

*Aceptación y Comisionamiento de  
Colimador Micro Multiláminas.  
Calibración con Cámara de Ionización  
Líquida de 0,002 cm<sup>3</sup>*

*Br. Héctor A. Mendoza S.*

Tutor: MSc. Jesús E. Dávila P.

Trabajo Especial de Grado



Caracas, 10 de Diciembre de 2.010.

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA



**Aceptación y Comisionamiento de Colimador Micro  
Multiláminas. Calibración con Cámara de Ionización Líquida de  
0,002 cc**

Trabajo Especial de Grado presentado ante la ilustre

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA

Por el Br. HÉCTOR A. MENDOZA. S.

Para optar por el Título de

Licenciado en Física

Caracas, 10 de Diciembre de 2.010

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el trabajo presentado por el Br. Héctor Alexander Mendoza Silva, bajo el título de **“Aceptación y Comisionamiento de Colimador Micro Multiláminas. Calibración con Cámara de Ionización Líquida de 0,002 cc”**, para optar al título de Licenciado en Física, certificamos que este trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

---

MSc. Ana Rosa Quintero

Jurado Principal

---

MSc. Raudel Campa

Jurado Principal

---

MSc. Jesús Dávila

Tutor

Caracas, 10 de Diciembre de 2010

Sala de Seminarios Guillermo Ruggeri

Facultad de Ciencias

Universidad Central de Venezuela

*A mi madre y a mi hermano,  
por estar siempre a mi lado apoyándome en todo...*

## **AGRADECIMIENTOS**

*Al la Universidad Central de Venezuela y en especial a la Escuela de Física haberme formado como profesional;*

*Al Grupo GURVE, en especial a la Servicio de Radioterapia Oncológica “La Trinidad” C. A. y a la empresa Física Médica C. A. por facilitarme sus instalaciones y equipos para la realización de este trabajo.*

*A mi Tutor Jesús Dávila por brindarme su apoyo, conocimiento, confianza y paciencia;*

*A Deivis Errada por haberme brindados su conocimientos y entrenamiento para la realización de las mediciones y manejo de los equipos.*

*A Álvaro Ruiz por ayudarme en la realización de las pruebas;*

*A todos mis compañeros y amigos que estuvieron en las buenas y en las malas durante toda la carrera.*

## RESUMEN

### ***Aceptación y Comisionamiento de Colimador Micro Multiláminas. Calibración con Cámara de Ionización Líquida de 0,002 cc***

Br. Héctor Alexander Mendoza Silva  
MSc. Jesús Enrique Dávila Pérez. Tutor

Los avances tecnológicos de las últimas décadas han permitido el desarrollo de nuevos dispositivos que permiten una mejor conformación del haz de radiación, al proporcionar una mayor resolución espacial. Estos dispositivos son denominados colimadores micro multiláminas (mMLC), son colocados como dispositivos accesorios o fijos al acelerador lineal de uso clínico. Paralelamente a esto, se han desarrollado detectores de radiación que permiten realizar mediciones dosimétricas con una mayor precisión, acorde con las dimensiones de los tamaños de campo proporcionados por los sistemas mMLC. En el presente trabajo se realizan las pruebas de aceptación del mMLC (m3 BrainLAB), a fin de comprobar que el mismo cumple con las especificaciones de fabricante, y se realizan las pruebas de comisionamiento, a fin de establecer las condiciones de referencia iniciales, para futuras comparaciones luego de pruebas de controles de calidad, reparaciones o sustitución de partes del acelerador. Las pruebas de aceptación y comisionamiento se dividieron en pruebas mecánicas, dosimétricas y de seguridad. En las pruebas mecánicas se comprobó que las características en cuanto a isocentros y demás componentes mecánicos del acelerador no son modificadas al instalar el mMLC. En las pruebas dosimétricas se emplearon películas radiográficas de verificación (para determinar los isocentros de rotación del gantry y del mMLC, comparación de tamaños de campos luminosos y de radiación), cámaras de ionización gaseosas (para determinar las curvas de PDD y perfiles para diferentes tamaños de campos conformados) y por último la cámara de ionización líquida 0,002cc (microLion - PTW) (para determinar los factores de salida para campos cuadrados conformados y las diferentes componentes de transmisión y fuga en el mMLC). Se compararon los factores de salida obtenidos con la cámara de ionización de 0,015cc (PinPoint - PTW). En las pruebas de seguridad se comprobó que los diversos sistemas de seguridad del acelerador relacionados con el mMLC funcionan correctamente.

Se comprobó finalmente, que el mMLC cumple con las especificaciones del fabricante y se recomienda la utilización de la cámara de ionización líquida microLion para futuras calibraciones e implementación de protocolo de control de calidad basado en las pruebas de aceptación y comisionamiento propuestas.

## ÍNDICE GENERAL

RESUMEN .....	3
INTRODUCCIÓN .....	1
CAPÍTULO I.....	4
CAPÍTULO II.....	11
2.1. Dosimetría Física.....	11
2.1.1. Dosimetría Absoluta .....	11
2.1.1.1. Determinación de la Calidad del Haz .....	11
2.1.1.2. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua Bajo Condiciones de Referencia (TRS 398).....	13
2.1.1.2.1. Factor de Corrección por Efectos de Presión y Temperatura $k_{pT}$ .	14
2.1.1.2.2. Factor de Corrección por Cambio de Polaridad $k_{pol}$ .....	15
2.1.1.2.3. Factor de Corrección por Cambio de Voltaje $k_s$ .....	15
2.1.1.2.4. Factor de Corrección por Cambio en la Calidad del Haz $k_Q$ .....	16
2.1.1.3. Determinación de Factores de Salida. ....	17
2.1.2. Dosimetría Relativa.....	18
2.1.2.1. Porcentajes de Dosis en Profundidad.....	18
2.1.2.2. Perfiles de Dosis.....	20
2.1.2.2.1. Planitud .....	24
2.1.2.2.2. Simetría .....	25
2.2. Aceptación y Comisionamiento de Equipos en Radioterapia .....	26

CAPÍTULO III.....	27
3.1.  Acelerador Líneal .....	27
3.2.  Colimador micro Multiláminas (mMLC).....	29
3.3.  Sistema Analizador del Haz .....	31
3.3.1.  Maniquí de Agua.....	31
3.3.1.1.  Alineación del Maniquí mp3 con el Haz de Radiación.....	32
3.3.2.  Unidad de Control y Control Pendant .....	33
3.3.3.  Software MEPHYSTO mc <sup>2</sup> .....	34
3.3.4.  Electrómetro Dual .....	35
3.4.  Cámaras de Ionización .....	36
3.4.1.  Cámara de Ionización Gaseosa Tipo FARMER (0,6cc).....	36
3.4.1.1.  Posicionamiento de la Cámara de Ionización Cilíndrica Tipo FARMER	38
3.4.2.  Cámara de Ionización Gaseosa SEMIFLEX (0,125cc) .....	41
3.4.3.  Cámara de Ionización Líquida microLion (0,002cc).....	43
3.4.3.1.  Posicionamiento de la Cámara de Ionización Líquida microLion .....	44
3.4.3.2.  Determinación del Factor de Calibración de la Cámara microLion (0,002cc) en Términos de Dosis Absorbida en Agua .....	47
3.4.3.3.  Fuente Externa de Alto Voltaje .....	48
3.5.  Electrómetro UNIDOS .....	49
3.6.  Películas Radiográficas de Verificación .....	50
3.7.  Termómetro y Barómetro .....	51
3.8.  Nivel de Burbuja, Regla, Cinta Métrica y Papel Milimetrado.....	52
CAPÍTULO IV .....	53
4.1.  Pruebas de Aceptación .....	53



4.1.1.	Pruebas Mecánicas .....	53
4.1.1.1.	Coincidencia de los Indicadores Angulares.....	53
4.1.1.2.	Ángulos de Rotación Total del Gantry y del Cabezal.....	56
4.1.1.3.	Alineación Mecánica de los Ejes del Acelerador .....	57
4.1.1.4.	Alineación de los Ejes Ópticos.....	62
4.1.1.5.	Pruebas del mMLC Estático.....	67
4.1.2.	Pruebas Dosimétricas .....	76
4.1.2.1.	Determinación de la Transmisión y Fuga.....	76
4.1.3.	Pruebas de Seguridad .....	77
4.2.	Pruebas de Comisionamiento .....	78
4.2.1.	Pruebas Mecánicas .....	78
4.2.1.1.	Coincidencia de los Indicadores Angulares.....	78
4.2.1.2.	Ángulos de Rotación Total del Gantry y del Cabezal.....	78
4.2.1.3.	Alineación Mecánica de los Ejes del Acelerador .....	78
4.2.1.4.	Alineación de los Ejes Ópticos.....	78
4.2.1.5.	Pruebas del mMLC Estático.....	79
4.2.2.	Pruebas Dosimétricas .....	79
4.2.2.1.	Medición de <i>PDD</i> .....	80
4.2.2.2.	Medición de Perfiles de Dosis .....	82
4.2.2.3.	Determinación de la Dosis Absorbida en Agua Bajo Condiciones de Referencia .....	84
4.2.2.4.	Determinación de Factores de Salida .....	88

4.2.2.5. Determinación de Transmisión y Fuga .....	91
4.2.3. Pruebas de Funcionamiento y de Seguridad .....	95
CAPÍTULO V .....	96
5.1. Pruebas de Aceptación .....	96
5.1.1. Pruebas Mecánicas .....	96
5.1.1.1. Coincidencia de los Indicadores Angulares.....	96
5.1.1.2. Ángulos de Rotación Total del Gantry y del Cabezal .....	98
5.1.1.3. Alineación Mecánica de los Ejes del Acelerador .....	98
5.1.1.4. Alineación de los Ejes Ópticos.....	102
5.1.1.5. Pruebas del mMLC Estático.....	105
5.1.2. Pruebas Dosimétricas .....	112
5.1.2.1. Determinación de la Transmisión y Fuga.....	112
5.1.2.2. Determinación de Transmisión y Fuga (Método Dosimétrico).....	112
5.1.3. Pruebas de Seguridad .....	113
5.2. Pruebas de Comisionamiento .....	114
5.2.1. Pruebas Mecánicas .....	114
5.2.2. Pruebas Dosimétricas .....	114
5.2.2.1. Medición de <i>PDD</i> .....	115
5.2.2.2. Medición de Perfiles de Dosis .....	116
5.2.2.3. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua Bajo Condiciones de Referencia .....	118
5.2.2.3.1. Determinación del $TPR_{20,10}$ y $k_Q$ .....	119
5.2.2.3.2. Determinación de $k_{pol}$ y $k_s$ .....	120

5.2.2.3.3. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua en el Punto de Dosis Máxima ( $d_{máx}$ ) .....	121
5.2.2.4. Determinación de Factores de Salida .....	123
5.2.2.4.1. Determinación del Factor de Calibración de la Cámara de Ionización Líquida microLion en Términos de Dosis Absorbida en Agua .....	123
5.2.2.5. Determinación de Transmisión y Fuga .....	133
5.2.2.5.1. Transmisión .....	133
5.2.2.5.2. Fuga.....	136
5.2.3. Pruebas de Funcionamiento y Seguridad .....	139
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	140
BIBLIOGRAFÍA .....	142

## ÍNDICE DE TABLAS

### CAPÍTULO I

Tabla 1. 1: Principales características del mMLC m3 (BrainLAB) .....	8
--	---

### CAPÍTULO II

Tabla 2. 1: Condiciones de referencia para la determinación del $TPR_{20,10}$ .....	11
Tabla 2. 2: Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua [1].....	13
Tabla 2. 3: Factor de corrección $k_Q$ para diferentes calidades de haz [1] .....	16

### CAPÍTULO III

Tabla 3. 1: Características generales del Acelerador Lineal.....	27
Tabla 3. 2: Características generales del colimador micro multiláminas .....	29
Tabla 3. 3: Características generales del mp3.....	31
Tabla 3. 4: Características generales de la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER [12].....	37
Tabla 3. 5: Características generales de la cámara de ionización gaseosa tipo SEMIFLEX [12].....	42
Tabla 3. 6: Características generales de la cámara de ionización líquida microLion [12] .....	44
Tabla 3. 7: Características de la fuente de alto voltaje.....	49
Tabla 3. 8: Características de las películas radiográficas de verificación .....	50
Tabla 3. 9: Especificación del barómetro .....	52

### CAPÍTULO IV

Tabla 4. 1: Tolerancia para la coincidencia de los indicadores angulares del cabezal	55
Tabla 4. 2: Tolerancia para la coincidencia de los indicadores angulares del gantry .	56
Tabla 4. 3: Tolerancias del isocentro de rotación del mMLC .....	59
Tabla 4. 4: Tolerancias del isocentro de rotación del gantry .....	61
Tabla 4. 5: Tolerancias del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento .....	62

Tabla 4. 6: Tolerancias para el indicador óptico de distancia .....	64
Tabla 4. 7: Tolerancia de alineación de la luz de campo .....	65
Tabla 4. 8: Tolerancias para la perpendicularidad de los ejes de la retícula .....	67
Tabla 4. 9: Tolerancias para la exactitud en el posicionamiento de las láminas .....	69
Tabla 4. 10: Tolerancias para la coincidencia de la luz de campo y campo de radiación .....	73
Tabla 4. 11: Condiciones de referencia para la prueba de Ortogonalidad de las láminas respecto a las mandíbulas .....	75
Tabla 4. 12: Tolerancias para la Ortogonalidad de las láminas con respecto a las mandíbulas .....	75
Tabla 4. 13: Parámetros fijos para las pruebas dosimétricas de comisionamiento ...	79
Tabla 4. 14: Tamaños de campos conformados por el mMLC .....	82
Tabla 4. 15: Condiciones de referencia para la determinación de los factores de salida .....	88

## **CAPÍTULO V**

Tabla 5. 1: Resultados de la verificación de coincidencia de los indicadores angulares del cabezal .....	97
Tabla 5. 2: Resultados de la verificación de los indicadores angulares del gantry ....	97
Tabla 5. 3: Resultados de la prueba de ángulo de rotación total del gantry y del cabezal.....	98
Tabla 5. 4: Resultados de la prueba de verificación de los indicadores ópticos de distancia .....	103
Tabla 5. 5: Resultados de la prueba de reproducibilidad de posicionamiento de los campos conformados con el mMLC .....	107
Tabla 5. 6: Resultados de prueba de coincidencia entre campo luminoso y campo de radiación, tamaños de campos medidos .....	109
Tabla 5. 7: Resultados de las pruebas de seguridad .....	113
Tabla 5. 8: <i>PDD</i> a 10cm de profundidad para campos conformados cuadrados con el mMLC .....	115
Tabla 5. 9: Datos obtenidos para los perfiles de dosis de campos conformados ....	117
Tabla 5. 10: Valores de carga colectada por la cámara de ionización para la determinación del $TPR_{20,10}$ .....	119

Tabla 5. 11: Valores de obtenidos de carga colectada por la cámara de ionización tipo FARMER para la determinación de los factores de corrección $k_{pol}$ y $k_s$ .....	120
Tabla 5. 12: Valores promediados de carga colectada para cada potencial de colección de la cámara de ionización tipo FARMER; condiciones de presión y temperatura; lecturas promediadas corregidas por $k_{pT}$ para cada potencial.....	120
Tabla 5. 13: Valores obtenidos de carga colectada por la cámara de ionización tipo FARMER en la profundidad de referencia.....	121
Tabla 5. 14: Condiciones de presión y temperatura, lecturas promediadas, producto de los factores de influencia y factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para la cámara de ionización tipo FARMER .....	121
Tabla 5. 15: Valores de obtenidos de carga colectada por la cámara de ionización líquida para la determinación de los factores de corrección $k_{pol}$ y $k_s$ .....	123
Tabla 5. 16: Valores de carga colectada con la cámara de ionización tipo FARMER para la determinación del factor de calibración de la cámara líquida .....	123
Tabla 5. 17: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para la determinación del factor de calibración de la cámara líquida.....	124
Tabla 5. 18: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para cada campo cuadrado conformado con el mMLC. Serie 1 .....	126
Tabla 5. 19: Valores de dosis absoluta a 10,0cm de profundidad, en el eje central de haz, para cada campo conformado y valores de factores de salida para cada campo conformado. Serie 1.....	126
Tabla 5. 20: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para cada campo cuadrado conformado con el mMLC. Serie 2 .....	127
Tabla 5. 21: Valores de dosis absoluta a 10,0cm de profundidad, en el eje central de haz, para cada campo conformado y valores de factores de salida para cada campo conformado. Serie 2.....	127
Tabla 5. 22: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para cada campo cuadrado conformado con el mMLC. Serie 3 .....	128
Tabla 5. 23: Valores de dosis absoluta a 10,0cm de profundidad, en el eje central de haz, para cada campo conformado y valores de factores de salida para cada campo conformado. Serie 3.....	128
Tabla 5. 24: Tabla resumen de los factores de salida obtenidos para cada serie de medición.....	129
Tabla 5. 25: Factores de salida promedio para cada tamaño de campo .....	130

Tabla 5. 26: Comparación entre los factores de salida obtenidos como la cámara de ionización líquida y la cámara de ionización gaseosa tipo PinPoint.....	131
Tabla 5. 27: Valores de carga colectada para un campo abierto (9,8 cm × 10,0 cm) .....	133
Tabla 5. 28: Valores de carga colectada para un campo cerrado .....	133
Tabla 5. 29: Valores de carga colectada para un campo cerrado, a 2,5 cm fuera del eje del haz (c-) y a una profundidad de 10,0 cm .....	135
Tabla 5. 30: Valores de carga colectada para un campo cerrado, a 2,5 cm fuera del eje del haz (c+) y a una profundidad de 10,0 cm .....	135
Tabla 5. 31. Valores de transmisión en el mMLC a lo largo de un perfil perpendicular al eje central del haz .....	138

## ÍNDICE DE FIGURAS

### CAPÍTULO I

Figura 1. 1: Esquema de los niveles de colimación en los sistemas Varian .....	8
Figura 1. 2: Distribución del ancho de las láminas del mMLC en el isocentro .....	9
Figura 1. 3: Esquema de máximo tamaño de campo y separación entre el mMLC y el isocentro [4] .....	9
Figura 1. 4: Diagrama esquemático de una lámina de mMLC (m3 BrainLAB). (A) Sección transversal. (B) Sección longitudinal [3] .....	10
Figura 1. 5: Comparación entre lámina del MLC Millennium (Varian Medical System) y mMLC m3 (BrainLAB) [5] .....	10

### CAPÍTULO II

Figura 2. 1: Configuración experimental para la determinación del $TPR_{20,10}$ .....	12
Figura 2. 2: Curvas de PDD en agua para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una DFS de 100cm para haces de fotones de 4, 6, 10, 18 y 25 MV y para un haz de $^{60}\text{Co}$ [7].....	19
Figura 2. 3: Geometría para la definición y medición de PDD. Q es un punto arbitrario en el eje central de haz a la profundidad z, P es el punto a $z_{\text{máx}}$ en el eje central del haz. El tamaño de campo A es definido en la superficie del maniquí [7]	20
Figura 2. 4: Perfiles de dosis para tamaños de campo de $10,0 \text{ cm} \times 10,0 \text{ cm}$ y $30,0 \text{ cm} \times 30,0 \text{ cm}$ , haz de fotones de 10 MV a varias profundidades en maniquí de agua. El valor de la dosis en el eje central esta escalada por el valor apropiado de PDD para cada campo [7] .....	22
Figura 2. 5: Parámetros que influyen en la penumbra del haz .....	24

### CAPÍTULO III

Figura 3. 1: Acelerador lineal 2100 C/D (VARIAN Medical System) .....	28
Figura 3. 2: Colimador micro multiláminas (m3 BrainLAB) .....	29
Figura 3. 3: Secuencia de montaje del mMLC .....	30



Figura 3. 4: (A) Unidad de control del TBA y control Pendant. (B) maniquí de agua mp3 (PTW-Freiburg). (C) Sistema TBA .....	33
Figura 3. 5: Software MEPHYSTO $mc^2$ (PTW-Freiburg) .....	35
Figura 3. 6: Electrómetro dual TANDEM (PTW-Freiburg) .....	36
Figura 3. 7: Cámara de ionización tipo FARMER con su caperuza de equilibrio y soporte para posicionamiento en el sistema TBA .....	39
Figura 3. 8: Posicionamiento de la cámara con respecto a la superficie de agua del maniquí [13] .....	40
Figura 3. 9: (A) Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (PTW- Freiburg). (B) Esquema de diseño de la cámara [12]. (C) Cámara de ionización sumergida en el maniquí de agua .....	41
Figura 3. 10: (A) Cámaras de ionización gaseosas SEMIFLEX (PTW- Freiburg). (B) Esquema de diseño de la cámara [12]. (C) Cámara de ionización sumergida en el maniquí de agua y cámara en aire para dosimetría relativa.....	43
Figura 3. 11: Soporte de la cámara microLion.....	45
Figura 3. 12: Esquema de posicionamiento de la cámara microLion y dimensiones de la misma .....	45
Figura 3. 13: (A) Cámara de ionización líquida microLion (PTW - Freiburg). (C) Esquema de diseño de la cámara [12]. (C) Cámara de ionización sumergida en el maniquí de agua .....	46
Figura 3. 14: Fuente externa de alto voltaje (PTW - Freiburg).....	49
Figura 3. 15: Electrómetro UNIDOS (PTW) [11] .....	50
Figura 3. 16: Películas Radiográficas de Verificación .....	51
Figura 3. 17: Termómetro y barómetro digitales .....	51

## **CAPÍTULO IV**

Figura 4. 1: Indicadores angulares del colimador. (A) Indicador digital de posición de las mandíbulas, tamaño de campo y angulaciones del gantry y cabezal .....	55
Figura 4. 2: Colocación de película radiográfica para verificación del isocentro de rotación del mMLC.....	59
Figura 4. 3: Angulaciones del gantry para verificación del isocentro de rotación .....	61
Figura 4. 4: (a) Punteros mecánicos calibrados. (b) Verificación del sistema óptico de distancia .....	63
Figura 4. 5: Verificación de la alineación de la luz de campo .....	65

Figura 4. 6: Modelo de la plantilla impresa para verificación de posicionamiento de las láminas del mMLC.....	68
Figura 4. 7: Campos irregulares conformados con el mMLC .....	69
Figura 4. 8: Campos conformados para la prueba de bandas paralelas finas .....	70
Figura 4. 9: Campos cuadrados conformados con el mMLC.....	73
Figura 4. 10: Campo conformado para la verificación de la Ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm .....	74
Figura 4. 11: Angulaciones del gantry para la verificación de Ortogonalidad de las láminas respecto a las mandíbulas .....	75
Figura 4. 12: Campo conformado por el mMLC para la prueba de transmisión fuga	76
Figura 4. 13: Direcciones de referencia para la medición de perfiles .....	79
Figura 4. 14: Monje experimental para medición de perfiles y PDD.....	80
Figura 4. 15: Movimiento de la cámara de campo para le medición de perfiles de campos conformado con mMLC en dirección in plane .....	83
Figura 4. 16: Geometría para de determinación del $TPR_{20,10}$ .....	85
Figura 4. 17: Configuración de las láminas del mMLC en modo park .....	92
Figura 4. 18: Campo cerrado conformado con el mMLC.....	93
Figura 4. 19: Transmisión a través de las láminas del mMLC.....	95

## CAPÍTULO V

Figura 5. 1: Película radiográfica de verificación para prueba de isocentro de rotación del cabezal con el mMLC. Las líneas azules en la figura de la izquierda indican la línea media de cada uno de los campos.....	99
Figura 5. 2: Película radiográfica de verificación para prueba de isocentro de rotación del gantry con el mMLC .....	100
Figura 5. 3: Película radiográfica de verificación para prueba de isocentro de rotación del gantry con el mMLC con marcas para verificación del isocentro .....	101
Figura 5. 4: Película radiográfica de verificación de la prueba exactitud en el posicionamiento de las láminas (método de Irradiación). Izquierda: Fotografía de la película de verificación obtenida. Izquierda: Película radiográfica de verificación digitalizada.....	106
Figura 5. 5: Película radiográfica de verificación digitalizada de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campos de 6 mm × 6,0 mm; 18 mm × 18,0 mm y 30 mm × 30,0 mm .....	107

Figura 5. 6: Película radiográfica de verificación digitalizada de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campos de 12 mm × 12,0 mm; 24 mm × 24,0 mm y 36 mm × 36,0 mm .....	108
Figura 5. 7: Película radiográfica de verificación digitalizada de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campo de 42 mm × 42,0 mm .....	108
Figura 5. 8: Película radiográfica de verificación de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campos de 60 mm × 60,0 mm y 80 mm × 80,0 mm.....	108
Figura 5. 9: Película radiográfica de verificación de la prueba de Ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm definido por las mandíbulas. Gantry en 0,1° y mMLC a 0,0° .....	110
Figura 5. 10: Película radiográfica de verificación de la prueba de Ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm definido por las mandíbulas. Gantry en 90,0° y mMLC a 90,0°.....	111
Figura 5. 11: Película radiográfica de verificación de la prueba de Ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm definido por las mandíbulas. Gantry en 270,0° y mMLC a 90,0°.....	111
Figura 5. 12: Izquierda: Fotografía de película radiográfica de verificación para la prueba de transmisión y fuga. Derecha: película radiográfica de verificación digitalizada, muestra el patrón de transmisión entre láminas enfrentadas y fuga entre láminas adyacentes .....	113
Figura 5. 13: Factor de salida en función del tamaño de campo para la cámara de ionización líquida microLion y cámara de ionización gaseosa PinPoint .....	132
Figura 5. 14: sistema de referencia para la determinación de la transmisión y fuga en las láminas del mMLC.....	134
Figura 5. 15: Transmisión en el mMLC fuera del eje del haz, a lo largo del eje A y a una profundidad de 10cm.....	138

## INTRODUCCIÓN

La Radioterapia (RT) es una forma de tratamiento médico basado en el uso de radiaciones ionizantes para eliminar células tumorales (generalmente cancerosas) en la parte del cuerpo donde se localice la lesión. Aunque esté relacionada principalmente con el tratamiento de enfermedades oncológicas (RT Oncológica), también es aplicable y de gran utilidad en procesos no oncológicos, tumorales o no.

El principal objetivo de la Radioterapia es administrar una dosis precisa de radiación a un volumen blanco definido, limitando al máximo la dosis en los tejidos sanos circundantes.

Los avances científicos y tecnológicos de las últimas décadas han permitido el desarrollo de nuevos dispositivos, con los cuales se puede obtener una mejor conformación del haz de radiación y aplicar nuevas técnicas de tratamiento, logrando así, cumplir de una manera más eficaz con el objetivo de la RT. Para que sea viable la aplicación de estas nuevas técnicas de tratamiento, se han desarrollado de igual manera nuevos instrumentos de medición en el ámbito de la RT, los cuales permitirán realizar la correcta caracterización del haz de radiación, entre los cuales tenemos los detectores radiación (cámaras de ionización gaseosas y líquidas, detectores de estado sólido), electrómetros, maniquí de agua con sistemas de posicionamiento automático y capacidad de realizar escaneos automáticos de perfiles de dosis, dispositivos que permiten la realización de pruebas de control de calidad y por último sistemas de software para el procesamiento automático de los datos. Todo esto con el fin de cubrir las necesidades en cuanto a la colección de

datos para sistemas de planificación de tratamiento, implementación de pruebas para los programas de control de calidad y cumplir con los requerimientos para las mediciones y cálculos dosimétricos que se adapten a las nuevas técnicas en RT.

Entre las diversas técnicas de tratamiento empleadas en RT tenemos la radiocirugía, la cual consiste en administrar una gran cantidad de dosis en un volumen blanco muy pequeño y generalmente en una sola sesión, emplea campos de radiación que van desde  $40 \times 40 \text{ mm}^2$  hasta  $4 \times 4 \text{ mm}^2$ . Los haces son dirigidos en forma de arcos concéntricos, no coplanares, requiriendo de una extrema precisión al volumen blanco sin comprometer el tejido sano adyacente.

Para lograr este propósito se emplean diversos dispositivos de colimación y conformación del haz de radiación. Estos dispositivos deben ser evaluados periódicamente a fin de garantizar su correcto funcionamiento, alto grado de precisión y cumplimiento de los estándares internacionales. Esta evaluación se realiza mediante la implementación de protocolos de control de calidad y calibración de los haces de radiación. En los protocolos se detalla la periodicidad, metodología y descripciones de las pruebas mecánicas y dosimétricas a realizar, por lo cual, cada servicio debe contar con un completo sistema ionométrico.

“Las tecnologías emergentes en radioterapia, como los aceleradores avanzados para irradiación, solamente se pueden aprovechar en su totalidad si existe una alta exactitud en la determinación de la dosis y su administración” [1].

El Servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad C. A. cuenta con dos aceleradores lineales de electrones de uso médico, de la marca Varian Medical System, modelos CLINAC 2100 C/D y CLINAC IX versión TRYLOGY, ambos con dos potenciales de aceleración para haces de fotones y haces de electrones con diferentes energías. Recientemente el servicio adquirió un colimador micro multiláminas (por sus siglas en inglés mMLC), de la marca BrainLAB, con el cual se podrán aplicar tratamientos de radiocirugía entre otras técnicas de RT con haces conformados. También el servicio adquirió un nuevo detector de radiación, el cual tiene poco tiempo en el mercado, es la cámara de ionización líquida microLion (0,002cc), de la marca PTW, esta cámara esta especialmente diseñada para haces pequeños, usados en tratamientos de radiocirugía y proporcionados en este caso por el mMLC.

El presente Trabajo Especial de Grado plantea los siguientes objetivos:

**Objetivo General:**

- Comisionar el colimador micro multiláminas para tratamientos clínicos, realizando todas las pruebas mecánicas y dosimétricas.

**Objetivos Específicos:**

- Estudiar las características técnicas y dosimétricas del colimador micro multiláminas.
- Realizar un protocolo para su calibración y programa de control de calidad.
- Implementar el uso de cámara de ionización líquida para la calibración del colimador.
- Comparar resultados con la calibración realizada con la cámara de ionización PinPoint.

# CAPÍTULO I

## COLIMADOR MICRO MULTILÁMINAS

Entre las partes que constituyen el acelerador líneal de electrones, tenemos el sistema de colimación del haz, el mismo está constituido por un colimador primario, un colimador secundario (constituido por cuatro mandíbulas que pueden realizar movimientos independientes) y un colimador multi-láminas. Adicionalmente, el acelerador líneal utilizado en este trabajo (CLINAC 2100 C/D. VARIAN MEDICAL SYSTEM) cuenta con un dispositivo de colimación accesorio desmontable, el cual se denomina como colimador micro multi-láminas (m3 BrainLAB), el objetivo de esta capítulo es describir las principales características de los sistemas de colimación multiláminas, específicamente del colimador micro multi-láminas, lo cual es necesario para dar cumplimiento a los objetivos del presente trabajo.

El tratamiento de pequeñas lesiones requiere la implementación de técnicas de radioterapia estereotáctica o radiocirugía estereotáctica, en las cuales se emplean múltiples arcos o múltiples campos de haces convergentes. El principal problema se presenta en las distribuciones de dosis de campos rectangulares o colimadores circulares, con los cuales no se logra la conformidad del campo deseada en lesiones irregulares. En algunas lesiones mayores se puede emplear la superposición de varios campos circulares y permite el tratamiento de la lesión, una desventaja que se presenta en el uso de colimadores circulares en el aumento del tiempo de tratamiento, debido a la técnica de múltiples isocentros, y la sustancial inhomogeneidad de dosis, debido a la superposición de campos [2].

En vista de estas desventajas en cuanto a los colimadores circulares y bloques conformados de cerrobend, se han desarrollados dispositivos con sistemas manuales y, actualmente, computarizados para la conformación del haz, los colimadores multiláminas (MLC, por sus siglas en inglés), al emplear técnicas de arcos conformados, las formas para cada arco pueden variar significativamente, por lo que los sistemas computarizados resultan ser los más prácticos y ofrecen una mayor precisión que los sistemas manuales. Comercialmente, están disponibles diferentes modelos, con características diferentes de diseño dependiendo del fabricante, y con una resolución adecuada a la técnica de tratamiento a emplear, la resolución viene dada por el ancho de las láminas en el isocentro del acelerador, los valores van desde 1,25 cm hasta 0,25 mm, existiendo sistemas con combinaciones de láminas con diferentes resoluciones, pero siempre con las láminas centrales con la mayor resolución, de igual manera se han desarrollado dispositivos desmontables y fijos al acelerador.

En este capítulo nos dedicaremos a describir los sistemas con resoluciones menores a 6 mm, los cuales son conocidos como colimadores micro multi láminas (mMLC, por sus siglas en inglés). Estos sistemas deben cumplir con algunos requerimientos mínimos para su óptimo funcionamiento, los mismos se mencionan a continuación [2].

