



# **ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**

**CARRERA DE BIOFÍSICA**

## **CARACTERIZACIÓN FÍSICA Y DOSIMÉTRICA DEL COLIMADOR MULTILÁMINAS DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA SYNERGY DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN PARA USO EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA.**

Trabajo de Titulación presentado para optar al grado académico de:

**BIOFÍSICO**

**AUTOR: OSCAR ENRIQUE PANCHI MAIGUALCA**

**TUTOR: MG. SC. FREDDY BENALCÁZAR**

Riobamba – Ecuador

2016

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**

El Tribunal de Trabajo de Titulación certifica que la investigación: **CARACTERIZACIÓN FÍSICA Y DOSIMÉTRICA DEL COLIMADOR MULTILÁMINAS DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA SYNERGY DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN PARA USO EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA**, de responsabilidad del señor Oscar Enrique Panchi Maigualca, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

Mg Sc. Freddy Benalcázar P.

**DIRECTOR DEL PROYECTO**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Mg Sc. Myrian Borja S.

**MIEMBRO DEL TRIBUNAL**

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Yo, Oscar Enrique Panchi Maigualca soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Proyecto y el patrimonio intelectual del Proyecto de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

OSCAR ENRIQUE PANCHI MAIGUALCA

## **DEDICATORIA**

A mis padres Enrique y Alicia.

A mis hermanos Viviana y Freddy.

A mis sobrinito Jazhiel.

A Dios.

*Oscar Enrique*

## AGRADECIMIENTO

*La grandeza no se mide por lo que se hace o los logros que se alcanza, se mide por la fuerza de voluntad y por el entusiasmo que se inyecta para alcanzar las metas. Oscar Panchi*

Agradezco primeramente a Dios, por la sabiduría e inteligencia que me ha brindado para culminar una etapa más de mi formación como profesional.

A mi familia que ha sido el pilar fundamental, mis padres: Enrique y Alicia por su apoyo y entrega constante en cada etapa de mi vida, les quedo eternamente agradecido; mis hermanos: Viviana y Freddy gracias por su ayuda y ánimos en todo momento; a mi sobrinito: Jazhiel por las travesuras que llenan de alegría mi hogar.

A la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín, comenzando por el Dr. Darío Sarásti, director de la misma, por la apertura y por permitir mi desarrollo práctico en la unidad. A los Físicos Médicos: William Espinoza, William Oña, Guillermo Lema, Javier Arias por su amistad, ayuda, supervisión y constante apoyo durante el desarrollo del presente proyecto, mi más sincera gratitud. A los Licenciados Radiólogos, gracias por su amistad y colaboración. Al Ing. Iván Verdesoto por aclararme las dudas técnicas respecto al proyecto de titulación.

A mis directores y asesores del Proyecto de Titulación: Freddy Benalcázar, Javier Carrasco, Myrian Borja, Carola Flores y Víctor Marqués, por sus invaluable ideas y acotaciones para que el presente proyecto pueda ser desarrollado con éxito.

A todos mis compañeros y amigos que formaron parte de mi formación académica.

A los docentes de la Escuela de Física y Matemática que, con los conocimientos impartidos permiten mantener el prestigio y la calidad académica de la ESPOCH.

## TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS .....	viii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	ix
ÍNDICE DE GRÁFICOS .....	xi
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xii
LISTA DE ABREVIATURAS .....	xiii
RESUMEN.....	xv
SUMMARY .....	xvi
INTRODUCCIÓN .....	- 17 -
<b>CAPITULO I</b>	
<b>1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL .....</b>	<b>- 24 -</b>
<b>1.1 Radioterapia .....</b>	<b>- 24 -</b>
<i>1.1.1 Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT).....</i>	<i>- 24 -</i>
<i>1.1.2 Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).....</i>	<i>- 25 -</i>
<i>1.1.3 Acelerador Lineal Clínico .....</i>	<i>- 29 -</i>
<b>1.2 Sistema de Colimación .....</b>	<b>- 33 -</b>
<i>1.2.1 Colimador primario .....</i>	<i>- 33 -</i>
<i>1.2.2 Colimador secundario (mandíbulas ajustables).....</i>	<i>- 33 -</i>
<i>1.2.3 Sistema de Colimación Multiláminas .....</i>	<i>- 34 -</i>
<b>1.3 Sistema de Dosimetría.....</b>	<b>- 44 -</b>
<i>1.3.1 Cámaras de ionización .....</i>	<i>- 44 -</i>
<i>1.3.2 Detectores de estado sólido.....</i>	<i>- 46 -</i>
<i>1.3.3 Electrómetro .....</i>	<i>- 48 -</i>
<i>1.3.4 Fantomas .....</i>	<i>- 49 -</i>
<b>1.4 Control Estadístico de la Calidad .....</b>	<b>- 51 -</b>
<i>1.4.1 Variabilidad .....</i>	<i>- 51 -</i>
<i>1.4.2 Cartas de control para variables .....</i>	<i>- 53 -</i>
<i>1.4.3 Carta de Control X – R.....</i>	<i>- 55 -</i>

## CAPITULO II

<b>2. MARCO METODOLÓGICO</b> .....	- 59 -
<b>2.1 Materiales</b> .....	- 59 -
<b>2.1.1 Acelerador Lineal</b> .....	- 59 -
<b>2.1.2 Sistema de Planificación de Tratamientos</b> .....	- 59 -
<b>2.1.3 Sistema de Dosimetría Física</b> .....	- 60 -
<b>2.1.4 Detectores dosimétricos</b> .....	- 61 -
<b>2.1.5 Fantoma de agua sólida</b> .....	- 64 -
<b>2.1.6 Electrómetro</b> .....	- 65 -
<b>2.2 Método</b> .....	- 65 -
<b>2.2.1 Pruebas Mecánicas</b> .....	- 65 -
<b>2.2.2 Pruebas Dosimétricas</b> .....	- 68 -
<b>2.2.3 Prueba Funcional</b> .....	- 71 -
<b>2.3 Principales pruebas para el Protocolo Control de Calidad</b> .....	- 72 -

## CAPITULO III

<b>3. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS</b> .....	- 74 -
<b>3.1 Pruebas Mecánicas</b> .....	- 74 -
<b>3.1.1 Iso-excentricidad del MLC</b> .....	- 74 -
<b>3.1.2 Precisión de posicionamiento y reproducibilidad de las láminas</b> .....	- 75 -
<b>3.2 Pruebas Dosimétricas</b> .....	- 77 -
<b>3.2.1 Porcentaje de dosis en profundidad</b> .....	- 77 -
<b>3.2.2 Penumbra – perfiles</b> .....	- 79 -
<b>3.2.3 Factores de dispersión total y de colimador</b> .....	- 88 -
<b>3.2.4 Factor de transmisión</b> .....	- 91 -
<b>3.3 Prueba Funcional</b> .....	- 92 -
<b>CONCLUSIONES</b> .....	- 93 -
<b>RECOMENDACIONES</b> .....	- 94 -
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	- 95 -
<b>ANEXOS</b> .....	- 99 -

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-1</b> Límites de movimiento de las láminas del Elekta MLCi2.....	- 39 -
<b>Tabla 2-1</b> Propiedades físicas de varios materiales de fantomas. ....	- 51 -
<b>Tabla 1-2</b> Calidad y valores de calibración de los haces del Linac Elekta Synergy. ....	- 59 -
<b>Tabla 2-2</b> Especificaciones técnicas de las cámaras de ionización. ....	- 62 -
<b>Tabla 3-2</b> Especificaciones técnicas de los detectores tipo diodo. ....	- 63 -
<b>Tabla 4-2</b> Especificaciones técnicas del maniquí de agua sólida. ....	- 64 -
<b>Tabla 1-3</b> Datos - Patrón Estrella. ....	- 74 -
<b>Tabla 2-3</b> Errores en la diferencia de posicionamiento de las láminas. ....	- 75 -
<b>Tabla 3-3</b> Diferencia de posicionamiento del MLC. ....	- 76 -
<b>Tabla 4-3</b> Penumbras promedio de los perfiles inline. ....	- 88 -
<b>Tabla 5-3</b> Factores de dispersión total.....	- 89 -
<b>Tabla 6-3</b> Factor de dispersión del colimador. ....	- 90 -
<b>Tabla 7-3</b> Factor de transmisión del MLC .....	- 91 -
<b>Tabla 8-3</b> Diferencia entre campo luminoso y la posición de las láminas (plantilla). ....	- 92 -

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-1</b> Posicionamiento y administración de tratamiento radioterapéuticos. ....	24 -
<b>Figura 2-1</b> Idea básica de la Radioterapia. ....	25 -
<b>Figura 3-1</b> Diferencia en la administración y distribución de dosis entre 3D-CRT e IMRT. ....	26 -
<b>Figura 4-1</b> Técnica DMLC de administración de IMRT. ....	27 -
<b>Figura 5-1</b> Configuración de campos y segmentos IMRT. ....	28 -
<b>Figura 6-1</b> Mapas generados durante la planificación de IMRT. ....	29 -
<b>Figura 7-1</b> Diagrama esquemático de un acelerador lineal de uso clínico (Linac). ....	30 -
<b>Figura 8-1</b> Esquema del cabezal de un acelerador para producir rayos X. ....	32 -
<b>Figura 9-1</b> Diseño de la unión lateral de láminas de diferentes MLC. ....	35 -
<b>Figura 10-1</b> Configuración del MLC por sustitución de la mandíbula superior. ....	35 -
<b>Figura 11-1</b> Configuración del MLC por sustitución de la mandíbula inferior. ....	36 -
<b>Figura 12-1</b> Ubicación del MLC como un colimador adicional (terciario). ....	36 -
<b>Figura 13-1</b> Esquema del sistema de coordenadas del MLC. ....	38 -
<b>Figura 14-1</b> Concepto de penumbra en un perfil de dosis. ....	40 -
<b>Figura 15-1</b> Porcentaje de Dosis en Profundidad. ....	41 -
<b>Figura 16-1</b> Geometría para la medición del factor de dispersión total. ....	42 -
<b>Figura 17-1</b> Geometría para la medición del factor del colimador. ....	43 -
<b>Figura 18-1</b> Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer. ....	45 -
<b>Figura 19-1</b> Diseño básico de la unión de diodos <i>p-n</i> de Silicio. ....	47 -
<b>Figura 20-1</b> Estructura de la unión de diodos <i>n-p</i> de Silicio. ....	48 -
<b>Figura 21-1</b> Diagrama de una cámara de ionización conectada a un amplificador de retroalimentación negativa. ....	49 -
<b>Figura 22-1</b> Ideas y elementos de una carta de control. ....	54 -
<b>Figura 1-2</b> Interfaz del Sistema de Planificación de Tratamientos XiO v5.1. ....	60 -
<b>Figura 2-2</b> Interfaz del Software OmniPro Accept y Blue Phantom 2. ....	61 -
<b>Figura 3-2</b> Cámaras de ionización y detectores tipo diodo utilizados en la adquisición de medidas. ....	62 -
<b>Figura 4-2</b> Arreglo de diodos MapCHECK2 – Sun Nuclear. ....	64 -
<b>Figura 5-2</b> Maniquí de agua sólida y lámina con adaptador para colocación del detector. ....	65 -
<b>Figura 6-2</b> Electrómetro DOSE1 de la marca IBA®. ....	65 -
<b>Figura 7-2</b> Posicionamiento del MapCHECK2 y adquisición de datos - Patrón estrella. ....	66 -
<b>Figura 8-2</b> Posicionamiento del MapCHECK2 y adquisición de datos – Picket Fence. ....	68 -
<b>Figura 9-2</b> Posicionamiento de cámaras de ionización en el Blue Phantom2. ....	69 -

<b>Figura 10-2</b> Cámara de ionización con build-up para la medición del Sc. ....	- 70 -
<b>Figura 11-2</b> Posicionamiento del fantoma de agua sólida y cámara Farmer para la adquisición del factor de transmisión del MLC.....	- 71 -
<b>Figura 12-2</b> Plantillas impresas desde el TPS XiO v5.1. ....	- 71 -
<b>Figura 13-2</b> Posicionamiento y conformación de los campos para la verificación funcional.-	- 72 -

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1-3</b> Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de 10x10 cm <sup>2</sup> .....	- 77 -
<b>Gráfico 2-3</b> Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de 10x10 cm <sup>2</sup> .....	- 78 -
<b>Gráfico 3-3</b> Perfil de dosis crossline para un campo de 10x10 cm <sup>2</sup> a z <sub>max</sub> .....	- 80 -
<b>Gráfico 4-3</b> Perfil de dosis crossline para un campo de 30x30 cm <sup>2</sup> a z <sub>max</sub> .....	- 81 -
<b>Gráfico 5-3</b> Perfil de dosis inline para un campo de 10x10 cm <sup>2</sup> a z <sub>max</sub> .....	- 82 -
<b>Gráfico 6-3</b> Perfil de dosis inline para un campo de 30x30 cm <sup>2</sup> a z <sub>max</sub> .....	- 83 -
<b>Gráfico 7-3</b> Perfil de dosis crossline para un campo de 10x10 cm <sup>2</sup> a z <sub>ref</sub> .....	- 84 -
<b>Gráfico 8-3</b> Perfil de dosis crossline para un campo de 30x30 cm <sup>2</sup> a z <sub>ref</sub> .....	- 85 -
<b>Gráfico 9-3</b> Perfil de dosis inline para un campo de 10x10 cm <sup>2</sup> a z <sub>ref</sub> .....	- 86 -
<b>Gráfico 10-3</b> Perfil de dosis inline para un campo de 30x30 cm <sup>2</sup> a z <sub>ref</sub> .....	- 87 -
<b>Gráfico 11-3</b> Factores de dispersión total en función del tamaño de campo.....	- 89 -
<b>Gráfico 12-3</b> Factor de dispersión del colimador vs. tamaño de campo. ....	- 90 -

