9920	96,28	0,13
	5	87,3	2,7160	87,40	-0,11
	10	66,9	2,0810	66,96	-0,09
	15	50,5	1,5740	50,65	-0,29
	20	38,1	1,1870	38,20	-0,25
	25	28,8	0,8960	28,83	-0,11
OA_IZQ (9,0,-Z)	Dmax (1.40)	1,5	0,0711	2,29	-0,78
	3	1,7	0,0706	2,27	-0,60
	5	2,0	0,0786	2,53	-0,60
	10	2,8	0,0965	3,11	-0,45
	15	3,1	0,1045	3,36	-0,51
	20	3,1	0,1025	3,30	-0,51
	25	2,9	0,0950	3,06	-0,54
30	2,6	0,0845	2,72	-0,54	

*c. Prueba 1.c: Campo 25 x 25 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1269				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 25x25cm, SSD=100cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	106,8	3,294	106,1	0,70
	3	101,4	3,134	100,9	0,49
	5	93,5	2,895	93,2	0,31
	10	75,4	2,331	75,05	0,47
	15	59,6	1,845	59,4	0,33
	20	46,6	1,447	46,6	0,02
	25	36,3	1,129	36,3	-0,14
	30	28,2	0,880	28,3	-0,41
OA_DER (-9,0,-Z)	Dmax (1.40)	109,9	3,4000	109,47	0,39
	3	103,8	3,2210	103,71	0,09
	5	95,0	2,9540	95,11	-0,11
	10	75,2	2,3350	75,18	0,03
	15	58,6	1,8220	58,66	-0,11
	20	45,5	1,4140	45,53	-0,06
	25	35,2	1,0950	35,26	-0,16
	30	27,2	0,8495	27,35	-0,55
OA_IZQ (19,0,-Z)	Dmax (1.40)	2,2	0,0996	3,21	-0,95
	3	2,4	0,0984	3,17	-0,76
	5	2,8	0,1099	3,54	-0,79
	10	3,9	0,1365	4,39	-0,66
	15	4,6	0,1549	4,99	-0,65
	20	4,9	0,1620	5,22	-0,68
	25	4,9	0,1594	5,13	-0,64
	30	4,7	0,1501	4,83	-0,47

*d. Prueba 2.a: Campo 5 x 25 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1269				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 5x25cm, SSD=100cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	100,2	3,084	99,3	0,91
	3	94,3	2,925	94,2	0,13
	5	85,3	2,652	85,4	-0,10
	10	65,1	2,027	65,26	-0,25
	15	49,0	1,528	49,2	-0,40
	20	36,8	1,149	37,0	-0,52
	25	27,8	0,865	27,9	-0,18
OA_DER (-1,0,-Z)	Dmax (1.40)	100,4	3,0680	98,8	1,64
	3	94,3	2,9060	93,6	0,79
	5	85,2	2,6300	84,7	0,62
	10	64,9	2,0060	64,6	0,49
	15	48,8	1,5130	48,7	0,18
	20	36,7	1,1380	36,6	0,16
	25	27,6	0,8580	27,6	-0,09
OA_IZQ (5,0,-Z)	Dmax (1.40)	2,5	0,0943	3,0	-0,54
	3	2,7	0,0971	3,1	-0,45
	5	3,3	0,1115	3,6	-0,34
	10	4,4	0,1420	4,6	-0,26
	15	4,7	0,1495	4,8	-0,23
	20	4,4	0,1410	4,5	-0,38
	25	4,0	0,1250	4,0	-0,09
30	3,4	0,1075	3,5	-0,29	

*e. Prueba 2.b: Campo 25 x 5 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm<sup>2</sup>*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,12				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1296				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 25x5cm, SSD=100cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	99,8	3,045	98,3	1,55
	3	93,8	2,890	93,3	0,56
	5	85,0	2,622	84,6	0,44
	10	64,9	2,005	64,7	0,29
	15	48,9	1,513	48,8	0,14
	20	36,8	1,138	36,7	0,19
	25	27,7	0,859	27,7	-0,03
	30	20,9	0,649	20,9	-0,23
OA_DER (-9,0,-Z)	Dmax (1.40)	103,6	3,1760	102,5	1,06
	3	96,9	2,9970	96,7	0,17
	5	87,3	2,7030	87,2	0,07
	10	65,8	2,0390	65,8	-0,02
	15	49,1	1,5210	49,1	0,02
	20	36,7	1,1350	36,6	0,18
	25	27,5	0,8520	27,5	0,00
	30	20,7	0,6420	20,7	-0,10
OA_IZQ (19,0,-Z)	Dmax (1.40)	0,7	0,0265	0,9	-0,16
	3	0,7	0,0280	0,9	-0,22
	5	0,9	0,0310	1,0	-0,12
	10	1,2	0,0415	1,3	-0,22
	15	1,5	0,0495	1,6	-0,20
	20	1,6	0,0541	1,7	-0,40
	25	1,7	0,0546	1,8	-0,22
	30	1,7	0,0528	1,7	-0,01

*f. Prueba 3. Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 85 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,31				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1272				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 10x10cm, SSD=85cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	139,5	4,273	137,6	1,36
	3	130,4	4,052	130,5	-0,08
	5	117,6	3,662	117,9	-0,29
	10	88,9	2,772	89,3	-0,42
	15	66,2	2,065	66,5	-0,46
	20	49,2	1,533	49,4	-0,35
	25	36,7	1,141	36,7	-0,13
	30	27,4	0,853	27,5	-0,27
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	141,1	4,3110	138,8	1,62
	3	131,5	4,0740	131,2	0,22
	5	118,1	3,6620	117,9	0,13
	10	88,5	2,7480	88,5	-0,01
	15	65,6	2,0400	65,7	-0,16
	20	48,7	1,5130	48,7	-0,06
	25	36,2	1,1260	36,3	-0,18
	30	27,1	0,8420	27,1	-0,07
OA_IZQ (7,0,- Z)	Dmax (1.40)	2,6	0,0940	3,0	-0,31
	3	2,8	0,0965	3,1	-0,24
	5	3,4	0,1160	3,7	-0,28
	10	4,8	0,1543	5,0	-0,19
	15	5,2	0,1664	5,4	-0,24
	20	5,1	0,1605	5,2	-0,14
	25	4,6	0,1454	4,7	-0,23
	30	4,1	0,1276	4,1	-0,04

*g. Prueba 4: Cuña Física 15 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,35				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1267				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, Cuña 15 IN					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	70,3	2,184	70,3	-0,01
	3	66,4	2,083	67,1	-0,98
	5	60,4	1,897	61,1	-1,10
	10	46,5	1,467	47,2	-1,54
	15	35,2	1,114	35,9	-1,85
	20	26,6	0,841	27,1	-1,75
	25	20,2	0,637	20,5	-1,42
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	68,7	2,1210	68,3	0,61
	3	64,8	2,0220	65,1	-0,45
	5	58,8	1,8380	59,2	-0,63
	10	45,1	1,4150	45,6	-0,99
	15	34,1	1,0740	34,6	-1,37
	20	25,7	0,8120	26,1	-1,69
	25	19,5	0,6155	19,8	-1,59
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	73,3	2,2760	73,3	0,04
	3	69,0	2,1640	69,7	-0,96
	5	62,4	1,9610	63,1	-1,16
	10	47,6	1,5020	48,4	-1,56
	15	35,8	1,1350	36,5	-2,02
	20	26,9	0,8545	27,5	-2,21
	25	20,3	0,6450	20,8	-2,24
	30	15,4	0,4885	15,7	-2,07