- Máximo tamaño de campo: los sistemas MLC proporcionan un máximo tamaño de campo de hasta  $40 \text{ mm}^2$ , mientras que los sistemas mMLC, generalmente usados en técnicas de radiocirugía estereotáctica o radioterapia estereotáctica para tratar pequeñas lesiones intracraneales, las cuales usan normalmente tamaños de campo menores a  $5 \text{ cm}^2$ . Entonces los sistemas mMLC emplean tamaños de campos máximos de  $10 \text{ cm}^2$ .



- Movimiento fuera del eje central: muchas volúmenes blancos de lesiones irregulares o en técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) es necesario que las láminas tengan un rango de movimiento fuera del eje central del haz, en sistemas que no emplean técnicas de IMRT solo con un movimiento de 2 cm fuera del eje bastaría.
- Proyección del ancho de la lámina: determina la resolución con que cada campo puede ser conformado, pero al reducir el ancho de la lámina se genera un compromiso entre el grado de conformación y la penumbra.
- Transmisión y fuga en la láminas: en este caso se consideran tres componentes importantes: transmisión entre láminas enfrentadas en el centro del eje del haz y fuera del mismo, transmisión a lo largo de las láminas y fuga entre láminas adyacentes, los valores de las tres componentes dependerán del diseño de las láminas, sin embargo, existen valores de tolerancia establecidos para cada una.
- Máxima velocidad de la lámina: en tratamientos que no impliquen técnicas de IMRT, como radioterapia conformada, la velocidad de las láminas solo influirá en el tiempo total de tratamiento, en el caso que se presenten muchos campos, generalmente con una velocidad máxima de 1 cm/s es suficiente. En técnicas de tratamiento de arcos conformados dinámicos, se requieren velocidades mayores, generalmente de 1,5 cm/s.
- Espacio entre el mMLC y el isocentro: el espacio entre el isocentro y el mMLC debe ser tan amplio como sea posible, en tratamiento de cabeza, con un espacio de 30 cm es suficiente para cada ángulo no coplanar en las orientaciones del haz. Esta distancia es limitada principalmente por las dimensiones del soporte de montaje en el acelerador y por el peso del mMLC.

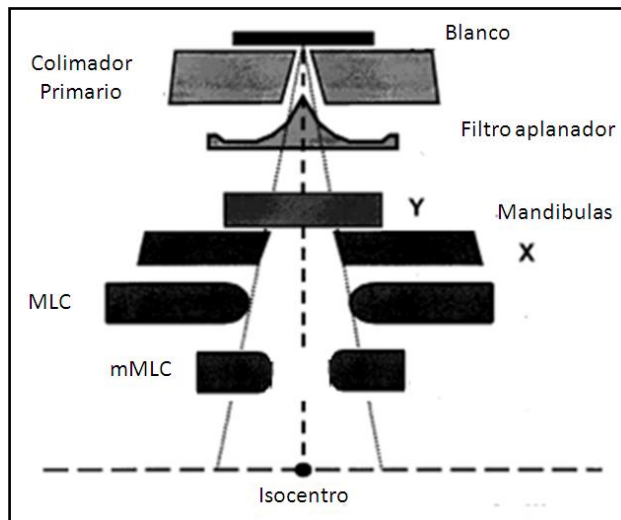
- **Peso del mMLC:** el peso colocado en accesorios en el acelerador, generalmente está limitado a valores alrededor de los 30 kg, diversos trabajos han demostrado que la estabilidad del gantry se compromete con pesos alrededor de 50 – 60 kg, entonces el problema se presentaría en la estabilidad del dispositivo de montaje de accesorio. No habría razón para afirmar que el peso adicional pudiera comprometer la precisión del isocentro de rotación del gantry [3].
- **Diseño geométrico:** en el diseño geométrico se pueden distinguir tres tipos:
  - **Paralelos:** las láminas son alineadas en paralelo y se mueven linealmente.
  - **Focalizado en un punto:** significa que los bordes de las láminas están alineados con la fuente pero se mueven linealmente. Ejemplo: el extremo de la lámina está alineado con la fuente en la posición central.
  - **Doble focalizados:** ambos lados de las láminas y el extremo están alineados con la fuente. Ejemplo: las trayectorias de las láminas son elementos de una esfera.

Todos los elementos mencionados anteriormente constituyen las características mínimas básicas para un buen desempeño de sistemas MLC, el sistema mMLC empleado en el desarrollo de este trabajo es el mMLC m3 (BrainLAB), en la tabla 1.1 se resumen los valores de los parámetros característicos para este dispositivo.

Colimador micro multiláminas	
Marca	BrainLAB
Modelo	m3
Serial	2358109001
Número de láminas	52 (26 pares)
Tamaño máximo de campo mecánico en el isocentro	100 mm × 100 mm
Tamaño máx. de campo clínico	100 mm [inplane] × 98 mm [crossplane]
Ancho de las láminas en el isoc.	14 láminas de 3,0 mm 6 láminas de 4,5 mm 6 láminas de 5,5 mm
Máximo movimiento de las láminas fuera de eje	5 cm
Espacio entre el mMLC y el isocentro	31 cm
Diseño geométrico	Focalizado en un punto
Máxima velocidad de las láminas.	1,0 cm/s
Peso	~ 30 Kg

**Tabla 1. 1: Principales características del mMLC m3 (BrainLAB)**

En la figura 1.1 se muestran los niveles de colimación de los sistemas Varian, el mMLC es colocado como un dispositivo accesorio, por debajo del MLC fijo al acelerador. La figura 1.2 muestra la el arreglo de la láminas del mMLC, con sus respectivas dimensiones.



**Figura 1. 1: Esquema de los niveles de colimación en los sistemas Varian**

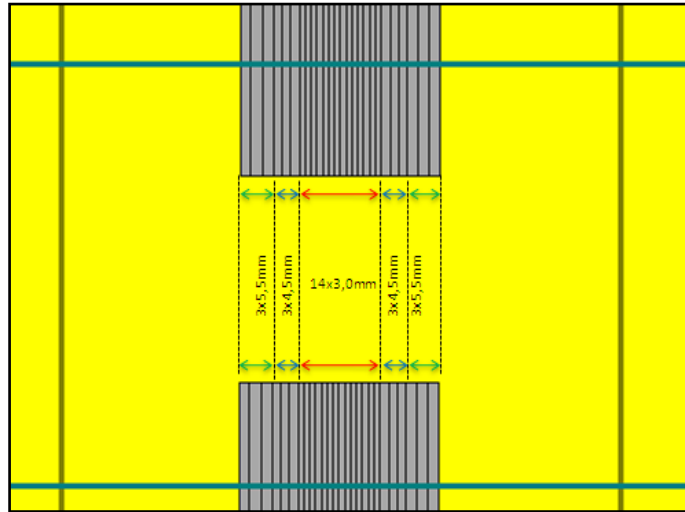


Figura 1. 2: Distribución del ancho de las láminas del mMLC en el isocentro

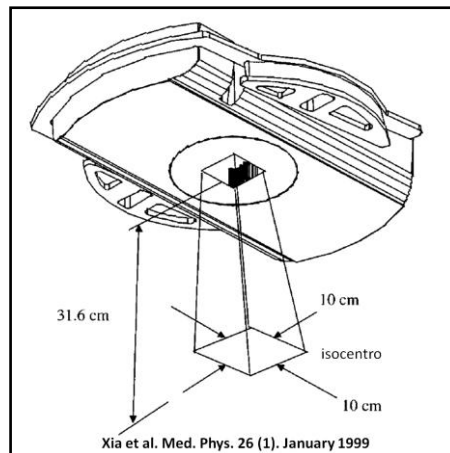


Figura 1. 3: Esquema de máximo tamaño de campo y separación entre el mMLC y el isocentro [4]

El diseño de las láminas del mMLC difieren del diseño de láminas Varian estándar (ver figura 1.5), fue necesario un diseño más complicado de “*tongue and grove*<sup>1</sup>” en la sección transversal de las láminas para permitir que los ejes de

<sup>1</sup> *tongue and grove* es un efecto que se produce en la transmisión entre láminas adyacentes, debido al diseño de la lámina en el sentido perpendicular al movimiento de la misma. El efecto se evidencia al aplicar técnicas de tratamiento que utilizan campos con segmentos adyacentes, entre láminas contiguas se produce una subdosificación. Es característico en técnicas de IMRT.

movimiento se insertan en cada lámina (ver figura 1.4), cada lámina es movida por un motor independiente de 10 mm de diámetro, los extremos de las láminas poseen tres ángulos, correspondientes a la divergencia del haz cuando la lámina está completamente extendida. Esta curvatura asegura que la penumbra en el extremo de la lámina sea independiente de la posición de la lámina. Como consecuencia de ello, dos láminas enfrentadas no se pueden cerrar completamente.

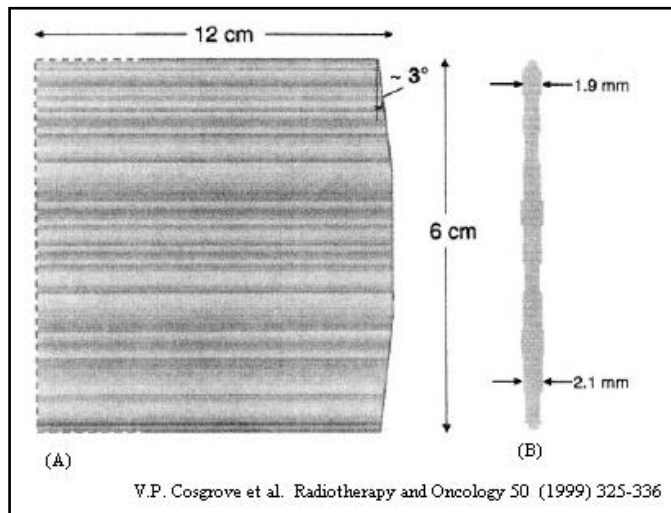


Figura 1. 4: Diagrama esquemático de una lámina de mMLC (m3 BrainLAB). (A) Sección transversal. (B) Sección longitudinal [3]

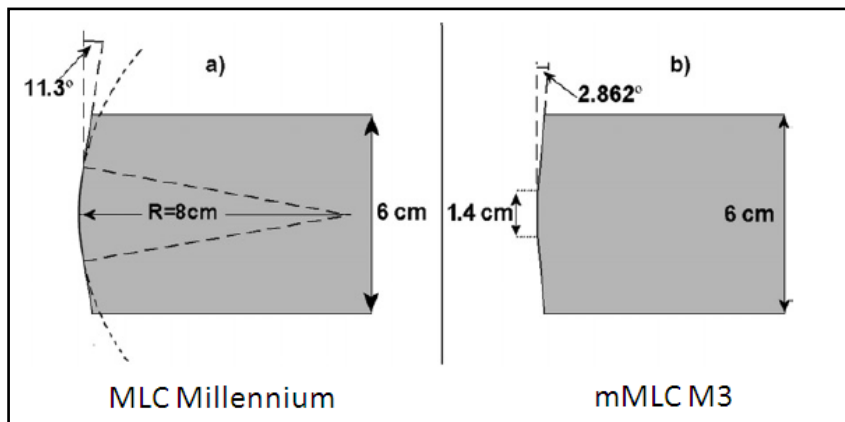


Figura 1. 5: Comparación entre lámina del MLC Millennium (Varian Medical System) y mMLC m3 (BrainLAB) [5]

## CAPÍTULO II

### CALIBRACIÓN DEL HAZ DE FOTONES

#### 2.1. Dosimetría Física

##### 2.1.1. Dosimetría Absoluta

##### 2.1.1.1. Determinación de la Calidad del Haz

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores lineales de uso clínico la calidad  $Q$  del haz se especifica mediante la razón tejido maniquí ( $TPR_{20,10}$ ). La cual es la relación entre las dosis absorbidas en las profundidades de 20 cm y 10 cm en el maniquí de agua, medidas con una DFS constante de 100 cm y un tamaño de 10,0 cm × 10,0 cm en el plano de la cámara [1].

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material de maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica (FARMER 0,6cc)
Profundidad de la medida	10 g/cm <sup>2</sup> y 20 g/cm <sup>2</sup>
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En las profundidades de medidas
DFS	100 cm
Tamaño de campo	10,0 cm × 10,0 cm

Tabla 2. 1: Condiciones de referencia para la determinación del  $TPR_{20,10}$

El  $TPR_{20,10}$  también puede obtenerse mediante la siguiente expresión:

$$TPR_{20,10} = 1,266PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (2.1)$$

donde ( $PDD_{20,10}$ ) es el cociente de los porcentajes de dosis en profundidad a las profundidades de 10 cm y 20 cm para un tamaño de campo de 10,0 cm × 10,0 cm, definido en la superficie del maniquí a una DFS de 100 cm.

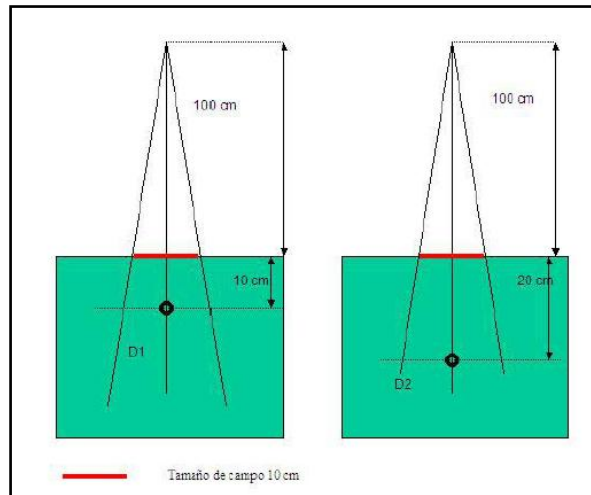


Figura 2. 1: Configuración experimental para la determinación del  $TPR_{20,10}$

El  $PDD_{20,10}$  puede obtenerse también a través de la siguiente relación de dosis absorbidas en el maniquí de agua bajo las mismas condiciones de referencia.

$$PDD_{20,10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} \quad (2.2)$$

donde  $D_{20}$  y  $D_{10}$  son las dosis absorbidas en agua, bajo condiciones de referencia a las profundidades de 10 cm y 20 cm, respectivamente.

### 2.1.1.2. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua Bajo Condiciones de Referencia (TRS 398)

La determinación de la dosis absorbida en agua se realiza según el TRS-398 [1].

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua son las siguientes:

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material de maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica (FARMER 0,6cc)
Profundidad de la medida	10 g/cm <sup>2</sup>
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida $z_{ref}$
DFS	100 cm
Tamaño de campo	10,0 cm × 10,0 cm

Tabla 2. 2: Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua [1]

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia, en un haz de fotones de calidad  $Q$ , y en ausencia de la cámara:

$$D_{w,Q} = L_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2. 3)$$

donde  $L_Q$  es la lectura de la cámara de ionización, con el punto de referencia colocado en  $z_{ref}$ , en condiciones de referencia, y corregida por las magnitudes de influencia,  $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua, en el haz de calidad de referencia  $Q_0$  y  $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección por la calidad del haz de referencia  $Q_0$  y la calidad del haz utilizada  $Q$ .



$$L_Q = \bar{L} \cdot k \quad (2.4)$$

donde  $\bar{L}$  es el promedio de las lecturas de carga colectada por la cámara de ionización y  $k$  es el producto de los factores de influencia.

$$k = k_{pT} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (2.5)$$

donde  $k_{pT}$  es el factor de corrección por efectos de presión y temperatura en cámaras de ionización abiertas,  $k_{pol}$  es el factor de corrección por efectos de cambio de polaridad en el voltaje de la cámara de ionización y  $k_s$  es el factor de corrección por efectos de cambio de voltaje de colección de la cámara de ionización.

Para la determinación de la dosis absorbida en agua es necesario hacer diferentes tipos de correcciones, para lo cual es necesario determinar diversos factores de corrección. Los cuales se mencionan a continuación:

#### **2.1.1.2.1. Factor de Corrección por Efectos de Presión y Temperatura $k_{pT}$**

Este factor corrige los efectos por cambio condiciones de presión y temperatura en cámaras de ionización abiertas, las condiciones de presión y temperatura para las cuales se determino el factor de calibración de la cámara se establecen como las condiciones de referencia de presión y temperatura,  $p_0$  y  $T_0$ , respectivamente. La expresión es la siguiente:

$$k_{pT} = \frac{(273,15+T)}{(273,15+T_0)} \cdot \frac{p_0}{p} \quad (2.6)$$

donde  $p$  y  $T$  son la presión y temperatura al momento de realizar la medición, respectivamente.

#### **2.1.1.2.2. Factor de Corrección por Cambio de Polaridad $k_{pol}$**

Este factor corrige los efectos por el cambio de polaridad en el voltaje de la cámara de ionización. Se determina mediante la siguiente expresión:

$$k_{pol} = \frac{|L_+| + |L_-|}{2L} \quad (2.7)$$

donde  $|L_+|$  y  $|L_-|$  son los valores absolutos de las lecturas promediadas y corregidas por efectos de presión y temperatura con un voltaje de polarización de trabajo de cámara positivo y negativo, respectivamente.  $L$  es la lectura promedio de la carga colectada en el potencial de colección de trabajo de la cámara.

#### **2.1.1.2.3. Factor de Corrección por Cambio de Voltaje $k_s$**

Este factor corrige los efectos de colección incompleta por recombinación de iones, debido a cambios en el voltaje de colección de la cámara de ionización. Para determinar este factor se propone el método de las dos tensiones, el cual supone una dependencia lineal entre  $1/M$  con  $1/V$ . Se utilizan los valores medidos de las cargas colectadas  $M_1$  y  $M_2$ , con las tensiones  $V_1$  y  $V_2$ , respectivamente. Medidas con las mismas condiciones de irradiación [1].  $V_1$  es el voltaje de colección normal de trabajo y  $V_2$  es un voltaje inferior. Idealmente el cociente  $V_1/V_2$  debería ser igual o mayor que 3. El factor en la tensión normal de trabajo  $V_1$  se obtiene a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (2.8)$$

donde las constantes  $a_i$  se dan en [1].

Para  $k_s < 1,03$ , la corrección se aproxima, dentro del 0,1 %, mediante la expresión:

$$k_s - 1 \approx \frac{\frac{M_1}{M_2} - 1}{\frac{V_1}{V_2} - 1} \quad (2.9)$$

#### 2.1.1.2.4. Factor de Corrección por Cambio en la Calidad del Haz $k_Q$

La cámara de ionización es calibrada<sup>2</sup> en la calidad de haz  $Q_0$ , generalmente, las cámaras son utilizadas en calidad de haz diferente, entonces es necesario hacer corrección por el efecto de cambio en la calidad de haz. Estos de valores de  $k_Q$  fueron calculados y pueden usarse bajo las condiciones de referencia de la tabla 1.1. En la tabla 1.2 se dan los valores<sup>3</sup> del factor  $k_Q$  calculados para un conjunto de valores de calidad de haz  $Q$ , es decir  $TPR_{20,10}$ , y para la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (PTW) la cual será utilizada en el presente trabajo.

Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (PTW 30006 / 30013)						
$k_Q$	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72
$TPR_{20,10}$	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984

Tabla 2. 3: Factor de corrección  $k_Q$  para diferentes calidades de haz [1]

<sup>2</sup> La cámara de ionización gaseosa usada en este trabajo (tipo FARMER – PTW) fue calibrada en la calidad de haz de <sup>60</sup>Co.

<sup>3</sup> Los valores del factor  $k_Q$  para las calidades no tabuladas se pueden obtener por interpolación lineal.

### **2.1.1.3. Determinación de Factores de Salida.**

Los factores de salida pueden definirse como la relación entre las lecturas corregidas del dosímetro medidas bajo ciertas condiciones y las medidas bajo condiciones de referencia [1]. Las medias se hacen generalmente en la profundidad de referencia y se normalizan a la del máximo de dosis usando los datos de *PDD*. Al realizar estas mediciones se debe prestar atención a la uniformidad de fluencia dentro de la cavidad de la cámara [1], especialmente para campos menores a 5,0 cm × 5,0 cm. Es importante la escogencia del detector a utilizar, de acuerdo con los tamaños de campos a emplear. Los factores de salida se pueden definir mediante la siguiente expresión:

$$K = \frac{D_{w,Q}^{N \times N}(z=z_{ref})}{D_{w,Q}^{ref}(z=z_{ref})} \quad (2. 10)$$

donde  $K$  es el factor de salida para un tamaño de campo  $N \times N$ ,  $D_{w,Q}^{ref}$  es la dosis absorbida en agua a la profundidad  $z = z_{ref}$  para el tamaño de campo de referencia y  $D_{w,Q}^{N \times N}$  es la dosis en agua a la profundidad  $z = z_{ref}$  para el tamaño de campo  $N \times N$ .

## **2.1.2. Dosimetría Relativa**

### **2.1.2.1. Porcentajes de Dosis en Profundidad.**

La dosis absorbida por el paciente o en un maniquí debido a un haz incidente de fotones varía con la profundidad. Esta variación depende de varios parámetros:

- La energía del haz incidente.
- La profundidad en el paciente o maniquí.
- La distancia fuente superficie.
- Sistema de colimación del haz.

Entonces el cálculo de la dosis absorbida requiere la consideración de estos parámetros y de muchos otros que afectan la distribución de dosis en profundidad. Además, son primordiales para el cálculo de unidades monitor (UM) y visualización de curvas de isodosis en un sistema de planificación de tratamiento (SPT).

La forma de cuantificar la variación de la dosis con la profundidad es mediante las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (en inglés, Percentage Depth Dose (PDD)), estas curvas establecen la variación de la dosis a lo largo del eje central del haz y constituyen una componente primordial en la caracterización del haz de fotones. La forma de caracterizar la distribución de dosis en el eje central es normalizando la dosis a profundidad con respecto a la dosis en una profundidad de referencia [6].

La cantidad  $PDD$  puede ser definida como el cociente, expresada en porcentaje, de la dosis absorbida en una profundidad  $d$  entre la dosis absorbida a una profundidad fija de referencia  $d_0$  a lo largo del eje de haz.

$$PDD_d = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (2.11)$$

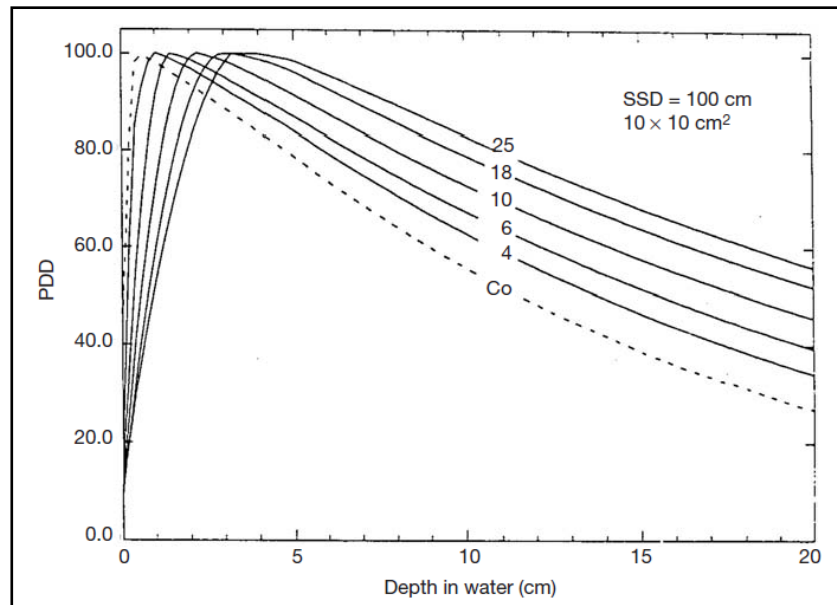
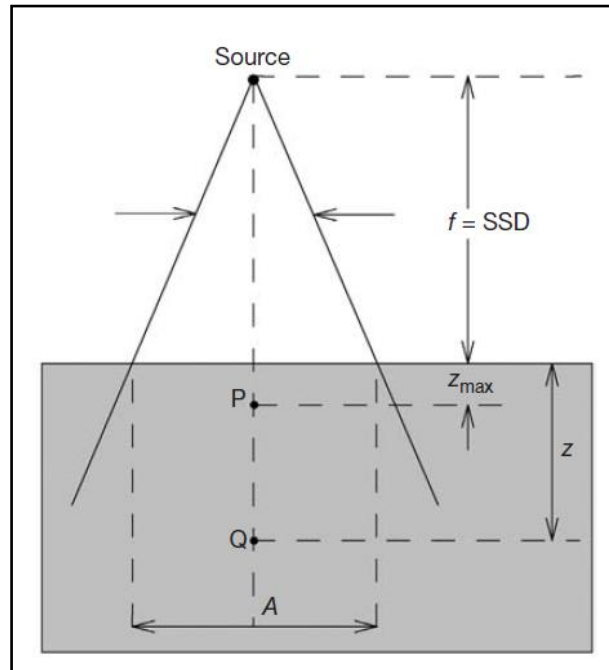


Figura 2. 2: Curvas de PDD en agua para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a una DFS de 100cm para haces de fotones de 4, 6, 10, 18 y 25 MV y para un haz de  $^{60}\text{Co}$  [7]

En la práctica clínica, la dosis máxima absorbida en el eje central del haz viene dada solo por:

$$D_{max} = \frac{D_d}{PDD_d} \times 100 \quad (2.12)$$



**Figura 2. 3: Geometría para la definición y medición de PDD. Q es un punto arbitrario en el eje central de haz a la profundidad  $z$ , P es el punto a  $z_{máx}$  en el eje central del haz. El tamaño de campo  $A$  es definido en la superficie del maniquí [7]**

En la práctica clínica, los valores de *PDD* utilizados en radioterapia convencional, son tabulados para campos cuadrados. En los casos de trabajar con campos rectangulares de los cuales no se disponen las curvas de *PDD* se utiliza el concepto de cuadrado equivalente y se pueden realizar interpolaciones lineales entre dos valores de *PDD* conocidos, de esta manera se obtiene los datos que son requeridos.

### 2.1.2.2. Perfiles de Dosis

Para la caracterización del haz de fotones no es suficiente la determinación de las curvas de *PDD*, también es necesario determinar la dosis absorbida en puntos fuera del eje del haz. Las distribuciones de dosis en 2D y 3D son determinadas con los datos de las curvas de *PDD* y los perfiles de dosis fuera del eje central del haz [7].

La dosis absorbida en puntos fuera del eje central es presentada generalmente mediante los perfiles de dosis (curvas de dosis absorbida en función de la distancia fuera del eje central del haz) a diferentes profundidades. La forma de los perfiles depende principalmente de los siguientes parámetros:

- La energía de haz.
- La profundidad.
- Tamaño de campo.
- Distancia fuente superficie.
- Tamaño de la fuente.
- Sistema de colimación del CLINAC.

Los datos correspondientes a la dosis absorbida para puntos fuera del haz son habitualmente presentados en forma de mediciones de perfiles perpendiculares al eje central del haz a una determinada profundidad en un maniquí de agua. Las profundidades típicas de medida son a la profundidad de máximo de dosis ( $d_{max}$ ) y a 10 cm para verificar la conformidad con las especificaciones del equipo, también son requeridas otras profundidades dependiendo de las especificaciones del sistema de planificación de tratamientos (SPT), los tamaños campos típicos de medición de perfiles son el campo de referencia (10,0 cm × 10,0 cm) y el campo de 30,0 cm × 30,0 cm, depende también del SPT.



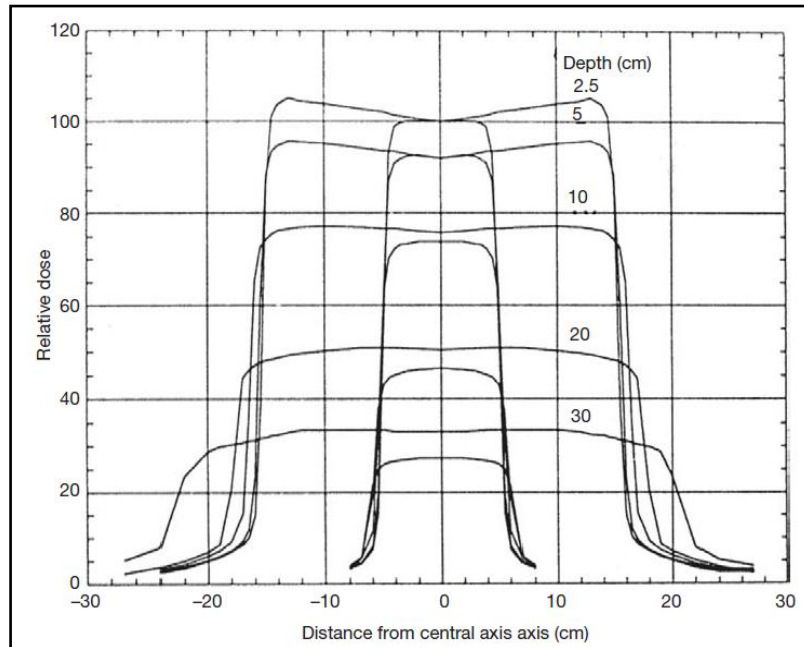


Figura 2. 4: Perfiles de dosis para tamaños de campo de 10,0 cm × 10,0 cm y 30,0 cm × 30,0 cm, haz de fotones de 10 MV a varias profundidades en maniquí de agua. El valor de la dosis en el eje central esta escalada por el valor apropiado de *PDD* para cada campo [7]

En las curvas de perfiles pueden distinguirse tres regiones, moviéndonos desde el centro a los extremos del perfil:

- i. Región central: en esta región la dosis se mantiene casi constante (hay pequeñas fluctuaciones), toda la fuente contribuye con la dosis. La región se extiende desde el eje central del haz hasta unos 1,0 cm – 1,5 cm de los bordes del campo geométrico del haz. El campo geométrico, indicado por el campo luminoso, es definido como la separación entre los puntos del 50 % de dosis del perfil. En los aceleradores lineales de uso clínico (CLINAC, por sus siglas en inglés) esta región es afectada por la energía de los electrones que inciden en el blanco, por el número atómico del blanco y por el número atómico y forma del filtro aplanador.

- ii. Región de disminución rápida de la dosis: esta región se denomina “penumbra”, en esta zona solo parte de la fuente está contribuyendo con la dosis. Esta región está definida por la separación de los puntos entre el 80 % y el 20 % de la dosis. La penumbra tiene tres componentes de dosis: una debido a la transmisión a través de las mandíbulas del colimador (penumbra de transmisión), otra atribuida al tamaño finito de la fuente (penumbra geométrica) y una última componente debido a la dispersión de fotones por el paciente (penumbra de dispersión). La penumbra total se conoce como penumbra física y es la suma de las tres componentes [7]. Depende de la definición del campo por los colimadores, del tamaño finito de la fuente, de la energía del haz, de la distancia fuente superficie y del desequilibrio electrónico lateral.
  
- iii. Región de disminución gradual de la dosis: esta región no recibe radiación primaria, sino una pequeña parte a través de los colimadores (< 1 %), la dosis debe básicamente a radiación dispersa.

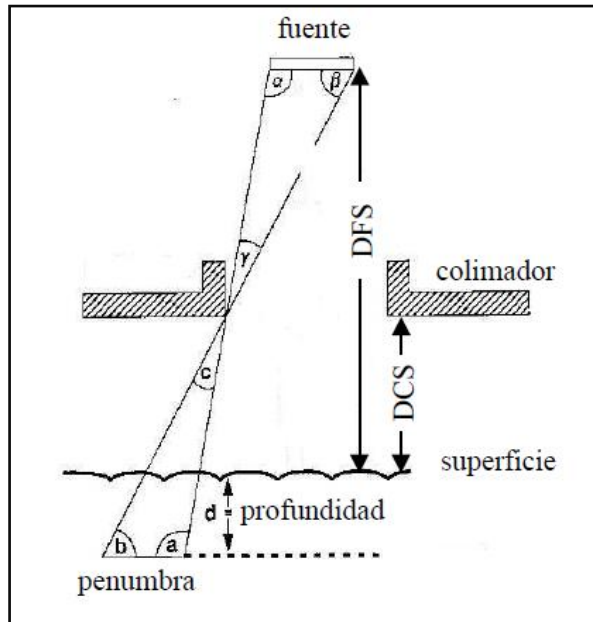


Figura 2. 5: Parámetros que influyen en la penumbra del haz

Los datos de los perfiles son caracterizados en forma de porcentajes de dosis normalizada con respecto a la dosis en el eje central de haz a la profundidad de medición. Con los perfiles de dosis se obtienen parámetros<sup>4</sup> que determinan la calidad del haz, estos parámetros son la planitud, simetría y homogeneidad del haz.