## ÍNDICE DE ANEXOS

<b>ANEXO A</b> .....	- 100 -
<b>CONTROL ESTADÍSTICO DE LA CALIDAD</b> .....	- 100 -
Cartas de Control – Patrón Estrella.....	- 100 -
Cartas de Control – Picket Fence .....	- 102 -
<b>ANEXO B</b> .....	- 104 -
<b>TABLA Y GRÁFICOS DE PDDs CON TODOS LOS TAMAÑOS DE CAMPO</b> .....	- 104 -
1. Campos pequeños.....	106
2. Campos mayores de 3x3 cm <sup>2</sup> . .....	107
<b>ANEXO C</b> .....	108
<b>TABLAS, GRÁFICOS -PERFILES CON TODOS LOS TAMAÑOS DE CAMPO</b> .....	108
<b>ANEXO D</b> .....	112
<b>DETALLE DE LAS PRUEBAS DEL MLC</b> .....	112
1. Patrón Estrella .....	112
2. Picket Fence .....	113
3. Factor de Transmisión.....	115
4. Prueba funcional.....	117
<b>ANEXO E</b> .....	119
<b>TABLAS - COMPARACIÓN DE DATOS DE PDDs Y PERFILES</b> .....	119
1. PDDs de las comparaciones de campos 10x10 cm <sup>2</sup> y 30x30 cm <sup>2</sup> . .....	119
2. Perfiles crossline para campos de 10x10 cm <sup>2</sup> y 30x30 cm <sup>2</sup> . .....	121
3. Perfiles inline para campos de 10x10 cm <sup>2</sup> y 30x30 cm <sup>2</sup> .....	123
<b>ANEXO F</b> .....	125
<b>FACTORES PARA LA ELABORACIÓN DE CARTAS DE CONTROL</b> .....	125
<b>ANEXO G</b> .....	125
<b>PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD DEL MLC</b> .....	125
<b>ANEXO H</b> .....	- 182 -
<b>CERTIFICADO – UNIDAD DE RADIOTERAPIA HCAM</b> .....	- 182 -

## LISTA DE ABREVIATURAS

3D-CRT:	Radioterapia Conformacional Tridimensional
AAPM:	American Association of Physics Medical (Asociación Americana de Física Médica)
CCU:	Common Control Unit (Unidad de Control Común)
cGy:	centi Gray
cm:	centímetros
cm <sup>2</sup> :	centímetros cuadrados
CMS:	Computerized Medical Systems (Sistemas Médicos Computarizados)
Gy:	Gray
HCAM:	Hospital Carlos Andrade Marín
IAEA:	International Agency of Energy Atomic (Agencia Internacional de Energía Atómica)
IEC:	International Electrotechnical Commission (Comisión Internacional Electrotécnica)
IMRT:	Intensity Modulated Radiation Therapy (Radioterapia de Intensidad Modulada)
LINAC:	Linear Accelerator (Acelerador Lineal)
MeV:	Mega electronvoltios
MHz:	Megahercio
MLC:	Multileaf Colimator (Colimador Multiláminas)
mm:	milímetros
MV:	Mega voltios
PDD:	Percentage Depth Dose (Porcentaje de Dosis en profundidad)
PTV:	Planning Treatment Volume (Volumen de Planificación de Tratamiento)
RF:	Radio Frecuencia

SAD:	Source Axis Distances (Distancia Fuente Eje Central)
Sc:	Factor de Dispersión del Colimador
Scp:	Factor de Dispersión Total
SEFM:	Sociedad Española de Física Médica
SSD:	Source Surface Distances (Distancia Fuente-Superficie)
TPS:	Treatments Planning System (Sistema de Planificación de Tratamientos)
UM:	Unidad Monitor
zmax:	Profundidad de dosis máxima
zref:	Profundidad de referencia.

## RESUMEN

En el Hospital Carlos Andrade Marín, se va implementar la técnica de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) para ofrecer una mejora en los tratamientos, controles radioterapéuticos y ser utilizada en situaciones en las cuales la Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT) presenta limitaciones. El presente trabajo tuvo como objetivo contribuir con la caracterización del Colimador Multiláminas (MLC) como sistema de entrega y modulación de IMRT, tanto en sus aspectos físicos y mecánicos que tendrán un gran impacto en las características dosimétricas y por ende en la dosis final administrada. Para la caracterización del MLC, se evaluaron varios parámetros dosimétricos, trabajando con energía de 6MV, siendo entre ellos: el factor de transmisión, porcentaje de dosis a profundidad para campos conformados con diferentes sistemas de colimación propios del Acelerador Lineal (LINAC), ancho de penumbra para dos tamaños de campo a la profundidad de dosis máxima y de referencia, factores de dispersión total y de colimador para campos conformados por mandíbulas convencionales, mandíbulas de respaldo y multiláminas conjuntamente. Con la información dosimétrica se evaluó las características mecánicas como la iso-excentricidad del MLC, la precisión de posicionamiento y reproducibilidad de las láminas, utilizando un arreglo de diodos denominado MapCHECK 2 que gracias a las herramientas del Software SNC Patient, permitió analizar las características mencionadas. Adicionalmente se evaluó la funcionalidad del sistema MLC conformando campos en el Sistema de Planificación e imprimiendo plantillas que posteriormente fueron utilizadas para la verificación de transferencia y conformación de campos en el LINAC. En base a tales pruebas se concluyó que el colimador multiláminas del acelerador lineal Elekta Synergy cuenta con las características tanto físicas como dosimétricas para que pueda actuar como sistema de entrega y modulación en los tratamientos de Radioterapia con Intensidad Modulada. Para discriminar entre transmisión intralámina e interlámina es recomendable utilizar dosimetría por película.

**PALABRAS CLAVES:** <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA>, <BIOFÍSICA>, <RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)>, <COLIMADOR MULTILÁMINAS (MLC) >, <MAPCHECK2>, <ACELERADOR LINEAL (LINAC)>.

## SUMMARY

In Carlos Andrade Marín Hospital, the technique of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) will be implemented to offer an improvement in the treatments, radiotherapeutic controls and to be used in situations in which the Three-dimensional Conformational Radiation Therapy (3D-CRT) has limitations. The objective of this work was to contribute to the characterization of the Multileaf Collimator (MLC) as a system of delivery and modulation of IMRT, both in its physical and mechanical aspects that will have a great impact on the dosimetric characteristics and therefore on the final dose administered. For the characterization of the MLC, several dosimetric parameters were evaluated, working with energy of 6MV, being among them: the transmission factor, percentage of dose to depth for fields conforming with different collimation systems characteristics of Linear Accelerator (LINAC), with Penumbra for two fields sizes at maximum and reference dose depth, total dispersion and collimator factors for fields conforming to conventional jaws, back jaws and multilaminates together. With the dosimetric information the mechanical characteristics such as the isocentricity of the MLC, the positioning accuracy and the reproducibility of the plates were evaluated using a diode array called MapCHECK 2, which, thanks to the tools of the SNC Patient Software, it allowed to analyze the characteristics mentioned. In addition, the functionality of the MLC system was evaluated by forming fields in the Planning System and printing templates that were later used for verification of transfer and shaping of fields in the LINAC. Based on these tests, it was concluded that the linear accelerator multilayer collimator Elekta Synergy has both physical and dosimetric characteristics so that it can act as a delivery and modulation system in Radiotherapy treatments with Modulated Intensity. In order to discriminate between intralamin and interlamin transmission it is advisable to use dosimetry per film.

**KEYWORDS:** <ENGINEERING TECHNOLOGY AND SCIENCES>, <BIOPHYSICS>, <INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY (IMRT)>, < MULTILEAF COLLIMATOR (MLC) >, <MAPCHECK2>, <LINEAR ACCELERATOR (LINAC)>.

## **INTRODUCCIÓN**

El Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM) se encuentra calificado como de tercer nivel por el Ministerio de Salud de la República del Ecuador y como el centro hospitalario de más alta complejidad en la zona norte del país. El servicio de Oncología y Radioterapia inicia sus actividades en el año de 1973, siendo el pionero en la prestación de servicios radioterapéuticos. Después de la época de la cobaltoterapia, con el fin de innovar, se adquirieron y comisionaron dos Aceleradores Lineales de la casa comercial ELEKTA (Compact y Synergy), se adquirieron sistemas de planificación para realizar dosimetrías clínicas en tres dimensiones, sistema de simulación y equipos especializados en control de calidad de haces de radiación, todo ello con el fin de realizar con éxito los diferentes tratamientos radioterapéuticos.

Con el ideal de innovación siempre presente, en el HCAM se va a implementar una nueva modalidad de teleterapia conocida como Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), esta técnica avanzada tiene como característica principal la administración de haces con fluencia o intensidad de radiación no uniforme, que genera una distribución de dosis extremadamente precisa en el PTV (Volumen de Planificación de Tratamiento) o en zonas específicas dentro del mismo y a la vez protege estructuras circundantes de tejido sano.

Para la implementación clínica de la IMRT se requiere de dos sistemas, el primero, un sistema de planificación de tratamientos computarizado que pueda calcular mapas de fluencias no uniformes para múltiples haces dirigidos desde diferentes direcciones para maximizar la dosis en el volumen blanco, y segundo, un sistema de entrega de fluencias no uniformes tal como ha sido planificado, para ello se utiliza el sistema de Colimación Multiláminas (MLC), el cual debe presentar características y condiciones específicas para que pueda actuar como modulador de radiación.

La Introducción presenta los Antecedentes, Planteamiento del Problema, Justificación y Objetivos, que permitieron conocer la necesidad del HCAM en la implementación de la IMRT y generar una propuesta, de igual forma se presenta experiencias obtenidas por parte de otros investigadores que sirvieron de guía en la caracterización del MLC.

En el Capítulo I se presenta el Marco Teórico referente a la caracterización del MLC, comenzando por describir las diferentes técnicas de Teleterapia, siendo estas 3D-CRT e IMRT, dentro de esta última las principales formas de entrega que son por multisegmentos y dinámica que es importante conocer y diferenciarlas; continuando se detalla las partes y el principio de funcionamiento de un LINAC que es el principal elemento tecnológico con el cual cuenta una unidad de radioterapia, de forma más detallada se describe el sistema de colimación

multiláminas con el que cuenta un LINAC y específicamente las características físicas que posee el MLCi2 del acelerador Elekta Synergy; por último, se describe las propiedades físicas, dosimétricas y el principio estadístico utilizado para el análisis de los datos obtenidos.

En el Capítulo II se describe la metodología utilizada para desarrollar cada una de las pruebas efectuadas al colimador multiláminas, detallando las características de los materiales y equipo utilizado, el posicionamiento, recolección de datos y conjuntamente se presentan figuras representativas de los procesos de medición.

En el Capítulo III se presenta los resultados obtenidos y su respectiva interpretación, donde se demuestra si cada uno de los parámetros del MLC se encuentra dentro de la tolerancia recomendada por protocolos internacionales y experiencias de otros investigadores.

Finalmente se presentan las conclusiones, recomendaciones, bibliografía utilizada y anexos en donde se presentan las cartas de control elaboradas a partir de los datos adquiridos en condiciones normales o naturales, varias tablas, gráficos y detalles de las pruebas realizadas. De igual forma se presentan anexados y adaptados los Protocolos de Control de Calidad que servirán para evaluar y mantener las condiciones del MLCi2 del acelerador lineal Elekta Synergy.

## **Antecedentes**

La radioterapia es un tratamiento que consiste en la administración de radiación ionizante de alta energía la cual ha ido evolucionando desde los años 50 con el avance de la tecnología de adquisición de imágenes y la incorporación de colimadores multiláminas (MLC, por sus siglas en inglés), que permitió tener la modalidad de radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT, por sus siglas en inglés); posteriormente con el objetivo de tener una mejor distribución de dosis en el paciente se desarrollaron nuevas y mejores técnicas que ayudaron a cumplir dicho fin, de esta forma nace la Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), que se basa principalmente en la aplicación de múltiples campos formados por el MLC, los mismos que presentan una fluencia de radiación no uniforme.

Investigadores del Departamento de Física Médica del Centro de Cáncer Memorial Sloan-Kettering en 1998 publican en *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, un artículo en el cual presentan cada una de las pruebas realizadas con el fin de caracterizar física y dosimétricamente el colimador multiláminas modelo Mark II montado bajo el cabezal del acelerador lineal Varian C-Series para la implementación clínica de IMRT en el modo dinámico; las principales características estudiadas fueron la precisión y reproducibilidad del posicionamiento de las láminas, la dispersión en el cabezal para campos pequeños, transmisión del colimador y la transmisión por el extremo redondeado de la lámina, utilizando películas radiográficas y cámaras de ionización para energías de 6 MV y 15 MV de rayos X. (LoSasso, et al., 1998, pp. 1919-1927).

En *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, (Bayouth, et al., 2003, pp. 743-750) se publicó un artículo titulado “MLC quality assurance techniques for IMRT applications” en el cual asegura que “La Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) requiere un extensivo conocimiento del colimador multihojas (MLC), la exactitud de posicionamiento de la hoja, la precisión y reproducibilidad a largo plazo.” De la misma manera los autores mencionan que han desarrollado “una técnica para eficientemente medir la posición absoluta de cada una de las hojas del MLC, bajo el rango de posición de la hoja utilizada en IMRT, basada en información dosimétrica”, la misma que es obtenida por medio de la irradiación de una sola película radiográfica con 12 campos consecutivos de 1 cm de ancho (formados por las multihojas) por 28 cm de longitud; se repitió el mismo proceso mientras se variaba la dirección de viaje de la hoja. La película fue digitalizada con la ayuda de un sistema de dosimetría fílmica y se adquirieron perfiles de dosis perpendicular al movimiento de las hojas y por el centro de cada par de hojas, concluyendo que las mediciones de error de posición absoluto presentan una dependencia radial con un máximo de 1.5 mm a 16.4 cm del eje central, debido a un error

rotacional en la calibración; la recalibración de las hojas se basó en la utilización de esta técnica, que rindió medidas de la posición de la hoja absoluta donde el 91.5% de todas las posiciones estaban dentro de 0.5 mm, con un error promedio de 0.1 mm y error máximo de menos de 1.0 mm.

En la Revista de la Sociedad Española de Física Médica, (Beltrán Vilagrasa, et al., 2005, pp. 19-31) presentan un trabajo en el cual se indican las principales pruebas de aceptación y fijación del estado de referencia inicial específicas para un colimador multiláminas del fabricante Varian para incluirlas dentro del programa de garantía de calidad del equipamiento de Radioterapia; afirmando específicamente que “Realizamos pruebas geométricas y dosimétricas que nos permiten afirmar que el MLC funciona correctamente y que no introduce alteraciones significativas respecto a la colimación convencional del propio acelerador.”