**h. Prueba 4: Cuña Física, 30 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm**

<b>Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia</b>					
Presión(kPa)	89,31				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1272				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
<b>CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, Cuña 30 IN</b>					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	54,0	1,677	54,0	-0,02
	3	51,1	1,602	51,6	-0,96
	5	46,5	1,460	47,0	-1,11
	10	36,0	1,131	36,4	-1,17
	15	27,3	0,862	27,8	-1,67
	20	20,7	0,654	21,1	-1,73
	25	15,7	0,497	16,0	-1,82
	30	12,0	0,378	12,2	-1,43
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	50,9	1,5700	50,6	0,66
	3	48,1	1,5000	48,3	-0,44
	5	43,7	1,3650	44,0	-0,60
	10	33,8	1,0570	34,0	-0,71
	15	25,7	0,8070	26,0	-1,12
	20	19,5	0,6130	19,7	-1,23
	25	14,9	0,4665	15,0	-0,83
	30	11,3	0,3565	11,5	-1,58
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	58,3	1,8000	58,0	0,56
	3	54,9	1,7130	55,2	-0,49
	5	49,7	1,5530	50,0	-0,64
	10	37,9	1,1900	38,3	-1,11
	15	28,6	0,8990	29,0	-1,22
	20	21,5	0,6785	21,9	-1,61
	25	16,3	0,5135	16,5	-1,44
	30	12,3	0,3895	12,5	-1,95



*i. Prueba 4: Cuña Física, 45 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,31				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1272				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, Cuña 45 IN					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	49,1	1,519	48,9	0,36
	3	46,5	1,452	46,8	-0,57
	5	42,3	1,324	42,6	-0,80
	10	32,7	1,027	33,08	-1,14
	15	24,9	0,785	25,3	-1,45
	20	18,9	0,595	19,2	-1,37
	25	14,3	0,450	14,5	-1,22
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	30	10,9	0,345	11,1	-1,76
	Dmax (1.40)	44,7	1,3760	44,3	0,86
	3	42,3	1,3160	42,4	-0,20
	5	38,5	1,2010	38,7	-0,47
	10	29,8	0,9335	30,1	-0,88
	15	22,8	0,7155	23,0	-1,06
	20	17,3	0,5455	17,6	-1,53
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	25	13,2	0,4170	13,4	-1,72
	30	10,1	0,3190	10,3	-1,70
	Dmax (1.40)	54,8	1,6930	54,5	0,50
	3	51,6	1,6110	51,9	-0,55
	5	46,7	1,4600	47,0	-0,69
	10	35,6	1,1160	35,9	-0,96
	15	26,7	0,8435	27,2	-1,72
	20	20,1	0,6360	20,5	-1,87
	25	15,2	0,4810	15,5	-1,88
	30	11,5	0,3645	11,7	-2,04

*j. Prueba 4: Cuña Física, 60 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,31				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1272				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, Cuña 60 IN					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	40,5	1,252	40,3	0,44
	3	38,4	1,197	38,6	-0,39
	5	35,0	1,093	35,2	-0,58
	10	27,1	0,851	27,4	-1,07
	15	20,7	0,651	21,0	-1,27
	20	15,7	0,495	15,9	-1,52
	25	12,0	0,377	12,1	-1,04
	30	9,1	0,287	9,2	-1,55
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	33,5	1,0350	33,3	0,50
	3	31,9	0,9925	32,0	-0,21
	5	29,1	0,9085	29,3	-0,55
	10	22,8	0,7125	22,9	-0,64
	15	17,5	0,5505	17,7	-1,30
	20	13,5	0,4225	13,6	-0,79
	25	10,3	0,3245	10,5	-1,45
	30	7,9	0,2500	8,1	-1,89
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	49,5	1,5240	49,1	0,85
	3	46,5	1,4480	46,6	-0,29
	5	42,0	1,3100	42,2	-0,45
	10	31,8	0,9980	32,1	-1,07
	15	23,8	0,7515	24,2	-1,67
	20	17,9	0,5650	18,2	-1,63
	25	13,5	0,4260	13,7	-1,61
	30	10,2	0,3230	10,4	-1,95

**k. Prueba 4: Cuña Física, 15 IN, Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm**

<b>Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia</b>					
Presión(kPa)	89,35				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1267				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
<b>CAMPO 10x10cm, SSD=100cm, Cuña 15 IN</b>					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	71,8	2,184	70,3	2,12
	3	67,9	2,096	67,5	0,63
	5	61,9	1,913	61,6	0,51
	10	47,9	1,487	47,9	0,06
	15	36,5	1,135	36,5	-0,11
	20	27,7	0,860	27,7	0,05
	25	21,0	0,654	21,0	-0,18
	30	16,0	0,497	16,0	0,00
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	72,5	2,1820	70,2	3,21
	3	68,4	2,0940	67,4	1,47
	5	62,1	1,9110	61,5	0,94
	10	47,8	1,4850	47,8	-0,01
	15	36,2	1,1330	36,5	-0,75
	20	27,4	0,8595	27,7	-0,98
	25	20,8	0,6525	21,0	-0,98
	30	15,8	0,4965	16,0	-1,15
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	72,5	2,1820	70,2	3,21
	3	68,3	2,0940	67,4	1,32
	5	62,1	1,9100	61,5	0,99
	10	47,8	1,4850	47,8	-0,01
	15	36,2	1,1340	36,5	-0,84
	20	27,4	0,8600	27,7	-1,03
	25	20,8	0,6525	21,0	-0,98
	30	15,8	0,4970	16,0	-1,25

**1. Cuña Física, 30 IN, Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm**

<b>Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia</b>					
Presión(kPa)	89,31				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1272				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
<b>CAMPO 10x10cm, SSD=100cm, Cuña 30 LEFT</b>					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	54,8	1,711	55,1	-0,56
	3	51,9	1,632	52,6	-1,26
	5	47,3	1,491	48,0	-1,50
	10	36,8	1,161	37,4	-1,59
	15	28,1	0,889	28,6	-1,86
	20	21,4	0,677	21,8	-1,85
	25	16,3	0,516	16,6	-1,92
	30	12,4	0,394	12,7	-2,28
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	51,6	1,6000	51,5	0,13
	3	48,9	1,5280	49,2	-0,64
	5	44,6	1,3950	44,9	-0,73
	10	34,6	1,0860	35,0	-1,08
	15	26,5	0,8330	26,8	-1,23
	20	20,2	0,6355	20,5	-1,31
	25	15,4	0,4860	15,7	-1,61
	30	11,8	0,3720	12,0	-1,51
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	59,2	1,8390	59,2	-0,05
	3	55,8	1,7490	56,3	-0,94
	5	50,6	1,5890	51,2	-1,13
	10	38,9	1,2230	39,4	-1,24
	15	29,5	0,9300	30,0	-1,51
	20	22,3	0,7040	22,7	-1,65
	25	16,9	0,5345	17,2	-1,83
	30	12,8	0,4065	13,1	-2,23

*m. Cuña Física, 45 IN, Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,31				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1272				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 10x10cm, SSD=100cm, Cuña 45 LEFT					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	50,4	1,544	49,7	1,35
	3	47,8	1,475	47,5	0,62
	5	43,6	1,346	43,4	0,57
	10	33,9	1,051	33,85	0,15
	15	25,9	0,807	26,0	-0,29
	20	19,7	0,615	19,8	-0,46
	25	15,0	0,469	15,1	-0,70
	30	11,5	0,359	11,5	-0,40
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	45,9	1,4020	45,2	1,65
	3	43,6	1,3410	43,2	0,95
	5	39,8	1,2250	39,5	0,88
	10	31,0	0,9580	30,9	0,47
	15	23,8	0,7375	23,8	0,20
	20	18,2	0,5650	18,2	0,02
	25	13,9	0,4325	13,9	-0,21
	30	10,6	0,3320	10,7	-0,87
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	56,3	1,7240	55,5	1,39
	3	53,1	1,6420	52,9	0,41
	5	48,2	1,4900	48,0	0,44
	10	36,9	1,1470	36,9	-0,11
	15	27,9	0,8700	28,0	-0,43
	20	21,1	0,6585	21,2	-0,51
	25	16,0	0,4990	16,1	-0,44
	30	12,1	0,3795	12,2	-1,00