#### 2.1.2.2.1. Planitud

Se especifica como la máxima variación permisible de la dosis dentro del 80% del FWHM (ancho del perfil a la mitad de la altura) del perfil del campo en un plano transversal al eje del haz a una profundidad definida (por ejemplo a 10 cm o  $d_{max}$ ), generalmente se escogen los planos principales del eje del colimador (plano radial

<sup>4</sup>Estos parámetros son definidos según el TECDOC 1151 de la OIEA.

(in-plane) y plano transversal (cross-plane) [8]. Las mediciones se hacen en un maniquí de agua con sistema automático de rastreo. La planitud se puede definir de la siguiente forma:

$$P = \frac{(D_{max} - D_{min})}{(D_{max} + D_{min})} \times 100 \quad (2.13)$$

donde  $D_{max}$  y  $D_{min}$  son las dosis máximas y mínimas, respectivamente, dentro del área del 80 % del FWHM del campo.

#### **2.1.2.2.2. Simetría**

La simetría se define como la desviación porcentual máxima entre la dosis a ambos lados del campo en el 80 % de su ancho total:

$$S = \frac{D_{80\%}^i - D_{80\%}^d}{D_{eje}} \times 100 \quad (2.14)$$

donde  $D_{80\%}^i$  y  $D_{80\%}^d$  son las dosis en el lado izquierdo y derecho del 80 % del ancho total respectivamente [9].

## **2.2. Aceptación y Comisionamiento de Equipos en Radioterapia**

Las pruebas de aceptación aseguran que los equipos adquiridos cumplan con las especificaciones contenidas en la orden de compra, que el medio ambiente esté libre de posibles riesgos de radiación y que minimicen los riesgos de daños eléctricos tanto para el paciente como para el personal [10]. Las pruebas deben realizarse en presencia de un representante del fabricante. Luego de la terminación satisfactoria de las pruebas de aceptación, el Físico Médico firma un documento que certifica que se cumplen con estas condiciones. Cuando el Físico Médico acepta la unidad, la propiedad de la unidad se transfiere a la institución y el periodo de garantía comienza. Estas condiciones colocan una gran responsabilidad en el Físico Médico en la correcta realización de estas pruebas. Los resultados obtenidos deben ser debidamente documentados, ya que servirán como referencia para los posteriores controles de calidad.

Las pruebas de aceptación se pueden dividir en:

- Pruebas de seguridad.
- Pruebas mecánicas.
- Pruebas dosimétricas.

Al realizar la instalación del mMLC en el CLINAC 2100 C/D se deben realizar modificaciones al acelerador, este es un dispositivo accesorio, se debe verificar que las condiciones mecánicas después de realizada la instalación no fueron modificadas, esto es, tanto con el accesorio colocado en el acelerador como sin el mismo.

## CAPÍTULO III

### MATERIALES Y EQUIPOS

A continuación se realizara una descripción de todos los materiales y equipos empleados para la realización de este trabajo. Los equipos descritos pertenecen al Servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad C.A. y a la empresa Física Médica C.A.

#### 3.1. Acelerador Líneal

Se utilizó un haz de fotones con un potencial de 6 MV, el cual fue proporcionado por un acelerador lineal de electrones, con capacidad de producir haces de fones y electrones de uso clínico (ver tabla 3. 1).

Acelerador Líneal	
Marca	VARIAN MEDICAL SYSTEMS
Modelo	2100 C/D
Serial	3078
Potencial de aceleración	6 MV, 23 MV
Energías de Electrones	6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV, 20 MeV
Tasas de Dosis	100, 200, 300, 400, 500, 600 UM/min

**Tabla 3. 1: Características generales del Acelerador Lineal**

Además el CLINAC 2100 C/D cuenta con los siguientes accesorios:

- Colimador multiláminas. (MLC MILENIUN 120. VARIAN Medical System).
- Colimador micro multiláminas (mMLC m3. BrainLAB).
- Cuñas dinámicas y cuñas físicas.
- Conos para aplicaciones con haces de electrones.
- Sistema de conos para tratamientos de radiocirugía (BrainLAB).
- Dispositivo de imagen portal (Portal Vision. Varian Medical System).

En el CLINAC 2100 C/D se aplican diversas técnicas de radioterapia (RT), entre las cuales podemos mencionar RT conformada 3D (siglas en inglés "3DRT"), RT de intensidad modulada (siglas en inglés "IMRT"), técnicas de radiocirugía (RC) con conos y colimador micro multiláminas, radiocirugía estereotáctica y radiocirugía extracraneal, irradiación corporal total con haces de fotones (para trasplante de médula ósea) y con haces de electrones (para tratamientos de micosis funjoide).



**Figura 3. 1: Acelerador lineal 2100 C/D (VARIAN Medical System)**

### 3.2. Colimador micro Multiláminas (mMLC)

El colimador micro multiláminas es un dispositivo accesorio desmontable, empleado para conformación de haces de fotones en tratamientos de radioterapia. Empleándose en técnicas de 3DCRT y RC con arcos dinámicos. En la tabla 3.2 se mencionan las principales características.

Colimador micro multiláminas	
Marca	BrainLAB
Modelo	m3
Serial	2358109001
Número de láminas	52 (26 pares)

**Tabla 3. 2: Características generales del colimador micro multiláminas**

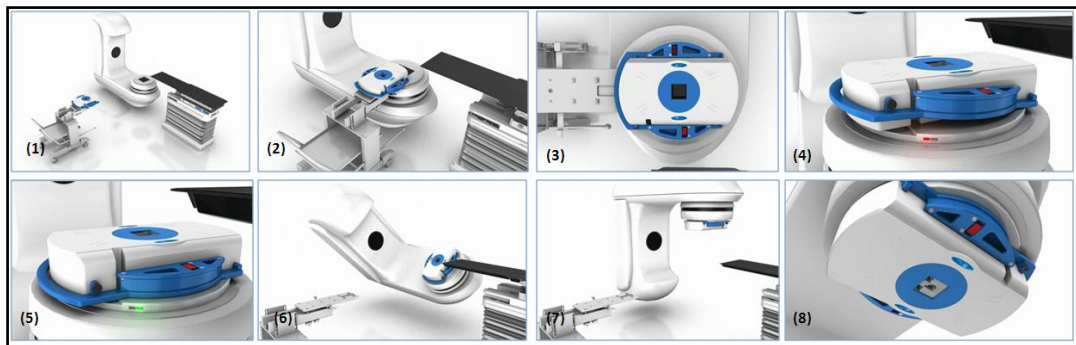


**Figura 3. 2: Colimador micro multiláminas (m3 BrainLAB)**



A continuación se describen los pasos para realizar el montaje del m3 en el CLINAC 2100 C/D (ver figura 3. 3):

- 1) Colocar el gantry en 180°.
- 2) Mover el carro de montaje del m3 hasta el cabezal del acelerador y alinearlos con los rieles de acople de accesorios.
- 3) Colocar los frenos al carro, después de haber alineado. Deslizar el m3 a través de los rieles hasta el tope, donde se encuentra el tornillo de soporte.
- 4) Levantar los tornillos laterales de anclaje y presionar la base azul del m3 para que se acoplen los ganchos de soporte con el cabezal.
- 5) Verificar que el indicador luminoso en el cabezal se encuentre de color verde, lo cual indica que se ha realizado un correcto acople del m3.
- 6) Retirar el carro de montaje del m3.
- 7) Colocar el gantry en la angulación deseada para realizar la irradiación.
- 8) Verificar que la configuración de las láminas del m3 sea la programada mediante el sistema de registro.



**Figura 3. 3: Secuencia de montaje del mMLC**

### 3.3. Sistema Analizador del Haz

Este sistema permite realizar la adquisición y análisis de data de haces terapéuticos en radioterapia (es conocido por sus siglas en inglés como TBA (Therapy Beam Analysis)). Está constituido por los siguientes elementos:

#### 3.3.1. Maniquí de Agua

El maniquí de agua mp3 (PTW) permite realizar mediciones automáticas de distribuciones de dosis para haces de radioterapia.

El maniquí de agua presenta las siguientes características [11]:

- Posee un preciso mecanismo de movimiento 3D de acero inoxidable.
- Permite realizar mediciones para tamaños de campos grandes.
- El rango de movimiento horizontal es de 600 mm × 500 mm y el vertical es de 407,5 mm.
- El tanque incluye un reservorio de agua, con una bomba para llenado automático.
- Cuenta con un sistema para ajustes de movimientos horizontales, verticales y rotaciones (en un eje) en todo el tanque (Ver en tabla 3.3 los rangos de movimiento).

MP3 Therapy Beam Analyzer	
Reproducibilidad	0,1 mm
Material de la paredes del tanque	PMMA
Dimensiones exteriores	634 mm × 536 mm × 522,5 mm
Dimensiones interiores	594 mm × 496 mm × 502,5mm
Espesor de las paredes	20mm
Máx. cantidad de agua	142 l
Ajuste vertical	± 10 mm
Ajuste horizontal en el plano	± 10 mm
Pivoteo a lo largo del eje vertical	Aprox. ± 1°
Capacidad del reservorio de agua	Aprox. 156 l

Tabla 3. 3: Características generales del mp3

### **3.3.1.1. Alineación del Maniquí mp3 con el Haz de Radiación**

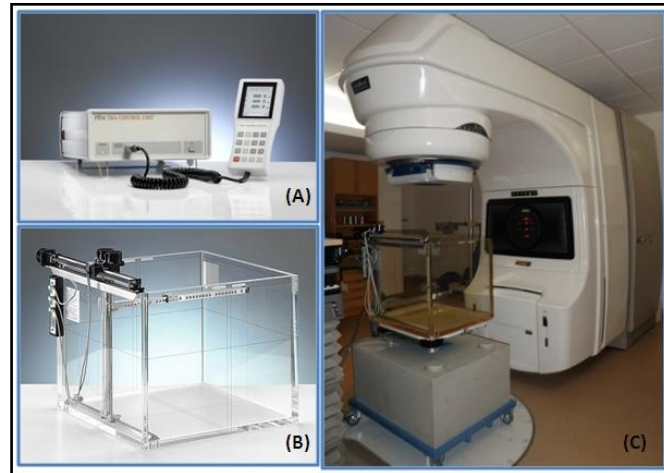
El maniquí de agua mp3 debe estar correctamente nivelado y alineado con el haz de radiación. El haz de radiación no debe incidir directamente sobre la unidad de control del sistema de posicionamiento ni sobre el Control Pendant. A continuación describirán los pasos a seguir para el correcto posicionamiento del maniquí:

- Colocar el gantry y el cabezal en 0°.
- Colocar el máximo tamaño de campo permitido por las mandíbulas.
- Encender la luz de campo.
- Colocar el mp3 debajo del cabezal del CLINAC, sobre el plato giratorio de la camilla (como se muestra en la figura 3.4 (C)).
- Mover el sistema completo (taque y reservorio de agua) hasta que los ejes de la retícula coincidan, tanto como sea posible, con las marcas de ejes en el fondo del tanque.
- Colocar los frenos a las ruedas del sistema.
- Mover los tornillos de ajuste laterales del sistema hasta que las marcas de los ejes del tanque coincidan con los ejes de la retícula exactamente.
- Encender la bomba para llenar el tanque con el agua del reservorio hasta el nivel<sup>5</sup> de agua requerido.
- Verificar que la posición de referencia del sistema TBA coincida con las marcas en los brazos de posicionamiento del sistema. De no

---

<sup>5</sup> El nivel de llenado de agua del tanque, debe ser tal que, el margen entre la máxima profundidad de medida y el fondo del tanque sea de al menos 10 g/cm<sup>2</sup> [1].

coincidir hacer los ajustes necesarios con el Control Pendant hasta que coincidan.



**Figura 3. 4: (A) Unidad de control del TBA y control Pendant. (B) maniquí de agua mp3 (PTW-Freiburg). (C) Sistema TBA**

### **3.3.2. Unidad de Control y Control Pendant**

La unidad de control es un dispositivo electrónico que funciona como interfaz entre el software MEPHYSTO mc<sup>2</sup> y el electrómetro TANDEM y el sistema de posicionamiento del maniquí de agua mp3 (ver figura 3.4(A)). Permite posicionar el detector de forma automática o manual en el sistema TBA.

La unidad de control y control Pendant poseen las siguientes características [11]:

- Unidad de control para un rápido y preciso control de pasos del motor para posicionamiento del detector.
- El Control Pendant cuenta con una pantalla de visualización de los tres ejes de movimiento del detector.

- Provee fuente de poder a los motores de paso y otros dispositivos de escaneo.
- Provee un mínimo tamaño de paso de movimiento del detector de 0,1 mm y una velocidad máxima de movimiento de 50 mm/s.
- El Control Pendant puede ser conectado a la unidad de control o al maniquí de agua.
- El Control Pendant muestra una resolución de movimiento de 0,1 mm en cada eje, permite fijar los límites de movimiento y origen del sistema de coordenadas.

### **3.3.3. Software MEPHYSTO mc<sup>2</sup>**

El software MEPHYSTO mc<sup>2</sup> (PTW) es empleado en la adquisición y análisis de data de haces terapéuticos en radioterapia.

Entre las diversas funciones que posee el software se enumeran las siguientes [11]:

- Centro de control personalizable para todas las tareas en radioterapia.
- Adquisición rápida de datos del haz con lista de tareas graficas integrada.
- Rápidos y precisos comisionamientos con conversión estructurada por lotes para todos los SPT establecidos.
- Soporte en todos los protocolos internacionales de análisis y especificaciones de los fabricantes de aceleradores.
- Soporte de datos lineales para arreglos lineales.

- Programas predefinidos para medidas de *PDD*, perfiles, curvas de isodosis y puntos.
- Definición de ejes para cada dispositivo de radiación.
- Conversión de curvas de ionización en profundidad en curvas de dosis absorbida en agua de acuerdo a los protocolos internacionales.
- Importación y exportación de datos con funciones de “cortar y pegar”.

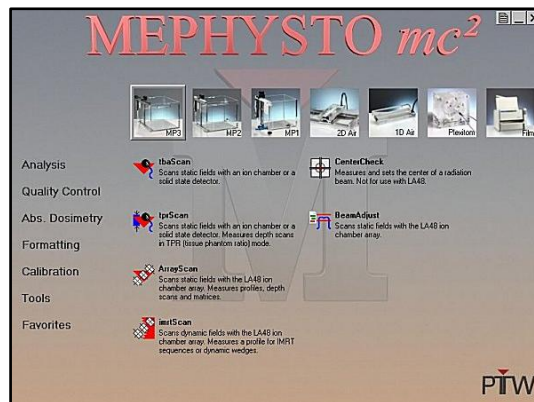


Figura 3. 5: Software MEPHYSTO  $mc^2$  (PTW-Freiburg)

### 3.3.4. Electrómetro Dual

El electrómetro TANDEM es un electrómetro de doble canal, el cual puede ser empleado en dosimetría absoluta, mediante el software TanSoft (PTW), y en dosimetría relativa con los sistemas TBA.

El electrómetro posee las siguientes características [11]:

- Dosímetro de doble canal con una resolución de 10 fA.

- Rápidos escaneos en maniquís de agua motorizados (tiempo constante de 10 ms).
- Fuente de voltaje de polaridad variable.
- Pueden ser conectadas cámaras de ionización y detectores de estado sólido.
- Alta resolución para cámaras de ionización de pequeño tamaño.
- Voltaje variable de 50 V desde 50 V hasta 400 V, con polaridad reversible.



**Figura 3. 6: Electrómetro dual TANDEM (PTW-Freiburg)**

### **3.4. Cámaras de Ionización**

A continuación se realizara una descripción de las cámaras de ionización utilizadas en este trabajo:

#### **3.4.1. Cámara de Ionización Gaseosa Tipo FARMER (0,6cc)**

Es la cámara de ionización estándar para medidas de dosis absoluta en radioterapia, es usada en haces de fotones de alta energía y haces de electrones. Puede ser usada en maniquí de agua o en maniquí de estado sólido. La cámara tipo FARMER utilizada en el presente trabajo fue calibrada por el LSCD del IVIC, por lo cual cuenta con su factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua y KERMA en aire. La cámara es usada con el electrómetro UNIDOS (PTW),

mensualmente se realizan pruebas de control de calidad<sup>6</sup> al sistema cámara-electrómetro para verificar su correcto funcionamiento. En la tabla 3.4 se enumeran las principales características de la cámara.

Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (PTW-Freiburg).	
Aplicación	Dosimetría absoluta de terapia en maniqués o estado sólido y aire
Cantidades medibles	Dosis absorbida en agua, KERMA en aire, exposición
Calidad de radiación de referencia	<sup>60</sup> Co
Volumen nominal sensible	0,6 cc
Diseño	Impermeable, ventilada
Punto de referencia	En el eje de la cámara a 13 mm de la punta de la cámara
Dirección de incidencia	Radial
Respuesta nominal	20 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤ 0,5 % por año
Voltaje de la cámara	±400 V Nominal ±500 V Máximo
Efecto de la polaridad para el <sup>60</sup> Co	<0,5 %
Respuesta de energía de fotones	≤±2 % (70 KV...280 KV) ≤±4 % (200 KV... <sup>60</sup> Co)
Dirección de respuesta en agua	≤±5 % para radiación a lo largo del eje de la cámara a para la inclinación de eje hasta ± 5°
Corriente de Fuga	≤±4 fA
Fuga del cable	≤1 pC/Gy.cm
Pared del volumen sensible	0,335 mm PMMA; 1,19 gr/cm <sup>3</sup> 0,09 mm grafito; 1,85 gr/cm <sup>3</sup>
Densidad del área total de la pared	56,5 mg/cm <sup>2</sup>
Dimensiones del volumen sensible	Radio 3,06 mm; Longitud 23 mm
Electrodo central	Al 99,98; diámetro 1,1 mm
Caperuza de equilibrio	PMMA, espesor 4,55 mm

**Tabla 3. 4: Características generales de la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER [12]**

<sup>6</sup> La prueba de control de calidad se realiza mensualmente con una fuente de chequeo de <sup>90</sup>Sr. Se verifica la linealidad, corriente de fuga, constancia y polaridad.



### **3.4.1.1. Posicionamiento de la Cámara de Ionización Cilíndrica Tipo FARMER**

Para la realización de medidas dosimétricas se debe realizar un correcto posicionamiento de la cámara de ionización, de manera que se cumpla con las condiciones de referencia establecidas en los protocolos internacionales de dosimetría para la determinación de la dosis absorbida en agua.

Según las condiciones de referencia establecidas en el TRS – 398 [1], el punto de referencia de la cámara es, en el eje central de haz, en el centro del volumen de la cavidad. Estas condiciones de deben mantener siempre que se realice alguna medición dosimétrica. Para esto se dispone del sistema TBA, el cual cuenta con todas las herramientas para asegurar que se cumpla con dichas condiciones. A continuación se describen cada uno de los pasos a seguir para un correcto posicionamiento de la cámara de ionización:

- Verificar que el maniquí de agua esté correctamente alineado (Ver 3.3.1.1.).
- Colocar el soporte para posicionamiento de la cámara en el brazo del mp3 (Ver figura 3.7), el soporte se fija al brazo del mp3 mediante dos tornillos, al ajustar estos tornillos se debe asegurar que el soporte este alineado con los bordes de brazo y que no esté desviado en alguna dirección.



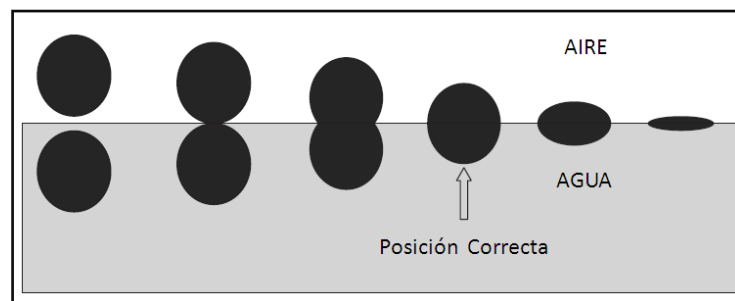
**Figura 3. 7: Cámara de ionización tipo FARMER con su caperuza de equilibrio y soporte para posicionamiento en el sistema TBA**

- Mover el brazo de posicionamiento del mp3 hasta que quede fuera del agua.
- Colocar la cámara en el soporte y fijarla al mismo con el tornillo de ajuste, de manera que la marca en dirección del eje longitudinal de la cámara coincida con el centro del tornillo de ajuste, en la figura 3.9 (A).
- Colocar la caperuza de equilibrio<sup>7</sup> y mover la cámara con el sistema de posicionamiento automático del sistema TBA, hasta que los ejes de la retícula del haz coincidan con las marcas de los ejes transversales y longitudinales de la cámara (la intercepción de los ejes coinciden con el centro del volumen de la cavidad de la cámara), bajo estas condiciones la cámara se encuentra alineada con el eje central del haz, esta alineación de debe realizar con la cámara fuera del agua.
- Sumergir la cámara dentro del agua, sin modificar la alineación realizada en el punto anterior.

---

<sup>7</sup> La caperuza de equilibrio se coloca solo para alinear el eje transversal de la cámara con el eje de la retícula, una vez realizada alineación debe ser retirada y no debe ser sumergida la cámara en el agua con la caperuza colocada.

- Centrar la cámara con la superficie del agua, de manera que exactamente la mitad del volumen de la cámara este fuera del agua y la otra mitad dentro de la misma. Para lograr este centrado, se debe colocar en frente la ventana del maniquí, de manera que se pueda observar la punta de la cámara, con el sistema de posicionamiento automático de deben realizar movimientos en el eje vertical hasta observar un círculo en el reflejo de la punta de la cámara en la parte interior de la superficie del agua (ver figura 3.8).



**Figura 3. 8: Posicionamiento de la cámara con respecto a la superficie de agua del maniquí [13]**

- Fijar con el sistema TBA las condiciones antes impuestas como el origen del sistema de referencia. A partir de este punto se definirán todas las posiciones de la cámara para las posteriores mediciones.

Después de posicionar la cámara de ionización se debe verificar que el sistema esté correctamente alineado con los ejes del haz. Esto se verifica moviendo la cámara en cada uno de los ejes principales, observando que la proyección de la cámara en el fondo de maniquí se mantenga centrada con el eje central del haz y que el reflejo de la cámara con la superficie del agua en el plano del origen del



Cámara de ionización gaseosa SEMIFLEX (PTW-Freiburg)	
Aplicación	Dosimetría absoluta de terapia en maniqués o estado sólido y aire
Cantidades medibles	Dosis absorbida en agua, KERMA en aire, exposición
Calidad de radiación de referencia	$^{60}\text{Co}$
Volumen nominal sensible	0,125 cc
Diseño	Impermeable, ventilada
Punto de referencia	En el eje de la cámara a 4,5 mm de la punta de la cámara
Dirección de incidencia	Radial
Respuesta nominal	3,3 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	$\leq 1\%$ por año
Voltaje de la cámara	400 V Nominal. $\pm 400$ V Máximo.
Efecto de la polaridad para el $^{60}\text{Co}$	$< 1\%$
Respuesta de energía de fotones	$\leq \pm 2\%$ (70KV...280KV) $\leq \pm 4\%$ (200KV... $^{60}\text{Co}$ )
Dirección de respuesta en agua	$\leq \pm 5\%$ para radiación a lo largo del eje de la cámara a para la inclinación de eje hasta $\pm 10^\circ$
Corriente de Fuga	$\leq \pm 4$ fA
Fuga del cable	$\leq 1$ pC/Gy.cm
Pared del volumen sensible	0,55 mm PMMA; $1,19 \text{ gr/cm}^3$ 0,15 mm grafito; $0,82 \text{ gr/cm}^3$
Densidad del área total de la pared	$78 \text{ mg/cm}^2$
Dimensiones del volumen sensible	Radio 2,75 mm; Longitud 6,5 mm
Electrodo central	Al 99,98, diámetro 1,1 mm
Caperuza de equilibrio	PMMA, espesor 3 mm

Tabla 3. 5: Características generales de la cámara de ionización gaseosa tipo SEMIFLEX [12]

La cámara SEMIFLEX también cuenta con una marca en la dirección del eje longitudinal y caperuza de equilibrio con marca en el eje transversal para el posicionamiento de cámara en el sistema TBA. El procedimiento para el correcto posicionamiento de dicha cámara es análogo al descrito en la sección 3.4.1.1.

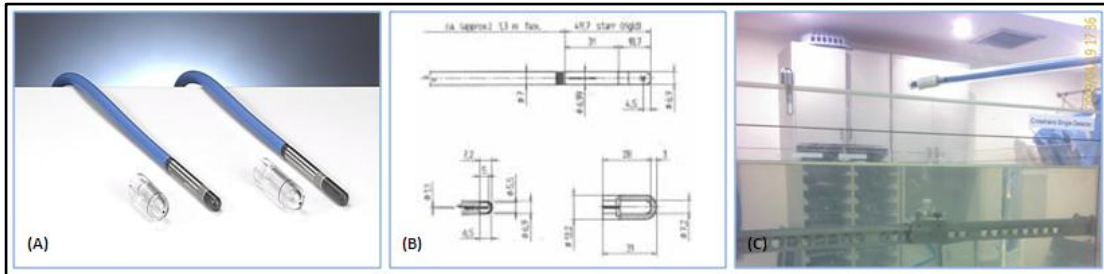


Figura 3. 10: (A) Cámaras de ionización gaseosas SEMIFLEX (PTW- Freiburg). (B) Esquema de diseño de la cámara [12]. (C) Cámara de ionización sumergida en el maniqué de agua y cámara en aire para dosimetría relativa.

### 3.4.3. Cámara de Ionización Líquida microLion (0,002cc)

Se utilizo la cámara de ionización microLion (PTW) para realizar mediciones de factores de salida, determinación de transmisión y fuga de radiación con el mMLC. La cámara es conectada al electrómetro TANDEM (PTW), el cual a su vez está conectado a la fuente de alto voltaje (PTW). En la tabla 3.6 se presentan las principales características de la cámara.

Cámara de ionización líquida microLion (PTW-Freiburg).	
Aplicación	Medidas de distribuciones de dosis en campos de fotones de alta energía con alta resolución espacial
Cantidades medibles	Dosis absorbida en agua
Calidad de radiación de referencia	<sup>60</sup> Co
Volumen nominal sensible	0,002 cm <sup>3</sup> ; (exactamente 1,7 mm <sup>3</sup> )
Diseño	Impermeable
Punto de referencia	En el eje de la cámara a 0,975 mm de la ventana de la cámara
Dirección de incidencia	Axial
Dosis de Pre-irradiación	≥3 Gy
Respuesta nominal	9,8 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	≤ 1 % por año
Voltaje de la cámara	800 V Nominal ±1000 V Máximo
Efecto de la polaridad	<1 %

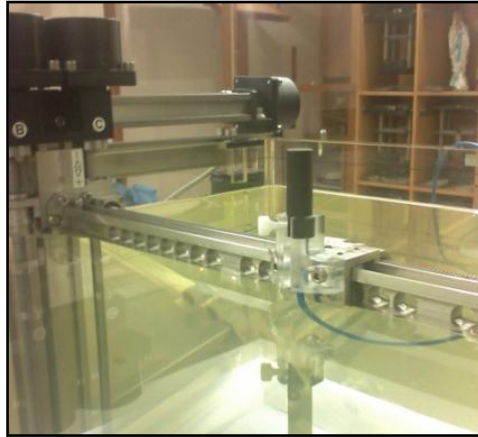
Dirección de respuesta en agua	$\leq \pm 0,5$ % para radiación a lo largo del eje de la cámara a para la inclinación de eje hasta $\pm 40^\circ$
Corriente de Fuga	$\leq \pm 4$ fA
Fuga del cable	$\leq 1$ pC/Gy.cm
Ventana de entrada	0,5 mm poliestileno ; 0,28 mm grafito 0,02 mm barniz ; 1,85 gr/cm <sup>3</sup>
Densidad del área total de la pared	107 mg/cm <sup>2</sup>
Dimensiones del volumen sensible	Radio 1,25 mm; Profundidad 0,35 mm
Electrodo central	Grafito
Tamaños de campo	(1 × 1) cm <sup>2</sup> ... (20 × 20) cm <sup>2</sup>

**Tabla 3. 6: Características generales de la cámara de ionización líquida microLion [12]**

### **3.4.3.1. Posicionamiento de la Cámara de Ionización Líquida microLion**

A diferencia de las cámaras de ionización gaseosas mencionadas anteriormente, el posicionamiento de esta cámara es axial (en la dirección del eje central del haz) y la cámara no posee marcas de ejes preferenciales, esto hace que el posicionamiento sea más riguroso. A continuación se realizara una descripción del posicionamiento de la cámara de ionización microLion [14]:

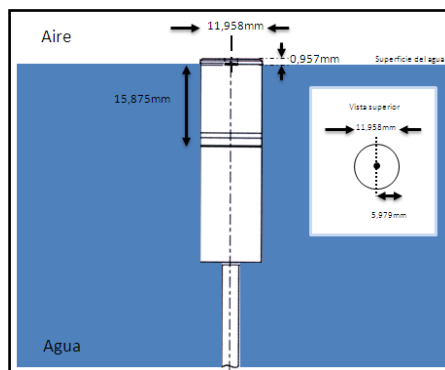
- Verificar que el maniquí de agua esté correctamente alineado (Ver 3.3.1.1).
- Mover el brazo de posicionamiento del mp3 hasta que quede fuera del agua.
- Colocar el soporte para posicionamiento de la cámara en el brazo del mp3 (Ver figura 3.11). El soporte se fija al brazo del mp3 mediante dos tornillos, al ajustar estos tornillos se debe asegurar que el soporte este alineado con los bordes de brazo y que no esté desviado en alguna dirección.



**Figura 3. 11: Soporte de la cámara microLion**

- Colocar la cámara en el soporte y fijarla al mismo con el tornillo de ajuste.
- Mover la cámara de manera que uno de los ejes de la retícula coincida con el borde circular de la parte superior de la cámara. Debido a que la cámara no posee marcas de ejes preferenciales, el centrado de la cámara con la retícula se realizara tomando en cuenta las dimensiones de la misma (ver figura 3.12). Se debe utilizar el sistema de posicionamiento TBA con el control Pendant, el cual permite realizar movimientos submilimétricos.

El diámetro externo de la cámara es 11,958 mm, entonces el centro del volumen estaría a 5,979 mm.



**Figura 3. 12: Esquema de posicionamiento de la cámara microLion y dimensiones de la misma**



- Mover la cámara 6,0 mm (el sistema de posicionamiento permite un mínimo de movimiento de 0,1 mm) con respecto a la posición indicada en el punto anterior, de manera que el eje de la retícula quede en el centro de la ventana superior de la cámara.
- Repetir los dos puntos anteriores con el otro eje de la retícula.
- Verificar visualmente que el centro de la retícula coincida con el centro de la ventana superior de la cámara, de ser necesario realizar ajustes.
- Sumergir la cámara hasta que la línea de referencia de la cámara quede justo en la superficie del agua.

El centro del volumen sensible de la cámara se encuentra a 0,957 mm por debajo de la ventana de entrada de la cámara. La cámara tiene una línea marcada de referencia, perpendicular al eje longitudinal de la cámara a 16,85 mm de la ventana de entrada, entonces el centro del volumen se ubicaría a 15,88 mm de la marca (ver figura 3.12).

- Sumergir la cámara 15,9 mm con respecto a la línea de referencia de la cámara.
- Fijar esta posición como el origen del sistema de coordenadas del TBA.

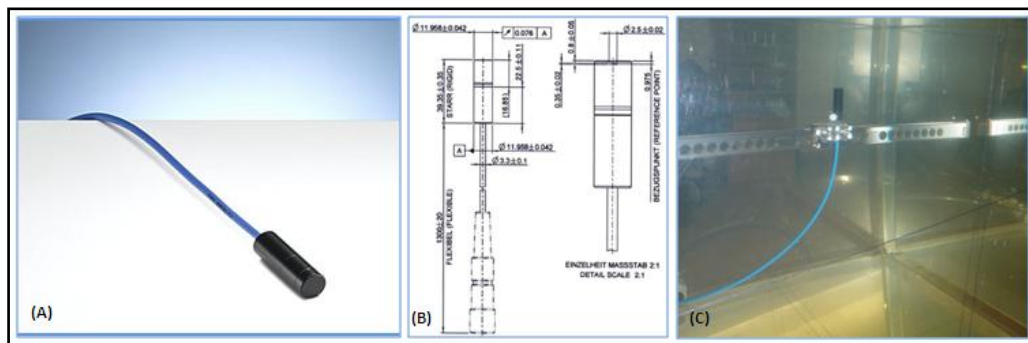


Figura 3. 13: (A) Cámara de ionización líquida microLion (PTW - Freiburg). (B) Esquema de diseño de la cámara [12]. (C) Cámara de ionización sumergida en el maniquí de agua

### 3.4.3.2. Determinación del Factor de Calibración de la Cámara microLion (0,002cc) en Términos de Dosis Absorbida en Agua

Para obtener el factor de calibración de la cámara de ionización líquida microLion se empleó el método por “sustitución” en términos de dosis absorbida en agua.