Gabriel Murcia Cañón estudiante de la Universidad de Colombia ha desarrollado un trabajo que se enfoca principalmente en un análisis físico y dosimétrico de un sistema DMLC (dynamic multileaf collimator) para el uso de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT). Usando sistemas de MLC Millennium 80 y Millennium 120 instalados en los aceleradores lineales (Clinac 2100C/D y Clinac IX) de la marca Varian en el Instituto Nacional de Cancerología E.S.E., en el cual se menciona que realizó principalmente pruebas mecánicas, geométricas y dosimétricas para caracterizar el comportamiento del MLC para energías de 6 y 18 MV de rayos X. Desarrollando un protocolo de control de calidad para el MLC de los aceleradores. (Murcia Cañón, 2010)

En la revista de Física Aplicada (IOSR-JAP), se publicó el artículo titulado “Dosimetric evaluation of the MLCs for irregular shaped radiation fields” presentado el 2013, en el cual se declara que “La radioterapia Tridimensional Conformacional (3D-CRT), Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT) son las más avanzadas técnicas en Radioterapia, las cuales usan campos irregulares utilizando el Colimador Multiláminas en un Acelerador Lineal”. En dicho trabajo se menciona que la exactitud de estas técnicas depende de las características dosimétricas del colimador Multiláminas. (Kotb, et al., 2013, pp. 57-63).

En 2014, Javier Arias estudiante de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo desarrolló el tema titulado “Comisionamiento y puesta en marcha del Acelerador Lineal Digital de alta energía Elekta Synergy para rayos X en el Departamento de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín” que consistió en realizar pruebas mecánicas y dosimétricas mediante el uso de detectores, fantoma, cámaras de ionización, electrómetro, entre otros, siguiendo protocolos internacionales para el comisionamiento del Acelerador Lineal Elekta Synergy. La

calibración del acelerador se lo realizó de acuerdo al reporte TRS-398, obteniendo 1.0016 cGy/UM con 6 MV y 1.0034 cGy/UM para 15 MV, concluyendo que con estos parámetros el acelerador se encuentra listo para el uso clínico. (Arias Garcés, 2014)

### **Planteamiento del problema**

La Radioterapia de Intensidad Modulada es un técnica avanzada de radioterapia cuya característica principal es la administración de haces con fluencia de radiación no uniforme, en la cual se usa un colimador multiláminas para conformar y modular el haz o el campo de radiación. En este tipo de tratamientos con el fin de obtener una mejor distribución de dosis tanto en el volumen blanco como en los órganos de riesgo, se necesita una amplia gama de información y conocimiento acerca de las características del MLC para que su uso en la implementación de IMRT tenga exactitud y precisión.

Según el Reporte 119 de la AAPM (Ezzell, et al., 2009, pp. 5359-5373) sugiere que para comisionar un acelerador lineal de electrones para desarrollar la técnica de IMRT es necesario garantizar un buen estado y buen funcionamiento del MLC para la administración de tratamientos y evitar errores en este sistema de definición del haz. De la misma manera, hay varios grupos de investigación que han realizado dicho estudio con el fin de tener un mayor conocimiento del estado de referencia, exactitud y precisión de posicionamiento con el que cuenta el MLC.

En el Ecuador existen instituciones tanto públicas como privadas que cuentan con departamentos de radioterapia, pero son pocas las que han implementado la técnica de IMRT; en base a esto, se pretende realizar un trabajo que contribuya a la implementación de esta nueva técnica de tratamiento en la unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín, realizando una caracterización física y dosimétrica del MLC.

La falta de un estudio previo del comportamiento del MLC del acelerador lineal *Elekta Synergy* de la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín se debe a que no se había tomado la decisión de implementar técnicas de tratamiento de Teleterapia diferentes de las convencionales. La decisión de implementar la técnica de Teleterapia de IMRT en un futuro no muy lejano exige que se establezcan procedimientos para verificar el estado y comportamiento del MLC.

## **Justificación**

La radioterapia como tratamiento terapéutico busca entregar mayor dosis de radiación al volumen tumoral, con el menor detrimento a los órganos adyacentes, con este objetivo y con ayuda de nuevas tecnologías de adquisición de imágenes e incorporación de colimadores multiláminas se ha podido desarrollar nuevas técnicas, tales como *Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT)*, *Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)* y *Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT)*, que ayudan a que el objetivo de la radioterapia se cumpla con mayor precisión.

La importancia de este proyecto se debe a que la precisión y exactitud en cada una de las técnicas antes mencionadas depende de las características físicas y dosimétricas del Colimador Multiláminas (MLC) (Kotb, et al., 2013, pp. 57-63), principalmente para la implementación de IMRT, siendo ésta una de las técnicas de tratamiento que se comisionará próximamente en el acelerador lineal *Elekta Synergy* del Hospital Carlos Andrade Marín.

En el informe de la Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Galicia, se menciona que “Antes de utilizar la IMRT es necesario establecer un protocolo que incluya las diferentes fases del proceso de tratamiento, es decir, la obtención de datos anatómicos, la definición de los haces, el cálculo dosimétrico, la distribución de dosis, la ejecución y control del tratamiento” (Maceira Rozas, et al., 2005), siendo el MLC el sistema que contribuye a la definición del haz de radiación, y el cual debe contar con un protocolo de control de calidad que presente los principales procedimientos que permiten evaluar que las condiciones sean estables a través del tiempo de uso del MLC.

La investigación planteada posee relevancia social debido a que se caracterizará el MLC para que los posteriores tratamientos de IMRT que recibirán los pacientes oncológicos, sean más precisos y se encuentren dentro de los rangos de tolerancia. De igual manera, la investigación satisface el Objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir “MEJORAR LA CALIDAD DE VIDA DE LA POBLACIÓN”, Artículo 1 “Promover el mejoramiento de la calidad en la prestación de servicios de atención que componen el Sistema Nacional de Inclusión y Equidad Social”

De la misma forma, por el avance de la tecnología y estudios realizados en diferentes partes del mundo se cuenta con suficiente material bibliográfico que servirá de referencia para que dicho proyecto sea factible de desarrollar, basándose en el Report of Task Group N° 50, “Basic Applications of Multileaf Collimators” de la AAPM, “Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico” de la Sociedad Española de Física Médica y en informes de varios grupos de investigación.

El presente proyecto cuenta con el aval de la jefatura de la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín y con el apoyo del conjunto de Físicos Médicos encargados del control y la calidad de los tratamientos de radioterapia de los pacientes oncológicos del Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS), quienes guiarán en todo el proceso de investigación para alcanzar los objetivos propuestos; además cabe mencionar que no se necesitará adquirir equipos y materiales muy costosos por parte del investigador. Con todo lo expuesto anteriormente se concluye que el proyecto de investigación es factible de ejecutarlo.

## **Objetivos**

### **Objetivo General**

- Caracterizar física y dosimétricamente el colimador multiláminas (MLC) del Acelerador Lineal Elekta Synergy del Hospital Carlos Andrade Marín para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada.

### **Objetivos Específicos**

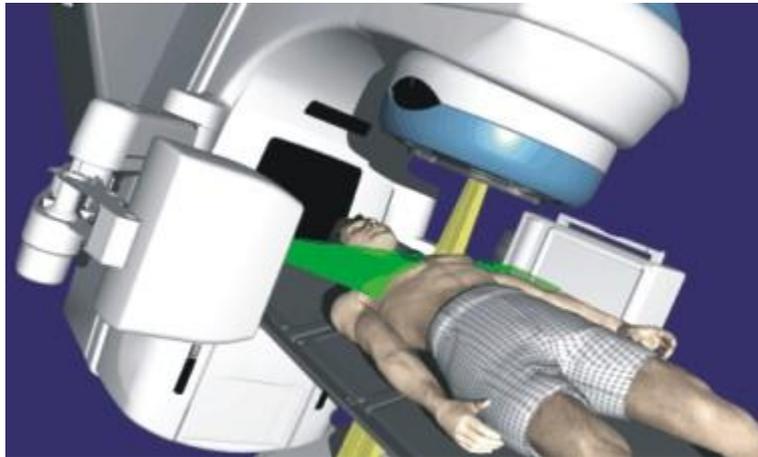
- Determinar las principales funciones y aplicaciones básicas del colimador multiláminas para IMRT por Step & Shoot.
- Determinar las características mecánicas y dosimétricas que posee el MLC.
- Realizar pruebas mecánicas y dosimétricas para caracterizar el MLC.
- Implementar un Protocolo de control de calidad para el colimador multiláminas del acelerador Elekta Synergy.

# CAPÍTULO I

## 1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

### 1.1 Radioterapia

A través de los años los tratamientos radioterapéuticos se han ido desarrollando e innovando más; especialmente con el avance de la tecnología, apareciendo así, la Radioterapia 2D, con el mejoramiento de adquisición de imágenes y el desarrollo de Softwares de Planificación de Tratamientos (TPS's) aparece la Radioterapia 3D Conformada y actualmente con el acoplamiento y la utilización de colimadores multiláminas aparece la Radioterapia con Intensidad Modulada, siendo esta última una técnica que ayuda a entregar mayor dosis con precisión en el blanco y menor dosis en los órganos de riesgo adyacentes.



**Figura 1-1** Posicionamiento y administración de tratamiento radioterapéuticos.

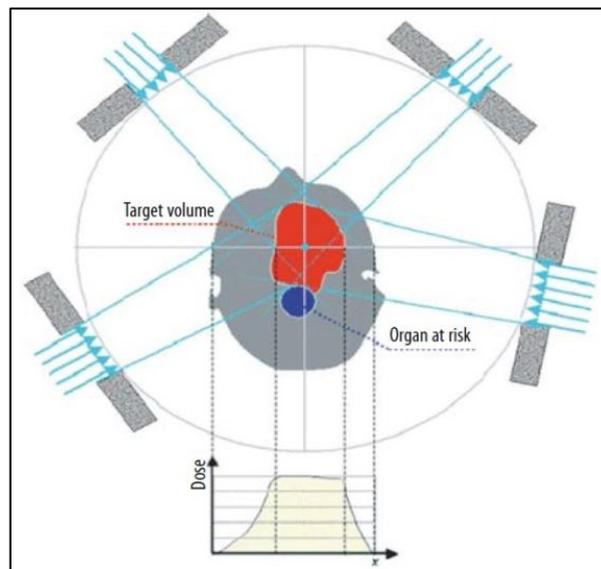
Fuente: La Nación, 2015

#### 1.1.1 *Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT)*

El concepto de radioterapia conformacional en tres dimensiones (3D-CRT) ha sustituido en numerosas situaciones clínicas a las planificaciones realizadas en sólo dos dimensiones del espacio (2D). La radioterapia conformacional 3D es una técnica relativamente avanzada de radioterapia cuya característica principal es la adquisición de datos anatómicos del paciente, por medio de imágenes (TAC, RM, PET-CT), los mismos que son utilizados en la planificación de tratamientos para proyectar los campos o haces de radiación, conformándolos de acuerdo a la forma, tamaño y geometría del PTV (Planning Target Volume) generando en éste, hasta donde sea posible, una adecuada distribución de dosis.

En la administración o entrega de tratamientos, la intensidad de dosis es uniforme a través del haz de radiación, pudiendo modificarse levemente mediante sencillos mecanismos de cuñas

o filtros compensadores para una mejor adaptación al volumen de tratamiento. El impacto de esta tecnología ha hecho posible el tratamiento óptimo de tumores en muchas áreas del cuerpo humano, por lo cual actualmente se la considera como técnica estándar de radioterapia externa; sin embargo, pese a los satisfactorios resultados de los tratamientos iniciales con radioterapia conformacional 3D, se conoce que aproximadamente un 30% de los pacientes recidivan<sup>1</sup> (Rodríguez, 2013, pp. 2-20), este (alto) índice se debe a la existencia de subpoblaciones o clones de células tumorales resistentes a la máxima dosis que se puede administrar con los tratamientos de radioterapia convencional (65-70 Gy), y por otro lado, debido generalmente a la complejidad de la geometría, limitaciones tecnológicas, este es el caso por ejemplo, de un volumen tumoral de forma cóncava que envuelva una estructura sensible como la médula espinal. (Murcia Cañon, 2010). Por ello, e incluso antes de que esta forma de radioterapia conformacional 3D se haya implantado de forma generalizada, surge la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT). (Caballero Villarraso, et al., 2007)



**Figura 2-1** Idea básica de la Radioterapia.

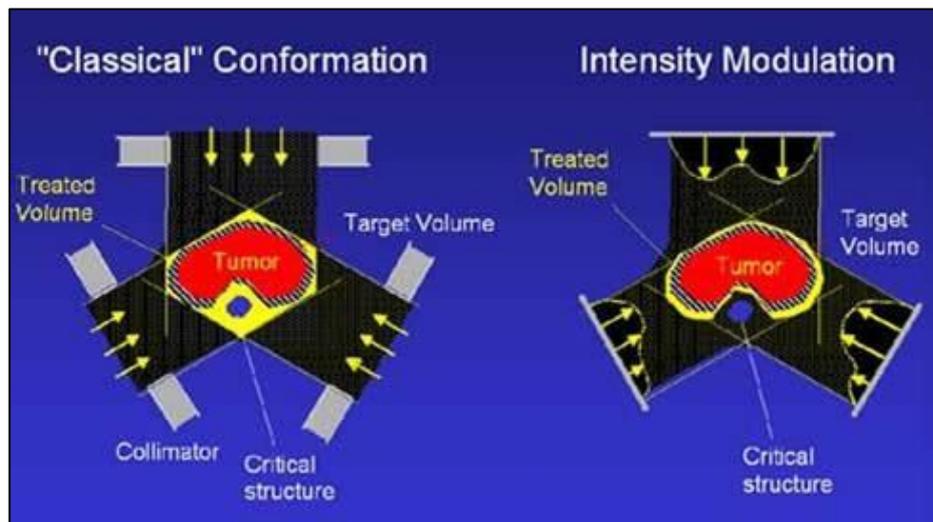
Fuente: Schlegel, 2006, pp. 1-6

### **1.1.2 Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)**

La IMRT es una modalidad avanzada de 3D-CRT, cuya característica principal es la administración de haces con fluencia o intensidad de radiación no uniforme, que genera una distribución de dosis extremadamente precisa en el PTV o en zonas específicas dentro del mismo y a la vez protege estructuras circundantes normales.

<sup>1</sup> Recidiva: en términos oncológicos, es la reaparición del tumor maligno tras un periodo más o menos largo de ausencia de enfermedad primaria.

La idea detrás de la modulación de intensidad es considerar que cada haz de tratamiento es la suma de múltiples “microcampos” (beamlets, bixels o rayos) cada uno con una intensidad de radiación diferente, lo que permite administrar distintas intensidades de radiación dentro de un mismo haz (Gómez González, 2012). Esta característica permite producir distribuciones de dosis que presenten concavidades y un aumento del gradiente de dosis en los bordes del PTV. (Perera Carvajal, 2011)



**Figura 3-1** Diferencia en la administración y distribución de dosis entre 3D-CRT e IMRT.  
Fuente: Alexander, 2013

Uno de los requisitos para implementar IMRT es contar con aceleradores lineales computarizados modernos, dotados de sistemas de inmovilización, de colimación, de verificación, de seguridad y de comunicación precisa con los planificadores.