*n. Cuña Física, 60 IN, Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,31				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1272				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 10x10cm, SSD=100cm, Cuña 60 LEFT					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	40,9	1,276	41,1	-0,48
	3	38,9	1,220	39,3	-1,00
	5	35,5	1,114	35,9	-1,06
	10	27,7	0,873	28,1	-1,43
	15	21,2	0,671	21,6	-1,83
	20	16,2	0,513	16,5	-1,95
	25	12,4	0,391	12,6	-1,53
	30	9,5	0,300	9,7	-1,68
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	34,0	1,0580	34,1	-0,22
	3	32,3	1,0140	32,7	-1,10
	5	29,6	0,9300	30,0	-1,18
	10	23,3	0,7345	23,7	-1,51
	15	18,0	0,5690	18,3	-1,78
	20	13,9	0,4400	14,2	-1,91
	25	10,7	0,3395	10,9	-2,14
	30	8,2	0,2610	8,4	-2,45
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	50,0	1,5540	50,1	-0,10
	3	47,1	1,4770	47,6	-0,99
	5	42,7	1,3400	43,2	-1,06
	10	32,6	1,0270	33,1	-1,44
	15	24,5	0,7770	25,0	-2,10
	20	18,5	0,5865	18,9	-2,06
	25	13,9	0,4440	14,3	-2,80
	30	10,6	0,3370	10,9	-2,34

*o. Prueba 4: Cuña Dinámica, 10 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,35				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1267				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, EDW 10, IN, COLIMADOR 270					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	96,1	2,952	95,0	1,12
	3	90,6	2,809	90,4	0,19
	5	82,3	2,557	82,3	-0,02
	10	63,3	1,968	63,4	-0,09
	15	47,8	1,488	47,9	-0,22
	20	36,1	1,120	36,1	0,12
	25	27,2	0,843	27,1	0,23
	30	20,6	0,637	20,5	0,45
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	95,1	2,9050	93,5	1,69
	3	89,4	2,7610	88,9	0,58
	5	80,9	2,5040	80,6	0,36
	10	61,8	1,9160	61,7	0,19
	15	46,6	1,4460	46,6	0,11
	20	35,0	1,0870	35,0	0,02
	25	26,4	0,8190	26,4	0,13
	30	20,0	0,6200	20,0	0,20
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	99,6	3,0450	98,0	1,60
	3	93,5	2,8880	93,0	0,57
	5	84,6	2,6160	84,2	0,46
	10	64,4	1,9950	64,2	0,27
	15	48,4	1,5010	48,3	0,16
	20	36,3	1,1250	36,2	0,23
	25	27,2	0,8465	27,3	-0,19
	30	20,6	0,6400	20,6	-0,02

*p. Prueba 4: Cuña Dinámica, 15 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,22				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1284				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, EDW 15, IN, COLIMADOR 270					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	94,0	2,876	92,7	1,38
	3	88,5	2,738	88,3	0,26
	5	80,5	2,492	80,3	0,20
	10	61,9	1,918	61,8	0,10
	15	46,8	1,450	46,7	0,11
	20	35,3	1,091	35,2	0,36
	25	26,6	0,823	26,5	0,25
	30	20,1	0,621	20,0	0,39
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	91,9	2,8070	90,5	1,55
	3	86,5	2,6680	86,0	0,56
	5	78,3	2,4220	78,1	0,28
	10	59,9	1,8540	59,8	0,21
	15	45,1	1,3990	45,1	-0,01
	20	34,0	1,0520	33,9	0,25
	25	25,6	0,7935	25,6	0,07
	30	19,4	0,6000	19,3	0,29
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	98,6	3,0120	97,1	1,54
	3	92,6	2,8580	92,1	0,50
	5	83,7	2,5870	83,4	0,35
	10	63,7	1,9720	63,6	0,19
	15	47,8	1,4820	47,8	0,04
	20	35,9	1,1110	35,8	0,23
	25	27,0	0,8355	26,9	0,24
	30	20,4	0,6300	20,3	0,44



**q. Prueba 4: Cuña Dinámica, 20 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm**

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,35				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1267				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, EDW 20, IN, COLIMADOR 270					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	91,8	2,811	90,5	1,44
	3	86,5	2,675	86,1	0,45
	5	78,7	2,435	78,4	0,40
	10	60,5	1,874	60,3	0,28
	15	45,7	1,417	45,6	0,18
	20	34,5	1,066	34,3	0,53
	25	26,0	0,803	25,8	0,64
	30	19,7	0,606	19,5	0,98
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	88,8	2,7060	87,1	1,94
	3	83,5	2,5730	82,8	0,81
	5	75,7	2,3350	75,2	0,70
	10	57,9	1,7890	57,6	0,53
	15	43,7	1,3520	43,5	0,40
	20	32,9	1,0180	32,8	0,39
	25	24,8	0,7675	24,7	0,37
	30	18,8	0,5810	18,7	0,51
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	97,6	2,9750	95,8	1,91
	3	91,7	2,8240	90,9	0,87
	5	82,8	2,5550	82,3	0,67
	10	63,0	1,9450	62,6	0,61
	15	47,2	1,4620	47,1	0,28
	20	35,4	1,0940	35,2	0,51
	25	26,6	0,8220	26,5	0,52
	30	20,1	0,6200	20,0	0,70

*r. Prueba 4: Cuña Dinámica, 25 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,21				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1285				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, EDW 25, IN, COLIMADOR 270					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	89,6	2,737	88,3	1,53
	3	84,5	2,607	84,1	0,52
	5	76,8	2,373	76,5	0,37
	10	59,0	1,827	58,9	0,15
	15	44,6	1,381	44,5	0,16
	20	33,6	1,039	33,5	0,30
	25	25,4	0,782	25,2	0,74
	30	19,2	0,591	19,1	0,76
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	85,6	2,6060	84,0	1,87
	3	80,5	2,4800	80,0	0,67
	5	73,0	2,2510	72,6	0,58
	10	55,9	1,7270	55,7	0,39
	15	42,2	1,3050	42,1	0,29
	20	31,8	0,9825	31,7	0,38
	25	24,0	0,7415	23,9	0,38
	30	18,2	0,5620	18,1	0,44
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	96,7	2,9440	94,9	1,87
	3	90,7	2,7930	90,1	0,72
	5	82,0	2,5270	81,5	0,64
	10	62,3	1,9210	61,9	0,58
	15	46,7	1,4430	46,5	0,37
	20	35,0	1,0810	34,9	0,42
	25	26,3	0,8110	26,1	0,58
	30	19,8	0,6140	19,8	0,01

s. Prueba 4: *Cuña Dinámica, 30 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,35				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1267				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, EDW 30, IN, COLIMADOR 270					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	87,4	2,668	85,9	1,76
	3	82,4	2,540	81,8	0,77
	5	74,9	2,312	74,4	0,63
	10	57,6	1,780	57,3	0,52
	15	43,5	1,346	43,3	0,39
	20	32,8	1,012	32,6	0,68
	25	24,8	0,762	24,5	1,10
	30	18,7	0,577	18,6	0,76
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	82,3	2,5030	80,6	2,14
	3	77,4	2,3820	76,7	0,93
	5	70,2	2,1640	69,7	0,77
	10	53,8	1,6620	53,5	0,55
	15	40,7	1,2570	40,5	0,58
	20	30,7	0,9480	30,5	0,59
	25	23,2	0,7160	23,1	0,65
	30	17,6	0,5425	17,5	0,77
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	95,7	2,9080	93,6	2,22
	3	89,7	2,7580	88,8	1,03
	5	81,0	2,4940	80,3	0,89
	10	61,5	1,8960	61,0	0,76
	15	46,1	1,4210	45,7	0,77
	20	34,5	1,0630	34,2	0,82
	25	25,9	0,7975	25,7	0,88
	30	19,5	0,6010	19,3	0,79