Este método es apropiado en el caso en que los dosímetros a comparar presentan gran diferencia en tamaño y forma (lo cual ocurre entre las cámaras de ionización tipo FARMER y microLion). El método consiste en colocar un dosímetro de referencia, calibrado por un patrón primario o como en nuestro caso un patrón secundario<sup>9</sup>, bajo condiciones de referencia, luego es sustituido el dosímetro a ser calibrado bajo las mismas condiciones de referencia, en ambos dosímetros, se debe cumplir la siguiente igualdad en términos de la dosis absorbida en agua:

$$D_{w,Q}^{ref}(z = z_{ref}) = D_{w,Q}^{mL}(z = z_{ref}) \quad (3.1)$$

donde  $D_{w,Q}^{ref}(z = z_{ref})$  y  $D_{w,Q}^{mL}(z = z_{ref})$  corresponden a las dosis absorbida en agua bajo las mismas condiciones de referencias para el dosímetro de referencia y el dosímetro a calibrar, respectivamente.

Al sustituir las expresiones correspondientes a cada una de las dosis tenemos:

$$k^{ref} \cdot N_{D,w,Q}^{ref} \cdot \bar{L}_{ref} = k^{mL} \cdot N_{D,w,Q}^{mL} \cdot \bar{L}_{mL} \quad (3.2)$$

---

<sup>9</sup> La calibración del dosímetro de referencia (cámara de ionización gaseosa tipo FARMER 0,6cc) fue realizada por el LSCD de IVIC.

donde  $k^{ref}$  y  $k^{mL}$  son los productos de los factores de influencia para cada uno de los dosímetros a comparar,  $N_{D,w,Q}^{ref}$  y  $N_{D,w,Q}^{mL}$  son los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua para el dosímetro de referencia y para el dosímetro a comparar, respectivamente.

$$k^{ref} = k_Q \cdot k_{pT} \cdot k_{pol} \cdot k_s \quad (3.3)$$

$$k^{mL} = k_{pol}^{mL} \cdot k_s^{mL} \quad (3.4)$$

Finalmente, al igualar las expresiones de dosis absorbida en agua obtenemos el factor de calibración de la cámara de ionización microLion en términos de dosis absorbida en agua:

$$N_{D,w,Q}^{mL} = \frac{D_{w,Q}^{ref}(z = z_{ref})}{k^{mL} \cdot \bar{L}_{mL}} \quad (3.5)$$

### **3.4.3.3. Fuente Externa de Alto Voltaje**

La cámara de ionización líquida microLion requiere un voltaje de polarización de 800 V, por lo tanto es necesario utilizar una fuente externa de voltaje que proporcione este potencial. La fuente externa de alto voltaje se conecta al electrómetro TANDEM (PTW) y la cámara de ionización líquida es conectada al electrómetro. Las lecturas de carga colectada por la cámara son visualizadas mediante el software TanSoft (PTW). En la tabla 3.7 se muestran las principales características de la fuente de alto voltaje utilizada en este trabajo.

Aplicación	Accesorio para dosímetros PTW, equipados con una entrada externa para alta tensión
Modo de operación	Continua
Rango de voltaje de salida	- 950 V, ... , +950 V Ajustable por medio de potenciómetro
Corriente de salida máxima	30 $\mu$ A
Resolución	1 V
Dimensiones	258 mm $\times$ 83 mm $\times$ 208 mm

Tabla 3. 7: Características de la fuente de alto voltaje



Figura 3. 14: Fuente externa de alto voltaje (PTW - Freiburg)

### 3.5. Electrómetro UNIDOS

El electrómetro UNIDOS (PTW) posee un alto nivel de desempeño como estándar secundario y dosímetro de referencia. Es un electrómetro de uso universal.

El electrómetro posee las siguientes características [11]:

- Alta precisión, excelente resolución (1 fA) y un amplio rango dinámico de medición.
- Excede los requerimientos de estabilidad, reproducibilidad, linealidad y fuga para laboratorios de calibración.
- Mide dosis integrada (o carga) y tasa de dosis (o corriente) simultáneamente.



Figura 3. 15: Electrómetro UNIDOS (PTW) [11]

### 3.6. Películas Radiográficas de Verificación

Para realizar pruebas de verificación de isocentro, movimiento de las láminas del mMLC, transmisión y fuga de radiación en las láminas del mMLC se utilizaron películas radiográficas de verificación. En la tabla 3.8 se presentan las principales características de las películas.

Marca	Kodak
Modelo	X – OMAT V Film
Tipo	Ready Pack
Dimensiones	25,4 cm × 30,5 cm
Lote	343 1381
Año	2007 – 08

Tabla 3. 8: Características de las películas radiográficas de verificación



**Figura 3. 16: Películas Radiográficas de Verificación**

### **3.7. Termómetro y Barómetro**

Se utilizó un termómetro y un barómetro (ver figura 3.17) para hacer corrección por efectos de presión y temperatura en las cámaras de ionización gaseosas. Se utilizó un termómetro digital, posee una punta de prueba de acero inoxidable y una resolución de  $0,1^{\circ}\text{C}$ , con un rango de medida desde  $-50^{\circ}\text{C}$  hasta  $+200^{\circ}\text{C}$ . En la tabla 3.9 se muestran las principales características del barómetro.



**Figura 3. 17: Termómetro y barómetro digitales**

Marca	MERIAM INSTRUMENT
Modelo	350 SERIES
Serial	913900-W1
Precisión	± 0,02 % F. S. (F.S. = 900 mmHg)
Temperatura	Almacenaje: -40° C hasta 60° C Operación: -20° C hasta 50° C
Límite de presión	4000 mmHg absoluto

**Tabla 3. 9: Especificación del barómetro**

### **3.8. Nivel de Burbuja, Regla, Cinta Métrica y Papel Milimetrado**

Se utilizó nivel de burbuja, regla, cinta métrica y papel milimetrado para realizar las pruebas mecánicas.

## **CAPÍTULO IV**

### **METODOLOGÍA**

Las pruebas de aceptación y de comisionamiento del colimador micro multi láminas m3 (BrainLAB) descritas en el presente trabajo están basadas en las propuestas en los principales protocolos internaciones referidos a colimadores multiláminas (OIEA [8], AAPM [15], SEFM [16], SFFM & SBPH [17]).

#### **4.1. Pruebas de Aceptación**

A continuación se describen cada una de las pruebas de aceptación realizadas en el presente trabajo a fin de comprobar que el colimador micro multiláminas cumple con las especificaciones del fabricante.

##### **4.1.1. Pruebas Mecánicas**

###### **4.1.1.1. Coincidencia de los Indicadores Angulares**

El objetivo de esta prueba es verificar la coincidencia entre los indicadores angulares<sup>10</sup> mecánicos, digital y monitor.

---

<sup>10</sup> El CLINAC 2100 C/D posee dos indicadores mecánicos de angulación en la parte superior del cabezal, un indicador digital de angulación, ubicado el gantry, a la altura del eje de giro del mismo (ver figura 4.1) y un indicador de angulación que cual puede ser visualizado en los monitores del cuarto de control y de la sala de tratamiento.

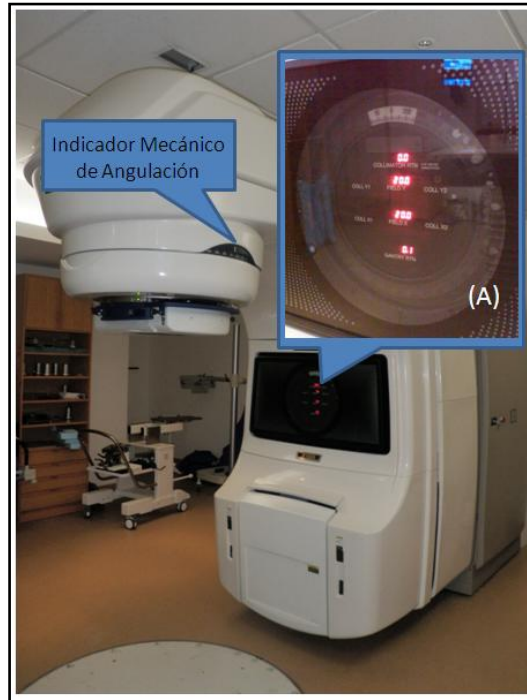


#### **4.1.1.1.1. Verificación de la Coincidencia de los Indicadores Angulares del Cabezal**

Esta prueba debe realizarse tanto con el mMLC como sin el mMLC, su objetivo es verificar que el cabezal este correctamente alineado y la coincidencia de los diferentes indicadores angulares.

##### **Método:**

- Colocar el máximo tamaño de campo posible (40,0 cm × 40,0 cm sin el mMLC; 10,0 cm × 10,0 cm con el MLC).
- Colocar el cabezal en algún valor del ángulo conocido (por ejemplo 0°).
- Encender la luz de campo y colocar una marca en el piso, de manera que coincida con el ancho de la proyección de la línea de la retícula en el piso (eje X de la retícula).
- Girar el gantry y verificar que la marca se mantenga dentro del ancho retícula a lo largo del movimiento. De no coincidir la marca se debe girar el gantry hasta lograr la coincidencia a lo largo del movimiento.
- Verificar la coincidencia de la marca con el ancho de la proyección del eje X de la retícula en el piso para tres marcas situadas en sitios diferentes (dos laterales y una central).
- Repetir la prueba para diferentes valores de ángulo del cabezal. Se sugieren valores de ángulo de 0°, 90° y 270°.



**Figura 4. 1:** Indicadores angulares del colimador. (A) Indicador digital de posición de las mandíbulas, tamaño de campo y angulaciones del gantry y cabezal

Coincidencia entre indicadores angulares mecánico, digital y monitor	$\pm 1^\circ$
--	---------------

**Tabla 4. 1:** Tolerancia para la coincidencia de los indicadores angulares del cabezal

#### **4.1.1.1.2. Verificación de la Coincidencia de los Indicadores Angulares del Gantry**

Esta prueba debe realizarse tanto con el mMLC como sin el mMLC, su objetivo es verificar que el gantry esté correctamente nivelado, así como, verificar la coincidencia de los indicadores angulares del gantry.

#### **Material:**

- Nivel de burbuja.

**Método:**

- Colocar el gantry en algún ángulo conocido.
- Mover el gantry hasta que este correctamente nivelado en el ángulo prefijado (usar el nivel de burbuja, este debe ser colocado en la parte inferior del cabezal, el sitio donde se coloque debe estar fijado a la estructura del cabezal y no tener tornillos que puedan afectar la nivelación, creando una nivelación falsa).
- Realizar la prueba para diferentes angulaciones del gantry. Se sugieren los siguientes valores de ángulo del gantry: 0°, 90°, 180° y 270°.
- Verificar la coincidencia de los indicadores angulares mecánico, digital y monitor del gantry.
- Repetir la prueba colocando el mMLC.

Coincidencia entre indicadores angulares mecánico, digital y monitor	$\pm 1^\circ$
--	---------------

**Tabla 4. 2: Tolerancia para la coincidencia de los indicadores angulares del gantry**

**4.1.1.2. Ángulos de Rotación Total del Gantry y del Cabezal**

El objetivo de esta prueba es determinar el valor del ángulo de rotación total del gantry y del cabezal. Esta prueba debe realizarse tanto con el mMLC como sin el mMLC.

**Método:**

- Rotar el gantry en todo el rango de movimiento permitido y determinar el ángulo de rotación total (para determinar el ángulo de rotación total se suman los valores de angulación dados por el indicador digital en cada sentido de giro, con respecto al valor cero de angulación).

- Colocar el gantry en 0°.
- Rotar el cabezal en todo el rango de movimiento permitido y determinar el ángulo de rotación total (para determinar el ángulo de rotación total se suman los valores de angulación dados por el indicador digital en cada sentido de giro, con respecto al valor cero de angulación).
- Colocar el mMLC y repetir la prueba, tanto para rotación total del gantry como del cabezal.
- Verificar la coincidencia de ángulos de rotación total del gantry y del cabezal con el mMLC y sin el mMLC.

#### **4.1.1.3. Alineación Mecánica de los Ejes del Acelerador**

La correcta alineación de los ejes principales del acelerador (colimador, gantry y mesa de tratamiento) es fundamental, esta debe ser re-verificada al añadir accesorios, como es el caso del mMLC, debido a que aumenta el peso en el cabezal del equipo, se podría requerir una realineación del equipo [10].

##### **4.1.1.3.1. Isocentro de Rotación del Colimador (mMLC)**

El objetivo de esta prueba es verificar que el eje de giro del mMLC coincida con el del cabezal, esta verificación se debe realizar tanto en el aspecto mecánico como óptico, se debe determinar si existen diferencias entre ambos ejes. La alineación de los sistemas ópticos y de radiación serán más sensibles a desviaciones en aquellos sistemas donde el sistema MLC se encuentre más cercano a la fuente, en este caso el sistema mMLC es situado en un nivel inferior por lo cual debe encontrarse dentro de tolerancia [15].

### **Materiales:**

- Película radiográfica de verificación.
- Regla.

### **Método:**

El método empleado para verificar el correcto centrado del sistema mMLC con respecto al cabezal de equipo es el “método de estrella” [18].

- Colocar el gantry en 0°.
- Cerrar las láminas del mMLC de manera de obtener un segmento definido por las dos láminas centrales (6 mm en el isocentro) y una longitud de 5,0 cm. El tamaño de campo debe estar definido estrictamente por las láminas de mMLC y no por las mandíbulas del acelerador o una combinación de ambos.
- Situar la película en un plano perpendicular al haz de radiación a la distancia de referencia (DFS = 100,0 cm).
- Marcar sobre la película la proyección de la retícula, así como, la proyección de la luz de campo conformado por el mMLC. El marcado de las proyecciones de la luz de campo y la retícula debe hacerse lo más preciso posible ya que este será la base para el análisis e interpretación de esta prueba.
- Realizar irradiaciones con diferentes ángulos del cabezal, para un campo con esta apertura se proponen los siguientes ángulos de rotación del mMLC: 0°, 50°, 100°, 150°, 200°, 250° y 300°.



**Figura 4. 2:** Colocación de película radiográfica para verificación del isocentro de rotación del mMLC

**Análisis:**

La determinación de la falta de alineación del mMLC con el eje de giro de cabezal puede determinarse por la máxima distancia entre la marca externa (centro de la retícula) y el centro de todos los haces.

3DCRT	$\leq 1,0$ mm
RC	$\leq 0,50$ mm

**Tabla 4. 3:** Tolerancias del isocentro de rotación del mMLC

**4.1.1.3.2. Isocentro de Rotación del Gantry**

El objetivo de esta prueba es verificar la coincidencia entre el centro del mMLC y el eje de rotación del gantry, así como, comprobar el efecto de gravedad sobre el centrado del mMLC.

**Materiales:**

- Película radiográfica de verificación.
- Regla.

**Método:**

El método empleado para verificar el correcto centrado del sistema mMLC con respecto al eje de rotación del gantry es similar al propuesto para la prueba de verificación del centrado del mMLC respecto al cabezal.

- Colocar el mMLC en 0°.
- Cerrar las láminas del mMLC de manera de obtener un segmento definido por las dos láminas centrales (6 mm en el isocentro) y una longitud de 5,0 cm. El tamaño de campo debe estar definido estrictamente por las láminas de mMLC y no por las mandíbulas del acelerador o una combinación de ambos.
- Situar la película vertical a la camilla, centrada a la altura del isocentro y perpendicular al eje de rotación del gantry.
- Marcar sobre la película la proyección de la retícula, así como, la proyección de la luz del campo del conformado por el mMLC. El marcado de las proyecciones de la luz de campo y la retícula debe hacerse lo más preciso posible ya que este será la base para el análisis e interpretación de esta prueba.
- Realizar irradiaciones con diferentes ángulos del gantry, para el tamaño de campo empleado, con el colimador en 0° se proponen los siguientes ángulos de rotación del gantry 0°, 270°, 342°, 54°, 126°y 198° [8].



**Figura 4. 3: Angulaciones del gantry para verificación del isocentro de rotación**

### **Análisis:**

La determinación de la falta de alineación del eje de giro del gantry puede determinarse por la máxima distancia entre la marca externa (centro de la retícula) y el centro de todos los haces.

3DCRT	$\leq 1,0$ mm
RC	$\leq 0,50$ mm

**Tabla 4. 4: Tolerancias del isocentro de rotación del gantry**

#### **4.1.1.3.3. Isocentro de Rotación de la Camilla**

El objetivo de esta prueba es verificar que el centro del mMLC coincida con el eje de rotación de la camilla. En esta prueba pudiera realizarse con un método similar al método de estrella, pero también se puede emplear un método visual. El procedimiento que se describirá a continuación corresponde al método visual.

### **Materiales:**

- Papel milimetrado.



**Método:**

- Colocar el gantry y el mMLC en 0°.
- Colocar el puntero mecánico con el fin de ubicar la camilla a una DFS = 100,0 cm.
- Centrar los ejes de la retícula con el papel milimetrado.
- Rotar la camilla en todo su rango y verificar que el centro de la retícula al rotar coincida con el centro del papel milimetrado.

Eje de rotación de la camilla	$\leq 1,0$ mm de radio a 100 cm DFS
-------------------------------	-------------------------------------

**Tabla 4. 5: Tolerancias del isocentro de rotación de la camilla de tratamiento**

#### **4.1.1.4. Alineación de los Ejes Ópticos**

Al colocar el mMLC el indicador óptico de distancia es inhabilitado, así que esta prueba debe realizarse sin el mismo, debido a las modificaciones realizadas al acelerador para la instalación del mMLC se debe verificar que el sistema óptico (luz de campo e indicador de distancia) estén correctamente alineados y calibrados, respectivamente.

##### **4.1.1.4.1. Verificación del Indicador Óptico de Distancia**

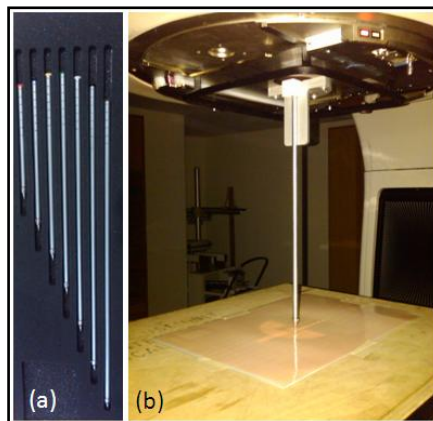
El objetivo de esta prueba es verificar la coincidencia de la distancia en el isocentro y en otras distancias indicada por el indicador óptico de distancia.

**Materiales:**

- Puntero mecánico calibrado.
- Cinta métrica.
- Papel milimetrado.

**Método:**

- Colocar el puntero mecánico.
- Verificar la coincidencia de la indicación del puntero con el indicador óptico de distancia, se debe realizar con diferentes tamaños de punteros (diferentes DFS). Se debe emplear otro método simultáneo para verificar las distancias.
- Colocar una cinta métrica en la camilla, fijada a su base, de manera que al realizar movimiento verticales de la camilla para variar la DFS, se pueda obtener por medio del la diferencia entre dos distancias conocidas una verificación por diferencias de marcas realizadas a la cinta métrica correspondientes a cada distancia conocida.
- Verificar que la diferencia en distancias obtenidas con la cinta métrica coincida con la diferencia en distancia de los punteros utilizados.



**Figura 4. 4: (a) Punteros mecánicos calibrados. (b) Verificación del sistema óptico de distancia**

A DFS 80	± 0,5 cm
A DFS 100	± 0,1cm
A DFS 130	± 0,5 cm

**Tabla 4. 6: Tolerancias para el indicador óptico de distancia**

#### **4.1.1.4.2. Alineación de la Luz de Campo**

El objetivo de esta prueba es verificar la correcta alineación de la luz de campo, la fuente de la luz de campo debe interceptar el isocentro mecánico.

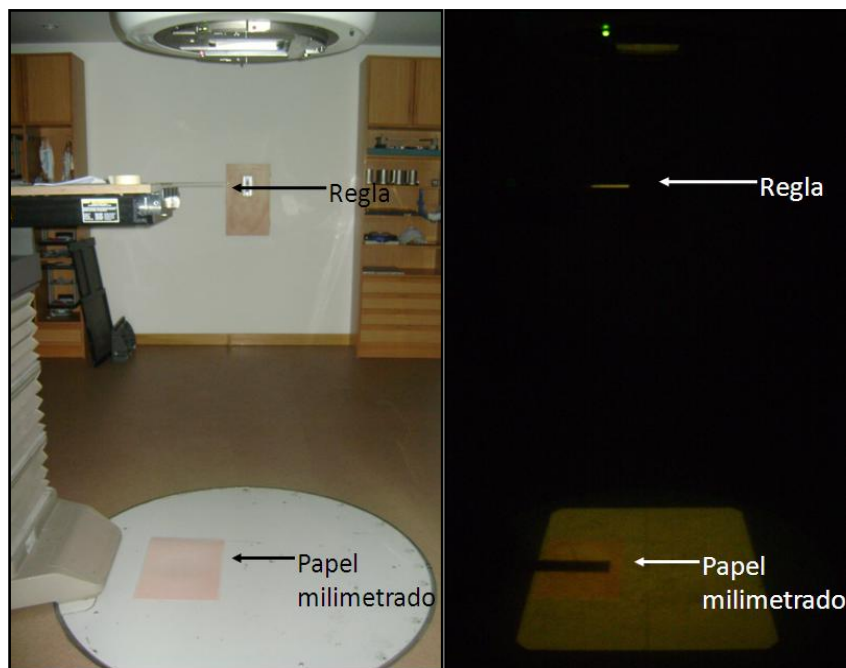
##### **Materiales:**

- Regla.
- Papel milimetrado.

##### **Método:**

- Retirar el mMLC y colocar el gantry en 0°.
- Colocar un tamaño de campo de 35,0 cm × 35,0 cm.
- Debido a que las mandíbulas están mecánicamente vinculadas, los bordes de las mandíbulas no pueden ser usadas para verificar la alineación de la fuente de la luz de campo. En lugar de ello, usar una fuente de sombra independiente que no rote con el colimador.
- Elevar la camilla tan alto como sea posible.
- Posicionar una regla en la parte superior de la camilla, de manera que la regla este lo más cerca posible de la luz de campo. La proyección de la sombra debe estar en el plato giratorio de la camilla (Ver figura 4.5).

- Colocar en papel milimetrado en el plato giratorio de la camilla y alinear el papel con dos bordes perpendiculares de la proyección de la sombra de la regla.
- Girar el colimador al 90° y a 270°.
- Verificar que los bordes de la proyección de la sombra de la regla no se muevan más de 1,5 mm (1,5 mm en el plato giratorio de la camilla son aprox. 0,65 mm en el isocentro).



**Figura 4. 5: Verificación de la alineación de la luz de campo**

$\leq 1,0 \text{ mm a } 100 \text{ cm DFS}$

**Tabla 4. 7: Tolerancia de alineación de la luz de campo**

#### **4.1.1.4.3. Alineación de la Retícula**

El objetivo de esta prueba es verificar que la intercepción de los ejes de la retícula coincida con el isocentro mecánico. Así como, verificar el paralelismo entre los ejes de la retícula con los bordes de las mandíbulas.

##### **Materiales:**

- Papel milimetrado.
- Regla.

##### **Método:**

- Colocar el mMLC y verificar que el gantry este en 0°.
- Colocar el máximo tamaño de campo.
- Colocar el papel milimetrado sobre la camilla a una DFS = 100 cm.
- Centrar el papel milimetrado con los ejes de la retícula.
- Rotar el colimador de 90° a 270° y verificar que el centro de la retícula se mueva  $\leq 1,0$  mm del isocentro.

#### **4.1.1.4.4. Perpendicularidad de los Ejes de la Retícula con Respecto a las Mandíbulas**

El objetivo de esta prueba es verificar que cada eje de la retícula es paralelo a las mandíbulas X y Y, respectivamente.

##### **Materiales:**

- Papel milimetrado.
- Regla.

**Método:**

- Colocar el colimador en 0° y centrar el papel milimetrado con los ejes de la retícula.
- Fijar una de las mandíbulas a 35 cm e independientemente mover la otra mandíbula hasta que ambas estén a una separación de 1 cm de la línea de la retícula.
- Medir la distancia de la retícula a cada uno de los extremos de las mandíbulas y verificar que dicha distancia este dentro de tolerancia (ver tabla 4.8).
- Repetir el mismo procedimiento con la otra mandíbula.

Paralelismo de la línea Radial de la retícula	≤ 2,5 mm a 100 cm DFS. (MLC línea de referencia de calibración)
Paralelismo de la línea Transversal de la retícula	≤ 2,5 mm a 100 cm DFS. (BrainLAB m3 línea de referencia de calibración)

**Tabla 4. 8: Tolerancias para la perpendicularidad de los ejes de la retícula**

**4.1.1.5. Pruebas del mMLC Estático**

**4.1.1.5.1. Exactitud en el Posicionamiento de las Láminas (Método visual)**

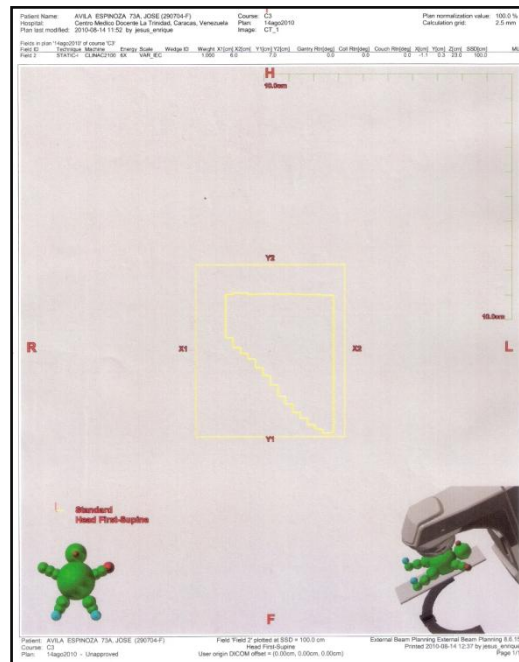
El objetivo de esta prueba es verificar el correcto posicionamiento de las láminas del mMLC observando lumínicamente la proyección de las posiciones de las láminas. La prueba se hace realizando verificación con las plantillas impresas de campos conformados.

### Material:

- Plantillas de campos conformados.
- Papel milimetrado.

### Método:

- Colocar el gantry en 0°.
- Colocar la plantilla sobre la mesa de tratamiento y alinear los ejes de la plantilla con los ejes de la retícula.
- Variar la DFS hasta que coincida con la DFS para la cual fue impresa la plantilla.
- Ingresar la forma de campo en la mMLC usando el sistema de registro.
- Comprobar la posición de cada lámina con la proyección lumínica sobre la plantilla.
- Realizar la prueba para diferentes campos conformados.



**Figura 4. 6: Modelo de la plantilla impresa para verificación de posicionamiento de las láminas del mMLC**

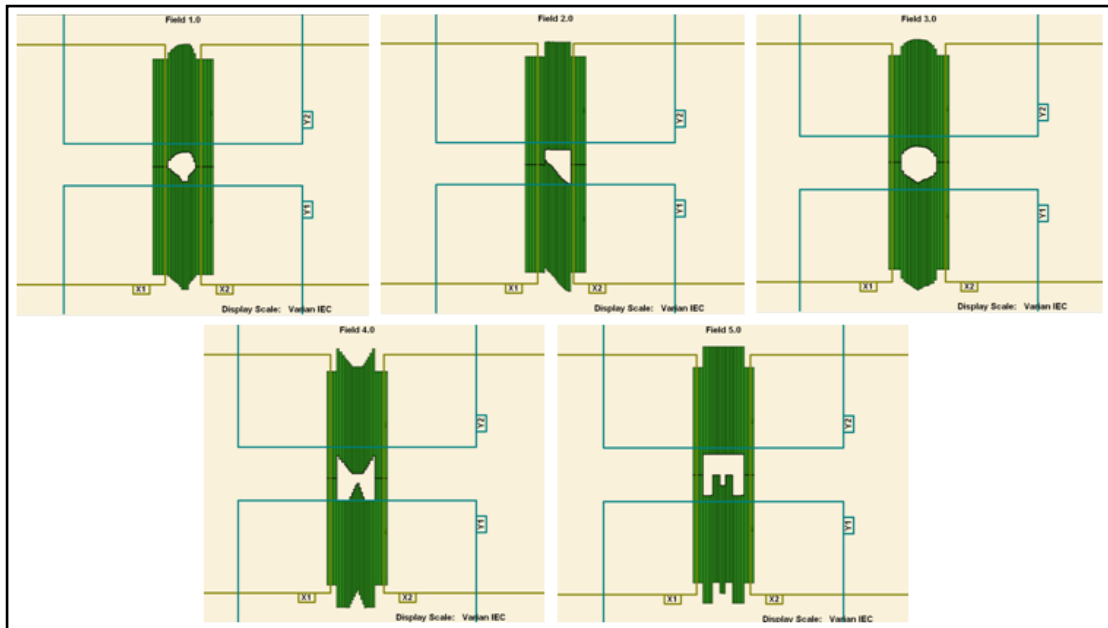


Figura 4. 7: Campos irregulares conformados con el mMLC

3DCRT	$\pm 1,0$ mm
RC	$< 1,0$ mm

Tabla 4. 9: Tolerancias para la exactitud en el posicionamiento de las láminas

#### 4.1.1.5.2. Exactitud en el Posicionamiento de las Láminas (Método de Irradiación)

El objetivo de esta prueba es verificar la proyección de las posiciones de las láminas. Se sugiere una técnica de irradiación con películas en exposiciones múltiples para determinar la exactitud en el posicionamiento de las láminas.

#### Materiales:

- Película radiográfica de verificación.

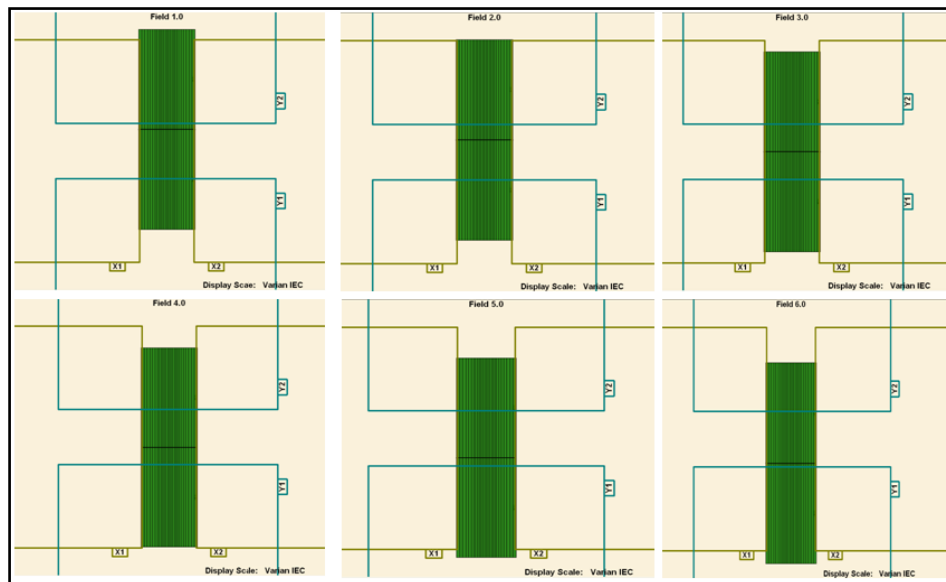


**Método:**

- Colocar la película sobre la camilla, perpendicular al haz y en el plano de referencia.
- Ingresar el campo conformado en el mMLC usando el sistema de registro. Los campos conformados consiste en una secuencia de campos con láminas enfrentadas (ancho de la banda cero) y desplazadas entre sí.
- Repetir el procedimiento para cada campo conformado, siguiendo la secuencia mostrada en la figura 4.8.
- Procesar la película de verificación.

**Análisis:**

El análisis se realiza por un método visual, revisando que para cada banda el posicionamiento de las láminas sea uniforme y consistente con los campos conformados ingresados mediante sistema de registro.



**Figura 4. 8: Campos conformados para la prueba de bandas paralelas finas**

#### **4.1.1.5.3. Reproducibilidad en el Posicionamiento de las Láminas en Campos Conformados**

El objetivo de esta prueba es verificar la reproducibilidad de campos conformados mediante un método visual.