Específicamente la implementación clínica de IMRT requiere al menos dos sistemas:

1. Un sistema de planificación de tratamientos computarizado que pueda calcular mapas de fluencias no uniformes para múltiples haces dirigidos desde diferentes direcciones para maximizar la dosis en el volumen blanco. (Khan, 2003)
2. Un sistema de entrega de fluencias no uniformes tal como ha sido planificado. En este caso se utiliza el Sistema de Colimación Multiláminas.

Cada uno de estos sistemas debe ser probado y comisionado apropiadamente antes de su respectivo uso clínico.

#### 1.1.2.1 Técnicas de entrega de IMRT

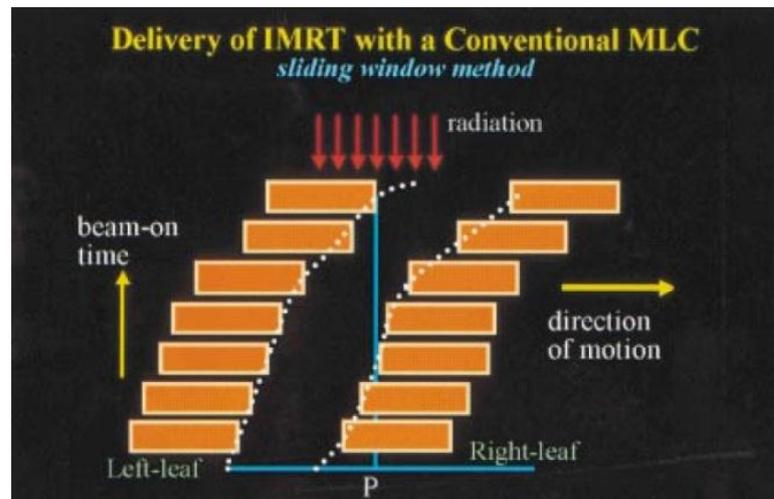
Existen varias técnicas para la administración de IMRT, pero en este caso se enfocará en dos de ellas, porque se podría considerar que son las más desarrolladas a nivel nacional y las que en

su mayoría se están incorporando en aceleradores lineales de electrones, a partir de un colimador multiláminas controlado por ordenador.

Tomando en cuenta que la técnica se entrega con el gantry estático se clasifican en:

#### 1.1.2.1.1 IMRT dinámica (sliding windows)

La intensidad constante de cada haz se modula por el movimiento continuo de las láminas del colimador multiláminas durante el tiempo que dura la irradiación de dicho campo; cada par de láminas opuestas forman una ventana con una determinada posición y anchura que varía en el tiempo.



**Figura 4-1** Técnica DMLC de administración de IMRT.

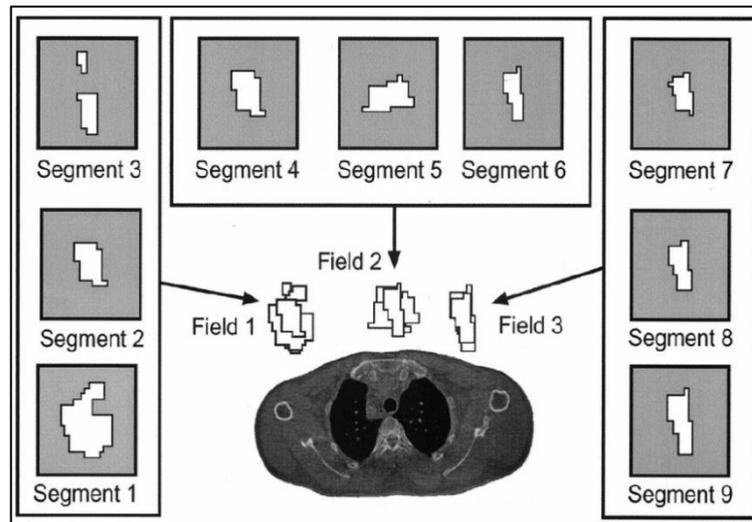
Fuente: (Maceira Rozas, et al., 2005)

Las líneas punteadas indican las posiciones del par de hojas (eje X) del colimador multiláminas en función del tiempo de irradiación (eje Y).

#### 1.1.2.1.2 IMRT por multisegmentos (Step & Shoot)

Esta técnica modifica la intensidad de cada haz o campo fijo, utilizando distintas conformaciones del MLC. Cada forma del campo viene dada por una determinada posición de las láminas del colimador multiláminas, y se mantiene fija durante parte del tiempo de irradiación. El número de segmentos puede variar entre dos y más de 20 (aunque rara vez supera los 10). No se necesita tampoco un gran número de haces, siendo suficientes entre tres y cuatro. (Maceira Rozas, et al., 2005)

En la fase de “step” las hojas se mueven a posiciones discretas, la irradiación tiene lugar en la fase de “shoot”. El resultado es niveles de intensidad discretos, el número de los cuales depende del número de “step”.

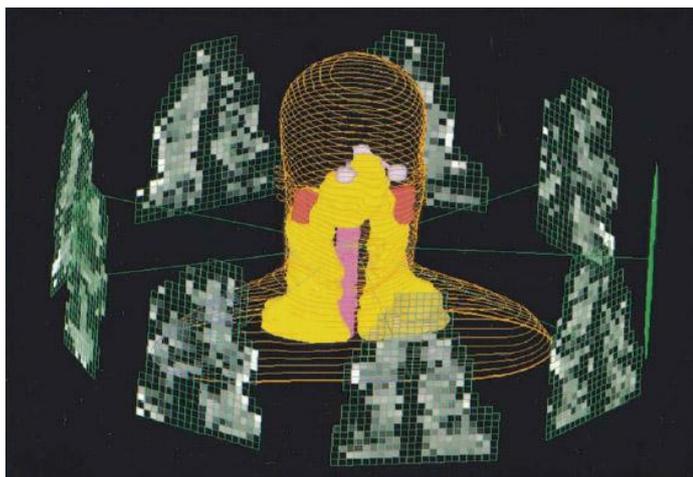


**Figura 5-1** Configuración de campos y segmentos IMRT. Este tratamiento muestra 3 ángulos de haces. Cada haz consiste de 3segmentos cada uno, haciendo un total de 3 campos y 9 segmentos.

**Fuente:** Carlson, 2001, pp. 151-156

#### 1.1.2.2 Planificación Inversa

A diferencia de la *planificación directa* utilizada en 3D-CRT en la cual se especifica la proyección, el peso, número de haces, al igual que los ángulos y el uso de ciertos modificadores (compensadores, cuñas) con el fin de generar una distribución de dosis y finalmente poder evaluar por medio del Histograma Dosis-Volumen; en la técnica de IMRT se utiliza principalmente la *planificación inversa* en la cual se toma como información de entrada la distribución de dosis que se desea impartir con base en la forma, tamaño y localización del tumor, así como las restricciones para la entrega del tratamiento (dosis máxima que pueden recibir órganos de riesgo). Como resultado de la planificación se obtiene el número, forma, ángulo y fluencia de los haces de radiación que previamente fueron segmentados y optimizados para conformar la dosis de radiación al PTV. Contrario a la técnica 3D-CRT en la que se desea conocer la distribución de dosis en los tejidos a partir de la proyección de haces, en IMRT se conoce la distribución de dosis y se desea determinar las características de los haces. (Rodríguez, 2013, pp. 2-20)



**Figura 6-1** Mapas generados durante la planificación de IMRT.

Fuente: Murcia Cañon, 2010

### 1.1.3 Acelerador Lineal Clínico

El acelerador lineal denominado también LINAC, por sus siglas en inglés (Linear Accelerator), es un equipo generador de radiación de alta energía, en donde electrones son acelerados por medio de microondas de alta frecuencia, siguiendo trayectorias rectas en una estructura especial al vacío llamada guía de onda aceleradora, generando un haz de electrones de alta velocidad, en el rango de MeV, que pueden ser utilizados directamente en tratamientos superficiales o a la vez haciéndolos chocar contra un blanco (target) de alto número atómico, generalmente Tungsteno, y producir rayos X de frenado (Bremsstrahlung<sup>2</sup>).

Para que los aceleradores utilizados en radioterapia trabajen se requiere que sean alimentados por energía de Radiofrecuencia (RF). Los generadores más comunes son magnetrons y klystrons que producen ondas de radio con un rango de frecuencias de  $10^3$  MHz (banda L) a  $10^4$  MHz (banda X), la gran mayoría funciona en 2 856 MHz (banda S). Los Aceleradores cuentan con diferentes accesorios como por ejemplo colimadores asimétricos y multiláminas, dispositivos de imagen portal, cuñas dinámicas, aplicadores de electrones, etc., por lo cual son de gran complejidad. (Podgorsak, 2006)

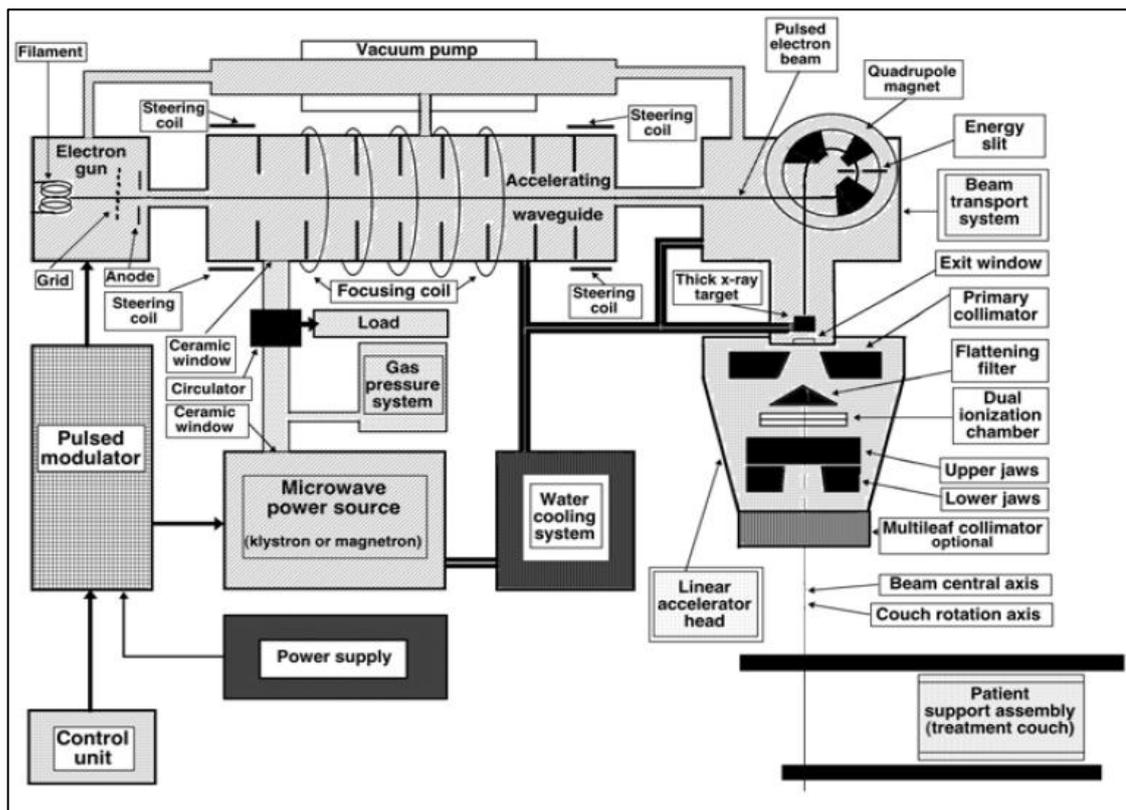
Los Aceleradores Lineales modernos son usualmente montados isocéntricamente con el fin de permitir un tratamiento práctico de radiación, apuntando el haz hacia el paciente desde varias direcciones.

---

<sup>2</sup> Bremsstrahlung: Termino alemán que se refiere a la radiación resultante de la desaceleración de electrones de alta velocidad, por el efecto del campo electrostático del núcleo atómico generado en el material del target.

### 1.1.3.1 Componentes de un Acelerador Lineal moderno

Un diagrama esquemático de un típico acelerador lineal moderno de uso clínico se muestra en la figura 7-1. También se muestran las conexiones y relaciones entre los distintos componentes del acelerador lineal. El diagrama proporciona una disposición general de las componentes del acelerador lineal; sin embargo, existen variaciones significativas que dependen de una marca a otra, de la energía cinética final del haz de electrones, así como el diseño particular utilizado por el fabricante. La longitud de la guía de onda aceleradora depende de la energía cinética final de los electrones y tiene rangos desde ~30 cm en 4 MeV hacia los ~150 cm en 25 MeV.



**Figura 7-1** Diagrama esquemático de un acelerador lineal de uso clínico (Linac).

Fuente: Podgorsak, 2006

Los componentes generadores y conformadores del haz de los aceleradores lineales de uso clínico vienen agrupados dentro de seis clases: (Podgorsak, 2006)

- *El sistema de inyección* es la fuente de electrones, es esencialmente un simple acelerador electrostático llamado Cañón de Electrones. Existe dos tipos de cañones utilizados: tipo diodo y tipo tríodo, conteniendo un cátodo el cual es calentado (a un potencial negativo del orden de 25 kV) y un ánodo. Los electrones son emitidos por un proceso termoiónico desde el cátodo caliente, dirigidos dentro de un haz fino de

electrones y acelerados hacia el ánodo perforado a través del cual se dirigen hacia la guía de ondas aceleradora.