*t. Prueba 4: Cuña Dinámica, 45 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,22				
Temperatura(°C)	20,10				
K <sub>PT</sub>	1,1284				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, EDW 45, IN, COLIMADOR 270					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	79,8	2,433	78,4	1,73
	3	75,2	2,318	74,7	0,63
	5	68,3	2,109	68,0	0,45
	10	52,6	1,624	52,4	0,46
	15	39,7	1,228	39,6	0,28
	20	30,0	0,924	29,8	0,71
	25	22,6	0,697	22,5	0,65
	30	17,1	0,527	17,0	0,74
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	71,1	2,1650	69,8	1,86
	3	67,0	2,0610	66,4	0,83
	5	60,9	1,8760	60,5	0,69
	10	46,8	1,4450	46,6	0,46
	15	35,5	1,0980	35,4	0,28
	20	26,9	0,8305	26,8	0,47
	25	20,4	0,6280	20,2	0,76
	30	15,5	0,4780	15,4	0,58
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	92,2	2,8020	90,3	2,06
	3	86,5	2,6580	85,7	0,94
	5	78,0	2,4000	77,4	0,81
	10	58,9	1,8170	58,6	0,55
	15	44,0	1,3580	43,8	0,50
	20	32,9	1,0130	32,7	0,74
	25	24,6	0,7585	24,5	0,60
	30	18,5	0,5695	18,4	0,76

*u. Prueba 4: Cuña Dinámica, 60 IN, Campo 9 x 9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,21				
Temperatura(°C)	20,30				
K <sub>PT</sub>	1,1293				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 9x9cm, SSD=100cm, EDW 60, IN, COLIMADOR 270					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	69,2	2,115	68,2	1,40
	3	65,3	2,013	65,0	0,54
	5	59,4	1,833	59,1	0,44
	10	45,7	1,411	45,5	0,38
	15	34,5	1,067	34,4	0,21
	20	26,1	0,803	25,9	0,74
	25	19,7	0,606	19,5	0,84
	30	14,9	0,458	14,8	0,83
OA_DER (- 2.5,0,-Z)	Dmax (1.40)	55,7	1,6990	54,8	1,61
	3	52,6	1,6230	52,4	0,45
	5	47,9	1,4810	47,8	0,24
	10	37,8	1,1510	37,1	1,78
	15	28,4	0,8790	28,4	0,14
	20	21,6	0,6685	21,6	0,14
	25	16,5	0,5085	16,4	0,57
	30	12,5	0,3880	12,5	-0,15
OA_IZQ (2.5,0,- Z)	Dmax (1.40)	87,5	2,6560	85,7	2,10
	3	81,9	2,5130	81,1	1,01
	5	73,7	2,2650	73,1	0,85
	10	55,4	1,7050	55,0	0,70
	15	41,2	1,2680	40,9	0,70
	20	30,6	0,9425	30,4	0,62
	25	22,9	0,7035	22,7	0,89
	30	17,1	0,5270	17,0	0,57

v. Prueba 5: Bloqueo Central, Campo 16 x 16 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,15				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1227				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 16x16cm, SSD=100cm, BLOQUEO CENTRAL					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	11,8	0,309	9,9	1,82
	3	12,7	0,324	10,4	2,36
	5	14,1	0,372	11,9	2,43
	10	15,6	0,429	13,76	2,67
	15	14,8	0,414	13,3	2,93
	20	12,9	0,366	11,7	2,95
	25	10,8	0,309	9,9	2,98
	30	8,8	0,255	8,2	2,74
OA_DER (-4,0,-Z)	Dmax (1.40)	102,4	3,2350	103,77	-1,32
	3	96,6	3,0510	97,87	-1,30
	5	88,1	2,7750	89,02	-1,03
	10	68,7	2,1440	68,78	-0,11
	15	52,7	1,6340	52,42	0,54
	20	40,2	1,2410	39,81	0,98
	25	30,7	0,9455	30,33	1,22
	30	23,4	0,7225	23,18	0,96

*w. Prueba 6: Fuera del eje 4 cm, Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,12				
Temperatura(°C)	20,20				
K <sub>PT</sub>	1,1300				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 10x10cm, SSD=100cm, FUERA DE EJE 4cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,4,-Z)	Dmax (1.40)	102,5	3,102	100,2	2,34
	3	96,2	2,943	95,0	1,24
	5	86,8	2,664	86,0	0,92
	10	66,2	2,036	65,74	0,71
	15	49,9	1,538	49,7	0,49
	20	37,6	1,159	37,4	0,48
	25	28,4	0,876	28,3	0,47
OA_DER (-3,4,-Z)	Dmax (1.40)	102,8	3,0980	100,03	2,77
	3	96,1	2,9320	94,67	1,52
	5	86,5	2,6440	85,37	1,33
	10	65,5	2,0080	64,83	1,03
	15	49,1	1,5120	48,82	0,58
	20	36,9	1,1380	36,74	0,43
	25	27,9	0,8595	27,75	0,54
OA_IZQ (8,4,-Z)	Dmax (1.40)	1,7	0,0645	2,08	-0,38
	3	1,9	0,0661	2,14	-0,25
	5	2,2	0,0772	2,49	-0,34
	10	3,1	0,1011	3,26	-0,25
	15	3,5	0,1112	3,59	-0,18
	20	3,4	0,1099	3,55	-0,40
	25	3,2	0,1021	3,30	-0,34
30	2,9	0,0913	2,95	-0,23	

**x. Prueba 7: Bloqueo Irregular, Campo 16 x 16 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm**

<b>Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia</b>					
Presión(kPa)	89,15				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1227				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
<b>CAMPO 16x16cm, SSD=100cm, BLOQUEO IRREGULAR</b>					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	6,1	0,1958	6,3	-0,18
	3	6,0	0,186	6,0	0,02
	5	6,0	0,186	6,0	0,03
	10	6,1	0,184	5,9	0,31
	15	5,6	0,171	5,5	0,26
	20	4,8	0,150	4,8	-0,03
	25	4,0	0,127	4,1	-0,28
	30	3,3	0,088	2,8	2,33
OA_DER (7,0,-Z)	Dmax (1.40)	100,8	3,1010	99,5	1,33
	3	94,3	2,9170	93,6	0,78
	5	84,9	2,6330	84,5	0,52
	10	64,1	2,0030	64,3	-0,24
	15	47,8	1,5140	48,6	-1,58
	20	35,7	1,1370	36,5	-2,12
	25	26,8	0,8510	27,3	-1,83
	30	20,1	0,6370	20,4	-1,63



y. Prueba 9: Gantry 315, Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia						
Presión(kPa)	89,12					
Temperatura(°C)	20,20					
K <sub>PT</sub>	1,1300					
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914		
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300		
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22	
CAMPO 10x10cm, SSD=100cm, GANTRY 315, Tanque Desplazado 10cm Derecha						
	X	Z	Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (X,0,-Z)	-9	1	100	3,117	100,6	-0,63
	-7	3	90,1	2,823	91,1	-1,15
	-5	5	78,3	2,446	79,0	-0,85
	0	10	53,6	1,671	54,0	-0,65
	5	15	36,2	1,124	36,3	-0,25
	10	20	24,5	0,757	24,4	0,24
	15	25	16,6	0,514	16,6	0,12
OA_DER (X,0,-Z)	-12	1	104,3	3,2520	105,0	-0,66
	-10	3	93,7	2,9370	94,8	-1,19
	-8	5	81,1	2,5410	82,0	-1,15
	-3	10	55,6	1,7360	56,1	-0,80
	2	15	37,7	1,1710	37,8	-0,29
	7	20	25,6	0,7910	25,5	0,24
	12	25	17,4	0,5380	17,4	0,17
OA_IZQ (X,0,-Z)	17	30	11,9	0,3680	11,9	0,15
	-6	1	97,1	3,0390	98,1	-1,04
	-4	3	87,5	2,7420	88,5	-1,16
	-2	5	75,6	2,3690	76,5	-1,16
	3	10	51,1	1,6000	51,7	-1,08
	8	15	34,3	1,0660	34,4	-0,34
	13	20	23,0	0,7135	23,0	-0,16
18	25	15,6	0,4825	15,6	0,14	