##### **Materiales:**

- Plantillas impresas de campos conformados.
- Papel milimetrado.

##### **Método:**

- Colocar el gantry en 0°.
- Colocar la plantilla sobre la mesa de tratamiento y alinear los ejes de la plantilla con los ejes de la retícula.
- Variar la DFS hasta que coincida con la DFS para la cual fue impresa la platilla.
- Ingresar la forma de campo en la mMLC usando el sistema de registro.
- Comprobar la posición de cada lámina con la proyección lumínica sobre la plantilla.
- Realizar la prueba para diferentes campos conformados.
- Repetir la prueba cinco veces para cada campo conformado.

##### **Análisis:**

Se debe verificar la reproducibilidad de cada campo conformado, se evalúa la diferencia en posición de cada lámina y para cada campo.

#### **4.1.1.5.4. Correspondencia entre Campo de Luz y el Campo de Radiación**

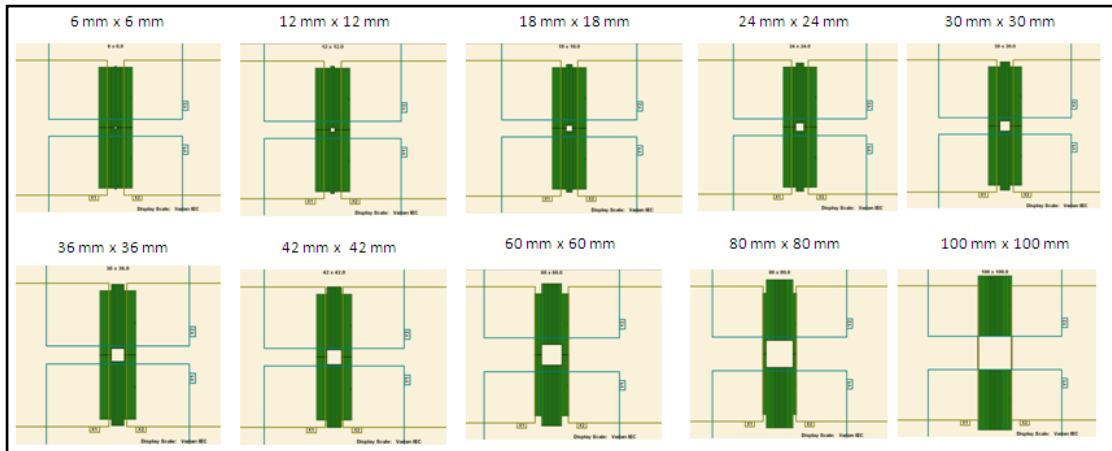
El objetivo de esta prueba es verificar la coincidencia de la luz de campo con el campo de radiación para campos conformados con el mMLC. Se debe realizar la prueba para ángulos del gantry de 90° y 270°.

##### **Materiales:**

- Película radiográfica de verificación.
- Regla.

##### **Método:**

- Colocar la película sobre la camilla, perpendicular al haz y en el plano de referencia.
- Ingresar la forma de campos conformados cuadrados en el mMLC usando el sistema de registro (ver figura 4.9).
- Marcar sobre la película la proyección de los ejes principales y los límites del campo. Se sugiere colocar algún marcador radiopaco en los límites de los campos de manera de poder observar mejor al revelar la película.
- Irradiar la película.
- Repetir el procedimiento para cada campo conformado.



**Figura 4. 9: Campos cuadrados conformados con el mMLC**

**Análisis:**

Se verifica la coincidencia de la luz de campo y campo de radiación reportando la desviación máxima y promedio de las coincidencias para cada campo cuadrado conformado con el mMLC.

3DCRT /	±1,0mm
RC	±0,5mm

**Tabla 4. 10: Tolerancias para la coincidencia de la luz de campo y campo de radiación**

**4.1.1.5.5. Ortogonalidad de las Láminas Respecto a las Mandíbulas**

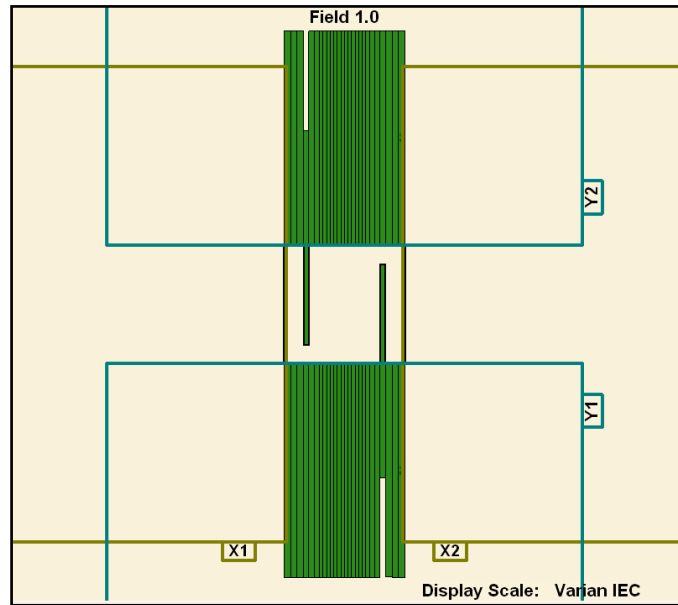
El objetivo de esta prueba es verificar el paralelismo de los bancos de láminas del mMLC con respecto a las mandíbulas.

**Materiales:**

- Película radiográfica de verificación.
- Regla.

**Método:**

- Colocar un campo abierto con dos láminas alejadas cerradas. (Ver figura 4.10 )



**Figura 4. 10: Campo conformado para la verificación de la ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm**

- Colocar un tamaño 9,0 cm × 10,0 cm, de manera que el borde del campo conformado sea definido por las mandíbulas.
- Colocar la película sobre la camilla, perpendicular al haz y en el plano de referencia.
- Marcar sobre la película la proyección de los ejes principales y los límites del campo. Se sugiere colocar algún marcador radiopaco en los límites de los campos de manera de poder observar mejor al revelar la película.
- Irradiar la película.
- Medir la distancia entre el borde de la lámina y la mandíbula en dos posiciones conocidas.

- Realizar la prueba para diferentes angulaciones de gantry y colimador (ver tabla 4.11) a fin de estimar posibles efectos por gravedad.

Campo conformado mMLC	Tamaño de campo X × Y [cm <sup>2</sup> ]	Gantry [ ° ]	Colimador [ ° ]
barras_Field1.mlc	9,0 × 10,0	0	0
		270	90
		90	90

**Tabla 4. 11: Condiciones de referencia para la prueba de Ortogonalidad de las láminas respecto a las mandíbulas**



**Figura 4. 11: Angulaciones del gantry para la verificación de Ortogonalidad de las láminas respecto a las mandíbulas**

Ángulo formado por la variación de la distancia del borde de la lámina y la mandíbula	< 0,5°
---	--------

**Tabla 4. 12: Tolerancias para la Ortogonalidad de las láminas con respecto a las mandíbulas**

## 4.1.2. Pruebas Dosimétricas

### 4.1.2.1. Determinación de la Transmisión y Fuga

El objetivo de esta prueba es determinar la transmisión a través de las láminas y la fuga entre las láminas del mMLC. Se empleará un método visual con película radiográfica de verificación

#### Material:

- Película radiográfica de verificación.

#### Método:

- Colocar el gantry y el mMLC en 0°.
- Colocar un tamaño 10,0 cm × 10,0 cm.
- Colocar la película sobre la camilla, perpendicular al haz y en el plano de referencia.
- Ingresar la forma de campo conformado en el mMLC usando el sistema de registro (ver figura 4. 12).
- Irradiar la película de verificación (100UM).

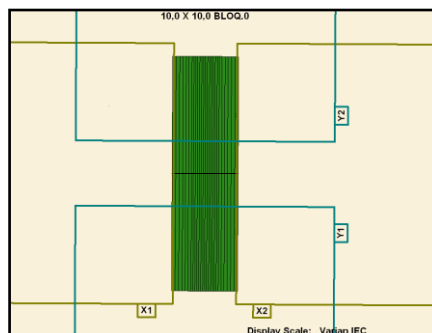


Figura 4. 12: Campo conformado por el mMLC para la prueba de transmisión fuga

**Análisis:**

Se verifica visualmente los patrones de intensidad de la película radiográfica de verificación.

**4.1.3. Pruebas de Seguridad**

El objetivo de estas pruebas es verificar el correcto funcionamiento de los sistemas de software y hardware que controlan la posición de las láminas.

**Método:**

- Verificar que el acelerador inhibe la radiación ante la falta de comunicación entre el mMLC y el acelerador.
- Verificar que la posición de las mandíbulas (X) mostrada en el ordenador de control asegura una cobertura de las láminas.
- Verificar que se inhibe la irradiación en campos de electrones con mMLC.
- Verificar que no es posible irradiar si el mMLC con esta correctamente posicionado.
- Verificar que aparezcan los interlocks correspondientes cuando el mMLC no está correctamente colocado.
- Verificar que no sea posible la irradiación cuando las mandíbulas están colocadas en campos mayores a 10,0 cm × 10,0 cm.

**Tolerancia:**

Funcional.



## **4.2. Pruebas de Comisionamiento**

Después de realizar las pruebas de aceptación, en las cuales se verifica que el equipo adquirido, en este caso el mMLC, cumple con las especificaciones del fabricante, se procede a realizar las pruebas de comisionamiento, el cual consiste en una serie de pruebas, muchas de ellas coinciden con las pruebas de aceptación, las cuales establecerán las condiciones de referencia para futuras de pruebas de control de calidad o pruebas de referencia después de realizar reparaciones, reemplazo de partes o alguna modificación al equipo.

### **4.2.1. Pruebas Mecánicas**

#### **4.2.1.1. Coincidencia de los Indicadores Angulares**

Ver prueba 4.1.1.1.

#### **4.2.1.2. Ángulos de Rotación Total del Gantry y del Cabezal**

Ver prueba 4.1.1.2.

#### **4.2.1.3. Alineación Mecánica de los Ejes del Acelerador**

Ver prueba 4.1.1.3.

#### **4.2.1.4. Alineación de los Ejes Ópticos**

Ver prueba 4.1.1.4.

#### 4.2.1.5. Pruebas del mMLC Estático

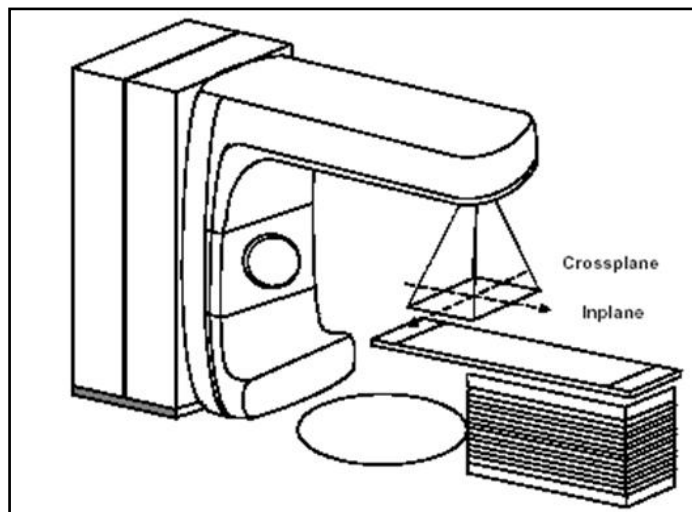
Ver prueba 4.1.1.5.

#### 4.2.2. Pruebas Dosimétricas

A continuación se describirán cada una de las pruebas dosimétricas de comisionamiento. En la tabla 4.13 se muestran las condiciones de referencia generales para la realización de las pruebas dosimétricas.

Haz de fotones	6 MV
Maniquí	Sistema MP3- Sistema TBA (PTW)
DFS	100,0 cm
Tamaño de campo	Definido en la superficie del agua
Profundidad de medida	Con respecto a la superficie del agua
Angulación del mMLC	0°
Angulación del gantry	0°

**Tabla 4. 13: Parámetros fijos para las pruebas dosimétricas de comisionamiento**



**Figura 4. 13: Direcciones de referencia para la medición de perfiles**

#### **4.2.2.1. Medición de *PDD***

El objetivo de esta prueba es realizar mediciones de curvas de *PDD* para campos cuadrados conformados con el mMLC.

La geometría para realizar las mediciones de las curvas de *PDD* se muestra en la figura 2.3.

##### **Materiales:**

- Cámaras de ionización SEMIFLEX (0,125 cc).
- mMLC m3 (BrainLAB).

##### **Método:**

- Colocar el sistema TBA, correctamente alineado con los ejes de haz y nivelado (ver procedimiento descrito en la sección 3.3.1.1).
- Posicionar la cámara SEMIFLEX de campo en el maniquí, el procedimiento es análogo al descrito en la sección 3.4.1.1.



**Figura 4. 14: Monje experimental para medición de perfiles y *PDD***

- Verificar que la cámara de campo se mantenga centrada con respecto al eje central del haz al realizar movimientos verticales, desde la superficie del agua hasta la máxima profundidad de medición, si esto no ocurre realizar ajustes en el sistema de nivelación del MP3 (ver sección 3.3.1.1).
- Posicionar la cámara SEMIFLEX de referencia, la cámara se coloca en aire, en cualquier punto dentro del haz, verificando que, al hacer los escaneos de dosis la cámara de referencia no haga interferencia con la cámara de campo.

En este caso, debido a las dimensiones de los tamaños de campo, la cámara de referencia debe ser colocada entre el mMLC y la salida del haz del acelerador (ver figura 4.14), en este punto el tamaño de campo es definido por las mandíbulas y es mayor al definido por las láminas del mMLC, lo cual permite posicionar la cámara de campo sin causar interferencia. Si se colocase en la salida del mMLC, no se podrían realizar mediciones para los tamaños de campo más pequeños por las interferencias causadas por la cámara de referencia a la cámara de campo.

- Pre-irradiar las cámaras realizando al menos tres mediciones de *PDD* con el tamaño de campo más grande.
- Realizar las mediciones de las curvas de *PDDs* para los tamaños de campos cuadrados conformados con el mMLC mostrados en la tabla 4. 14 y bajo condiciones de referencia (tabla 4.13)

Tamaño de Campo Conformado mMLC [mm × mm]
6 × 6
12 × 12
18 × 18
24 × 24
30 × 30
36 × 36
42 × 42
60 × 60
80 × 80
100 × 100

Tabla 4. 14: Tamaños de campos conformados por el mMLC

#### 4.2.2.2. Medición de Perfiles de Dosis

El objetivo de esta prueba es realizar mediciones de perfiles de dosis para campos cuadrados conformados con el mMLC, en el plano perpendicular al eje central del haz, a las profundidades de  $d_{max}$  y de 10,0 cm y en las direcciones crossplane e inplane.

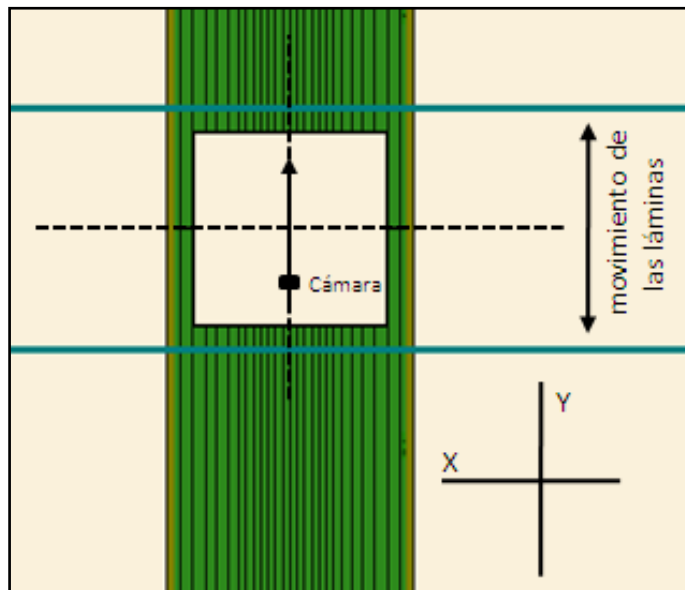
##### **Materiales:**

- Cámaras de ionización SEMIFLEX (0,125 cc).
- mMLC m3 (BrainLAB).

##### **Método:**

- Colocar el sistema TBA, correctamente alineado con los ejes de haz y nivelado (ver procedimiento descrito en la sección 3.3.1.1).
- Posicionar la cámara SEMIFLEX de campo en el maniquí, el procedimiento es análogo al descrito en la sección 3.4.1.1.

- Posicionar la cámara SEMIFLEX de referencia, la cámara se coloca en aire, en cualquier punto del haz, verificando que, al hacer los escaneos de dosis la cámara de referencia no haga interferencia con la cámara de campo. El posicionamiento es análogo al descrito en la prueba anterior (ver figura 4.14).



**Figura 4. 15: Movimiento de la cámara de campo para le medición de perfiles de campos conformado con mMLC en dirección in plane**

- Pre-irradiar las cámaras realizando por lo menos tres mediciones de perfiles para el tamaño de campo más grande.
- Realizar las mediciones de los perfiles de dosis para cada tamaño de campo cuadrado conformado por el mMLC (ver tabla 4.14, ver figura 4.9) en las profundidades de referencia y en las direcciones crossplane e inplane (ver figura 4. 15).

#### **4.2.2.3. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua Bajo Condiciones de Referencia**

Después de realizarse la instalación del mMLC, para la cual se realizan algunas modificaciones al acelerador, de manera que sea posible la instalación. Estas modificaciones pueden afectar el valor de dosis de calibración (1 cGy/UM) o inclusive la calidad del haz ( $TPR_{20,10}$ ). Es importante verificar que estos valores se encuentren dentro de tolerancia, y de no ser así, realizar la respectiva calibración por el Físico Médico entrenado para ello.

A continuación se describe el procedimiento para determinar la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia, siguiendo el protocolo TRS 398 [1]. Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua se muestran en la tabla 2.2. Se realiza la determinación de la dosis absorbida en agua y calidad del haz ( $TPR_{20,10}$ ) sin colocar el mMLC.

##### **4.2.2.3.1. Determinación del $TPR_{20,10}$ y $k_Q$**

El objetivo de esta prueba es determinar la calidad de haz ( $TPR_{20,10}$ ) y el factor de calibración por efectos de cambio de calidad del haz en la calibración de la cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua ( $k_Q$ ). Las condiciones de referencia para determinar el  $TPR_{20,10}$  se muestran en la tabla 2.1.

##### **Materiales:**

- Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (0,6 cc).
- Electrómetro UNIDOS.
- Barómetro y termómetro digitales.

### Método:

- Verificar que el maniquí este correctamente alineado con los eje del haz y nivelado (ver sección 3.3.1.1).
- Posicionar la cámara de ionización tipo FARMER (el procedimiento para su posicionamiento se describe en la sección 3.4.1.1).
- Pre-irradiar la cámara de ionización con dos sesiones de 1000 UM (se puede realizar a la profundidad de 10 cm ó 20 cm).
- Realizar una serie de cinco mediciones de carga colectada por la cámara con 100 UM a las profundidades de 10 cm y 20 cm. En la figura 4.16 se muestra la geometría para la realización de las mediciones.

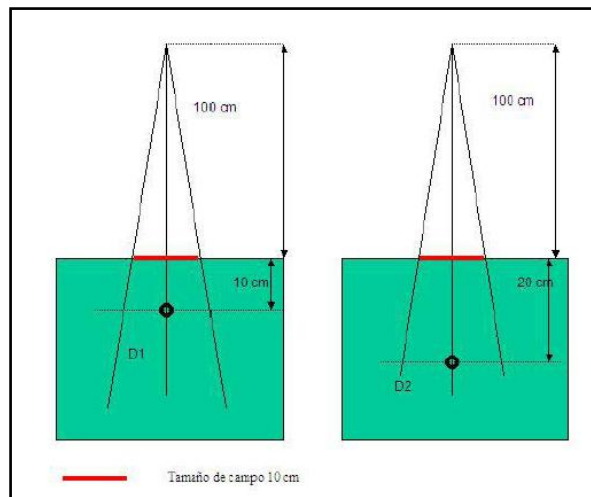


Figura 4. 16: Geometría para de determinación del  $TPR_{20,10}$

- Promediar las lecturas para cada profundidad y calcular el  $TPR_{20,10}$  según la ecuación 2.1 (ver sección 2.1.1.1).
- Calcular  $k_Q$  por interpolación lineal a partir del valor obtenido del  $TPR_{20,10}$  (ver sección 2.1.1.2.4).
- Comparar los valores de  $TPR_{20,10}$  y  $k_Q$  obtenidos con los valores de referencia para el acelerador CLINAC 2100 C/D.



#### 4.2.2.3.2. Determinación de $k_{pol}$ y $k_s$

El objetivo de esta prueba es determinar los valores de los factores de corrección por efectos de cambio de voltaje de polarización de la cámara de ionización ( $k_{pol}$ ) y factor de corrección por efectos de cambio en el voltaje de polarización de la cámara de ionización ( $k_s$ ) (ver secciones 2.1.1.2.2 y 2.1.1.2.3). Esta prueba se realiza posterior a la determinación del  $TPR_{20,10}$  y  $k_Q$ , por lo que las condiciones de referencia serán las mismas establecidas para la determinación del  $TPR_{20,10}$ .

##### **Materiales:**

- Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (0,6 cc).
- Electrómetro UNIDOS.
- Barómetro y termómetro digitales.

##### **Método:**

- Realizar tres series de cinco mediciones de carga colectada por la cámara, con 100 UM para cada medición, a la profundidad de 10 cm y con un voltaje de polarización de -400 V, +200 V y -400 V, respectivamente.
- Promediar las lecturas de cada serie. Cada valor promediado de lecturas debe ser corregida por  $k_{pT}$ . (ver sección 2.1.1.2.1).
- Calcular los valores de  $k_{pol}$  y  $k_s$  a partir de las ecuaciones 2.7 y 2.9, respectivamente, ver sección 2.1.1.2.2 y 2.1.1.2.3.

#### 4.2.2.3.3. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua en el Punto de Dosis Máxima ( $d_{máx}$ ).

El objetivo de esta prueba es determinar la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia. Las condiciones de referencia se muestran en la tabla 2.2.

Esta prueba se realiza posterior a la determinación del  $TPR_{20,10}$  y de los factores de corrección por lo que configuración experimental es similar.

##### **Materiales:**

- Cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (0,6 cc).
- Electrómetro UNIDOS.
- Barómetro y termómetro digitales.

##### **Método:**

- Realizar una serie de cinco mediciones de carga colectada por la cámara, con 100 UM para cada medición, a la profundidad de 10 cm y con un voltaje de polarización de +400 V.
- Promediar las lecturas de la serie. Cada valor promediado de lecturas debe ser corregido por  $k_{pT}$ . (ver sección 2.1.1.2.1).
- Calcular el valor de la dosis absorbida en agua ( $D_{w,Q}(z = d_{max})$ ) según la ecuación 2.3<sup>11</sup> (ver sección 2.1.1.2).
- Verificar que el valor se encuentre dentro de tolerancia ( $\pm 2$  % con respecto a 1 cGy/UM).

---

<sup>11</sup> Para determinar  $D_{w,Q}(z = d_{max})$  usando la ecuación 2.3, la misma debe ser normalizada por el  $PDD_{10}$ , obtenido bajo condiciones de referencia.

#### **4.2.2.4. Determinación de Factores de Salida**

El objetivo de esta prueba es determinar los factores de salida para campos cuadrados conformados con el mMLC.

Las condiciones de referencia para la determinación de los factores de salida se muestran en la tabla 4.15.

Haz de fotones	6 MV
Maniquí	Sistema MP3- Sistema TBA (PTW)
DFS	100,0 cm
Tamaño de campo conformado por el mMLC	Definido en la superficie del agua
Profundidad de medida	10,0 cm en el eje central del haz
Angulación del mMLC	0°
Angulación del gantry	0°

**Tabla 4. 15: Condiciones de referencia para la determinación de los factores de salida**

Previo a la determinación de los factores de salida se debe obtener el factor de calibración de la cámara líquida microLion en términos de dosis absorbida en agua, esta calibración se hace con respecto a la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER.

##### **4.2.2.4.1. Determinación del Factor de Calibración de la Cámara de Ionización Líquida microLion en Términos de Dosis Absorbida en Agua**

El objetivo de esta prueba es determinar el factor de calibración de la cámara de ionización líquida en términos de dosis absorbida en agua.

### **Materiales:**

- Cámara de ionización tipo FARMER (0,6 cc).
- Electrómetro UNIDOS.
- Cámara de ionización líquida microLion (0,002 cc).
- Electrómetro TANDEM.
- Fuente externa de alto voltaje.
- mMLC m3 BrainLAB.

### **Método:**

- Colocar el mMLC, ver el procedimiento para su colocación en la sección 3.2.
- Alinear el maniquí con los ejes del haz y nivelarlo correctamente (ver sección 3.3.1.1).
- Posicionar la cámara de ionización líquida microLion, en la sección 3.4.3.1 se describe el procedimiento para su posicionamiento.
- Colocar un tamaño de campo de 10,0 cm × 10,0 cm definido solo por las mandíbulas del acelerador, el mMLC debe estar en modo park, de esta manera el tamaño de campo se define solo por las mandíbulas.
- Colocar la cámara de ionización a la profundidad de referencia.
- Pre-irradiar la cámara líquida con tres sesiones de 1000 UM.
- Determinar los factores de corrección  $k_s$  y  $k_{pol}$ . El procedimiento para determinar estos factores es análogo al descrito en la sección 4.2.2.3.2, los voltajes de polarización en este caso son -800 V, +250 V y +800 V, las mediciones se realizan a una profundidad de 10,0 cm.
- Realizar una serie de cinco mediciones de carga colectada por la cámara para 100 UM en cada medición, a la profundidad de referencia, las

lecturas deben ser promediadas y corregidas por los factores de influencia (para la cámara de ionización líquida  $k_s$  y  $k_{pol}$ ).

- Retirar la cámara de ionización líquida y posicionar la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER (según el procedimiento descrito en la sección 3.4.1.1).
- Colocar la cámara de ionización tipo FARMER a la profundidad de referencia y realizar una serie de cinco mediciones de carga colectada para 100 UM, las lecturas deben ser promediadas y corregidas por los factores de influencia (para la cámara de ionización tipo FARMER  $k_{pT}$ ,  $k_Q$ ,  $k_s$  y  $k_{pol}$ ).

Para obtener el factor de calibración de la cámara microLion en términos de dosis absorbida en agua con respecto a la cámara de ionización microLion se debe obtener por lo menos tres series independientes, de cinco mediciones cada una. Por lo que el procedimiento de posicionar las cámaras y realizar las mediciones debe realizarse tres veces para cada cámara.

- Promediar las lecturas promediadas y corregidas para cada serie de mediciones, para cada cámara de ionización.
- Determinar el factor de calibración de la cámara de ionización líquida según la ecuación 3.5 (ver sección 3.4.3.2).

Después de haber obtenido el factor de calibración de la cámara de ionización líquida microLion se pueden determinar los factores de salida para los campos cuadrados conformados con el mMLC.

**Materiales:**

- Cámara de ionización líquida microLion (0,002 cc).
- Electrómetro TANDEM.
- Fuente externa de alto voltaje.

**Método:**

- Posicionar la cámara de ionización líquida microLion (el procedimiento para su posicionamiento se describe en la sección 3.4.3.1).
- Realizar una serie de cinco mediciones para cada tamaño de campo conformado (los tamaños de campos cuadrados conformados se muestran en la tabla 4.14), a la profundidad de referencia.
- Promediar las lecturas y corregirlas por los factores de influencia para cada tamaño de campo conformado.
- Calcular los factores de salida para cada tamaño de campo según la ecuación 2.10 (ver sección 2.1.1.3).

**4.2.2.5. Determinación de Transmisión y Fuga**

El objetivo de esta prueba es determinar los valores de la transmisión a través de las láminas del mMLC y la fuga entre las láminas del mMLC.

**4.2.2.5.1. Transmisión**

**Materiales:**

- mMLC m3 BrainLAB.

- Cámara de ionización líquida microLion.
- Electrómetro TANDEM.
- Fuente externa de alto voltaje.

**Método:**

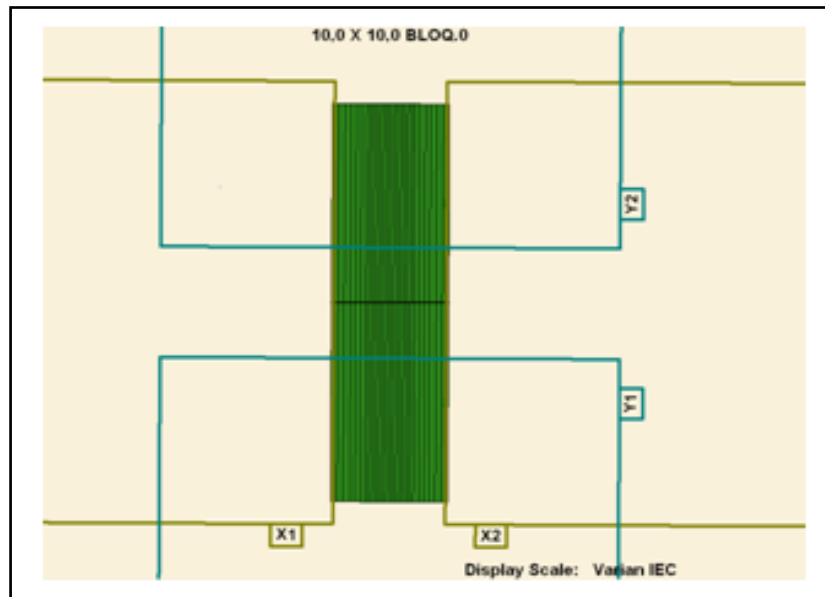
- Colocar el mMLC, ver el procedimiento para su colocación en la sección 3.2.
- Alinear el maniquí con los ejes del haz y nivelarlo correctamente (ver sección 3.3.1.1).
- Posicionar la cámara de ionización líquida microLion, en la sección 3.4.3.1 se describe el procedimiento para su posicionamiento.
- Colocar la cámara de ionización líquida a la profundidad de referencia (10,0 cm en el eje central del haz).
- Colocar el mMLC en modo park<sup>12</sup> y colocar una campo abierto definido por las mandíbulas (ver figura 4.17)



**Figura 4. 17: Configuración de las láminas del mMLC en modo park**

<sup>12</sup> En el modo park todas las láminas del mMLC se encuentran estacionarias en los bancos del mMLC.

- Realizar una serie de cinco mediciones de carga colectada con la cámara líquida.
- Colocar un campo cerrado conformado con el mMLC (ver figura 4.18).



**Figura 4. 18: Campo cerrado conformado con el mMLC**

- Realizar una serie de cinco mediciones de carga colectada con la cámara de ionización líquida.
- Promediar las dos series de mediciones (con campo abierto y con campo cerrado).
- Determinar la transmisión a través de las láminas enfrentadas del mMLC en el eje central del haz. La transmisión se define como la relación porcentual entre el promedio de las lecturas con campo cerrado con respecto al promedio de las lecturas con campo abierto.
- Determinar la transmisión a través de las láminas del mMLC para puntos fuera de eje central del haz. El procedimiento es análogo al descrito en el punto anterior, se deben realizar las mediciones con el campo cerrado a la misma profundidad de medición.



#### **4.2.2.5.2. Fuga**

El objetivo de esta prueba es determinar la transmisión a través de las láminas del mMLC y fuga entre láminas adyacentes.

##### **Materiales:**

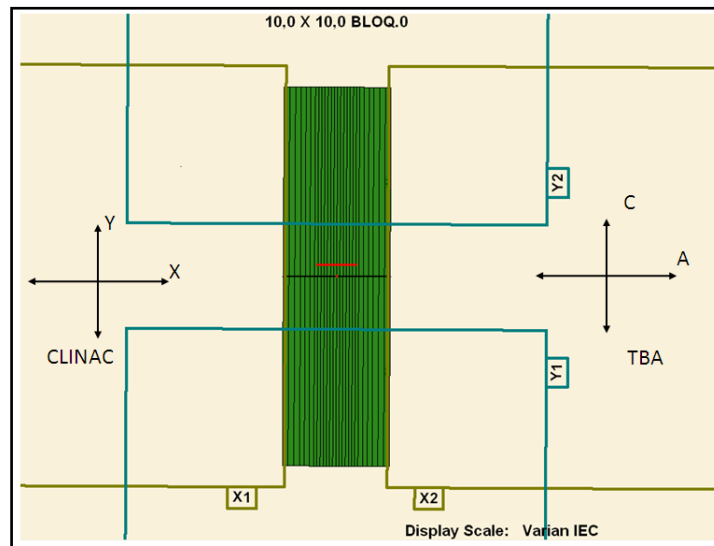
- mMLC m3 BrainLAB.
- Cámara de ionización líquida microLion.
- Electrómetro TANDEM.
- Fuente externa de alto voltaje.