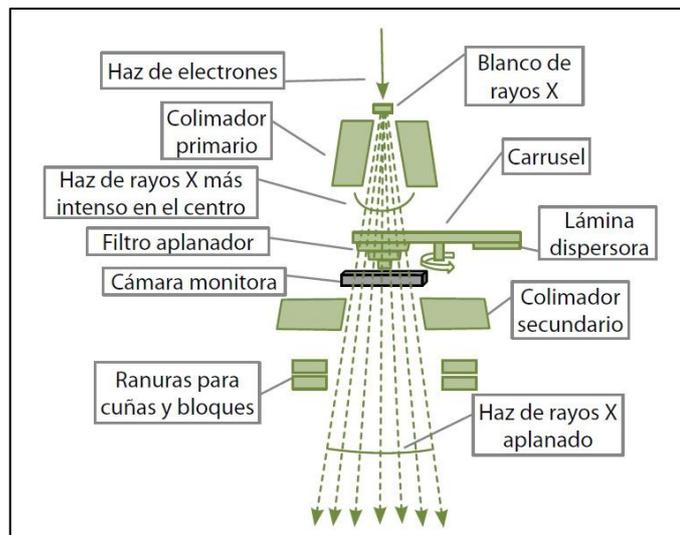
- *El sistema generador de la energía de radiofrecuencia* produce radiación de microondas de alta energía usada para la aceleración de los electrones en la guía de ondas y consiste en dos componentes: la fuente de poder de RF y el modulador de pulso. La fuente de poder de radiofrecuencia es o bien un Magnetrón o un Klystron en conjunto con un oscilador de baja energía de RF. El modulador de pulso produce el alto voltaje, alta corriente y la corta duración de los pulsos requeridos por la fuente de RF de alta energía y el sistema inyector de electrones.
- Los electrones son acelerados en la *guía de onda aceleradora* a través de la transferencia de energía desde el campo de RF de alta energía, que está configurada en la guía de onda aceleradora y producida por el generador de RF de alta energía. La guía de ondas aceleradora es, en principio, obtenida a partir de una guía de ondas cilíndricas uniforme por la adición de una serie de discos (iris) con agujeros circulares en el centro, posicionada a intervalos iguales a lo largo del tubo. Estos discos dividen la guía de ondas en una serie de cavidades cilíndricas que forman la estructura básica de la guía de onda aceleradora en un acelerador lineal.
- El *sistema auxiliar* de un acelerador lineal se compone de varios sistemas básicos que no están directamente involucrados con la aceleración de electrones; sin embargo, hacen que la aceleración sea posible y viable en el acelerador lineal para su uso clínico. Estos sistemas son: el sistema de bombeo al vacío, el sistema de refrigeración por agua, el sistema de presión de aire y el blindaje contra la radiación de fuga.
- El *sistema de transporte del haz de electrones* lleva el haz pulsado de electrones de alta energía desde la guía de ondas de aceleración hacia el target en la modalidad de terapia por rayos X y hacia la lámina de dispersión en el modo de la terapia de electrones.
- El *monitoreo y colimación del haz* que constituye un sistema esencial en un acelerador lineal de uso clínico asegurando que la dosis de radiación pueda ser entregada al paciente según lo prescrito, con una máxima precisión numérica y espacial.

Los componentes más importantes que se encuentran en un cabezal típico de un acelerador lineal moderno incluyen: (ver Figura 8-1)

1. Varios blancos de rayos X retráctiles;
2. Filtro aplanador y lámina dispersora de electrones (también conocidos como filtros dispersores);
3. Colimador primario fijo y colimadores secundarios ajustables;
4. Cámara de ionización de transmisión dual;

5. Luz de definición de campo y telémetro;
6. Cuñas retráctiles opcionales o cuñas dinámicas completas;
7. Colimador Multiláminas ó multihojas (MLC).

Los *haces de fotones clínicos* son producidos en aceleradores lineales clínicos con una combinación del blanco y el filtro aplanador. El haz de electrones acelerado a una energía cinética dada en la guía de onda aceleradora es llevado por el sistema de transporte del haz sobre un blanco de rayos X en el cual una pequeña fracción (del orden de 10%) de la energía cinética del haz fino de electrones es transformado en rayos X de Bremsstrahlung o de frenado. La intensidad de rayos X producido en el blanco es principalmente dirigido hacia un filtro aplanador el cual es usado para que dicha intensidad sea uniforme y útil para aplicaciones clínicas. Cada haz de fotones clínicos producidos por la energía cinética de electrón dada tiene su propia específica combinación de blanco y filtro aplanador.



**Figura 8-1** Esquema del cabezal de un acelerador para producir rayos X.

Fuente: Hernández Vitoria, et al., 2012

Los *haces de electrones clínicos* son producidos en el LINAC retrayendo el blanco y el filtro aplanador del haz fino de electrones o bien, se dispersa el haz de electrones con una lámina dispersora o de desviación de aluminio; para cubrir el tamaño de campo requerido para tratamiento por haz de electrones, conos especiales (aplicadores) se utilizan para colimar los haces de electrones.

El *sistema de monitoreo de dosis* en un LINAC está basado en cámaras de ionización de transmisión incrustadas permanentemente en los haces clínicos de fotones y electrones. Las cámaras son usadas para monitorear el haz producido (dosis paciente) durante el tratamiento. Adicionalmente las cámaras de monitoreo de dosis son usadas para controlar otros parámetros

como la energía, planitud<sup>3</sup> y simetría<sup>4</sup> del haz de radiación (Podgorsak, 2003, pp. 114-175). Para la seguridad del paciente, el sistema de dosimetría del LINAC usualmente consiste de dos cámaras de ionización selladas por separado con fuentes de alimentación completamente independientes y electrómetros de lectura. Si la primera cámara falla durante el tratamiento del paciente, la cámara secundaria terminará la irradiación, por lo general después de una dosis adicional de sólo un pequeño porcentaje por encima de la dosis prescrita. (Podgorsak, 2006)

## **1.2 Sistema de Colimación**

En un típico acelerador lineal moderno, la colimación de un haz de fotones es alcanzada con la ayuda de tres dispositivos de colimación o restrictores del haz: el colimador primario fijo, el colimador secundario móvil de definición del haz, y el colimador multiláminas (MLC). Además de los colimadores primarios y secundarios, los haces de electrones clínicos también se basan en aplicadores de haces de electrones (conos) para colimación del haz.

### **1.2.1 Colimador primario**

Define el mayor tamaño de campo circular disponible y es una abertura cónica mecanizada en un bloque de tungsteno blindado, con los lados de la abertura cónica proyectando sobre bordes del blanco en un extremo del bloque y sobre el filtro aplanador en el otro extremo. El espesor del bloque de blindaje se diseña generalmente para atenuar el promedio de intensidad del haz de rayos X primario a menos del 0.1% del valor inicial. Según las recomendaciones de la IEC (por sus siglas en inglés, International Electrotechnical Commission) la fuga máxima no debe superar el 0.2 % del valor de haz abierto. (Podgorsak, 2003, pp. 114-175)

### **1.2.2 Colimador secundario (mandíbulas ajustables)**

Tiene como componentes cuatro bloques, fabricados generalmente de aleaciones de plomo o tungsteno con espesores de aproximadamente 8 cm, dos formando las mandíbulas superiores y dos las inferiores totalmente independientes que además pueden formar tanto campos rectangulares como cuadrados con una máxima dimensión de 40 x 40 cm<sup>2</sup> en el isocentro del LINAC (100 cm desde el target de rayos X).

- Los LINACS modernos incorporan mandíbulas independientes (asimétricas) que pueden proveer campos asimétricos, más comúnmente la mitad o tres cuartas partes de campos bloqueados, en donde uno o dos bordes del haz, respectivamente, son coincidentes con el eje central del haz.

---

<sup>3</sup> Planitud o uniformidad es la máxima desviación porcentual respecto a la medida de la dosis absorbida en un perfil de dosis en el 80 % del tamaño del campo, depende del tamaño de campo y la profundidad de medida.

<sup>4</sup> Simetría es la diferencia máxima entre dos puntos equidistantes (izquierdo y derecho) del eje central de un perfil de dosis dentro del 80% del campo, expresado en %; ésta característica no es muy dependiente de la profundidad y no depende del tamaño de campo. (Hernández Vitoria, et al., 2012)

### ***1.2.3 Sistema de Colimación Multiláminas***

#### ***1.2.3.1 Descripción, configuración y aplicaciones del MLC***

Los colimadores multiláminas son una adición relativamente nueva a la tecnología de entrega o suministro de dosis del acelerador moderno. En principio, la idea detrás de un MLC es permitir la producción de campos de radiación de forma irregular con exactitud y eficiencia y está basado en un arreglo de pares de hojas colimadoras estrechas, cada hoja controlada con su propio motor en miniatura. La construcción de un sistema de MLC fiable presenta un desafío tecnológico considerable y los modelos actuales incorporan hasta 120 hojas (60 pares), que abarca los campos de radiación de hasta  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  y que requieren 120 motores individuales controlados por computadora y circuitos de control. (Podgorsak, 2006)

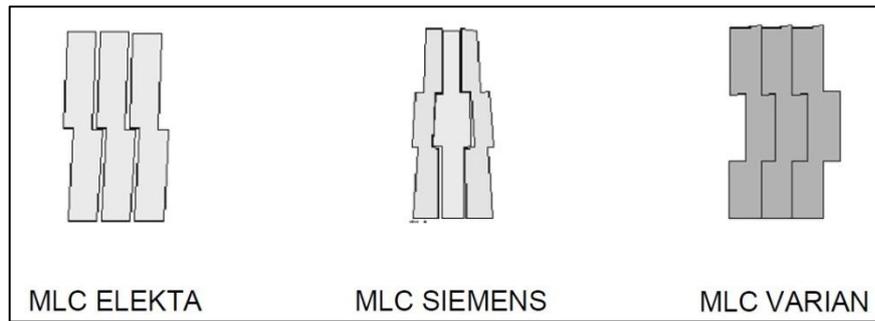
Los colimadores multiláminas actuales disponibles comercialmente en el mercado corresponden principalmente a los siguientes fabricantes de aceleradores: Elekta y Varian; cada sistema MLC cuenta con sus correspondientes configuraciones y características tanto en los aspectos mecánicos de las propias láminas como en las configuraciones del colimador y de su posición en el cabezal. La configuración concreta de cada MLC, va a determinar el comportamiento tanto dosimétrico como geométrico del mismo y en consecuencia dictará las pautas del programa de control de calidad requerido. (Arregui Castillo, et al., 2007)

Las características mecánicas de las láminas (anchura, altura, forma del extremo, diseño de la cara lateral) son determinantes en los valores de penumbra<sup>5</sup>, atenuación y definición de los bordes del campo conformado, así como en la transmisión obtenida fuera del campo de radiación. Existe una amplia gama de información y publicaciones que se han encargado de describir cada modelo; los detalles de los principales MLC, incluida la discusión de las ventajas e inconvenientes de cada sistema, se describen ampliamente en el Reporte del Grupo de Trabajo 50 de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM, pos sus siglas en inglés).

En la figura 9-1 se presenta las diferencias que presentan los diseños laterales de hojas de Sistemas de Colimación Multiláminas.

---

<sup>5</sup> Penumbra: La definición se presenta en el numeral 1.2.3.5.2



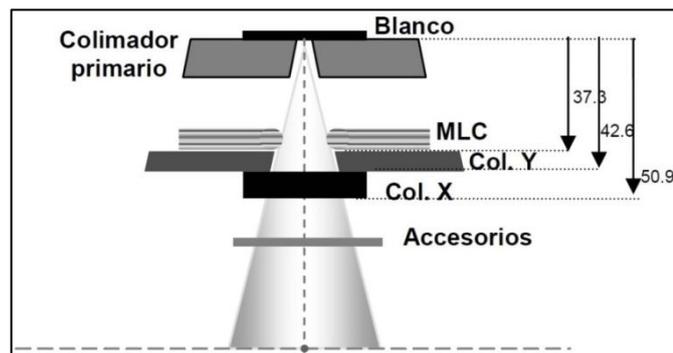
**Figura 9-1** Diseño de la unión lateral de láminas de diferentes MLC.

Fuente: Arregui Castillo, et al., 2007

### 1.2.3.2 Configuraciones y ubicación de los bancos de láminas

Los sistemas de colimación multiláminas se clasifican en tres categorías dependiendo de la ubicación dentro del cabezal de tratamiento y la configuración que presenta en el mismo.

- *Sustitución parcial de la mandíbula superior:* Son sistemas MLC montados en los aceleradores de la marca Elekta. Esta configuración implica la división de la mandíbula superior en un conjunto de láminas (ver figura 10-1). Las hojas del MLC se mueve en dirección  $x$  (paralelo al eje de rotación del gantry). Un colimador de respaldo (back up) está localizado debajo de las láminas y sobre la mandíbula inferior aumentando la atenuación provista por las láminas individuales. El diafragma o colimador de respaldo es esencialmente una delgada mandíbula superior que puede ser configurada para seguir las hojas si están siendo agrupadas para formar un borde recto o bien se establecen para la posición de la hoja más externa si las hojas están formando una figura. (Boyer, et al., 2001)



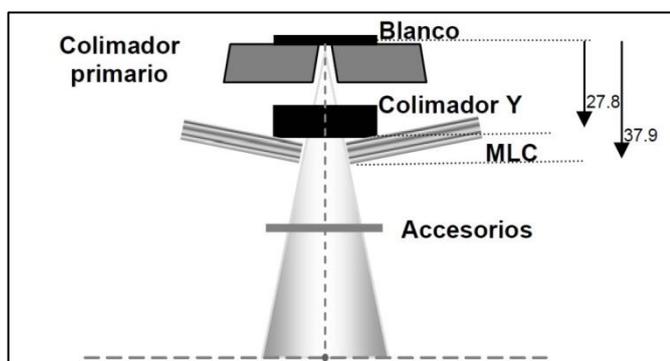
**Figura 10-1** Configuración del MLC por sustitución de la mandíbula superior.

Fuente: Arregui Castillo, et al., 2007

La ventaja primaria de este tipo de configuración es que el rango de movimiento de las hojas requeridas para atravesar el campo de radiación colimado es pequeño, lo que permite que la longitud de la hoja sea más corta y por lo tanto que el cabezal de

tratamiento sea más compacto. La desventaja de tener las láminas del MLC tan lejos del isocentro del acelerador es que el ancho de la lámina debe ser algo menor y las tolerancias en las dimensiones de las hojas así como el recorrido de las mismas deben ser más estrictos que para otras configuraciones.

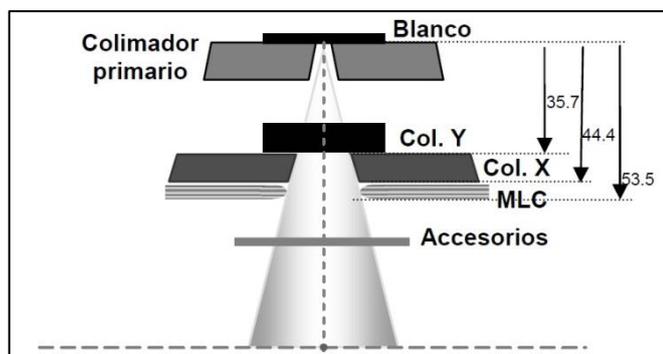
- *Sustitución parcial de la mandíbula inferior:* La mandíbula inferior puede ser dividida en un conjunto de láminas (ver figura 11-1). MLC de Scanditronix Recetrack Microtron y de Siemens usan esta configuración, aunque equipos de éste último fabricante ya no están disponibles en el mercado. En estos sistemas los extremos de las hojas son rectos y focalizados sobre la fuente de rayos X. (Boyer, et al., 2001)



**Figura 11-1** Configuración del MLC por sustitución de la mandíbula inferior.

Fuente: Arregui Castillo, et al., 2007

- *Colimador adicional terciario:* Son sistemas MLC instalados en aceleradores **Varian**, así como los sistemas micromultiláminas. El dispositivo es posicionado justo bajo el nivel de las mandíbulas ajustables superior e inferior (ver Figura 12-1). Este diseño fue elegido para evitar largos tiempos de inactividad en caso de un mal funcionamiento del sistema.