**z. Prueba 10.a: Tejido Faltante, Campo 20 x 20 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm**

<b>Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia</b>					
Presión(kPa)	89,49				
Temperatura(°C)	18,70				
K <sub>PT</sub>	1,1196				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
<b>CAMPO 20x20cm, SSD=100cm, MISSING TISSUE</b>					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (-4,0,-Z)	Dmax (1.40)	106,9	3,379	108,1	-1,10
	3	100,7	3,209	102,7	-1,90
	5	91,8	2,926	93,6	-1,92
	10	71,6	2,263	72,39	-1,09
	15	54,8	1,720	55,0	-0,40
	20	41,6	1,299	41,6	0,11
	25	31,6	0,981	31,4	0,70
OA_DER (-6,0,-Z)	Dmax (1.40)	108,0	3,3700	107,80	0,18
	3	101,7	3,2070	102,59	-0,87
	5	92,7	2,9300	93,73	-1,10
	10	72,4	2,2800	72,94	-0,73
	15	55,5	1,7400	55,66	-0,29
	20	42,3	1,3200	42,23	0,18
	25	32,2	1,0000	31,99	0,66
OA_IZQ (-8,0,-Z)	Dmax (1.40)	107,5	3,351	107,20	0,28
	3	101,1	3,1820	101,79	-0,68
	5	91,9	2,8980	92,70	-0,87
	10	71,4	2,2410	71,69	-0,40
	15	54,6	1,7160	54,89	-0,53
	20	41,7	1,3050	41,75	-0,11
	25	31,8	0,9930	31,77	0,11
30	24,3	0,7560	24,18	0,48	

*aa. Prueba 10.b: Tejido Faltante, Campo 30 x 30 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm*

<b>Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia</b>					
Presión(kPa)	89,51				
Temperatura(°C)	18,70				
K <sub>PT</sub>	1,1193				
Cámara	PTW TN31010 [SN] 2532		KQQ0	0,9914	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>28,8200</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
<b>CAMPO 30x30cm, SSD=100cm, MISSING TISSUE</b>					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (-4,0,-Z)	Dmax (1.40)	109,3	3,434	109,8	-0,48
	3	103,2	3,252	104,0	-0,77
	5	94,5	2,976	95,2	-0,71
	10	74,5	2,325	74,36	0,19
	15	57,6	1,787	57,2	0,78
	20	44,3	1,365	43,7	1,48
	25	33,9	1,041	33,3	1,82
OA_DER (-9,0,-Z)	Dmax (1.40)	111,4	3,4620	110,7	0,61
	3	105,2	3,2860	105,1	0,10
	5	96,4	3,0170	96,5	-0,09
	10	76,4	2,3840	76,2	0,20
	15	59,5	1,8510	59,2	0,51
	20	45,9	1,4260	45,6	0,64
	25	35,3	1,0970	35,1	0,61
OA_IJZQ (-13,0,-Z)	Dmax (1.40)	110,7	3,4550	110,5	0,18
	3	104,3	3,2690	104,5	-0,24
	5	95,1	2,9820	95,4	-0,28
	10	74,5	2,3300	74,5	-0,02
	15	57,7	1,8000	57,6	0,23
	20	44,4	1,3860	44,3	0,16
	25	34,2	1,0680	34,2	0,13
30	26,3	0,8220	26,3	0,04	

### 8.3. Apéndice C

#### a. Factores de campo medidos con la cámara tipo Semiflex y con el tamaño de campo establecido por la mandíbula

		x (cm)											
		3	4	5	6	8	10	15	20	25	30	35	40
y (cm)	3	0,882	0,89 4	0,90 2	0,90 7	0,91 4	0,91 8	0,92 3	0,92 5	0,92 6	0,92 7	0,92 7	0,92 7
	4	0,895	0,90 9	0,91 9	0,92 6	0,93 5	0,94	0,94 6	0,95	0,95 1	0,95 2	0,95 2	0,95 2
	5	0,904	0,92 1	0,93 2	0,94	0,95 1	0,95 7	0,96 5	0,96 9	0,97 1	0,97 2	0,97 3	0,97 3
	6	0,911	0,92 9	0,94 2	0,95	0,96 2	0,97	0,97 9	0,98 3	0,98 6	0,98 7	0,98 8	0,98 8
	8	0,919	0,94	0,95 4	0,96 4	0,97 8	0,98 7	0,99 9	1,00 5	1,00 7	1,00 9	1,01	1,01 1
	10	0,925	0,94 6	0,96 2	0,97 3	0,98 9	1	1,01 4	1,02 1	1,02 4	1,02 6	1,02 7	1,02 8
	15	0,93	0,95 3	0,97 1	0,98 5	1,00 2	1,01 5	1,03 3	1,04 1	1,04 7	1,05	1,05 2	1,05 3
	20	0,933	0,95 7	0,97 5	0,98 9	1,00 9	1,02 2	1,04 2	1,05 3	1,05 8	1,06 3	1,06 6	1,06 7
	25	0,933	0,95 8	0,97 7	0,99 1	1,01 3	1,02 7	1,04 8	1,06 1	1,06 8	1,07 3	1,07 5	1,07 7
	30	0,933	0,95 9	0,97 8	0,99 2	1,01 4	1,02 9	1,05 3	1,06 6	1,07 4	1,07 9	1,08 2	1,08 3
35	0,934	0,96	0,97 9	0,99 4	1,01 6	1,03 2	1,05 6	1,07	1,07 8	1,08 3	1,08 6	1,08 8	
40	0,934	0,95 9	0,97 9	0,99 4	1,01 6	1,03 2	1,05 6	1,07	1,07 8	1,08 4	1,08 7	1,08 8	

#### b. Factores de campo medidos con un diodo y con el tamaño de campo formado por las mandíbulas

		x (cm)									
		1	2	3	5	10	15	20	25	30	40
y (cm)	1	0,704	0,764	0,776	0,785	0,793	0,795	0,795	0,794	0,795	0,794
	2	0,773	0,847	0,865	0,88	0,89	0,892	0,893	0,893	0,892	0,889
	3	0,789	0,866	0,888	0,906	0,922	0,926	0,928	0,925	0,926	0,928

*c. Factores de corrección extrapolados según el cuadrado equivalente*

		x (cm)									
		1	2	3	5	10	15	20	25	30	40
y (cm)	1	0,986	1,000	1,005	1,009	1,011	1,010	1,009	1,009	1,008	1,007
	2	1,000	1,008	1,011	1,011	1,009	1,008	1,007	1,005	1,004	1,000
	3	1,005	1,011	1,011	1,010	1,008	1,006	1,004	1,000	1,000	1,000

*d. Factores de campo para campos pequeños con el campo formado por el MLC*

Energía	6MV
TPR 20,10 (10):	0,669
Rango de Equilibrio Lateral de Partículas Cargadas (cm):	1,216861