##### **Método:**

- Colocar el mMLC, ver el procedimiento para su colocación en la sección 3.2.
- Alinear el maniquí con los ejes del haz y nivelarlo correctamente (ver sección 3.3.1.1).
- Posicionar la cámara de ionización líquida microLion, en la sección 3.4.3.1 se describe el procedimiento para su posicionamiento.
- Colocar la cámara de ionización líquida a una profundidad de 10,0 cm, a 2,5 cm fuera del eje central del haz (en la dirección +C en el sistema de referencia del sistema TBA) y a 50,0 mm fuera del eje central del haz (en la dirección +A en el sistema de referencia del sistema TBA) (ver figura 4.19).
- Realizar mediciones de la carga colectada por la cámara de ionización líquida desde la posición fijada anteriormente a lo largo del eje +A y con

separación de 1,0 mm entre cada serie de mediciones (realizar tres mediciones por cada punto) hasta el eje central del haz.

- Determinar la relación porcentual entre el promedio de las mediciones en cada punto con respecto a las lecturas promediadas en el eje central del haz.
- Graficar la relación porcentual en función de la distancia fuera del eje central del haz.



**Figura 4. 19: Transmisión a través de las láminas del mMLC**

#### **Tolerancias [15]:**

- Transmisión promedio de las láminas o atenuación <2 % de la dosis de referencia.
- Transmisión máxima o fuga entre láminas adyacentes <5 % la dosis de referencia.
- Transmisión entre láminas enfrentadas <25 %.

#### **4.2.3. Pruebas de Funcionamiento y de Seguridad**

Ver prueba **4.1.3.**

## **CAPÍTULO V**

### **RESULTADOS Y ANÁLISIS**

#### **5.1. Pruebas de Aceptación**

##### **5.1.1. Pruebas Mecánicas**

Se realizaron las pruebas de mecánicas de aceptación, obteniéndose los siguientes resultados:

###### **5.1.1.1. Coincidencia de los Indicadores Angulares**

Se verificó la coincidencia de los indicadores angulares, se obtuvieron los siguientes resultados:

###### **5.1.1.1.1. Verificación de la Coincidencia de los Indicadores Angulares del Cabezal**

Los valores obtenidos para la coincidencia de los indicadores angulares del cabezal fueron las siguientes:

	Ángulo [ ° ]	Indicación Digital [ ° ]	Indicación Monitor [ ° ]	Indicación Mecánica [ ° ]
Sin mMLC	0	359,8	359,8	359
	90	90,1	90,1	90
	270	270,0	270,0	271
mMLC	0	359,8	359,8	359
	90	90,1	90,1	90
	270	270,0	270,0	270

Tabla 5. 1: Resultados de la verificación de coincidencia de los indicadores angulares del cabezal

En la tabla 5.1 se muestran los resultados en la prueba de verificación de los indicadores angulares del cabezal, se observa que los valores de angulación están dentro de tolerancia, y además, los valores de angulación del cabezal, con y sin el mMLC, coinciden exactamente.

#### 5.1.1.1.2. Verificación de la Coincidencia de los Indicadores Angulares del Gantry

Los valores obtenidos para la coincidencia de los indicadores angulares del gantry fueron las siguientes:

	Ángulo [ ° ]	Indicación Digital [ ° ]	Indicación Monitor [ ° ]	Indicación Mecánica [ ° ]
Sin mMLC	0	0,1	0,1	0
	90	90,1	90,1	90
	270	270,0	270,0	270
	180	180,0	180,0	180
mMLC	0	0,1	0,1	0
	90	90,1	90,1	90
	270	270,0	270,0	270
	180	180,0	180,0	180

Tabla 5. 2: Resultados de la verificación de los indicadores angulares del gantry

En la tabla 5.2 se muestran los resultados en la prueba de verificación de los indicadores angulares del gantry, se observa que los valores de angulación están dentro de tolerancia, y además, los valores de angulación del gantry, con y sin el mMLC, coinciden exactamente.

### **5.1.1.2. Ángulos de Rotación Total del Gantry y del Cabezal**

Se determinaron los ángulos de rotación total del gantry y del cabezal, con y sin el mMLC.

	Gantry [ ° ]	Cabezal [ ° ]
Sin mMLC	370,4	330,1
mMLC	370,4	330,1

**Tabla 5. 3: Resultados de la prueba de ángulo de rotación total del gantry y del cabezal**

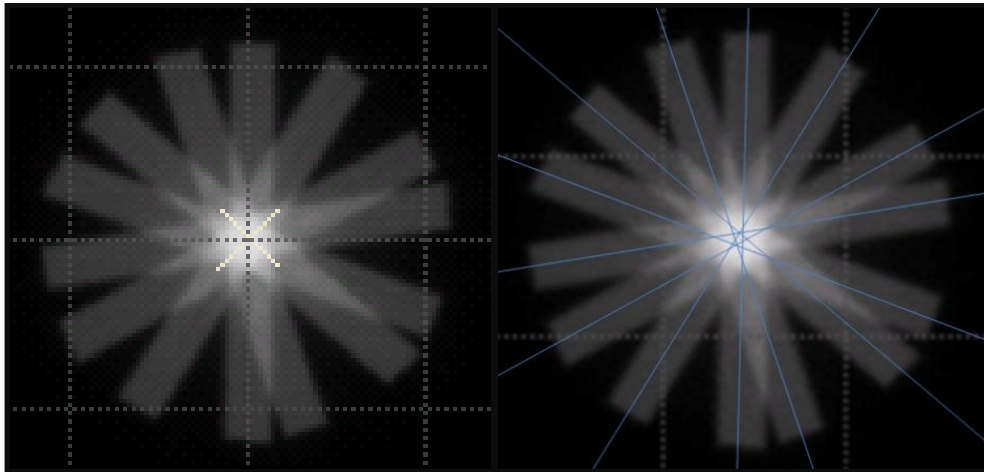
En la tabla 5.3 se muestran los resultados en la prueba de determinación del ángulo de rotación total del cabezal y del gantry, los valores obtenidos de ángulo de rotación total del cabezal y del gantry, con y sin el mMLC, coinciden exactamente.

### **5.1.1.3. Alineación Mecánica de los Ejes del Acelerador**

Se realizaron las pruebas de verificación de los isocentros de rotación del cabezal y del gantry, con y sin el mMLC. En este caso, se realizaron pruebas visuales de los isocentros de rotación del gantry y del cabezal sin el mMLC, los valores obtenidos se encuentran dentro de tolerancia (< 2,0 mm). Luego se realizaron las pruebas de verificación con el mMLC, se emplearon películas radiográficas de verificación.

### **5.1.1.3.1. Isocentro de Rotación del Colimador (mMLC)**

Se realizó la prueba de verificación de isocentro de rotación del cabezal con el mMLC, se empleo el método de la estrella. Se analizó la intercepción de las líneas medias longitudinales para cada campo, estas líneas deben coincidir en el centro de la estrella en un área circular menor a 2,0 mm. En la figura 5.1 se muestra la película radiográfica de verificación para esta prueba.

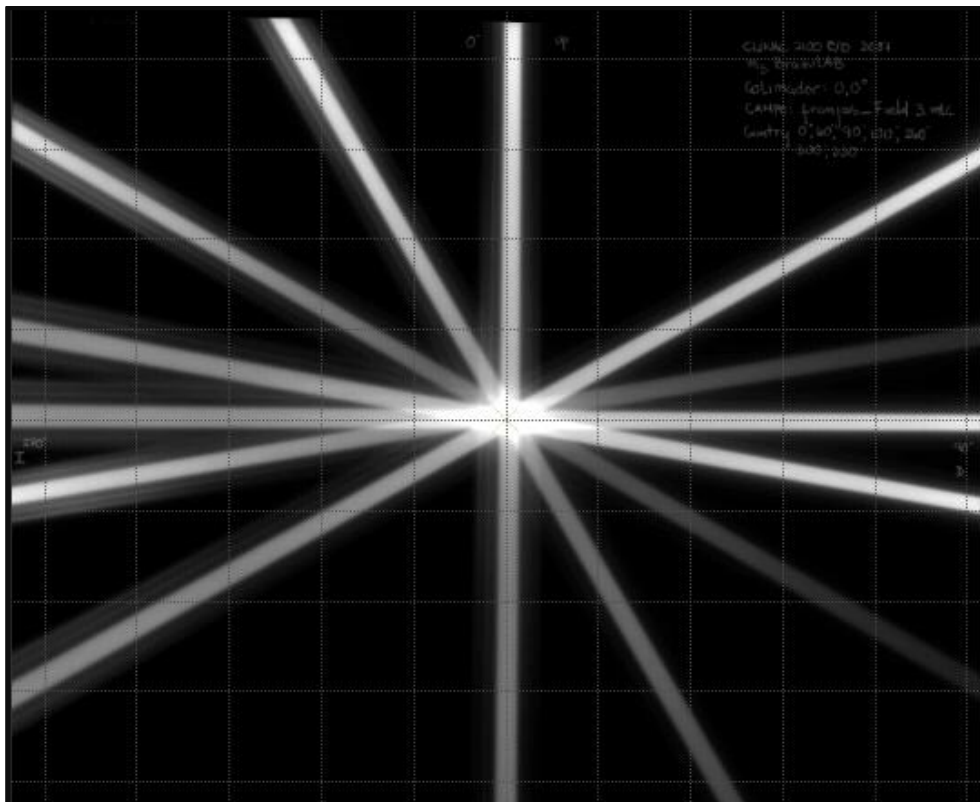


**Figura 5. 1: Película radiográfica de verificación para prueba de isocentro de rotación del cabezal con el mMLC. Las líneas azules en la figura de la izquierda indican la línea media de cada uno de los campos**

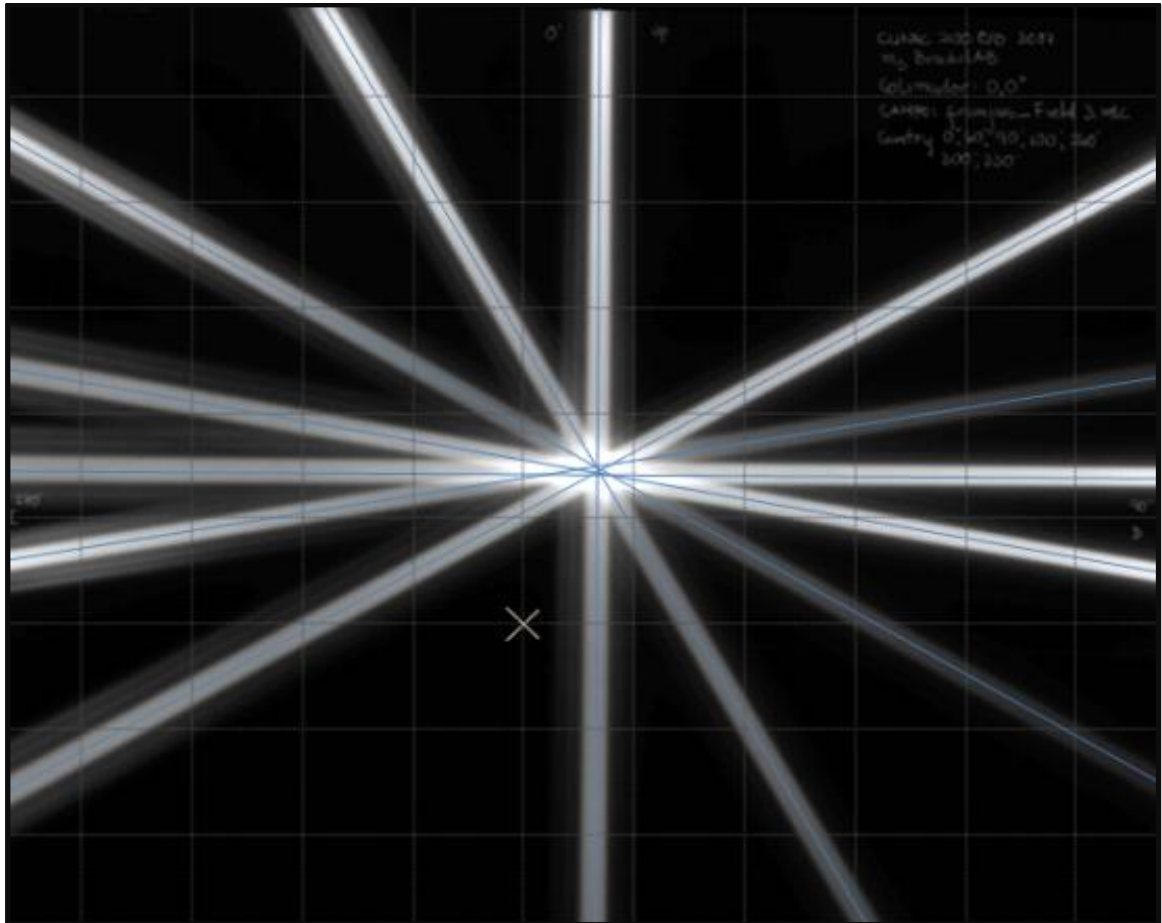
La película radiográfica de verificación para esta prueba se digitalizó y mediante un software de análisis de películas dosimétricas, se ajustó la escala de grises a manera de visualizar los bordes de cada campo, se marcaron las líneas medidas de cada campo y se analizó la intercepción de las líneas en el centro de la estrella, se observa que la intercepción de las líneas longitudinales medias para cada campo se encuentran dentro del área de un círculo de 1,0 mm de radio. El isocentro de rotación del cabezal con el mMLC se encuentra dentro de tolerancia.

### **5.1.1.3.2. Isocentro de Rotación del Gantry**

Se realizó la prueba de verificación de isocentro de rotación del gantry con el mMLC, se empleó el método de la estrella, se usaron angulaciones del gantry de 0°, 60°, 90°, 100°, 260°, 300° y 330°. La película se digitalizó y mediante un software de análisis de películas radiográficas, se ajustó la escala de grises a manera de visualizar los bordes de cada campo, se marcaron las líneas medidas de cada campo y se analizó la intercepción de las líneas en el centro de la estrella. Las líneas deben coincidir en el centro de la estrella en un área circular menor a 1,0 mm de radio. En las figuras 5.2 y 5.3 se muestran la película radiográfica de verificación para esta prueba.



**Figura 5. 2: Película radiográfica de verificación para prueba de isocentro de rotación del gantry con el mMLC**



**Figura 5. 3:** Película radiográfica de verificación para prueba de isocentro de rotación del gantry con el mMLC con marcas para verificación del isocentro

Se observa que la intercepción de las líneas longitudinales medias para cada campo se encuentran dentro del área de un círculo de 1,0 mm de radio. El isocentro de rotación del gantry con el mMLC se encuentra dentro de tolerancia.



### **5.1.1.3.3. Isocentro de Rotación de la Camilla**

Se realizó la prueba de determinación del isocentro de rotación de la camilla con el mMLC, se empleó un método visual, se verificó el desplazamiento del centro de la retícula a DFS = 100,0 cm en todo el rango de rotación de la camilla, el centro de la retícula se mantuvo dentro de un área circular menor a 1,0 mm de radio. El isocentro de rotación de la camilla con el mMLC se encuentra dentro de tolerancia.

### **5.1.1.4. Alineación de los Ejes Ópticos**

Se realizaron las pruebas de verificación de la alineación de los ejes ópticos, se verificó la correspondencia del indicador óptico de distancia, alineación de la luz de campo, alineación de la retícula y perpendicularidad de los ejes de retícula respecto a las mandíbulas. Al realizar la instalación del mMLC se desmontó parte del cabezal del equipo, lo cual puede provocar una desalineación de los ejes ópticos al reensamblar el cabezal, por ello se debe verificar que cada uno de estos componentes se mantengan dentro de tolerancia.

#### **5.1.1.4.1. Verificación del Indicador Óptico de Distancia**

Se verificó la coincidencia del indicador óptico de distancia, con respecto a diferentes punteros mecánicos calibrados indicadores de distancia y verificación de distancia con cinta métrica.

DFS [cm]	Retícula – Puntero [cm]	Telemetro – Retícula [cm]	Cinta Métrica [cm]	Variación de las medidas [cm]
85,0	84,4	85,0	200,1	4,9
90,0	90,0	90,0	195,2	
95,0	95,1	95,0	190,1	5,0
100,0	100,1	100,0	185,1	
105,0	105,1	105,0	180,1	4,9
110,0	-	110,0	175,3	
115,0	-	115,0	170,3	5,0
120,0	-	120,3	165,3	

**Tabla 5. 4: Resultados de la prueba de verificación de los indicadores ópticos de distancia**

En la tabla 5.4 se muestran los resultados de la verificación del indicador óptico de distancia. Se tomaron como referencia las distancias según los punteros mecánicos disponibles (desde 85,0 cm hasta 105,0 cm con variación de 5,0 cm entre cada puntero calibrado) y también se tomaron tres distancias mayores a la proporcionada por lo punteros (desde 110,0 cm hasta 120,0 cm con variación de 5,0 cm). Para cada distancia establecida con el puntero mecánico, se comparó la distancia indicada con respecto a la retícula (Distancia Retícula – Puntero), se obtuvo variación no mayor de  $\pm 1$  mm para cada distancia. También se verificó la coincidencia del indicador óptico de distancia con respecto a la retícula (distancia Telemetro – Retícula), los valores obtenidos corresponden exactamente con los indicados según el puntero mecánico, a excepción de la mayor distancia (120,0 cm) en la cual la variación fue de +3,0 mm. Se tomaron mediciones con una cinta métrica para cada distancia establecida según el puntero mecánico, se determinó la distancia desde la lámina de la retícula (en la salida del cabezal) hasta la camilla (en el plano de referencia, perpendicular al eje del haz), se analizó la diferencia entre dos distancias consecutivas, los valores obtenidos presentan una variación no mayor a 1 mm. Los valores obtenidos se encuentran dentro de tolerancia.

#### **5.1.1.4.2. Alineación de la Luz de Campo**

Se realizó la prueba de verificación de la alineación de la luz de campo, la proyección de la sombra de la regla, en el plato giratorio de la camilla, al realizar movimientos del cabezal en todo el rango, no presento variaciones mayores a 1 mm. Los valores obtenidos se encuentran dentro de tolerancia.

#### **5.1.1.4.3. Alineación de la Retícula**

Se realizó la prueba de verificación de la alineación de la retícula, se alinearon los ejes de la retícula con respecto al papel milimetrado a una DFS = 100,0 cm y se realizó rotación del cabezal en todo el rango de movimiento. Se obtuvo un desplazamiento del centro de la retícula y de los ejes de la misma menor a 1,0 mm. Los valores obtenidos se encuentran dentro de tolerancia.

#### **5.1.1.4.4. Perpendicularidad de los Ejes de la Retícula con Respecto a las Mandíbulas**

Se realizó la prueba de verificación de perpendicularidad de los ejes de la retícula respecto a las mandíbulas, se centró el papel milimetrado respecto a los ejes de la retícula (DFS = 100,0 cm), se colocó una separación de las mandíbulas de 35,0 cm y se realizó movimiento de las mismas, por pares, hasta una separación de 1,0 cm, se analizó la correspondencia de la separación de las mandíbulas indicada por el indicador digital y el medido con el papel milimetrado, este procedimiento se realizó para cada par de mandíbulas, los valores obtenidos presentan una variación

menor a 1,0 mm. Los valores obtenidos en esta prueba se encuentran dentro de tolerancia.

#### **5.1.1.5. Pruebas del mMLC Estático**

Estas pruebas pretenden verificar que el sistema mMLC cumpla con las especificaciones con respecto a posicionamiento de las láminas en procedimientos estáticos (campos conformados por las láminas del mMLC).

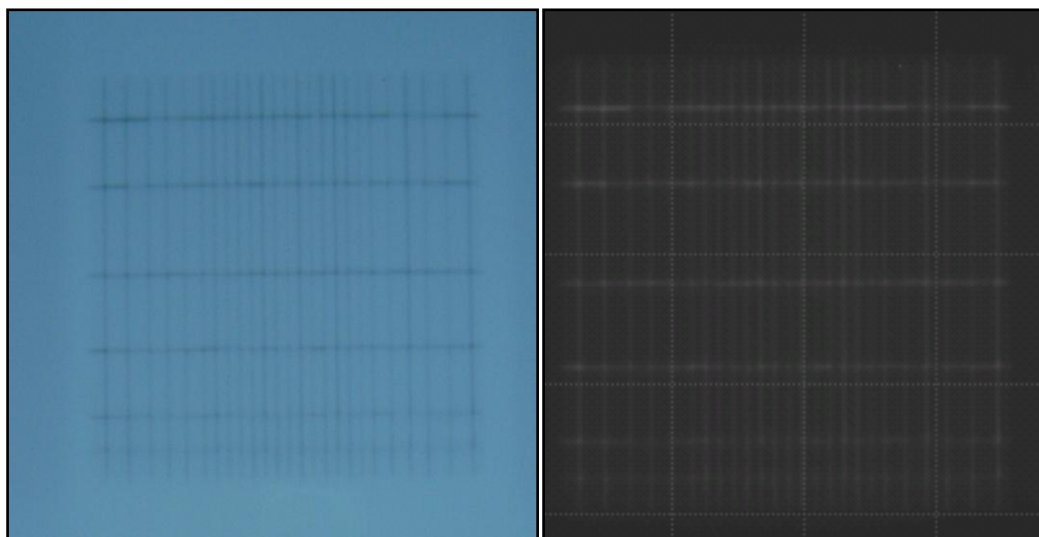
##### **5.1.1.5.1. Exactitud en el Posicionamiento de las Láminas (Método Visual)**

Se realizó la prueba de verificación del posicionamiento de las láminas del mMLC, se diseñaron cinco campos conformados con las láminas del mMLC y se imprimieron plantillas para cada campo a DFS = 100,0 cm. Se verificó la coincidencia del campo luminoso con el campo en la plantilla impresa. Para cada campo se observó una variación menor a 1,0 mm en la posición de las láminas respecto a la plantilla impresa. Los valores obtenidos indican que el mMLC cumple con requerimientos en cuanto a exactitud en el posicionamiento de las láminas para campos conformados según la indicación de la luz de campo.

##### **5.1.1.5.2. Exactitud en el Posicionamiento de las Láminas (Método de Irradiación)**

Se realizó la prueba de exactitud en el posicionamiento de las láminas, utilizando una película radiográfica de verificación, se procedió a la irradiación

continua de campos conformados de láminas enfrentadas (ancho de la banda cero), en la película de verificación se observó un patrón uniforme de bandas adyacentes, definido por el ancho de las láminas del mMLC, y bandas definidas por las láminas enfrentadas para cada campo conformado, no se observó un desplazamiento no uniforme (ver figura 5.4) de alguna lámina que rompa con el patrón de uniformidad visto en la película, lo cual indica que las láminas se posicionaron correctamente para cada campo.



**Figura 5. 4:** Película radiográfica de verificación de la prueba exactitud en el posicionamiento de las láminas (método de Irradiación). Izquierda: Fotografía de la película de verificación obtenida.  
Izquierda: Película radiográfica de verificación digitalizada

### **5.1.1.5.3. Reproducibilidad en el Posicionamiento de las Láminas en Campos Conformados**

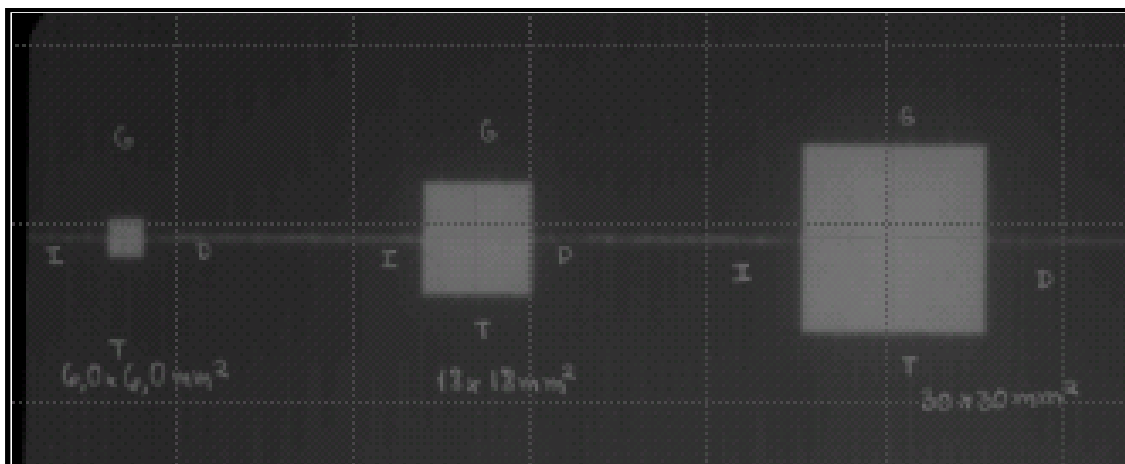
Se realizó la prueba de reproducibilidad en el posicionamiento de las láminas del mMLC, se realizaron cinco series de verificaciones en el posicionamiento de las láminas para cada campo conformado. No se observó variación mayor a 1,0 mm para cada campo conformado (ver tabla 5.5).

Campo Conformado	1	2	3	4	5
Field 1.0	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm
Field 2.0	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm
Field 3.0	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm
Field 4.0	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm
Field 5.0	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm	<1 mm

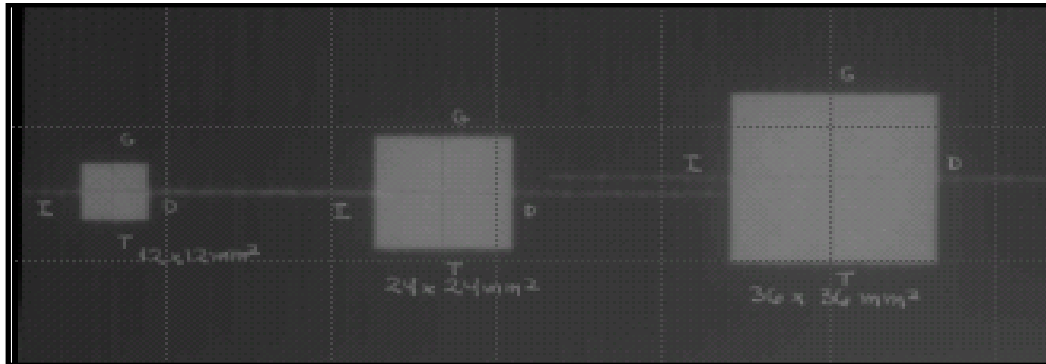
**Tabla 5. 5: Resultados de la prueba de reproducibilidad de posicionamiento de los campos conformados con el mMLC**

#### 5.1.1.5.4. Correspondencia del Campo de Luz y el Campo de Radiación

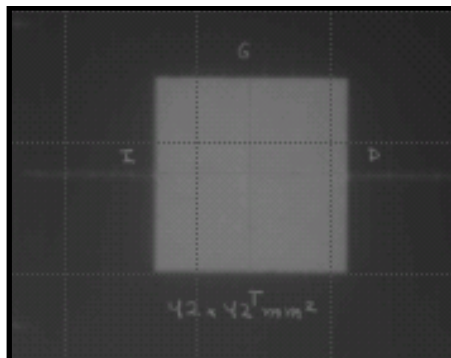
Se realizó la prueba de verificación de coincidencia entre campo de luz y campo de radiación, se utilizó una película radiográfica de verificación y se comparó la dimensión del campo de radiación obtenido con el mostrado por el campo de radiación. En las figura 5.5 a 5.8 se muestran las fotografías de las películas de verificación obtenidas para cada campo conformado.



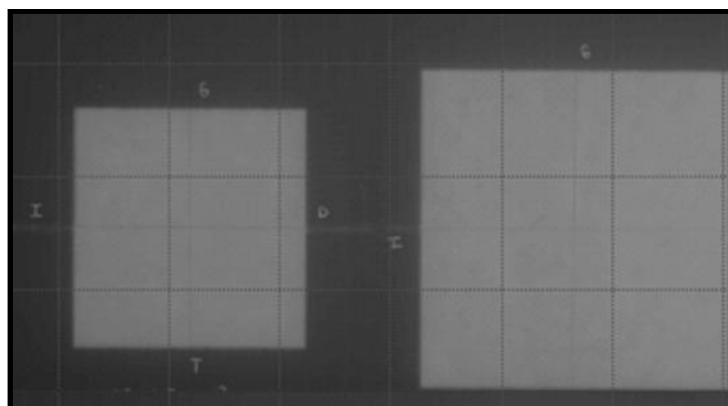
**Figura 5. 5: Película radiográfica de verificación digitalizada de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campos de 6 mm × 6,0 mm; 18 mm × 18,0 mm y 30 mm × 30,0 mm**



**Figura 5. 6:** Película radiográfica de verificación digitalizada de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campos de 12 mm × 12,0 mm; 24 mm × 24,0 mm y 36 mm × 36,0 mm



**Figura 5. 7:** Película radiográfica de verificación digitalizada de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campo de 42 mm × 42,0 mm



**Figura 5. 8:** Película radiográfica de verificación de la prueba de correspondencia entre el campo luminoso y campo de radiación. Campos de 60 mm × 60,0 mm y 80 mm × 80,0 mm

En la tabla 5.6 se muestran los valores de campos conformados medidos, los valores obtenidos se encuentran dentro de tolerancia, sin embargo, para tamaños de campos menores a 42 mm × 42,0 mm se observa un desplazamiento del campo de radiación respecto al luminoso, menor a 1 mm hacia la izquierda, en el sistema de referencia del acelerador. Este desplazamiento puede ser causado por un pequeño movimiento en los anclajes de posicionamiento del mMLC en el acelerador, es posible que los ganchos de ajuste tengan un pequeño “juego” o no quedan anclados firmemente y cause este desplazamiento del campo de radiación es esa dirección, el desplazamiento también se observa en el campo luminoso. Se recomienda desmontar y montar el mMLC y repetir la prueba, para comprobar si el desplazamiento se mantiene, se recomienda hacerlo varias veces y verificar si el mMLC presenta algún movimiento al ser posicionado en el acelerador.

Tamaño de Campo Conformado mMLC X × Y [mm × mm]	Tamaño de campo luminoso X × Y [mm × mm]	Tamaño de campo radiación X × Y [mm × mm]
6 × 6,0	6 × 6	5 × 6
12 × 12,0	12 × 12	11 × 12
18 × 18,0	18 × 18	17 × 18
24 × 24,0	24 × 24	24 × 24
30 × 30,0	30 × 30	30 × 30
36 × 36,0	35 × 36	35 × 36
42 × 42,0	42 × 42	42 × 42
60 × 60,0	60 × 60	60 × 60
80 × 80,0	79 × 80	79 × 80

**Tabla 5. 6: Resultados de prueba de coincidencia entre campo luminoso y campo de radiación, tamaños de campos medidos**



### 5.1.1.5.5. Ortogonalidad de las Láminas Respecto a las Mandíbulas

Se realizó la prueba de verificación de perpendicularidad de las láminas del mMLC con respecto a las mandíbulas del acelerador, se diseñó un campo abierto conformado por las láminas del mMLC en el cual dos láminas laterales opuestas en extremos contrarios sobresalen, el ancho del campo está definido por las mandíbulas acelerador, de tal manera que, mediante la película radiográfica de verificación, se puede medir la separación entre los bordes de cada lámina con respecto a las mandíbulas, esta separación debe mantenerse a lo largo de toda la lámina. Se realizó la prueba para diferentes angulaciones del gantry y del mMLC, a fin de observar algún efecto por gravedad. En las figuras 5.9; 5.10 y 5.11 se muestran las películas radiográficas de verificación obtenidas.