**Figura 12-1** Ubicación del MLC como un colimador adicional (terciario).

Fuente: Arregui Castillo, et al., 2007

Existen tres aplicaciones básicas del MLC.

1. La primera aplicación es reemplazar los bloques de conformación de campos convencionales. Las funciones de conformación de los campos por medio de bloques, realizados por procedimientos conocidos y ampliamente utilizados, pueden ser en gran parte duplicados por configuraciones de posiciones de las hojas almacenados en un archivo de computadora para diseñar una forma de campo deseada. Los archivos pueden ser creados especialmente para un campo dado para ser aplicado a un paciente específico en analogía a la fabricación de bloques de Cerrobend<sup>6</sup>.
2. Una segunda función del MLC es una extensión de la primera. Una variante de la terapia de conformación implica el ajuste continuo de la forma del campo para que la proyección del haz coincida con el volumen blanco de planificación (PTV) durante una rotación del arco del haz de rayos X. Esto requiere un número grande de campos conformados por el MLC, los cuales son aplicados como una función del ángulo de gantry durante el arco. Para implementar esta variante hay que cambiar las posiciones de las hojas mientras el haz está siendo entregado. Esta capacidad hace posible la tercera aplicación básica del MLC. (Boyer, et al., 2001)
3. La tercera aplicación es el uso del MLC para lograr la modulación de la intensidad del haz. Han sido consideradas variantes de terapia conformacional que requieren que cada campo sea compensado o modulado. Varios enfoques o aproximaciones de esta modulación se han desarrollado para que use el movimiento de las láminas del MLC durante la irradiación para crear un filtro de compensación dinámica ya sea para un número de exposiciones de gantry fijo o para un haz continuo en forma de abanico y para haces continuos en forma de cono.

Estas dos últimas aplicaciones del MLC son avanzadas formas de terapia conformacional.

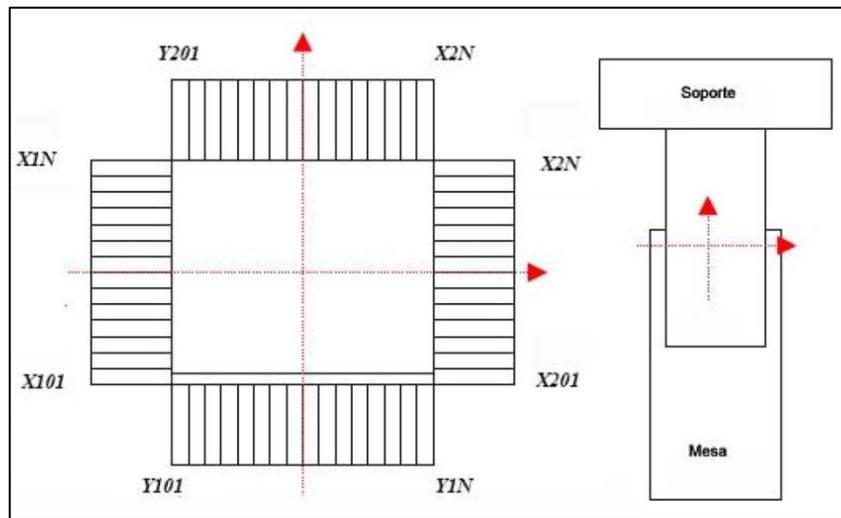
#### *1.2.3.3 Identificación de la posición de las láminas*

Un aspecto importante a resaltar es el de la indicación de la posición de los colimadores, en particular la de los MLC, dado que en la actualidad no todos los fabricantes siguen la misma nomenclatura y esto puede causar problemas de seguridad, funcionalidad, y en particular de compatibilidad en las comunicaciones entre el sistema de control del MLC y los sistemas de planificación.

---

<sup>6</sup> Cerrobend: nombre comercial que se asigna a un tipo de aleación conocida también como metal de Lipowitz cuya composición básica está dada por 13,3% de estaño, 50% de bismuto, 26,7% de plomo y 10% de cadmio con el que se fabrica los bloques para conformar los campos de irradiación. **Fuente:** (Zomeño, 2002)

Las láminas del MLC deben seguir una nomenclatura como la que se muestra en la figura 13-1. Se diferencian los ejes X e Y, se distinguen los dos bancos de láminas (uno a cada lado), y se enumera de 1 a N.



**Figura 13-1** Esquema del sistema de coordenadas del MLC. Derecha: proyección de la mesa desde el punto de vista del haz, posición colimador 0°. Este sistema es tanto para MLC de 4 y 2 bancos.

Fuente: Arregui Castillo, et al., 2007

Dado que los ejes mecánicos del acelerador son la base sobre la cual la mayor parte de los sistemas (sistema óptico, radiación, etc.) están referidos, es necesario realizar una verificación de la alineación de éstos, abarcando tanto el ámbito mecánico como el sistema óptico.

En cuanto a la alineación de los ejes ópticos y de radiación, las posibles desviaciones serán más significativas en los casos donde el sistema MLC se encuentre más cercano a la fuente, por lo tanto los sistemas MLC que sustituyen a los colimadores convencionales requerirán alineaciones más cuidadosas, en tanto que los colimadores situados a un nivel inferior estarán habitualmente dentro de tolerancia. (Boyer, et al., 1992, pp. 1255-1261)

#### 1.2.3.4 Características Físicas del Sistema Elekta MLCi2

El sistema de MLCi2, utilizado para el desarrollo del presente trabajo cuenta con 40 pares de láminas de aleación de tungsteno con un espesor de 8.2 cm, densidad de 18 g/cm<sup>3</sup> dispuestas en dos bancos (X1, X2). Las principales características se presentan a continuación:

- *Desplazamiento independiente:* cada lámina tiene movimiento independiente, el mismo que se realiza por medio de un motor controlado por computadora.
- *Orientación de desplazamiento:* Las láminas se mueven en dirección “X” (norma CEI 61217), paralelo al eje de rotación del gantry.

- *Focalización y forma del extremo:* Simple; forma redondeada con radio de 15 cm, para proveer una constante transmisión del haz, independiente de su posición en el campo.
- *Retracción máxima:* 20.0 cm
- *Extensión máxima sobre el eje central (midline overtravel):*  $\pm 12.5$  cm
- *Separación mínima entre láminas enfrentadas:* 0.6 cm; pero puede definir el usuario.
- *Separación entre láminas:* Presentan una disposición en ranura y lengüeta de 0.6 mm. (Elekta Inc., 2010)
- *Ancho de lámina:* Las láminas del MLCi2 presentan un arreglo de lengüeta y ranura que permite minimizar la fuga de radiación entre láminas, debido a esta característica cada una de las hojas proyecta una resolución de 10 mm en el plano del isocentro pero un ancho total de 11 mm. (Hounsell & Jordan, 1997, pp. 225-233)
- *Distancia fuente-colimador:* La superficie superior del MLC se ubica a 29.5 cm desde el blanco de rayos X.
- *Longitud de la hoja:* 20.0 cm.
- *Máximo tamaño de campo:* 40 x 40 cm<sup>2</sup>.
- *Sistema de video:* Se utiliza cámaras CCD que captura la luz difusamente reflejada desde la superficie superior de cada una de las láminas, para verificar constantemente la posición de las láminas.
- *Límites de movimiento de las láminas:* Los límites se presentan en la tabla 1-1.

**Tabla 1-1** Límites de movimiento de las láminas del Elekta MLCi2.

Posición láminas	Límites X1 (cm)	Límites X2 (cm)
1 & 40.	-16.4 a 12.5	-12.5 a 16.4
2 & 39	-17.5 a 12.5	-12.5 a 17.5
3 & 38	-18.4 a 12.5	-12.5 a 18.4
4 & 37	-19.5 a 12.5	-12.5 a 19.5
5 a 36	-20.0 a 12.5	-12.5 a 20.0

**Realizado por:** Oscar Panchi, 2016

**Fuente:** Manual interno XiO v 5.1.

#### 1.2.3.5 Propiedades Dosimétricas

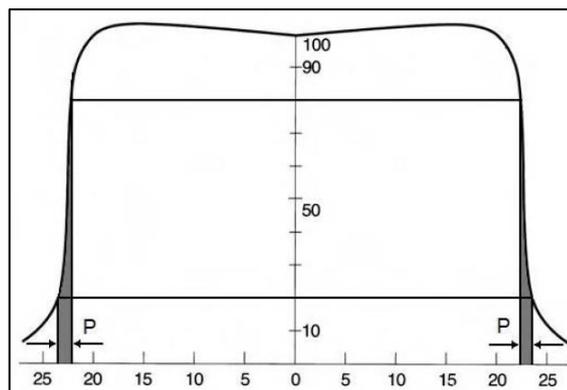
Cuando se usa el colimador multiláminas como sistema de entrega y modulador de tratamientos de IMRT, es indispensable tener conocimiento de cada una de las características dosimétricas que podrían generar impacto en el rendimiento del MLC y por ende en la dosis final administrada. A continuación se describen las principales características a ser analizadas.

### 1.2.3.5.1 Transmisión

La transmisión de radiación en un MLC se da por tres componentes: la transmisión a través de las láminas (atenuación), transmisión entre láminas y transmisión entre los extremos de las láminas. En el primer caso, la transmisión intralámina va depender del material, altura (espesor) y densidad de la lámina, por lo cual, las láminas de un MLC son fabricadas de material con alto número atómico como el tungsteno; en el segundo caso, debido al diseño y espacio que existe entre láminas con el fin de evitar la fricción, está transmisión es considerada como fuga entre láminas, la misma que en el caso del Elekta MLCi2 es minimizada con la ayuda de un colimador de respaldo de 3 cm de espesor. El tercer componente, va depender de la forma redondeada del extremo de la lámina, que contribuirá a la dosis administrada por el gap formado por las láminas enfrentadas.

### 1.2.3.5.2 Penumbra

La penumbra, de manera general, es el cambio abrupto de la tasa de dosis, que se produce en los bordes que limitan un haz de radiación, como una función de la distancia lateral desde el eje del haz. Esta penumbra está compuesta por dos factores, el primero denominado *penumbra física*, cuyo ancho es definido como la distancia lateral entre las curvas de isodosis del 80% y 20% a la profundidad de dosis máxima ( $D_{máx}$ ), y por otro lado, la *penumbra geométrica*, es generada como una consecuencia del tamaño finito del *target*, lo cual define una zona de borrosidad, que es delimitada por las líneas que se proyectan desde los extremos opuesto del *target* a una determinada profundidad. En el caso del MLC, la penumbra lateral y frontal depende de la distancia fuente-colimador, el tamaño del punto focal y del diseño de la lámina. (Podgorsak, 2003, pp. 114-175)



**Figura 14-1** Concepto de penumbra en un perfil de dosis.

Fuente: Murcia Cañon, 2010

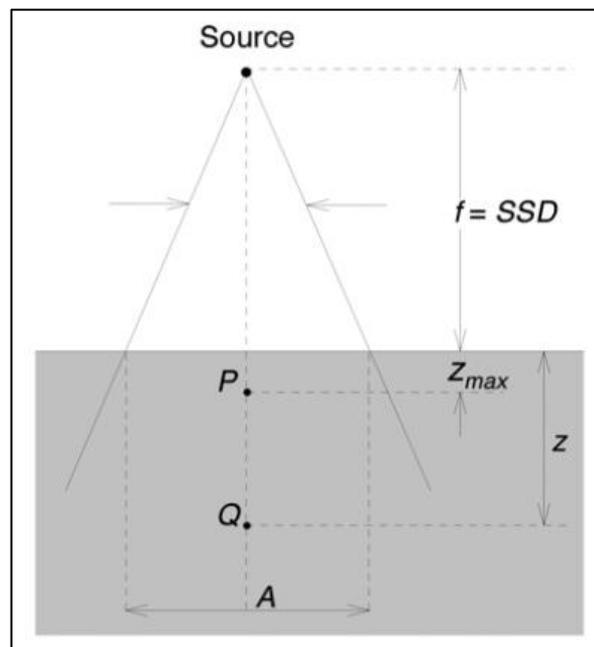
La penumbra de campos definidos por MLC deberían ser medidos tanto para el borde como para los extremos de las láminas. La penumbra dependerá del diseño de la lámina y si las láminas son enfocadas de forma simple o doblemente enfocadas. Generalmente la penumbra del

MLC está dentro de los 2 mm de la penumbra de campos conformados por mandíbulas. (Horton, 2003, pp. 293-315)

### 1.2.3.5.3 Porcentaje de dosis en profundidad

Cuando el haz de radiación interactúa con el paciente, la dosis generada en el mismo varía con la profundidad. Esta variación depende de muchas condiciones: energía ( $h\nu$ ) y calidad del haz, profundidad ( $z$ ), tamaño y forma del campo ( $A$ ), distancia fuente-superficie ( $SSD$ ) y *el sistema de colimación del haz*. Un paso esencial en el sistema de cálculo de dosis es establecer la variación de la dosis con la profundidad a lo largo del eje central del haz. (Khan, 2003) Un cierto número de parámetros se han definido para este fin, siendo uno de ellos el *Porcentaje de Dosis en Profundidad* (PDD, por sus siglas en inglés) o *Rendimiento en profundidad*, que se define como el cociente, expresado como un porcentaje, entre la dosis absorbida en el punto  $Q$  en cualquier profundidad ( $z$ ) y la dosis absorbida en el punto  $P$  a una profundidad de referencia o profundidad de dosis máxima ( $z_{max}$ ), a lo largo del eje central del haz; usualmente normalizado a la dosis máxima  $D_{max} = 100\%$  a la profundidad  $z_{max}$ . (Khan, 2010), (Podgorsak, 2003)

$$PDD = \frac{D_Q(z, A, f, h\nu)}{D_P(z_{max}, A, f, h\nu)} \times 100 \quad (1.1)$$