Detector:	Farmer	Semiflex 31010	PinPoint 3D	Diodo E
Mayor Distancia entre dos puntos del borde externo del detector (cm):	2,59	0,72	0,145	0,0765
FWHM (cm) >	5,023722	3,153722	2,578722	2,510222
Factor de Corrección (TRS483) 0.5x0.5:				0,952
Factor de Corrección (TRS483) 1x1:			1,039	0,986
Factor de Corrección (TRS483) 1.5x1.5:		1,025	1,013	1,002
Factor de Corrección (TRS483) 2x2:		1,008	1,004	1,008
Factor de Corrección (TRS483) 2.5x2.5:		1,002	1,001	1,011
Factor de Corrección (TRS483) 3x3:		1,001	1,001	1,011
Factor de Corrección (TRS483) 4x4:				
Medida Campo 10x10 (nC):	7,95	1,479	0,1686	4,728
	7,948	1,479	0,1686	4,729
	7,947	1,478	0,1688	4,734
Promedio (nC):	7,94833333	1,478666667	0,16866667	4,73033333
Medida Campo 0.5x0.5 (nC):	0,7865	0,366	0,05902	2,057
	0,787	0,366	0,05898	2,053
	0,787	0,366	0,05873	2,056
Promedio (nC):	0,78683333	0,366	0,05891	2,05533333
OutPut Factor sin Corregir:	0,0989935	0,247520289	0,34926877	0,43450074
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0	0	0,4136447
Medida Campo 1x1 (nC):	3,02	1,059	0,129	3,717
	3,02	1,059	0,1291	3,719
	3,02	1,059	0,129	3,718
Promedio (nC):	3,02	1,059	0,12903333	3,718
OutPut Factor sin Corregir:	0,37995387	0,716185753	0,76501976	0,78599112
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0	0,79485553	0,77498725
Medida Campo 1.5x1.5 (nC):	4,479	1,182	0,1379	3,891
	4,48	1,181	0,1382	3,888
	4,476	1,181	0,1382	3,888
Promedio (nC):	4,47833333	1,181333333	0,1381	3,889
OutPut Factor sin Corregir:	0,56343049	0,798917944	0,8187747	0,82214079
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,818890893	0,82941877	0,82378508
Medida Campo 2x2 (nC):	5,884	1,27	0,1464	4,058

	5,878	1,27	0,1465	4,06
	5,884	1,27	0,1464	4,058
Promedio (nC):	5,882	1,27	0,14643333	4,05866667
OutPut Factor sin Corregir:	0,74002936	0,858881876	0,86818182	0,8580086
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,865752931	0,87165455	0,86487267
Medida Campo 2.5x2.5 (nC):	6,62	1,295	0,1487	4,114
	6,616	1,294	0,1488	4,109
	6,618	1,293	0,1488	4,113
Promedio (nC):	6,618	1,294	0,14876667	4,112
OutPut Factor sin Corregir:	0,83262739	0,875112714	0,88201581	0,86928335
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,87686294	0,88289783	0,87884547
Medida Campo 3x3 (nC):	7,007	1,326	0,1524	4,201
	7,001	1,325	0,1523	4,199
	7,004	1,325	0,1523	4,211
Promedio (nC):	7,004	1,325333333	0,15233333	4,20366667
OutPut Factor sin Corregir:	0,88119103	0,896302976	0,90316206	0,88866183
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,897199279	0,90406522	0,89843711
Medida Campo 4x4 (nC):	7,467	1,399	0,1565	4,321
	7,459	1,4	0,1564	4,322
	7,46	1,401	0,1563	4,32
Promedio (nC):	7,462	1,4	0,1564	4,321
OutPut Factor sin Corregir:	0,93881317	0,946798918	0,92727273	0,91346628
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0	0	0

**e. Factores de campo para campos pequeños con el tamaño de campo formado con las mandíbulas**

Energía	6MV
TPR 20,10 (10):	0,669
Rango de Equilibrio Lateral de Partículas Cargadas (cm):	1,216861

Detector:	Farmer	Semiflex 31010	PinPoint 3D	Diodo E
Mayor Distancia entre dos puntos del borde externo del detector (cm):	2,59	0,72	0,145	0,0765
FWHM (cm) >	5,023722	3,153722	2,578722	2,510222
Factor de Corrección (TRS483) 0.5x0.5:				0,952
Factor de Corrección (TRS483) 1x1:			1,039	0,986
Factor de Corrección (TRS483) 1.5x1.5:		1,025	1,013	1,002
Factor de Corrección (TRS483) 2x2:		1,008	1,004	1,008
Factor de Corrección (TRS483) 2.5x2.5:		1,002	1,001	1,011
Factor de Corrección (TRS483) 3x3:		1,001	1,001	1,011
Factor de Corrección (TRS483) 4x4:				
	7,936	1,463	0,1675	4,755
Medida Campo 10x10 (nC):	7,936	1,461	0,1675	4,753
	7,936	1,461	0,1675	4,753
Promedio (nC):	7,936	1,461666667	0,1675	4,75366667
	0,444	0,23	0,039	1,504
Medida Campo 0.5x0.5 (nC):	0,446	0,2305	0,039	1,505
	0,4435	0,2305	0,039	1,502
Promedio (nC):	0,4445	0,230333333	0,039	1,50366667
OutPut Factor sin Corregir:	0,05601058	0,157582668	0,23283582	0,31631723
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0	0	0,301134
	1,934	0,7975	0,1085	3,34
Medida Campo 1x1 (nC):	1,933	0,797	0,1085	3,348
	1,934	0,797	0,1085	3,343
Promedio (nC):	1,93366667	0,797166667	0,1085	3,34366667
OutPut Factor sin Corregir:	0,24365759	0,545381984	0,64776119	0,70338686
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0	0,67302388	0,69353944
	3,792	1,116	0,1335	3,837
Medida Campo 1.5x1.5 (nC):	3,791	1,116	0,133	3,842
	3,79	1,117	0,1335	3,84
Promedio (nC):	3,791	1,116333333	0,13333333	3,83966667
OutPut Factor sin Corregir:	0,47769657	0,763740023	0,7960199	0,80772737
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,782833523	0,80636816	0,80934282
Medida Campo 2x2 (nC):	5,224	1,22	0,142	3,992



	5,224	1,22	0,1415	3,995
	5,219	1,22	0,1415	3,991
Promedio (nC):	5,22233333	1,22	0,14166667	3,99266667
OutPut Factor sin Corregir:	0,65805612	0,834663626	0,84577114	0,83991305
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,841340935	0,84915423	0,84663235
Medida Campo 2.5x2.5 (nC):	6,252	1,264	0,1455	4,089
	6,249	1,264	0,146	4,088
	6,252	1,265	0,146	4,091
Promedio (nC):	6,251	1,264333333	0,14583333	4,08933333
OutPut Factor sin Corregir:	0,78767641	0,864994299	0,87064677	0,86024823
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,866724287	0,87151741	0,86971096
Medida Campo 3x3 (nC):	6,776	1,291	0,149	4,164
	6,776	1,293	0,1495	4,164
	6,774	1,292	0,149	4,168
Promedio (nC):	6,77533333	1,292	0,14916667	4,16533333
OutPut Factor sin Corregir:	0,85374664	0,883922463	0,89054726	0,87623589
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0,884806385	0,89143781	0,88587448
Medida Campo 4x4 (nC):	7,166	1,334	0,153	4,299
	7,166	1,334	0,1535	4,293
	7,166	1,333	0,1535	4,303
Promedio (nC):	7,166	1,33366667	0,15333333	4,29833333
OutPut Factor sin Corregir:	0,90297379	0,912428734	0,91542289	0,90421429
OutPut Factor Corregido según TRS 483:	0	0	0	0

## 8.4. Apéndice D

### a. Formulario de Control de Calidad Mensual

**FORMULARIO DE CONTROL DE CALIDAD MENSUAL**  
**LINAC Varian CLINAC No.S: UNIQUE**  
**Hospital México**  
**Servicio de Radioterapia**  
**C.C.S.S.**

**Fecha:** 30 / 09 / 2019

**ASPECTOS SEGURIDAD (F para funcionando, NF para no funcionando)**

#### 1. Acelerador lineal

##### a) Interrupción de emergencia:

Puerta:     F      
 Consola (beam off):     F    

##### b) Indicadores lumínicos de "irradiando":

Puerta de la sala de tratamiento:     F      
 Detector estacionario:     F    

#### 2. Enclavamiento de accesorios y registro:

- **Cuñas físicas**

Cuña 15° (In):     F        Cuña 15° (out):     F        Cuña 15° (Left):     F        Cuña 15° (Right):     F      
 Cuña 30° (In):     F        Cuña 30° (out):     F        Cuña 30° (Left):     F        Cuña 30° (Right):     F      
 Cuña 45° (In):     F        Cuña 45° (out):     F        Cuña 45° (Left):     F        Cuña 45° (Right):     F      
 Cuña 60° (In):     F        Cuña 60° (out):     F        Cuña 60° (Left):     F        Cuña 60° (Right):     F    