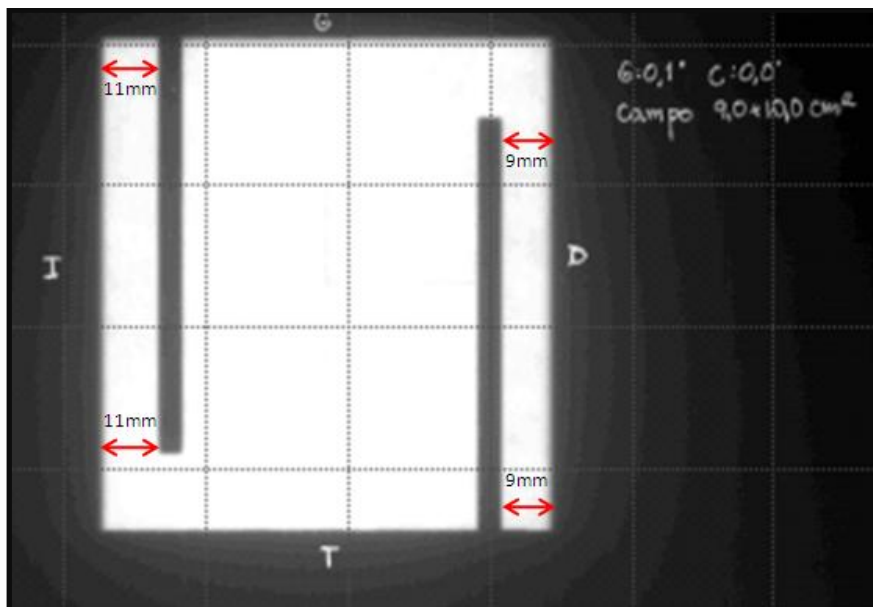


Figura 5. 9: Película radiográfica de verificación de la prueba de Ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm definido por las mandíbulas. Gantry en 0,1° y mMLC a 0,0°

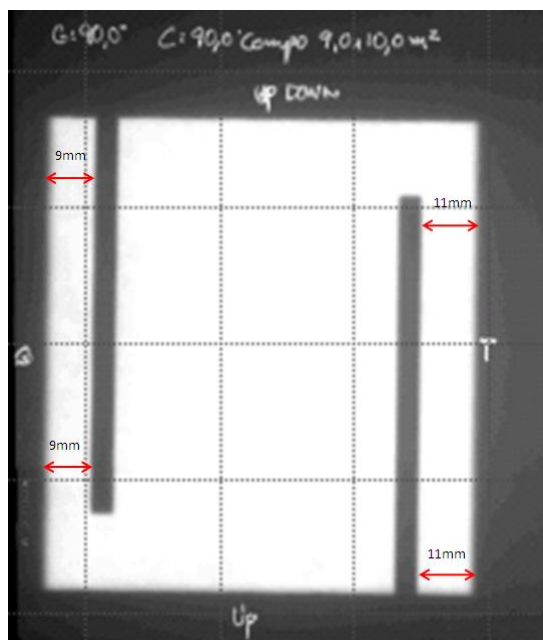


Figura 5. 10: Película radiográfica de verificación de la prueba de Ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm definido por las mandíbulas. Gantry en 90,0° y mMLC a 90,0°

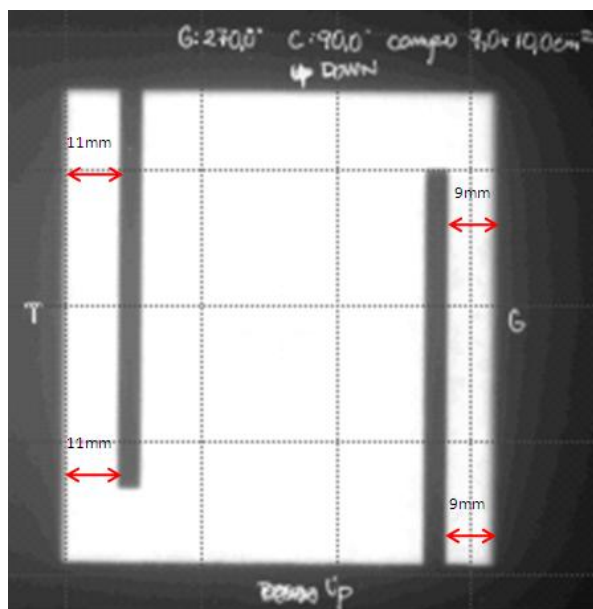


Figura 5. 11: Película radiográfica de verificación de la prueba de Ortogonalidad de las láminas del mMLC respecto a las mandíbulas. Campo de 9,0 cm × 10,0 cm definido por las mandíbulas. Gantry en 270,0° y mMLC a 90,0°

En la figuras 5.9, 5.10 y 5.11 se muestran las películas de verificación digitalizadas para angulaciones del gantry de 0°, 90° y 270°, y del colimador de 0° y 90°, se midió la separación entre el borde externo de la lámina y el borde de campo, correspondiente a las mandíbulas X (con una apertura de 9,0 cm), los valores obtenidos fueron de 11 mm y 9 mm a lo largo de las láminas para los lados izquierdo (X1) y derecho (X2), respectivamente, para las diferentes angulaciones del gantry y del mMLC. Los valores obtenidos se encuentran dentro de tolerancia.

### **5.1.2. Pruebas Dosimétricas**

#### **5.1.2.1. Determinación de la Transmisión y Fuga**

#### **5.1.2.2. Determinación de Transmisión y Fuga (Método Dosimétrico)**

Se realizó la prueba de determinación de los patrones de transmisión entre láminas enfrentadas y fuga entre láminas adyacentes. Se utilizó una película radiográfica de verificación y se analizó visualmente el patrón de intensidad uniforme correspondiente a las componentes de transmisión y fuga de radiación, no realizó un análisis cuantitativo de los porcentajes de transmisión y fuga. Sin embargo, se digitalizó la película obtenida y se ajustó mediante un software de análisis, las escalas de grises a fin de visualizar claramente los patrones. Xia *et al* [4] reporta patrones de intensidad similares a los obtenidos en este trabajo para un mMLC similar.

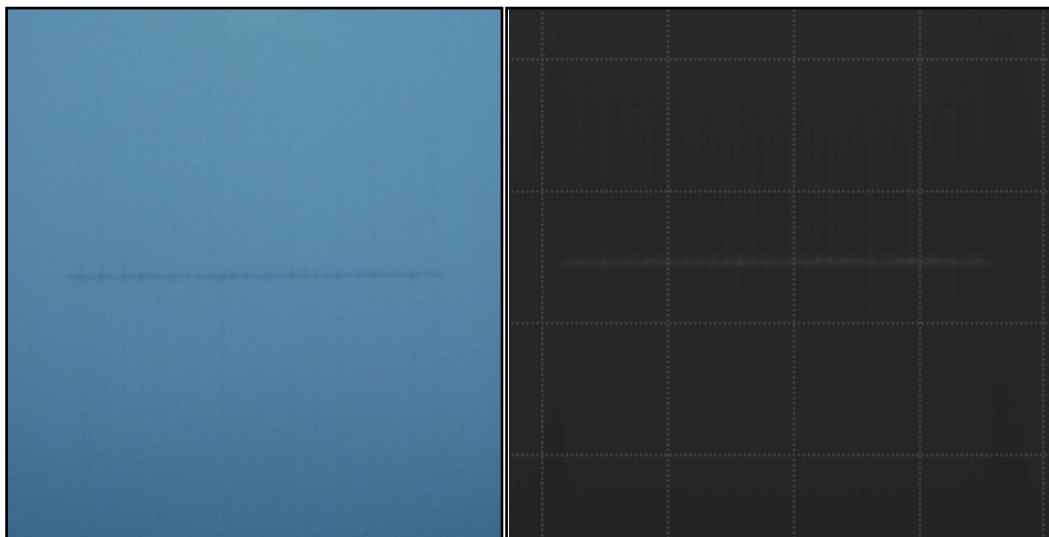


Figura 5. 12: Izquierda: Fotografía de película radiográfica de verificación para la prueba de transmisión y fuga. Derecha: película radiográfica de verificación digitalizada, muestra el patrón de transmisión entre láminas enfrentadas y fuga entre láminas adyacentes

### 5.1.3. Pruebas de Seguridad

Se realizaron las pruebas de seguridad, comprobando que los mecanismos de seguridad de encuentran en perfecto funcionamiento.

	FUNCIONAL
Verificar que el acelerador inhibe la radiación ante la falta de comunicación entre el mMLC y el acelerador.	☑
Verificar que la posición de las mandíbulas (X) mostrada en el ordenador de control asegura una cobertura de las láminas.	☑
Verificar que se inhibe la irradiación en campos de electrones con mMLC.	☑
Verificar que no es posible irradiar si el mMLC con esta correctamente posicionado.	☑
Verificar que aparezcan los interlocks correspondientes cuando el mMLC no está correctamente colocado.	☑
Verificar que no sea posible la irradiación cuando las mandíbulas están colocadas en campos mayores a 10,0 cm × 10,0 cm.	☑

Tabla 5. 7: Resultados de las pruebas de seguridad

## **5.2. Pruebas de Comisionamiento**

### **5.2.1. Pruebas Mecánicas**

Las pruebas mecánicas de comisionamientos realizadas fueron las mismas pruebas de mecánicas de aceptación, se establecieron los resultados de dichas pruebas como condiciones de referencia iniciales, las cuales servirán de cómo referencia para futuras pruebas de control de calidad, referencia después de reparaciones o reemplazo de partes o alguna otra modificación que realice al acelerador.

Los valores obtenidos para las pruebas mecánicas de aceptación se encontraron dentro de tolerancia.

### **5.2.2. Pruebas Dosimétricas**

Se realizaron las pruebas dosimétricas de comisionamiento, a fin de establecer las condiciones de referencia iniciales. En este caso, no se emplearon películas radiográficas de verificación, todas las pruebas dosimétricas de comisionamiento se realizaron con el sistema de dosimetría TBA y cámaras de ionización de diferentes volúmenes sensibles, adecuados a cada prueba. Se realizaron comparaciones con los valores obtenidos con respecto a mediciones reportadas en la literatura y con respecto a las mediciones realizadas al adquirir el equipo, con la cámara de ionización PinPoint, se pretende implementar el uso de una nueva cámara de ionización, la cámara de ionización líquida microLion, para las pruebas de control de calidad periódicas a realizar en el equipo.

### 5.2.2.1. Medición de *PDD*

En tabla 5. 8 se muestran los valores de los porcentajes de dosis a 10,0 cm de profundidad para cada tamaño de campo cuadrado conformado con el mMLC.

Tamaño de Campo Conformado mMLC [mm × mm]	<i>PDD</i> <sub>10</sub> [%]
6 × 6	60,49
12 × 12	58,61
18 × 18	59,24
24 × 24	59,77
30 × 30	60,71
36 × 36	61,32
42 × 42	62,09
60 × 60	63,68
80 × 80	65,40
100 × 100	66,32

Tabla 5. 8: *PDD* a 10cm de profundidad para campos conformados cuadrados con el mMLC

Las curvas de *PDD* obtenidas para los tamaños de campos conformados con las láminas del mMLC presentan las características típicas correspondientes a la energía del haz y variación con respecto al tamaño de campo. Los valores de *PDD*<sub>10</sub> obtenidos según las graficas presentan una variación menor del 0,30 %, en valor absoluto, salvo para el campo de 6 mm × 6 mm en el cual la variación fue mayor (2,27 %), con respecto a las mediciones realizadas en la prueba de aceptación al adquirir el equipo y en la colección de datos para el sistema de planificación de tratamientos. La variación presentada para el campo menor puede ser causada por las pequeñas dimensiones del campo, comparables con el volumen sensible del detector (0,125 cm<sup>3</sup>), en este caso se presentan mayores dispersiones lo que dificulta la obtención de la curva de *PDD*.

### 5.2.2.2. Medición de Perfiles de Dosis

Se realizaron mediciones de perfiles de dosis, en la dirección inplane y crossplane, a las profundidades de 10,0 cm y  $d_{max}$ , se usaron cámaras de ionización Semiflex (0,125 cm<sup>3</sup>). A continuación se muestran valores de penumbra, tamaño de campo, planitud y simetría, obtenidos a partir de las curvas de perfiles de dosis para cada tamaño de campo. Las mediciones de obtuvieron mediante el sistema TBA y el software MEPHYSTO mc<sup>2</sup>.

Campo [mm <sup>2</sup> ]	Sentido	Prof.	Desv. fuera del eje [mm]	Tamaño de campo [cm]	Pen. Izq. [mm]	Pen. Der. [mm]	Planitud ± [%]	Simetría [%]
6 × 6	Cross Plane	$d_{max}$	-0,96	0,951	5,92	6,26	25,74	25,34
		10,0 cm	-1,17	1,012	6,98	7,03	26,55	40,94
	In Plane	$d_{max}$	0,11	0,801	4,43	4,54	19,82	3,61
		10,0 cm	-0,07	0,849	4,89	4,92	19,40	2,37
12 × 12	Cross Plane	$d_{max}$	-0,93	1,320	5,61	6,16	28,92	20,90
		10,0 cm	-1,15	1,440	6,10	6,75	27,63	24,68
	In Plane	$d_{max}$	0,08	1,294	5,09	5,19	16,42	2,17
		10,0 cm	-0,07	1,414	5,52	5,54	15,88	2,46
18 × 18	Cross Plane	$d_{max}$	-0,94	1,880	6,02	6,22	19,42	20,02
		10,0 cm	-1,18	2,054	6,41	6,89	28,59	23,53
	In Plane	$d_{max}$	0,10	1,888	5,31	5,42	16,67	1,16
		10,0 cm	-0,08	2,059	5,97	5,91	14,94	0,70
24 × 24	Cross Plane	$d_{max}$	-0,90	2,471	6,16	6,18	15,73	17,96
		10,0 cm	-1,14	2,693	6,70	6,96	16,64	20,20
	In Plane	$d_{max}$	0,09	2,491	5,40	5,51	16,87	1,33
		10,0 cm	-0,08	2,718	6,16	6,17	15,12	0,87
30 × 30	Cross Plane	$d_{max}$	-0,93	3,062	6,25	6,17	13,09	13,83
		10,0 cm	1,23	3,332	6,92	7,04	13,93	19,93
	In Plane	$d_{max}$	0,10	3,105	5,42	5,55	8,85	2,13
		10,0 cm	-0,09	3,377	6,31	6,31	9,03	1,40
36 × 36	Cross Plane	$d_{max}$	-0,98	3,666	6,12	5,86	12,85	12,20
		10,0 cm	-1,29	3,991	6,77	6,65	11,44	13,01
	In Plane	$d_{max}$	0,09	3,710	5,44	5,56	6,25	2,24
		10,0 cm	-0,10	4,044	6,33	6,31	6,76	1,97
42 × 42	Cross Plane	$d_{max}$	-0,96	4,258	6,01	5,52	13,28	10,48
		10,0 cm	-1,26	4,633	6,76	6,22	12,03	11,50
	In plane	$d_{max}$	0,10	4,278	5,25	5,44	3,55	0,50
		10,0 cm	-0,09	4,660	6,30	6,28	4,30	0,89

60 × 60	Cross plane	$d_{max}$	-0,93	6,106	6,75	6,52	6,03	5,47
		10,0 cm	-1,15	6,643	8,17	8,11	6,13	5,32
	In plane	$d_{max}$	0,11	6,123	5,20	5,18	1,93	0,97
		10,0 cm	-0,11	6,662	6,39	6,18	3,02	0,96
80 × 80	Cross plane	$d_{max}$	-0,97	8,107	6,56	6,37	1,84	1,90
		10,0 cm	-1,25	8,800	8,03	3,38	3,38	2,71
	In plane	$d_{max}$	0,09	8,150	5,74	5,87	1,29	0,53
		10,0 cm	-0,10	8,850	7,35	7,38	2,50	0,40
100 × 100	Cross plane	$d_{max}$	-1,61	9,882	5,97	6,22	1,27	1,10
		10,0 cm	-1,95	10,723	7,32	7,77	3,06	1,72
	In plane	$d_{max}$	0,31	10,040	5,86	5,70	0,92	0,46
		10,0 cm	0,15	10,898	7,48	7,25	2,43	0,49

Tabla 5. 9: Datos obtenidos para los perfiles de dosis de campos conformados

Al analizar las curvas de perfiles de dosis se observó un desplazamiento de las curvas correspondientes a la dirección crossplane, el cual se hace más notable en los tamaños de campos pequeños, los valores de planitud y simetría obtenidos fueron del orden o mayores del 20 % para campos menores o iguales a 42 mm<sup>2</sup>, los parámetros que selecciona el software para realizar estos cálculos, según las ecuaciones 2.13 y 2.14, no funcionan para campos pequeños, ya que al tomar el valor del FWHM se sobre estimaría el tamaño de campo [19], la literatura propone la implementación de dosímetros con volúmenes sensibles de medición más pequeños o realizar simulaciones donde se pudieran considerar condiciones de no equilibrio difíciles de cuantificar con los protocolos estándares de dosimetría, además el detector empleado para la medición de los perfiles de dosis no sería el más indicado para la mediciones de perfiles para estos tamaños de campo (menores a 3 mm<sup>2</sup>), para tamaños de campos mayores, el tanto el software como el detector serian los indicados. Sin embargo, con las curvas obtenidas se puede visualizar el desplazamiento en la dirección crossplane, de aproximadamente 1 mm, el cual corresponde con el obtenido en la prueba correspondencia entre campo de luz y campo de radiación, pudiendo concluir que sea causado por un pequeño movimiento que se pueda estar produciendo en el posicionamiento del mMLC.



En cuanto a los tamaños de campo obtenidos, es importante considerar la posición de las mandíbulas, ya que misma influencia en la determinación del tamaño de campo, en todos los casos se fijaron tamaños de campos con las mandíbulas mayores a los fijados por el mMLC, con una diferencia de aproximadamente 1,0 cm o menor para campos pequeños, para cada campo. Los valores obtenidos de tamaños de campos en  $d_{max}$ , en las dos direcciones, presentan variaciones no mayores a 4 mm según el tamaño de campo nominal fijado en el mMLC.

Los valores de penumbra obtenidos oscilan entre 8,17 mm y 4,43 mm para la penumbra izquierda; y 8,11 mm y 3,38 mm para la penumbra derecha, incluyendo ambas direcciones. La penumbra no debería variar con el tamaño de campo con alguna significancia estadística en ninguna de las direcciones [3]. Los valores reportados en la literatura, corresponden a valores menores, pero en la mayoría de los casos se realizaron mediciones con películas radiográficas.

### **5.2.2.3. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua Bajo Condiciones de Referencia**

Se determinó el valor de dosis absorbida, bajo condiciones de referencia, este valor se determinó sin colocar el mMLC, y servirá para posteriores cálculos, por lo cual si el valor se encuentra fuera de tolerancia se debe proceder a calibrar el acelerador hasta que se encuentre de tolerancia.

### 5.2.2.3.1. Determinación del $TPR_{20,10}$ y $k_Q$

Las lecturas obtenidas para la determinación del  $TPR_{20,10}$  fueron las siguientes:

Lecturas	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
D <sub>20</sub>	6,320	6,319	6,319	6,321	6,318	6,3194	0,0011	0,02
D <sub>10</sub>	10,99	10,99	10,99	10,99	10,99	10,990	0,0000	N. A.

Tabla 5. 10: Valores de carga colectada por la cámara de ionización para la determinación del  $TPR_{20,10}$

Los valores obtenidos de carga colectada presentan una desviación relativa<sup>13</sup> (CV) dentro de tolerancia. A partir de la ecuación 2.2 se calculó la relación entre las dosis absorbidas a las profundidades de referencia, se obtuvo el siguiente valor:

$$PDD_{20,10} = 0,5750$$

Luego a partir de este valor y la ecuación 2.1 se obtuvo el valor del  $TPR_{20,10}$ .

$$TPR_{20,10} = 0,6685$$

El valor del  $TPR_{20,10}$  obtenido presenta una diferencia porcentual de – 0,04 % con respecto al valor obtenido en el Control de Calidad Anual, realizado en el mes de marzo del presente año. El valor obtenido se encuentre dentro de tolerancia ( $\pm 2$  %), lo que indica la calidad del haz obtenido corresponde con un haz de fotones de 6 MV.

<sup>13</sup> La desviación relativa se define como la diferencia porcentual de la desviación estándar con respecto al promedio de las lecturas, los protocolos internacionales recomiendan que sea menor del 0,50% [8].

Se determino el valor de factor de corrección por calidad del haz ( $k_Q$ ) a partir del  $TPR_{20,10}$  obtenido, realizando una interpolación lineal con los datos proporcionados por el TRS-398 para la cámara de ionización tipo FARMER (PTW), ver tabla 2.3. El valor obtenido fue el siguiente:

$$k_Q = 0,9915$$

El valor obtenido del factor de corrección por efectos de cambio de calidad del haz, con respecto a la calidad de calibración de la cámara tipo FARMER, corresponde con un haz de 6 MV bajo condiciones de referencias.

#### 5.2.2.3.2. Determinación de $k_{pol}$ y $k_s$

Las lecturas obtenidas para la determinación de los factores de corrección  $k_{pol}$  y  $k_s$  fueron las siguientes:

Potencial	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]
-400V	10,99	10,98	10,99	10,99	10,99
+200V	10,97	10,96	10,96	10,96	10,97
+400V	10,98	10,98	10,98	10,98	10,98

Tabla 5. 11: Valores de obtenidos de carga colectada por la cámara de ionización tipo FARMER para la determinación de los factores de corrección  $k_{pol}$  y  $k_s$

Potencial	L <sub>prom</sub> [nC]	T [°]	p [mbar]	L <sub>corr</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
-400V	10,988	23,6	896,0	12,5785	0,0045	0,04
+200V	10,964	23,6	895,4	12,5594	0,0055	0,05
+400V	10,980	23,5	894,8	12,5819	0,0000	N. A.

Tabla 5. 12: Valores promediados de carga colectada para cada potencial de colección de la cámara de ionización tipo FARMER; condiciones de presión y temperatura; lecturas promediadas corregidas por  $k_{pT}$  para cada potencial

Los valores de  $k_{pol}$  y  $k_s$  obtenidos para la cámara de ionización tipo FARMER, según las ecuaciones 2.7 y 2.9, respectivamente, fueron los siguientes:

$$k_{pol} = 0,9999 \quad k_s = 1,0018$$

Estos valores obtenidos serán empleados en la determinación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia con la cámara de ionización tipo FARMER.

### 5.2.2.3.3. Determinación de la Dosis Absorbida en Agua en el Punto de Dosis Máxima ( $d_{máx}$ )

Las lecturas de carga colectada por la cámara para la determinación de la dosis a la profundidad de referencia fueron las siguientes:

Lecturas	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
D <sub>10</sub>	10,98	10,98	10,98	10,98	10,98	10,980	0,0000	N. A

Tabla 5. 13: Valores obtenidos de carga colectada por la cámara de ionización tipo FARMER en la profundidad de referencia

T [°]	p [mbar]	L <sub>corr</sub> [nC]	k [Gy/nC]	N <sub>D,w</sub> [Gy/nC]
23,45	894,8	12,5785	0,0610	0,05365

Tabla 5. 14: Condiciones de presión y temperatura, lecturas promediadas, producto de los factores de influencia y factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para la cámara de ionización tipo FARMER

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia se calculo según la ecuación 2.3, el resultado obtenido fue el siguiente:

$$D_{w,Q}(z = 10 \text{ cm}) = 0,6703 \text{ Gy}$$

El  $PDD_{10}$  obtenido a partir de la curva de  $PDD$  medida fue el siguiente:

$$PDD_{10} = 66,75 \%$$

El valor de  $PDD_{10}$  medido presenta una variación de  $-0,36 \%$  con respecto al valor medido en el Control de Calidad Anual, realizado en el mes de marzo del presente año, el valor se encuentra de tolerancia<sup>14</sup>.

Finalmente, la dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia en el punto de dosis máxima se obtuvo según la ecuación:

$$D_{w,Q}(z = d_{max}) = \frac{D_{w,Q}(z = 10 \text{ cm})}{PDD_{10}}$$

El valor de dosis absorbida en  $d_{max}$  fue el siguiente:

$$D_{w,Q}(z = d_{max}) = 1,0042 \text{ cGy/UM}$$

El valor de dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia en el punto de máximo de dosis se encuentra dentro de tolerancia ( $\pm 2 \%$  con respecto a  $1 \text{ cGy/UM}$  en  $z = d_{max}$ ). El valor obtenido presenta una diferencia porcentual de  $0,42 \%$  lo cual indica que se encuentra dentro de tolerancia y puede ser usado para posteriores cálculos.

---

<sup>14</sup> El valor de tolerancia en este caso es de  $\pm 2\%$

## 5.2.2.4. Determinación de Factores de Salida

### 5.2.2.4.1. Determinación del Factor de Calibración de la Cámara de Ionización Líquida microLion en Términos de Dosis Absorbida en Agua

Se determinaron los factores de corrección por cambio de polaridad y recombinación de iones para la cámara líquida, a una profundidad  $z_{ref} = 10$  cm, los valores obtenidos fueron los siguientes:

Potencial	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
-800V	5,992	5,991	5,991	5,993	5,991	5,9916	0,0009	0,01
+250V	3,824	3,822	3,823	3,823	3,823	3,8230	0,0007	0,02
+800V	5,995	5,997	5,995	5,996	5,995	5,9956	0,0009	0,01

Tabla 5. 15: Valores de obtenidos de carga colectada por la cámara de ionización líquida para la determinación de los factores de corrección  $k_{pol}$  y  $k_s$

Los valores de los factores de corrección por efectos de cambio de polaridad y recombinación de iones para la cámara de ionización microLion,  $k_{pol}^{mL}$  y  $k_s^{mL}$  respectivamente, obtenidos fueron los siguientes:

$$k_{pol}^{mL} = 0,9997 \quad k_s^{mL} = 1,2583$$

Cámara de ionización tipo FARMER (0,6cc)									
# SERIE	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	T [°]	p [mbar]	L <sub>corr</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
1	10,98	10,98	10,98	10,980	23,45	894,80	12,5798	0,000	N.A
2	10,97	10,97	10,97	10,970	22,70	893,65	12,5527	0,000	N.A
3	10,98	10,98	10,98	10,980	22,60	894,10	12,5536	0,000	N.A

Tabla 5. 16: Valores de carga colectada con la cámara de ionización tipo FARMER para la determinación del factor de calibración de la cámara líquida

Cámara de ionización líquida microLION (0,002cc)						
# SERIE	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
1	5,982	5,989	5,990	5,9870	0,0044	0,07
2	5,980	5,981	5,981	5,9807	0,0006	0,01
3	5,979	5,981	5,982	5,9807	0,0015	0,03

**Tabla 5. 17: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para la determinación del factor de calibración de la cámara líquida**

Se realizaron tres series de mediciones, de tres lecturas cada una, para cada cámara de ionización (ver tablas 5.16 y 5.17), cada serie de mediciones fue promediada, las lecturas correspondientes a cada serie de medición con la cámara de ionización tipo FARMER se corrigieron por efectos de presión y temperatura, finalmente, se promediaron los valores correspondientes a cada serie. Los valores de dispersión relativa (CV) para cada serie de medición se encuentran dentro de tolerancia.

Los promedios de las series de cada dosímetro fueron los siguientes:

$$\bar{L}_{ref} = 12,5620\text{nC} \quad \bar{L}_{mL} = 5,9828\text{nC}$$

Los valores de los productos de los factores de influencia<sup>15</sup> para cada cámara, según las ecuaciones 3.3 y 3.4, fueron los siguientes.

$$k^{ref} = 0,99317 \quad k^{mL} = 1,25790$$

El factor de calibración de la cámara de ionización tipo FARMER es el siguiente:

<sup>15</sup> En el caso de la cámara de ionización tipo FARMER no se incluye el  $k_{pT}$  ya que las lecturas fueron corregidas en cada serie por este factor.

$$N_{D,w,Q}^{ref} = 0,05365 \text{ Gy/nC}$$

Finalmente, el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para la cámara de ionización líquida microLION (0,002cc), según la ecuación 3.5, fue el siguiente:

$$N_{D,w,Q}^{mL} = 0,088942 \text{ Gy/nC}$$

El factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua obtenido, presentó una diferencia porcentual de 2,36 %, con respecto al valor reportado por (Coello<sup>16</sup>, 2010), según los protocolos internacionales el valor de tolerancia es de hasta un  $\pm 3$  %.

Luego de obtener el factor de calibración de la cámara de ionización líquida, en términos de dosis absorbida en agua, se procedió a determinar los valores de factores de salida para campos cuadrados conformados con el mMLC.

Se realizaron tres series de mediciones, de tres lecturas cada una, para cada tamaño de campo, en las tablas 5.18, 5.20 y 5.22 se muestran las lecturas obtenidas, con su respectivo promedio, desviación estándar y CV, los valores de CV se encuentran dentro de tolerancia en todos los casos. Luego se calculó para cada tamaño de campo la dosis absorbida a la profundidad de referencia (10,0 cm), se utilizaron los valores de  $k^{mL}$  y  $N_{D,w,Q}^{mL}$  calculados previamente. Finalmente, se

---

<sup>16</sup> Coello Katuska, Dávila Jesús. “**Comisionamiento de la Cámara de Ionización Líquida de 0,002 cc, calibración con respecto a la cámara de referencia de 0,6 cc**”. Universidad de Carabobo. Facultad Experimental de Ciencias y Tecnología. Trabajo Especial de Grado. Marzo 2010.



determinaron los factores de salida para cada tamaño de campo, tablas (5.19; 5.21 y 5.23), según la ecuación 2.10.

SERIE 1						
Tamaño de campo [mm × mm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
100,0 × 100,0	6,031	6,029	6,030	6,0300	0,0010	0,02
80,0 × 80,0	5,918	5,918	5,918	5,9180	0,0000	N.A
60,0 × 60,0	5,749	5,748	5,748	5,7483	0,0006	0,01
42,0 × 42,0	5,350	5,350	5,351	5,3503	0,0006	0,01
36,0 × 36,0	5,271	5,272	5,272	5,2717	0,0006	0,01
30,0 × 30,0	5,189	5,189	5,187	5,1883	0,0012	0,02
24,0 × 24,0	5,092	5,091	5,093	5,0920	0,0010	0,02
18,0 × 18,0	4,948	4,948	4,949	4,9483	0,0006	0,01
12,0 × 12,0	4,659	4,658	4,657	4,6580	0,0010	0,02
6,0 × 6,0	3,913	3,913	3,914	3,9133	0,0006	0,01

Tabla 5. 18: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para cada campo cuadrado conformado con el mMLC. Serie 1

SERIE 1		
Tamaño de campo [mm × mm]	$D_{w,Q}(z_{ref})$ [Gy]	Factor Campo $K$
100,0 × 100,0	0,6780	1,0000
80,0 × 80,0	0,6654	0,9814
60,0 × 60,0	0,6463	0,9533
42,0 × 42,0	0,6016	0,8873
36,0 × 36,0	0,5927	0,8742
30,0 × 30,0	0,5834	0,8604
24,0 × 24,0	0,5725	0,8444
18,0 × 18,0	0,5564	0,8206
12,0 × 12,0	0,5237	0,7725
6,0 × 6,0	0,4400	0,6490

Tabla 5. 19: Valores de dosis absoluta a 10,0cm de profundidad, en el eje central de haz, para cada campo conformado y valores de factores de salida para cada campo conformado. Serie 1

SERIE 2						
Tamaño de campo [mm × mm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
100,0 × 100,0	6,061	6,060	6,061	6,0607	0,0006	0,01
80,0 × 80,0	5,955	5,955	5,954	5,9547	0,0006	0,01
60,0 × 60,0	5,783	5,783	5,781	5,7823	0,0012	0,02
42,0 × 42,0	5,386	5,386	5,385	5,3857	0,0006	0,01
36,0 × 36,0	5,307	5,306	5,307	5,3067	0,0006	0,01
30,0 × 30,0	5,220	5,221	5,220	5,2203	0,0006	0,01
24,0 × 24,0	5,120	5,119	5,120	5,1197	0,0006	0,01
18,0 × 18,0	4,977	4,976	4,977	4,9767	0,0006	0,01
12,0 × 12,0	4,688	4,688	4,690	4,6887	0,0012	0,02
6,0 × 6,0	3,928	3,926	3,927	3,9270	0,0010	0,03

Tabla 5. 20: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para cada campo cuadrado conformado con el mMLC. Serie 2

SERIE 2		
Tamaño de campo [mm × mm]	$D_{w,Q}(z_{ref})$ [Gy]	Factor Campo $K$
100,0 × 100,0	0,6815	1,0000
80,0 × 80,0	0,6695	0,9825
60,0 × 60,0	0,6502	0,9541
42,0 × 42,0	0,6056	0,8886
36,0 × 36,0	0,5967	0,8756
30,0 × 30,0	0,5870	0,8613
24,0 × 24,0	0,5756	0,8447
18,0 × 18,0	0,5596	0,8211
12,0 × 12,0	0,5272	0,7736
6,0 × 6,0	0,4415	0,6479

Tabla 5. 21: Valores de dosis absoluta a 10,0cm de profundidad, en el eje central de haz, para cada campo conformado y valores de factores de salida para cada campo conformado. Serie 2

SERIE 3						
Tamaño de campo [mm × mm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [ %]
100,0 × 100,0	6,061	6,060	6,059	6,0600	0,0010	0,02
80,0 × 80,0	5,953	5,950	5,951	5,9513	0,0015	0,03
60,0 × 60,0	5,782	5,782	5,782	5,7820	0,0000	N.A.
42,0 × 42,0	5,381	5,381	5,381	5,3810	0,0000	N.A.
36,0 × 36,0	5,309	5,308	5,308	5,3083	0,0006	0,01
30,0 × 30,0	5,223	5,222	5,222	5,2223	0,0006	0,01
24,0 × 24,0	5,121	5,120	5,121	5,1207	0,0006	0,01
18,0 × 18,0	4,980	4,982	4,982	4,9813	0,0012	0,02
12,0 × 12,0	4,679	4,679	4,678	4,6787	0,0006	0,01
6,0 × 6,0	3,932	3,932	3,933	3,9323	0,0006	0,01

Tabla 5. 22: Valores de carga colectada con la cámara de ionización líquida para cada campo cuadrado conformado con el mMLC. Serie 3

SERIE 3		
Tamaño de campo [mm × mm]	$D_{w,Q}(z_{ref})$ [Gy]	Factor Campo K
100,0 × 100,0	0,6814	1,0000
80,0 × 80,0	0,6692	0,9821
60,0 × 60,0	0,6501	0,9541
42,0 × 42,0	0,6050	0,8880
36,0 × 36,0	0,5969	0,8760
30,0 × 30,0	0,5872	0,8618
24,0 × 24,0	0,5758	0,8450
18,0 × 18,0	0,5601	0,8220
12,0 × 12,0	0,5261	0,7721
6,0 × 6,0	0,4421	0,6489

Tabla 5. 23: Valores de dosis absoluta a 10,0cm de profundidad, en el eje central de haz, para cada campo conformado y valores de factores de salida para cada campo conformado. Serie 3

En la tabla 5.24 se muestra los valores de factores de salida obtenidos para cada tamaño de campo, así como, la diferencia porcentual del factor de salida obtenido en la serie 2 y serie 3 con respecto al obtenido en la serie 1 ( $\Delta_1$  y  $\Delta_2$ , respectivamente), para cada tamaño de campo, con las diferencias porcentuales de

los factores de salida entre series, se quiere cuantificar la reproducibilidad en la obtención de los factores de salida, los valores de  $\Delta_1$  y  $\Delta_2$  presentan una variación no mayor (en valor absoluto) al 0,20 % para todos los tamaño de campo, la tolerancia para la obtención de factores de salida se fijo en  $\pm 2$  %, por lo que los valores obtenidos se encuentran dentro de tolerancia, y demuestran una buena reproducibilidad en la obtención de factores de salida para el mMLC con la cámara de ionización microLion.