**Figura 15-1** Porcentaje de Dosis en Profundidad.

Fuente: Podgorsak, 2003, pp. 114-175

Como se mencionó, el PDD presenta una dependencia de la profundidad y calidad del haz: el PDD incrementa con la energía del haz, por ejemplo, haces de alta energía tienen gran poder de penetración y así entregan un alto porcentaje de dosis a profundidad. El PDD a la vez es

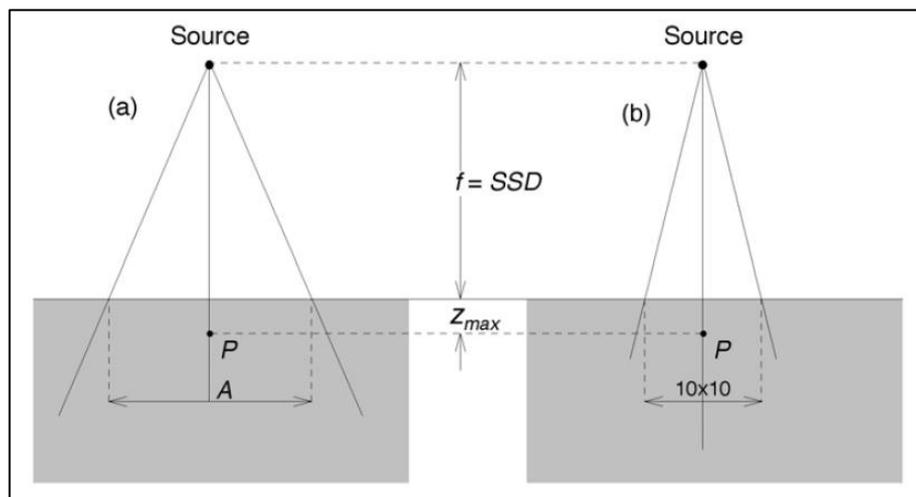
afectado por el tamaño y forma de campo, en este caso, para un campo suficientemente pequeño uno puede asumir que la dosis en profundidad en un punto es efectivamente el resultado de la radiación primaria; es decir, de los fotones que han atravesado el medio suprayacente (parte superior) sin interactuar, por lo que la contribución de los fotones dispersados a la dosis en profundidad en este caso es insignificamente pequeña o 0. A medida que aumenta el tamaño del campo, la contribución de la radiación dispersada a la dosis absorbida aumenta, debido a este aumento, la contribución de la radiación dispersa al PDD es mayor a profundidades más grandes que a la profundidad de  $z_{max}$ , por lo que el porcentaje de dosis en profundidad aumenta con el aumento del tamaño de campo. (Khan, 2010)

#### 1.2.3.5.4 Factor de dispersión total ( $S_{cp}$ )

Para una dada energía del haz de fotones ( $h\nu$ ) y a una dada SSD ( $f$ ) (dependiendo de las condiciones de comisionamiento), la dosis en un punto  $P$  (a la profundidad de dosis máxima  $z_{max}$  en el fantoma) depende del tamaño de campo  $A$ ; pues a mayor tamaño de campo, mayor dosis. El factor de dosis relativa RDF (llamado el factor de dispersión total  $S_{cp}$  en la nomenclatura de Khan) es definido como el cociente entre  $\dot{D}_p(z_{max}, A, f, h\nu)$ , que es la tasa de dosis en  $P$  en un fantoma para un campo cualquiera  $A$  y  $\dot{D}_p(z_{max}, 10, f, h\nu)$ , es la tasa de dosis en un punto  $P$  en el fantoma para un campo de referencia ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ). (Podgorsak, 2003)

$$S_{c,p}(A, h\nu) = \frac{\dot{D}_p(z_{max}, A, f, h\nu)}{\dot{D}_p(z_{max}, 10, f, h\nu)} \quad (2.1)$$

La geometría para la medición del  $S_{cp}$  se muestra en la figura 16-1:



**Figura 16-1** Geometría para la medición del factor de dispersión total. La dosis en el punto  $P$ , en profundidad de dosis máxima  $z_{max}$  en el fantoma es medido con el campo  $A$  en la parte (a) y con un campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en la parte (b).

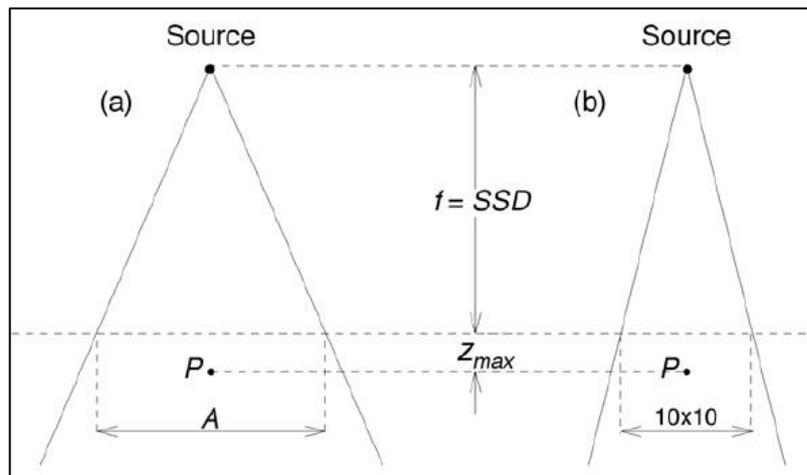
Fuente: Podgorsak, 2003, pp. 114-175

La dosis en un punto específico del medio irradiado puede analizarse en componentes primarios y dispersos. En el primer caso, el componente es aportado por el haz primario proveniente directamente del *target*, por otro lado, la dosis dispersa puede ser analizada en dos componentes, colimador y fantoma. (Khan, 2003)

#### 1.2.3.5.5 Factor de dispersión del colimador

La salida del haz medido en aire depende del tamaño de campo. Como el tamaño de campo aumenta, el rendimiento (output) del haz incrementa por el incremento de la dispersión en el colimador, lo cual es añadido al haz primario. El *factor de dispersión del colimador* ( $S_c$ ), también llamado *output factor*, puede ser definido como el cociente entre la dosis medida en aire, para cualquier tamaño de campo dado  $A$ , y la dosis medida con el campo de referencia ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) a la misma distancia fuente-detector.

$$S_c = \frac{D(A, SAD)}{D(10, SAD)} \quad (3.1)$$



**Figura 17-1** Geometría para la medición del factor del colimador.

Fuente: Podgorsak, 2003, pp. 114-175

El  $S_c$  es generalmente medido con una cámara de ionización con una capa de build-up de un tamaño suficientemente grande para proveer el aumento de dosis máxima para la energía del haz dado. Para campos pequeños uno puede llevar a cabo las medidas a grandes distancias desde la fuente para que la capa de build-up esté completamente cubierta, sin embargo, los datos son usualmente referido al SSD nominal de la máquina.

Algunos sistemas de MLC reemplazan al menos un juego de mandíbulas convencionales. Para estos sistemas MLC el producto del factor de dispersión de colimador y factor de dispersión del fantoma para el área irradiada se aproxima el factor de salida. Por supuesto, el

físico médico debe verificar estas relaciones para el PDD en el eje central, penumbra y factores de salida en cada máquina. (Horton, 2003)

#### *1.2.3.6 Precisión y reproducibilidad*

La precisión de posicionamiento de las láminas se refiere a qué tan cerca se encuentran los extremos de las láminas respecto a las posiciones de las láminas programadas en el Sistema de Planificación. La reproducibilidad se refiere a qué tan exactamente la lámina se ubica en la misma posición deseada, independientemente del número de veces que se programe la lámina en dicha posición.

A diferencia de la radioterapia conformacional 3D, en la cual los MLC definen la parte externa del campo de radiación, una incertidumbre de 1 o 2 mm en la posición de las láminas puede ser irrelevante en relación a los tamaños de campo empleados habitualmente. (Ezzell, et al., 2003, pp. 2089-2111). En los tratamientos con IMRT se utilizan segmentos con tamaño de campo muy pequeños, y por otra parte, los bordes de los mismos pueden quedar en el seno del área a tratar; discrepancias del orden de décimas de milímetro pueden tener una gran influencia dosimétrica para pequeños segmentos, de ahí que la posición relativa de las láminas deba conocerse con mayor precisión. Esto hace que la exactitud que presentan los sistemas MLC en el posicionamiento de las láminas, para su uso en IMRT, deba ser mejor que 1 mm. (Ezzell, et al., 2003, pp. 2089-2111)

### **1.3 Sistema de Dosimetría**

La medición de cantidades dosimétricas es el proceso de encontrar el valor de dichas cantidades experimentalmente usando sistemas dosimétricos. El resultado de la medida es el valor de una cantidad dosimétrica expresada como el producto de un valor numérico y una unidad apropiada (Izewska & Rajan, 2003, pp. 59-84). El sistema dosimétrico básico para realizar mediciones cuenta específicamente con: detectores, electrómetro y fantoma, entre otros, que serán descritos a continuación.

#### *1.3.1 Cámaras de ionización*

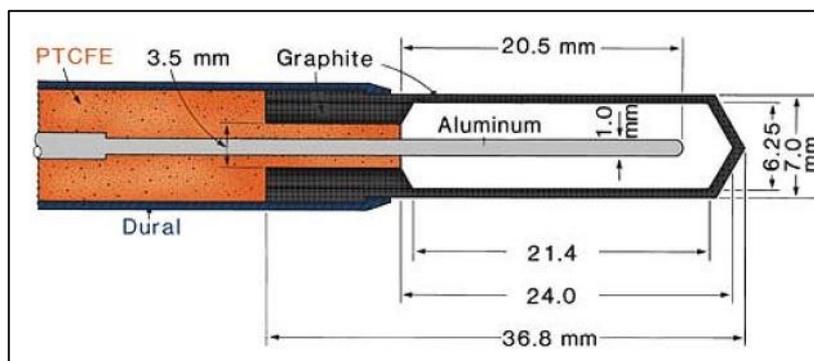
Las cámaras de ionización son, en principio, el más simple de todos los detectores que opera utilizando la ionización producida por la radiación cuando ésta pasa por el aire contenido en la cámara. Éstas consisten de un receptáculo lleno de gas con dos electrodos entre los cuales es aplicada una diferencia de potencial. Como el gas es teóricamente un perfecto aislante, en condiciones normales, la corriente eléctrica no fluye entre ambos electrodos (Andreo, et al., 2007, pp. 279-301). Cuando la radiación ionizante pasa por el espacio entre los dos electrodos, disipa parte o toda su energía generando pares de electrón-ión (Tsoulfanidis, 1995), los cuales son puestos en movimiento, por la influencia del campo eléctrico, hacia los electrodos que

poseen polaridad opuesta; tal movimiento de cargas se traduce como corriente eléctrica que puede ser medido con un adecuado dispositivo de medida llamado electrómetro (detallado más adelante).

Las cámaras de ionización incorporan tres electrodos que definen el volumen de aire sensible de la cámara. El volumen sensible esta típicamente en el orden de  $0.1$  a  $1\text{cm}^3$  en cámaras de ionización usadas para calibración de haces clínicos de fotones y electrones. Los tres electrodos son:

- *Electrodo de polarización* el cual es conectado directamente a la fuente de poder;
- *Electrodo de medición* el cual es conectado a tierra por el electrómetro de baja impedancia para medir la carga o corriente producida en el volumen sensible; y
- *Electrodo guardia (seguridad)* el cual se conecta a tierra directamente y sirve para dos propósitos: (i) define el volumen sensible de la cámara, (ii) previene la medición de corriente de fuga de la cámara. (Andreo, et al., 2003, pp. 249 - 276)

Cámaras de ionización tipo Farmer con volúmenes en el orden de  $0.1 - 1\text{cm}^3$ , con una longitud y diámetro interno de no mayor de  $25\text{mm}$  y  $7\text{mm}$  respectivamente, tiene una pared de bajo número atómico (menor que  $0.1\text{g/cm}^2$  de espesor), las cuales también poseen una capa de build-up de  $0.5\text{g/cm}^2$ . Son usadas para medir cantidades relativas y absolutas, tales como, porcentaje de dosis a profundidad, factores de salida y penumbra, que pueden exhibir un rápido cambio en el gradiente de dosis. En esta situación, cámaras de ionización de volumen pequeño son preferidas para reducir la incertidumbre en el punto efectivo de medición. Para medidas en la región del build-up que exhiben el mayor cambio en el gradiente de dosis, cámaras plano-paralelas o de extrapolación son requeridas. (Horton, 2003, pp. 293 - 315)



**Figura 18-1** Diseño básico de una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer.

Fuente: Khan, 2010

Las cámaras de ionización podrían ser clasificadas por su volumen activo tal como se muestra a continuación:

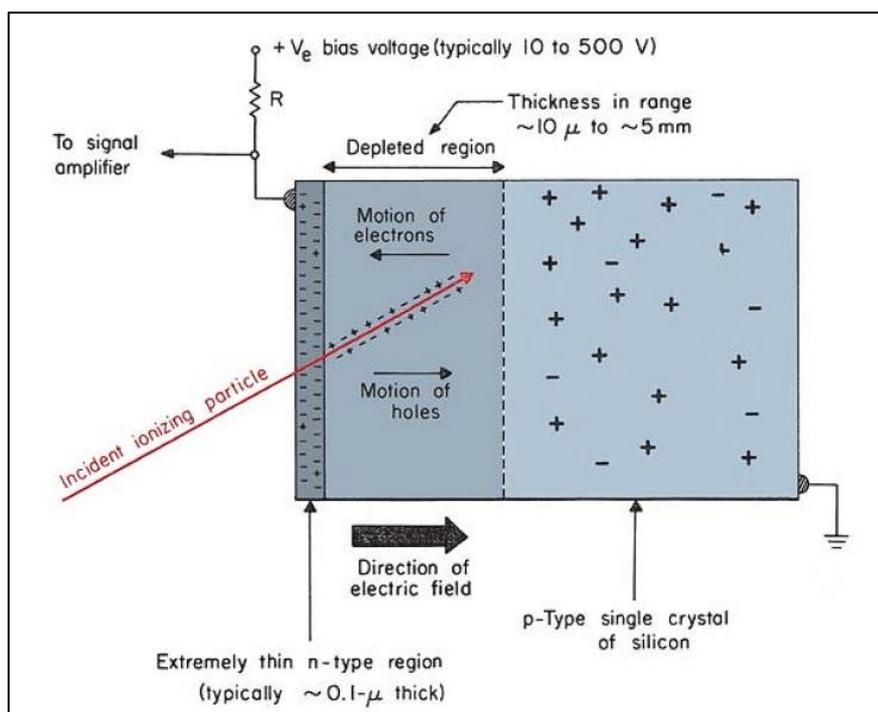
- **Cámara Estándar ( $\approx 10^{-1} \text{ cm}^3$ ).** El volumen activo para una cámara de ionización tipo Farmer (descrita anteriormente con mayor detalle) es en promedio  $0.6 \text{ cm}^3$ .
- **Minicámaras ( $\approx 10^{-2} \text{ cm}^3$ ).** El volumen activo es en promedio  $0.05 \text{ cm}^3$ .
- **Microcámaras ( $10^{-3} \text{ cm}^3$ ).** El volumen activo es en promedio  $0.007 \text{ cm}^3$  y es ideal solamente para campos muy pequeños como los que son utilizados en radiocirugía, GammaKnife e IMRT. (Khan, 2010)