#### 3. Sistemas anticolisión:

EPID:     F    

#### ASPECTOS ELECTROMECÁNICOS ACELERADOR LINEAL

##### 1. Parámetros de arranque y trabajo:

###### *Soporte de la Bomba*

Temperatura del agua (40°C)     40     °C  
 Presión del agua (72 psi)     80     psi  
 Nivel de agua Normal

###### *Gas de refrigeración*

Presión del Gas SF<sub>6</sub> (32psi):     35     psi

**Observaciones:**     No         hay         observaciones    

##### 2. Indicadores angulares (Tol. ±1°)

Brazo

Indicador del Mando	Indicador de la Consola	Desviación Nivel Digital
0°	0,0	0,3
90°	90,0	0,2
180°	180,0	0,1
270°	270,0	0,2

Colimador

Indicador del Mando	Indicador de la Consola	Desviación Nivel Digital
0°	0,0	0,1
90°	90,0	0,0
270°	270,0	0,1
Evaluado con angulación de Gantry: <u>270</u>		

3. Centrado del retículo: desplazamiento ≤ 2 mm = ≈ 0 mm

5. Telémetro (óptico):  
 rango: 85-100 cm desplazamiento ≤ 3 mm = 0,2 mm  
 rango: 100-110 cm desplazamiento ≤ 3 mm = 0,1 mm

6. Coincidencia puntero mecánico-telémetro:  
 diferencia ≤ 2mm = 0,2 mm mesa ≤ 2mm = 0,1 mm

7. Alineación de los láseres y coincidencia con isocentro mecánico ( ≤ 2 mm ± 25 cm):

Rango Lateral Camilla: 20 cm  $\left\{ \begin{array}{l} \text{Coronal } 90^\circ := \underline{0,5} \text{ mm} \\ \text{Coronal } 270^\circ := \underline{0,5} \text{ mm} \\ \text{Axial } 90^\circ := \underline{0,5} \text{ mm} \\ \text{Axial } 270^\circ := \underline{0,5} \text{ mm} \end{array} \right.$

Rango Vertical Camilla: 20 cm  $\left\{ \begin{array}{l} \text{Sagital} := \underline{0,5} \text{ mm} \\ \text{Cielítico axial} := \underline{0,5} \text{ mm} \\ \text{Cielítico sagital} := \underline{0,5} \text{ mm} \end{array} \right.$

8. Escalas de la camilla ( ≤ 2mm rango 25cm o ≤ 1° giro 90°):

rango: 20 cm Vertical := 0,5 mm  
 rango: 20 cm Longitudinal := 0,5 mm  
 rango: 20 cm Transversal-1 := 1,0 mm  
 rango: 20 cm Transversal-2 := 0,5 mm  
 giro: 90° Angular 90° < 0,3°  
 giro: 270° Angular 270° < 0,1°

9. Intensidad del campo de luz: adecuada: Sí  No

11. Verticalidad del haz de luz y camilla:

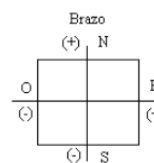
rango: SSD 80-120 cm desplazamiento Transversal < 2 mm: < 1 mm  
 desplazamiento Longitudinal < 2mm: < 1 mm  
 desplazamiento del haz de luz < 2mm: < 1 mm

10. Paralelismo y ortogonalidad del campo de luz:

razón entre diagonales 10x10: 0,996 20x20: 1 ortogonalidad: Si  ( ≤ 1°) No

12. Tamaños de campo geométrico para DFI = DFS = 100 cm, Brazo = 0°, Colimador = 0°:

Convenio de orientación del campo respecto al Brazo (Gantry) del equipo:



Energía	Campo colimador [cm x cm]	Campo de luz				total [cm x cm]
		ancho* [cm]		alto* [cm]		
		O	E	N	S	
Rx	5 x 5	2,5	2,5	2,5	2,5	5,0x5,0
	10 x 10	5,0	5,0	5,0	5,0	10x10
	20 x 20	10,0	10,0	10,0	10,0	20x20
	30 x 30	15,0	15,0	15,0	15,0	30x30
	40 x 40	19,9	20,1	20,1	20,1	40x40,2

\* Desplazamiento respecto al centro del campo de luz. Tolerancia ±1mm con posición de mandíbula.

### 13. Coincidencia campo de radiación-campo de luz para un campo 10x10 cm<sup>2</sup>:

Haz de radiación	Posición del Brazo	Campo [cm]	Parámetros del Campo de radiación								
			Penumbra [cm]		Planitud %			Simetría %			Desalineación
			Izq.	Der.	Med	Ref	Δ	Med	Ref	Δ	
Rx 6 MV	0° X	10,031	0,68	0,712	100,7	100,7	0	100,14	100,14	0	0,34 mm
	0° Y	10,018	0,497	0,597	100,97	100,97	0	100,35	100,35	0	0,72 mm

#### ASPECTOS ELECTROMECAÑICOS SISTEMA DE IMÁGENES

Si el equipo no posee el sistema de imágenes objeto del control especificar NA (No Aplica)

#### 1. Desplazamiento lateral y longitudinal del detector de imagen (MVD).

##### Detector MVD (PORTAL)

rango: +10 cm Lat. y Long

Lat.  $\leq 2$  mm := 0,5 mm; Long.  $\leq 2$  mm := 0,5 mm

rango: -10 cm Lat. y Long

Lat.  $\leq 2$  mm := 0,5 mm; Long.  $\leq 2$  mm := 1,0 mm

#### 2. Desplazamiento vertical del detector

Desplazamiento de 20 cm

Lat.  $\leq 2$  mm := 0,5 mm; Long.  $\leq 2$  mm := 0,5 mm

#### 3. Distancia del detector (MVD) al isocentro

Se coloca el detector MVD (0,0,0).

La distancia a la parte externa del cobertor debe ser (97.0cm $\pm$ 2mm) = 96,8 cm

#### 4. Coincidencia entre imágenes (2D) y verificación del desplazamiento de la mesa

Imágenes 2D con PV

	Lat (cm)	Vert (cm)	Long (cm)
Coordenada inicial	1,1	3,2	95,8
Desplazamiento real	1cm	1cm	1cm
Coordenada desplazada	2,1	2,2	96,8
Coordenada final (proceso de registro)	1,2	3,2	95,8
Diferencia ( $\leq 2$ mm)	1	0	0
Transmisión de datos obtenidos en fusión	✓ OK		

#### COLIMADOR MULTILAMINAS

##### 1. Periodicidad Picket Fence estático

Si el porcentaje de aprobación de la prueba es mayor a 98.0% se aprueba la condición del MLC mediante esta prueba. Tolerancia análisis 0,2mm.

G0 Porcentaje de aprobación= 99,04 %

✓ Aprobado

No Aprobado

G90 Porcentaje de aprobación= 99,04 %

✓ Aprobado

No Aprobado

G180 Porcentaje de aprobación= 99,06 %

✓ Aprobado

No Aprobado

G270 Porcentaje de aprobación= 99,08 %

✓ Aprobado

No Aprobado

**DOSIMETRIA PORTAL****Evaluación Gamma de la prueba AIDA**

Realizando una evaluación Gamma en dosis absoluta que tome en cuenta 3%, 3mm se acepta la prueba cuando se obtiene que pasan al menos el 97% de los pixeles.