Tamaño de campo [mm × mm]	Factores de Salida			$\Delta_1$ [%]	$\Delta_2$ [%]
	[serie 1]	[serie 2]	[serie 3]		
100,0 × 100,0	1,0000	1,0000	1,0000	0,00	0,00
80,0 × 80,0	0,9814	0,9825	0,9821	0,11	0,07
60,0 × 60,0	0,9533	0,9541	0,9541	0,08	0,09
42,0 × 42,0	0,8873	0,8886	0,8880	0,15	0,08
36,0 × 36,0	0,8742	0,8756	0,8760	0,15	0,20
30,0 × 30,0	0,8604	0,8613	0,8618	0,11	0,16
24,0 × 24,0	0,8444	0,8447	0,8450	0,03	0,07
18,0 × 18,0	0,8206	0,8211	0,8220	0,06	0,17
12,0 × 12,0	0,7725	0,7736	0,7721	0,15	-0,05
6,0 × 6,0	0,6490	0,6479	0,6489	-0,16	-0,01

**Tabla 5. 24: Tabla resumen de los factores de salida obtenidos para cada serie de medición**

En la tabla 5.25 se muestran los valores promedios de los factores de salida para las tres series de mediciones, con sus respectivas desviaciones estándar y CV para cada factor, los valores de CV son  $< 0,20$  %, los cual indica una pequeña desviación de los valores con respectos al promedio, este parámetro indica una buena precisión en la determinación de los factores de salida. Los valores promedio de factores salida obtenidos serán establecidos como valores de referencia para futuras mediciones en pruebas de control de calidad.

Tamaño de campo [mm × mm]	Factor de salida Promedio	$\sigma$ [nC]	CV [%]
100,0 × 100,0	1,0000	0,0000	N.A.
80,0 × 80,0	0,9820	0,0006	0,06
60,0 × 60,0	0,9538	0,0005	0,05
42,0 × 42,0	0,8880	0,0007	0,07
36,0 × 36,0	0,8753	0,0009	0,11
30,0 × 30,0	0,8612	0,0007	0,08
24,0 × 24,0	0,8447	0,0003	0,04
18,0 × 18,0	0,8212	0,0007	0,09
12,0 × 12,0	0,7727	0,0008	0,10
6,0 × 6,0	0,6486	0,0006	0,09

Tabla 5. 25: Factores de salida promedio para cada tamaño de campo

Finalmente, la tabla 5.26, se muestra la comparación entre los valores de factores de salida determinados con la cámara de ionización microLion y los obtenidos en la prueba de aceptación del mMLC m3 posterior a la instalación del mismo con la cámara de ionización gaseosa PinPoint, se muestra también la diferencia porcentual de los valores obtenidos con la cámara microLion con respecto a la cámara PinPoint, la diferencia porcentual presenta valores menores a 5 % para campos mayores de 18 mm × 18 mm, mientras que para los campos más pequeños (12 mm × 12 mm y 6 mm × 6 mm) se obtuvieron valores de 6,71 % y 17,73 %, respectivamente, estos valores tan elevados pueden ser causados por la diferencia en el volumen de detección para cada detector, la cámara microLion presenta un volumen de 0,002 cm<sup>3</sup>, mientras que la cámara PinPoint 0,015 cm<sup>3</sup>, al ser campos tan pequeños esta diferencia en el volumen de detección se hace más evidente, Sauer *et al* [20] realizaron mediciones factores de salida para diferentes tipos de detectores en pequeños campos de fotones, en los valores obtenidos se observa que para los campos más pequeños los valores de salida aumentan a medida que disminuye el volumen de detección y aumenta la capacidad de colección de carga del detector, Martens *et al* [21] recomienda cámara PinPoint para campos mayores a 1,5 cm<sup>2</sup>. En el documento de especificaciones de la cámara microLion también se

hacen comparaciones de factores de salida obtenidos con diferentes detectores, en este caso se observa el mismo comportamiento en la curva de obtenida, mientras más pequeño es el volumen sensible y mayor la capacidad de colección aumenta el factor de salida, se recomienda usar la cámara PinPoint para campos de 30 mm × 30 mm hasta 100 mm × 100 mm, mientras que la cámara microLion es recomendada para campos menores a 1 mm × 1 mm.

La figura 5.13 muestra las curvas de factores de salida en función del tamaño de campo para la cámara de ionización PinPoint y la cámara microLion, en la misma se observa la variación en los valores de factores salida mencionados anteriormente.

Tamaño de campo [mm × mm]	Factor de salida Promedio mL	Factor de salida PP	Δ [%]
100,0 × 100,0	1,0000	1,0000	0,00
80,0 × 80,0	0,9820	0,9738	0,84
60,0 × 60,0	0,9538	0,9369	1,80
42,0 × 42,0	0,8880	0,8587	3,41
36,0 × 36,0	0,8753	0,8450	3,59
30,0 × 30,0	0,8612	0,8292	3,86
24,0 × 24,0	0,8447	0,8114	4,10
18,0 × 18,0	0,8212	0,7832	4,85
12,0 × 12,0	0,7727	0,7241	6,71
6,0 × 6,0	0,6486	0,5509	17,73

**Tabla 5. 26: Comparación entre los factores de salida obtenidos como la cámara de ionización líquida y la cámara de ionización gaseosa tipo PinPoint**

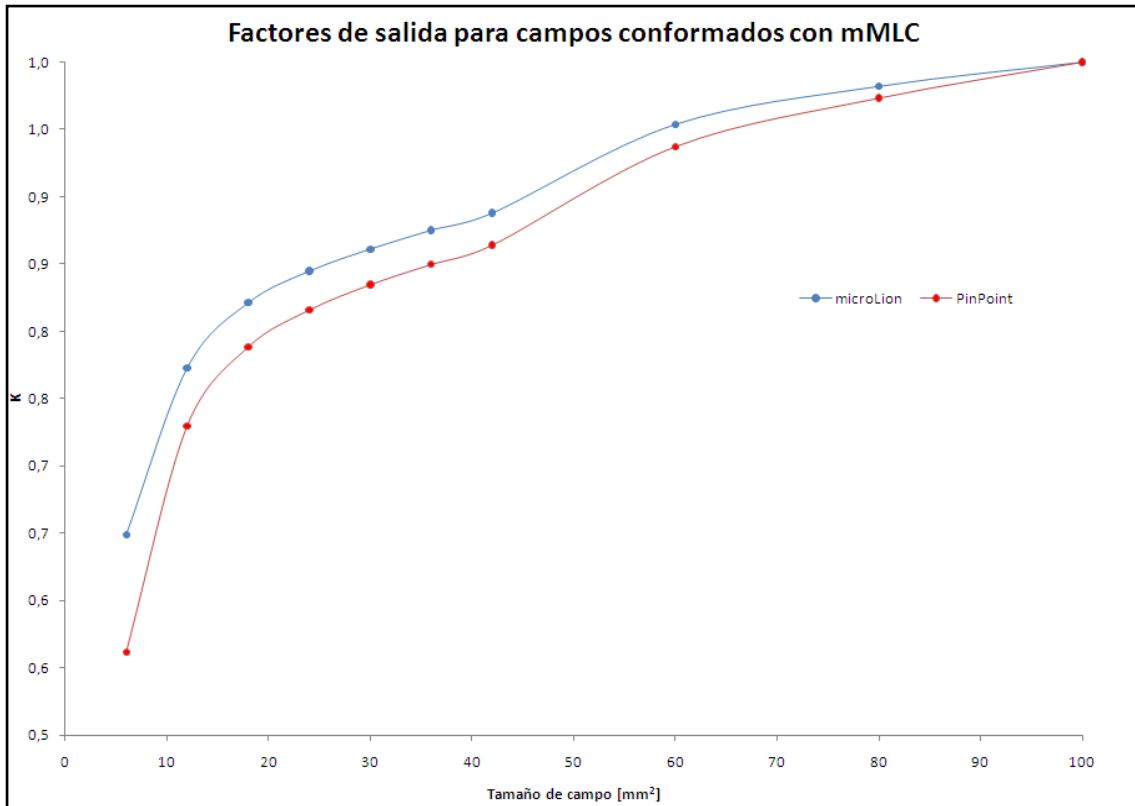


Figura 5. 13: Factor de salida en función del tamaño de campo para la cámara de ionización líquida microLion y cámara de ionización gaseosa PinPoint

Uno de los objetivos del presente trabajo es realizar la comparación entre las mediciones obtenidas con la cámara PinPoint con las obtenidas con la cámara microLion, luego de realizado el análisis anterior, se recomienda implementar el uso de cámara microLion en la calibración del haz con el mMLC ya que la misma presenta una mayor respuesta y según las recomendaciones encontradas en la literatura, tras diversas pruebas, la cámara de ionización PinPoint es adecuada para tamaños mayores. La cámara de ionización microLion es adecuada para los tamaños de campo empleados con el mMLC.

### 5.2.2.5. Determinación de Transmisión y Fuga

Se realizaron mediciones con la cámara de ionización microLion, a la profundidad de referencia de 10,0 cm, se determinaron las diferentes componentes de transmisión y fuga entre las láminas del mMLC. En pruebas anteriores se analizó de manera cualitativa estas componentes con películas radiográficas de verificación. En esta sección se realizara un análisis de forma cuantitativa.

#### 5.2.2.5.1. Transmisión

Las mediciones obtenidas con la cámara líquida para un campo abierto (ver figura 4.17) fueron las siguientes:

Tamaño de campo [cm × cm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [ %]
9,8 × 10,0	6,011	6,010	6,008	6,008	6,010	6,0094	0,0013	0,02

**Tabla 5. 27: Valores de carga colectada para un campo abierto (9,8 cm × 10,0 cm)**

Se realizaron mediciones de carga colectada con la cámara de ionización líquida para un campo cerrado por las láminas del mMLC (ver tabla 5.28).

Tamaño de campo [cm × cm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [ %]
9,8 × 10,0	0,640	0,640	0,640	0,640	0,640	0,6400	0,0000	N. A.

**Tabla 5. 28: Valores de carga colectada para un campo cerrado**



La diferencia porcentual del promedio de las medidas realizadas para un campo bloqueado con respecto al promedio de las medidas para un campo abierto determinan la transmisión entre láminas enfrentadas del mMLC, el valor obtenido fue el siguiente:

$$\text{Transisión} = 10,65 \%$$

El valor de tolerancia establecido para la fuga entre láminas enfrentadas debe ser menor al 25 %. Crosgrave *et al* [3] reporta valores ~15% utilizando películas radiográficas de verificación. El valor obtenido se encuentra dentro de tolerancia.

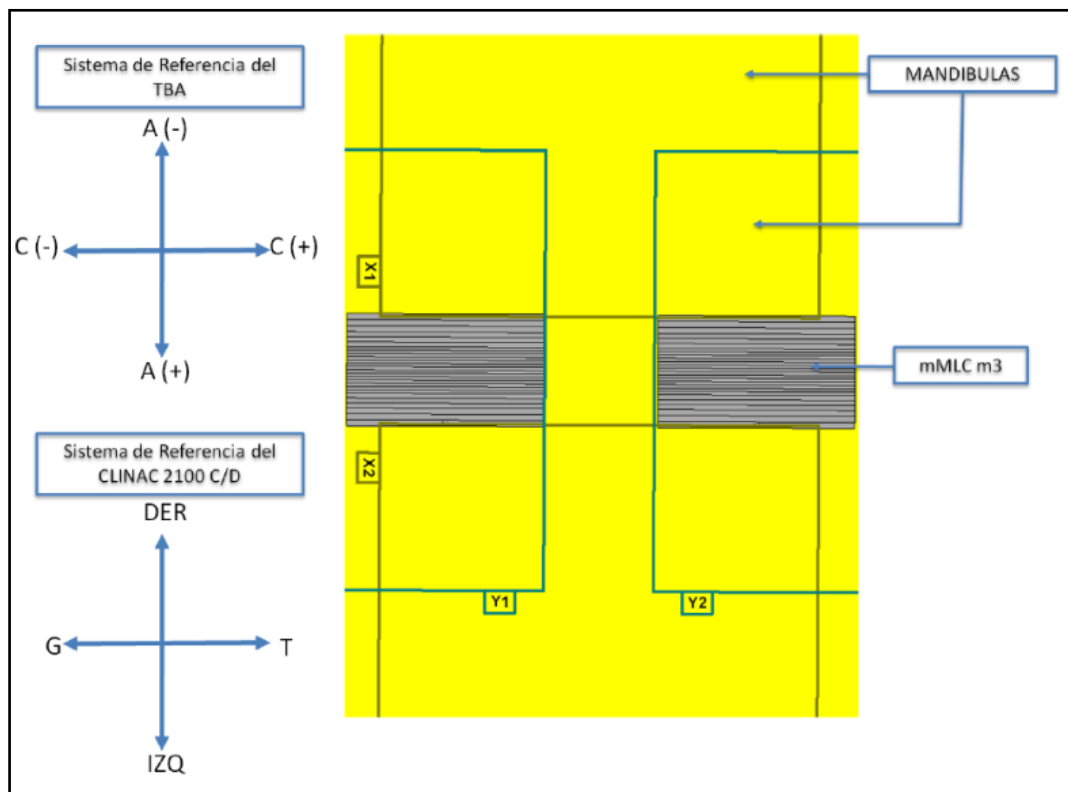


Figura 5. 14: sistema de referencia para la determinación de la transmisión y fuga en las láminas del mMLC

También se determinó la transmisión a través de las láminas del mMLC para puntos fuera del eje del haz, se tomaron medidas con la cámara de ionización microLion, con el campo de radiación cerrado por las láminas del mMLC y a una distancia de 2,5 cm fuera del eje en la dirección GUN (TBA: C(-)) (ver figura 4.18). Las medidas obtenidas fueron las siguientes:

Tamaño de campo [cm × cm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
9,8 × 10,0	0,119	0,119	0,119	0,119	0,119	0,1190	0,0000	N. A.

**Tabla 5. 29: Valores de carga colectada para un campo cerrado, a 2,5 cm fuera del eje del haz (c-) y a una profundidad de 10,0 cm**

La diferencia porcentual del promedio de las medidas realizadas fuera del eje para un campo bloqueado con respecto al promedio de las medidas para un campo abierto determina la fuga a través del mMLC, el valor obtenido fue el siguiente

$$T_{OA} = 1,98 \%$$

Se realizaron mediciones con la cámara de ionización microLion, con el campo de radiación cerrado por las láminas del mMLC y a una distancia de 2,5 cm fuera del eje en la dirección TARGET (TBA: C(+)). Las medidas obtenidas fueron las siguientes:

Tamaño de campo [cm × cm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>4</sub> [nC]	L <sub>5</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]
9,8 × 10,0	0,140	0,140	0,140	0,141	0,140	0,1402	0,0004	0,32

**Tabla 5. 30: Valores de carga colectada para un campo cerrado, a 2,5 cm fuera del eje del haz (c+) y a una profundidad de 10,0 cm**

La diferencia porcentual del promedio de las medidas realizadas fuera del eje para un campo bloqueado con respecto al promedio de las medidas para un campo abierto determinan la transmisión a través de las láminas del mMLC, el valor obtenido fue el siguiente:

$$T_{OA} = 2,33 \%$$

Los valores de transmisión entre láminas enfrentadas para puntos equidistantes fuera del eje del haz se encuentran dentro de tolerancia. Crosgrave *et al* [3] reportan valores similares para la transmisión y fuga utilizando películas radiográficas de verificación.

#### **5.2.2.5.2. Fuga**

Se realizaron mediciones de transmisión a través de las láminas y fuga entre láminas adyacentes a lo largo de un perfil perpendicular el eje central de haz, con la cámara de ionización microLion, a una profundidad de 10,0 cm, a 2,5 cm fuera del eje central (ver figura 4.19). Las mediciones se realizaron a lo largo de una línea de 50 mm, desde un extremo del banco de láminas hasta el centro banco de láminas, en la dirección perpendicular al movimiento de las láminas, con tres mediciones de carga colectada para posición, con resolución espacial de 1 mm. Las mediciones se promediaron y se compararon con respecto a la medición para un campo abierto en el eje central del haz y a la misma profundidad. Se obtuvieron valores máximo de transmisión de 2,66 %, mínimo de 1,64 % y promedio de 2,10 %, en tabla 5.31 se muestran los valores obtenidos. Los valores se encuentran dentro de tolerancia

X [mm]	L <sub>1</sub> [nC]	L <sub>2</sub> [nC]	L <sub>3</sub> [nC]	L <sub>prom</sub> [nC]	σ[nC]	CV [%]	%
50,0	0,120	0,120	0,120	0,1200	0,0000	0,00	1,98
49,0	0,119	0,119	0,118	0,1187	0,0006	0,49	1,96
48,0	0,100	0,100	0,100	0,1000	0,0000	0,00	1,65
47,0	0,100	0,100	0,100	0,1000	0,0000	0,00	1,65
46,0	0,117	0,117	0,117	0,1170	0,0000	0,00	1,93
45,0	0,141	0,140	0,140	0,1403	0,0006	0,41	2,31
44,0	0,141	0,140	0,140	0,1597	0,0006	0,41	2,31
43,0	0,140	0,140	0,140	0,1400	0,0000	0,00	2,31
42,0	0,118	0,119	0,119	0,1187	0,0006	0,49	1,96
41,0	0,100	0,099	0,100	0,0997	0,0006	0,58	1,64
40,0	0,100	0,100	0,100	0,1000	0,0000	0,00	1,65
39,0	0,100	0,100	0,100	0,1000	0,0000	0,00	1,65
38,0	0,110	0,110	0,109	0,1097	0,0006	0,53	1,81
37,0	0,101	0,100	0,100	0,1003	0,0006	0,58	1,65
36,0	0,100	0,100	0,099	0,0997	0,0006	0,58	1,64
35,0	0,100	0,100	0,100	0,1000	0,0000	0,00	1,65
34,0	0,119	0,119	0,119	0,1190	0,0000	0,00	1,96
33,0	0,120	0,120	0,120	0,1200	0,0000	0,00	1,98
32,0	0,112	0,111	0,111	0,1113	0,0006	0,52	1,84
31,0	0,100	0,100	0,100	0,1000	0,0000	0,00	1,65
30,0	0,118	0,119	0,119	0,1187	0,0006	0,49	1,96
29,0	0,137	0,136	0,136	0,1363	0,0006	0,42	2,25
28,0	0,139	0,139	0,139	0,1390	0,0000	0,00	2,29
27,0	0,119	0,120	0,120	0,1197	0,0006	0,48	1,97
26,0	0,106	0,107	0,107	0,1067	0,0006	0,54	1,76
25,0	0,118	0,119	0,119	0,1187	0,0006	0,49	1,96
24,0	0,120	0,121	0,120	0,1203	0,0006	0,48	1,98
23,0	0,122	0,122	0,123	0,1223	0,0006	0,47	2,02
22,0	0,120	0,120	0,120	0,1200	0,0000	0,00	1,98
21,0	0,130	0,130	0,129	0,1297	0,0006	0,45	2,14
20,0	0,139	0,139	0,139	0,1390	0,0000	0,00	2,29
19,0	0,120	0,120	0,120	0,1200	0,0000	0,00	1,98
18,0	0,130	0,132	0,132	0,1313	0,0012	0,88	2,17
17,0	0,139	0,140	0,139	0,1393	0,0006	0,41	2,30
16,0	0,133	0,134	0,133	0,1333	0,0006	0,43	2,20
15,0	0,120	0,119	0,120	0,1197	0,0006	0,48	1,97
14,0	0,133	0,133	0,134	0,1333	0,0006	0,43	2,20
13,0	0,139	0,140	0,140	0,1397	0,0006	0,41	2,30
12,0	0,139	0,139	0,140	0,1393	0,0006	0,41	2,30

11,0	0,159	0,160	0,160	0,1597	0,0006	0,36	2,63
10,0	0,159	0,160	0,160	0,1597	0,0006	0,36	2,63
9,0	0,141	0,141	0,140	0,1407	0,0006	0,41	2,32
8,0	0,140	0,141	0,140	0,1403	0,0006	0,41	2,31
7,0	0,141	0,141	0,140	0,1407	0,0006	0,41	2,32
6,0	0,140	0,141	0,141	0,1407	0,0006	0,41	2,32
5,0	0,140	0,140	0,141	0,1403	0,0006	0,41	2,31
4,0	0,160	0,160	0,161	0,1603	0,0006	0,36	2,64
3,0	0,161	0,161	0,161	0,1610	0,0000	0,00	2,66
2,0	0,141	0,140	0,140	0,1403	0,0006	0,41	2,31
1,0	0,154	0,155	0,155	0,1547	0,0006	0,37	2,55
0	0,154	0,155	0,154	0,1543	0,0006	0,37	2,55

Tabla 5. 31. Valores de transmisión en el mMLC a lo largo de un perfil perpendicular al eje central del haz

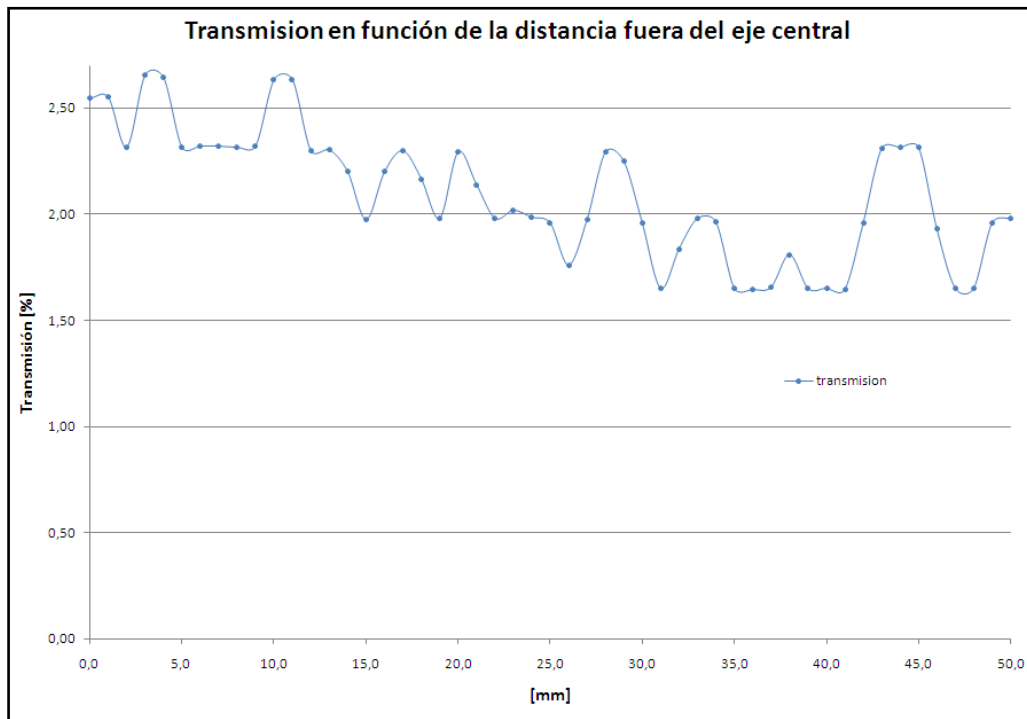


Figura 5. 15: Transmisión en el mMLC fuera del eje del haz, a lo largo del eje A y a una profundidad de 10 cm

La figura 5.15 muestra el porcentaje de transmisión en función de la distancia fuera del eje central, se observa un patrón de máximos y mínimos, los máximos corresponden a la fuga entre láminas adyacentes y los mínimos a la transmisión a través de las láminas del mMLC. Crosgrave *et al* [3] reporta graficas con comportamiento similar utilizando películas radiográficas de verificación.

### **5.2.3. Pruebas de Funcionamiento y Seguridad**

Se realizaron las pruebas de funcionamiento y seguridad y las mismas se encontraron dentro de tolerancia.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- El colimador micro multiláminas m3 (BrainLAB) cumple con las especificaciones del fabricante en cuanto a las características mecánicas, dosimétricas y de seguridad, por lo que se encuentra apto para realizar tratamientos de RT en técnicas conformada 3D y técnica de arcos dinámicos.
- Las características mecánicas y dosimétricas del acelerador lineal 2100 C/D (Varian Medical System) no fueron alteradas al realizar las modificaciones para la instalación el mMLC.
- El acelerador lineal cuenta con un óptimo sistema de seguridad que impide que se realice tratamiento cuando la configuración del mMLC no es la correcta, evitando posible accidentes.
- La cámara de ionización líquida microLion resultó ser adecuada para la determinación de la dosis, factores de salida, transmisión y fuga para las dimensiones de los campos conformados a considerar con el mMLC.
- Las cámaras de ionización gaseosas SEMIFLEX, usadas en la dosimetría relativa, resultaron ser no adecuadas para las mediciones perfiles de dosis en campos pequeños ( $< 42 \text{ mm}^2$ ), en este caso el tamaño de campo es comparable con el volumen del detector (0,125 cc), por lo que se recomienda utilizar cámaras de ionización con volúmenes de detección más pequeños, a fin de determinar adecuadamente la planitud, simetría,

penumbra y tamaños de campo, la cámara microLion sería una excelente opción.

- El colimador mMLC presenta valores de transmisión entre láminas enfrentadas, fuga entre láminas adyacentes y transmisión a través de las láminas acorde con los valores de tolerancia establecidos en los protocolos internacionales.
- Los valores de penumbra obtenidos no pudieron ser comparados con los reportados en la literatura, debido al tamaño del volumen sensible del detector empleado, se recomienda realizar mediciones con películas radiográficas o algún otro detector acorde con las dimensiones de los tamaños de campos empleados.
- El mMLC presenta alta precisión y exactitud ( $< 1\text{mm}$ ), y excelente reproducibilidad en el posicionamiento de las láminas en campos conformados.
- Se recomienda realizar pruebas de control de calidad, implementando un programa de control de calidad, basado en las pruebas de comisionamiento propuestas en el presente trabajo, con periodicidad semestral, a fin de detectar cualquier falla o desajuste que ocasione que alguno de los valores reportados se encuentre fuera de tolerancia.



## BIBLIOGRAFÍA

- [1] **Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).** *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.* Viena, Austria. 2005.
- [2] **T. Bortfeld, W. Schlegel, K. H. Hover y Schulz-Ertner, D.** *MINI AND MICRO MULTILEAF COLLIMATORS.* Heidelberg, Alemania.
- [3] **Cosgrove, et. al.** *COMMISSIONING OF A MICRO MULTI-LEAF COLLIMATOR AND PLANNING SYSTEM FOR SRS.* *Radiotherapy & Oncology.* 50(3) 325-335. 1999.
- [4] **Xia, et. al.** *PHYSICAL CHARACTERISTICS OF A MINIATURE MULTILEAF COLLIMATOR".* *Medical Physics,* págs. 26 (1) 65-70. 1999.
- [5] **Clark, et. al.** *PENUMBRA EVALUATION OF THE VARIAN MILLENIUM AND THE BRAINLAB M3 MULTILEAF COLLIMATORS.* *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* Volume 66. Issue 4. S71-S75. 2006.
- [6] **KHAN, F.** *THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY. 2nd edn. Edit.* Lippincott, Williams and Wilkins. 1994.
- [7] **PODGORSAK, E.B.** *RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS. CAP 6: EXTERNAL PHOTON BEAMS: PHYSICAL ASPECTS.* VIENNA. OIEA. 2005.
- [8] **Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).** *TECDOC 1151: ASPECTOS FÍSICOS DE LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA: PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD.* Viena, Austria. 2004.
- [9] **Galvin J M, Smith A R and Lally B.** *CHARACTERIZATION OF A MULTILEAF COLLIMATOR SYSTEM.* *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.*(25) 181–92. 1993.

- [10] **HORTON, J.L.** *RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS. CAP 10: ACCEPTANCE TESTS AND COMMISSIONING MEASUREMENTS.* OIEA. Viena, Austria. 2005.
- [11] **PTW.** *RADIATION MEDICINA QA. SOLUTIONS.* Freiburg, Alemania. 2009 / 2010.
- [12] **PTW.** *IONIZING RADIATION. DETECTORS. INCLUDING CODES OF PRACTICE.* Freiburg, Alemania. 2010/2011.
- [13] **Indra J. Das et al.** *ACCELERATOR BEAM DATA COMMISSIONING EQUIPMENT AND PROCEDURES: REPORT OF THE TG-106 OF THE THERAPY PHYSICS COMMITTEE OF THE AAPM.* Med. Phys. Vol 35. September 2008.
- [14] **Coello, Katiuska.** *COMISIONAMIENTO DE CAMARA DE IONIZACIÓN LÍQUIDA DE 0,002CC, CALIBRACIÓN CON RESPECTO A LA CÁMARA DE REFERENCIA DE 0,6CC.* TEG. Valencia, Carabobo. Venezuela, 2010.
- [15] **AAPM.** *AAPM REPORT NO. 72. "BASIC APPLICATIONS OF MULTILEAF COLLIMATORS".* United States of America. AAPM. 2001.
- [16] **SEFM.** *DOCUMENTO DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA SOBRE SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS.*
- [17] **HOPITAUX, . SOCIETE FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE et SOCIETE BELGE DES PHYSICIENS DES.** *"CONTRÔLE DE QUALITÉ DES COLLIMATEURS MULTILAMES".* RAPPORT SEPM NO 20. 2003.
- [18] **Cephas D Mubata, Peter Childs and A Margaret Bidmead.** *A QUALITY ASSURANCE PROCEDURE FOR THE VARIAN MULTI-LEAF COLLIMATOR.* Phys. Med. Biol. (42) 423-431. 1997.
- [19] **Indra J. Das, George X. Ding, Anders Ahnesjö.** *SMALL FIELDS: NONEQUILIBRIUM RADIATION DOSIMETRY.* Med. Phys. pag. 35 (01). January 2008.
- [20] **Otto A Sauer, Jürgen Wilbert.** *MEASUREMENT OF OUTPUT FACTORS FOR SMALL PHOTON BEAMS.* Med. Phys. 34 (06). June 2007.

- [21] **C. Martens, C. De Wagter, and W. De Neve.** *THE VALUE OF THE PINPOINT ION CHAMBER FOR CHARACTERIZATION OF SMALL FIELD SEGMENTS USED IN INTENSITY - MODULATED RADIOTHERAPY.* Phys. Med. Biol. Vol. 45. 2519 - 2530. 2000.