Resultado de evaluación gamma. Área Gamma<1 := 98 %

**ASPECTOS DOSIMETRICOS****1. Revisión de la tendencia de lecturas en control dosimétrico diario**

Energías dentro de primer nivel de tolerancia:

Rx 6 MV Tolerancia  $\pm 2\%$ : 0.1%

**2. Constancia de Lectura de Referencia y calidad del haz**

(Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD= 100 cm, Brazo y Colimador = 0°, 100 UM, cámara tipo Farmer):

**Fotones (tolerancia de variación 2 %)**

*Maniquí: acrílico (5 Láminas de 1 cm para retro dispersión, lámina de inserto para cámara, 3 láminas de 1 cm sobre inserto)*

**Rx 6 MV**

D: 17.45 cGy/UM D<sub>ref.</sub> 17.45  $\Delta =$  0.00 % Valor de referencia al día 14 de octubre de 2019.

**3. Constancia de Lectura de Referencia y calidad del haz (Utilizando fantoma de agua)\***

Aplica para mediciones fuera de tolerancia descritas en punto anterior. Si las mediciones en punto anterior se encuentran en tolerancia especificar NA (No Aplica)

(Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup>, SSD= 90 cm, prof. = 10 cm, Brazo y Colimador = 0°, 100 UM):

**Rx 6 MV**

Dw: 0.8096 cGy/UM D<sub>ref.</sub> 0.806  $\Delta =$  0.44 %

\* Las diferencias en los porcentajes de dosis medidos para fotones serán de 1% para todas las energías de fotones y 2% para todas las energías de electrones.

Los abajo firmantes, Si  ó No  aceptamos el equipo objeto de este control como apto para uso clínico después de realizar todos los controles supracitados.

Observaciones: No hay observaciones

Realizado por: Nombre: MSc. Juan Pablo Campos García Firma: .....

Nombre: MSc. Luis Diego Mora Araya Firma: .....

## 8.5. Apéndice E

### a. Transmisión a través del Sistema MLC

Transmisión					
	Lectura (nC)			Media	%
Campo Abierto ( $R_{open}$ )	11,250	11,250	11,260	11,253	100,0%
Transmisión Carro A ( $R_{T,A}$ )	0,156	0,156	0,156	0,1561	1,39%
Transmisión Carro B ( $R_{T,B}$ )	0,154	0,153	0,153	0,1531	1,36%
				$R_T =$	
				<b>0,1546</b>	<b>1,37%</b>

### b. Mediciones hechas con distintos gaps

Gap (mm)	$R_g$ (nC)			$R_{g \text{ media}}$ (nC)	$R_{gT}$ (nC)	$R_{g'}$ (nC)	Gap (mm)
2	0,476	0,475	0,475	0,4752	0,152	<b>0,323</b>	<b>2</b>
4	0,659	0,659	0,659	0,6588	0,149	<b>0,509</b>	<b>4</b>
6	0,841	0,841	0,842	0,8413	0,147	<b>0,694</b>	<b>6</b>
10	1,211	1,210	1,209	1,2100	0,142	<b>1,068</b>	<b>10</b>
14	1,578	1,581	1,577	1,5787	0,137	<b>1,442</b>	<b>14</b>
16	1,764	1,762	1,764	1,7633	0,134	<b>1,629</b>	<b>16</b>
20	2,133	2,133	2,132	2,1327	0,129	<b>2,004</b>	<b>20</b>

## 8.6. Apéndice F

### a. Mediciones absolutas de dosis con la cámara Pinpoint conformadas por el MLC para un campo 1 x 1 cm<sup>2</sup>

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1203				
Cámara	PTW TN31016 [SN] 00442		KQQ0	0,9924	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>254,3000</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 1x1cm, SSD=100cm, 100 MU					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	80,3	0,2944	83,2	-3,53
	3	73,4	0,269	76,2	-3,63
	5	64,2	0,236	66,8	-3,95
	10	46,1	0,170	48,18	-4,31
	15	33,3	0,124	34,9	-4,71
	20	24,2	0,090	25,5	-5,16
	25	17,7	0,067	18,8	-5,92
	30	13,1	0,049	14,0	-6,23

### b. Mediciones absolutas de dosis con la cámara Pinpoint conformadas por el MLC para un campo 2 x 2 cm<sup>2</sup>

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1203				
Cámara	PTW TN31016 [SN] 00442		KQQ0	0,9924	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>254,3000</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 2x2cm, SSD=100cm, 100 MU					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	91,7	0,3242	91,7	0,04
	3	84,6	0,301	85,2	-0,66
	5	74,5	0,266	75,2	-0,94
	10	53,8	0,193	54,5	-1,20
	15	38,8	0,140	39,5	-1,77
	20	28,2	0,102	28,9	-2,31
	25	20,7	0,075	21,3	-2,67
	30	15,2	0,056	15,8	-3,64

*c. Mediciones absolutas de dosis con la cámara Pinpoint conformadas por el MLC para un campo 3 x 3 cm<sup>2</sup>*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1203				
Cámara	PTW TN31016 [SN] 00442		KQQ0	0,9924	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>254,3000</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 3x3cm, SSD=100cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	94,7	0,3322	93,9	0,83
	3	88,0	0,311	87,9	0,08
	5	78,1	0,276	78,1	-0,06
	10	56,9	0,202	57,11	-0,37
	15	41,3	0,147	41,6	-0,83
	20	30,1	0,108	30,5	-1,33
	25	22,1	0,080	22,5	-1,83
	30	16,4	0,059	16,7	-1,97

*d. Mediciones absolutas de dosis con la cámara Pinpoint conformadas por las mandíbulas para un campo 1 x 1 cm<sup>2</sup>*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1203				
Cámara	PTW TN31016 [SN] 00442		KQQ0	0,9924	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>254,3000</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 1x1cm, SSD=100cm, 100 MU					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	79	0,254	71,8	10,01
	3	71,8	0,232	65,5	9,70
	5	62,8	0,203	57,3	9,69
	10	45,0	0,146	41,28	9,01
	15	32,4	0,105	29,7	9,14
	20	23,6	0,076	21,5	9,83
	25	17,3	0,057	16,0	7,92
	30	12,7	0,042	11,9	6,82



*e. Mediciones absolutas de dosis con la cámara Pinpoint conformadas por las mandíbulas para un campo 2 x 2 cm<sup>2</sup>*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1203				
Cámara	PTW TN31016 [SN] 00442		KQQ0	0,9924	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>254,3000</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 2x2cm, SSD=100cm, 100 MU					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	91,3	0,3155	89,2	2,35
	3	84,0	0,292	82,6	1,75
	5	73,9	0,258	72,8	1,47
	10	53,3	0,186	52,7	1,14
	15	38,4	0,135	38,3	0,38
	20	27,9	0,099	28,0	-0,21
	25	20,4	0,073	20,6	-1,04
	30	15,1	0,054	15,3	-1,24

*f. Mediciones absolutas de dosis con la cámara Pinpoint conformadas por las mandíbulas para un campo 3 x 3 cm<sup>2</sup>*

Relación Dosis-Carga en Condiciones de Referencia					
Presión(kPa)	89,34				
Temperatura(°C)	18,40				
K <sub>PT</sub>	1,1203				
Cámara	PTW TN31016 [SN] 00442		KQQ0	0,9924	
Electrómetro	PTW UNIDOS T10023 [SN] 002109		Voltaje de Polarización (V)	-300	
NW,Q (cGy/nC)	<b>254,3000</b>	Presión Ref (kPa)	101,325	Temperatura Ref (°C)	22
CAMPO 3x3cm, SSD=100cm					
		Dosis TPS (cGy)	Lectura (nC)	Dosis Medida (cGy)	Discrepancia (%)
CAX (0,0,-Z)	Dmax (1.40)	94,2	0,3266	92,3	2,01
	3	87,4	0,306	86,4	1,19
	5	77,5	0,271	76,7	1,00
	10	56,4	0,198	56,04	0,65
	15	40,9	0,144	40,8	0,25
	20	29,8	0,106	29,9	-0,28
	25	21,9	0,078	22,1	-0,76
	30	16,2	0,058	16,4	-1,11