### 1.3.2 Detectores de estado sólido

Existen varios sistemas de estado sólido disponibles para dosimetría de radiación ionizante. Sin embargo, ninguno de estos sistemas es absoluto; es decir, cada uno necesita calibración en un campo de radiación conocido antes de que pueda ser usado para la determinación de dosis absoluta. Hay dos tipos de dosímetros de estado sólido: (a) dosímetros tipo integración (cristales radiofotoluminiscentes, dosímetros tipo densidad óptica como cristales y películas) y (b) dosímetros de conductividad eléctrica (detectores que son unión de semiconductores, conductividad inducida en materiales aislantes). De estos, los sistemas más ampliamente usados para la medición de dosis absorbida son los dosímetros termoluminiscentes (TLD), diodos y películas. (Khan, 2010)

La unión de diodos de silicio *n-p* es a menudo usado para dosimetría relativa. Su mayor sensibilidad, respuesta instantánea, tamaño pequeño y resistencia ofrece ventajas especiales sobre las cámaras de ionización. Ellos son particularmente buenos sustitutos para medidas relativas en haces de electrones, chequeos de la constancia de salida, y monitoreo de dosis en el paciente. Sus mayores limitaciones como dosímetros incluye dependencia de energía en haces de fotones, dependencia de dirección, efectos termales, y el daño radio-inducido. Modernos diodos han sido diseñados para minimizar estos efectos. (Khan, 2010)

La dosimetría de diodo consiste de un cristal de Silicio que es mezclado o dopado con impurezas para hacer un diodo de Silicio tipo *n-p*, como se puede ver en la figura 19-1. El semiconductor tipo *p* es hecho introduciendo una cantidad pequeña de un elemento del grupo III de la Tabla Periódica (es decir, Boro), haciéndolo un receptor de electrones. Cuando el semiconductor es mezclado con materiales del grupo V (es decir, fósforo), recibe átomos que son portadores de carga negativa, convirtiéndolo así en un donador de electrones o semiconductor tipo *n*. Una unión de diodos *n-p* es diseñado con una parte de un disco de silicio-*p* dopado con un material tipo *n*. La región *p* del diodo es deficiente en electrones (o contiene “huecos”) y la región *n* tiene un exceso de electrones. (Tsoulfanidis, 1995) (Khan, 2010)

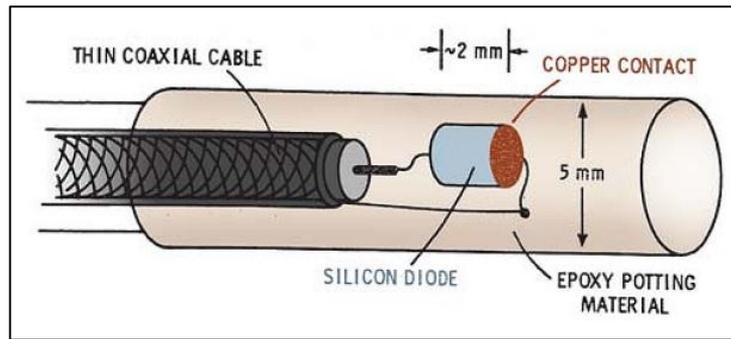


**Figura 19-1** Diseño básico de la unión de diodos *p-n* de Silicio.

Fuente: Khan, 2010

En una interfaz entre los materiales tipo *p* y *n*, una región pequeña llamada zona de vaciamiento es creada a causa de la difusión inicial de los electrones desde la región *n* y “huecos” desde la región *p* que cruza la unión hasta que el equilibrio se establezca. La zona de vaciamiento desarrolla un campo eléctrico, que se opone a la difusión adicional de la mayoría de portadores una vez que el equilibrio ha sido alcanzado. Cuando un diodo es irradiado, pares de electrón-hueco son producidos dentro de la zona de vacío. Ellos son inmediatamente separados y llevados por la influencia de un campo eléctrico en la zona de vacío. Esto da lugar a una corriente inducida por la radiación. La corriente es aumentada aún más por la difusión de electrones y “huecos” producidos fuera de la zona de vaciamiento dentro de una longitud de difusión. La dirección del flujo de corriente de electrones es desde la región *n* a la región *p* (lo cual es opuesta a la dirección de corriente convencional). (Khan, 2010)

En la figura 20-1 se muestra un diodo utilizado como detector, el cual consiste esencialmente de un diodo de Silicio *p-n* conectado a un cable coaxial y encerrado en material de encapsulamiento denominado epoxi. Este diseño es destinado para que el haz de radiación sea perpendicularmente incidente al eje largo del detector. Aunque la recogida o el volumen sensible (zona de vacío) no se conoce con precisión, es del orden de  $0.2$  a  $0.3 \text{ mm}^3$ . Se encuentra dentro de una profundidad de  $0.5 \text{ mm}$  desde la superficie frontal del detector, a menos que la acumulación electrónica sea proporcionada por el diodo encerrado en un material de acumulación. (Khan, 2010)



**Figura 20-1** Estructura de la unión de diodos *n-p* de Silicio.  
**Fuente:** Khan, 2010

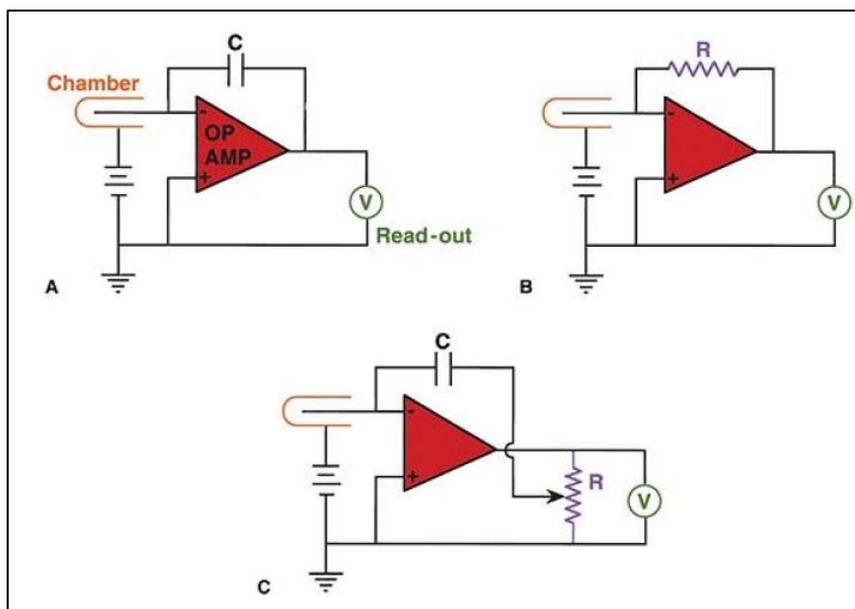
### 1.3.2.1 Aplicación clínica

Los diodos son útiles en dosimetría de haces de electrones y en situaciones limitadas en medidas de haces de fotones. A menudo su uso es determinado por los requerimientos sobre el tamaño del detector. Por ejemplo, perfiles de dosis o factores de salida en un campo pequeño pueden poseer dificultades en el uso de una cámara de ionización; así que una película o la respuesta de un diodo es verificado en contraste con una cámara de ionización bajo las condiciones convenientes. (Khan, 2010)

### 1.3.3 Electrómetro

El electrómetro es un dispositivo que permite medir la carga colectada en la cámara de ionización y a la vez suministra el voltaje a la misma. Las cargas son medidas en unidades de coulombs y leídas en el display. Debido a las pequeñas corrientes proporcionadas por la cámara de ionización, se lo puede pensar como un voltímetro de muy alta impedancia. Existen distintos diseños con mayor o menor sensibilidad y consecuentemente precisión. La mayoría, sin embargo, utilizan amplificadores operacionales, por su alta impedancia de entrada (Attix, 1986), lo cual los hace compatibles con casi cualquier tipo de cámara de ionización.

Los electrómetros utilizados comúnmente usan amplificadores operacionales de retroalimentación negativa. En la figura 21-1 se muestra tres circuitos simplificados que sirven para medir la ionización en modo integrado, modo de tasa y modo de lectura directa.



**Figura 21-1** Diagrama de una cámara de ionización conectada a un amplificador de retroalimentación negativa. A) Modo integrado, B) modo de tasa de ionización, C) modo de lectura de exposición directa.

Fuente: Khan, 2010

En el modo integrado (figura 21-1 A), la carga colectada  $Q$  por la cámara de ionización es depositada en el condensador  $C$ . El voltaje que cruza  $C$  es leído por un voltímetro y es dado por  $Q/C$ , donde  $C$  es la capacitancia. La medida de este voltaje es esencialmente la medida de carga de ionización.

En el modo de tasa de ionización (figura 21-1 B), el condensador es reemplazado por una resistencia  $R$ . La irradiación de la cámara causa una corriente de ionización  $I$  que fluye por la resistencia, generando un voltaje  $V=IR$  que cruza la resistencia. La medida de este voltaje refleja la magnitud de la corriente de ionización.

Para circuitos de retroalimentación de capacitador o resistencia total, el voltaje de salida es dado por el voltaje que cruza el elemento de retroalimentación. Si una fracción variable del voltaje de salida es retroalimentada a la entrada como por un divisor de voltaje<sup>7</sup> (figura 21-1 C), el electrómetro puede convertirse en un instrumento de lectura de exposición directa para una cámara y una calidad de radiación dada.

### 1.3.4 Fantomas

Los fantomas o también denominados maniqués, son elementos que poseen características equivalentes a las de un paciente (tejido, músculo, piel, etc.) y los cuales son ampliamente utilizados en radioterapia, medicina nuclear y radiodiagnóstico para analizar el rendimiento de

<sup>7</sup> Divisor de voltaje es una configuración de circuito eléctrico que reparte el voltaje de una fuente entre una o más, ya sea impedancias o resistencias.

la radiación en condiciones clínicas y poder analizar los datos obtenidos durante determinado estudio. Existe una gran variedad de fantomas, de diferentes elementos y formas.

Datos básicos de la distribución de dosis son usualmente medidos en un fantoma de agua, que se aproxima estrechamente a las propiedades de absorción de la radiación y propiedades de dispersión del músculo y otros tejidos blandos. Otra razón para la elección del agua como material del fantoma (maniquí) se debe a que es universalmente disponible con propiedades de radiación reproducibles. Un maniquí de agua, sin embargo, posee algunos problemas prácticos cuando se utiliza junto con cámaras de ionización u otros detectores que son afectados por el agua, a menos que estén diseñados para ser impermeables. En algunos casos; sin embargo, el detector está encerrado en una funda plástica delgada (agua equivalente) que permite la inmersión dentro del fantoma de agua.

Dado que no siempre es posible poner detectores de radiación en el agua, maniqués sólidos secos se han desarrollado como sustitutos de agua. Idealmente, para un material dado para ser tejido o agua equivalente, tiene que tener el mismo número atómico efectivo, número de electrones por gramo, y densidad de masa. Dado que el efecto Compton es el mayor modo predominante de interacción para haces de fotones de megavoltage en el rango clínico, la condición necesaria para el agua equivalente para tales haces es la misma densidad electrónica (número de electrones por centímetro cúbico) como la del agua.

En la tabla 2-1 se indica las propiedades físicas de varios fantomas que han sido frecuentemente usados para dosimetría de radiaciones. De los materiales de fantoma comercialmente disponible, Lucite y Poliestireno son más frecuentemente usados como maniqués de dosimetría, aunque la densidad másica de esos materiales puede variar dependiendo de una muestra dada, la composición atómica y el número de electrones por gramo de estos materiales son suficientemente constante como para justificar su uso para fotones de alta energía y la dosimetría de electrones. El agua sólida es un material que podría ser usado como un fantoma de calibración dosimétrica para haces de fotones y electrones en el rango de energías de radioterapia.

**Tabla 2-1** Propiedades físicas de varios materiales de fantasmas.

Material	Composición química	Densidad másica (g/cm <sup>3</sup> )	Número de electrones /g (x10 <sup>23</sup> )	Z <sub>eff</sub> (fotoeléctrico)
Agua	H <sub>2</sub> O	1	3.34	7.42
Poliestireno	(C <sub>8</sub> H <sub>8</sub> ) <sub>n</sub>	103 – 1.05	3.24	5.69
Plexiglas (Perspex, Lucite <sup>8</sup> )	(C <sub>5</sub> O <sub>2</sub> H <sub>8</sub> ) <sub>n</sub>	1.16 – 1.20	3.24	6.48
Poliestileno	(CH <sub>2</sub> ) <sub>n</sub>	0.92	3.44	6.16
Parafina	C <sub>n</sub> H <sub>2n+2</sub>	0.87 – 0.91	3.44	5.42
Mix D	Parafina: 60.8 Poliestileno: 30.4 MgO: 6.4 TiO <sub>2</sub> : 2.4	0.99	3.41	7.05
M 3	Parafina: 100 MgO: 29.06 CaCO <sub>3</sub> : 0.94	1.06	3.34	7.35
Agua sólida	Mezcla a base de resina Expoxi	1.00	3.34	

Realizado por: Oscar Panchi, 2016

Fuente: Khan, 2003

## 1.4 Control Estadístico de la Calidad

La Estadística está formada por un conjunto de técnicas y conceptos orientados a la recolección y análisis de datos tomando en cuenta la variación en los mismos. Por su parte, el Control Estadístico de la Calidad es la aplicación de Técnicas Estadísticas al Control de Calidad. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 11-13)

### 1.4.1 Variabilidad

La Variabilidad se refiere a la diversidad de resultados de una variable o de un proceso. Reducir la variación de los procesos es un objetivo clave del control estadístico. Por lo tanto, es necesario entender los motivos de la variación, y para ello se parte de la consideración de que en un proceso (industrial o administrativo) interactúan materiales, máquinas, mano de obra (personas), mediciones, medio ambiente y métodos. Estos seis elementos (las 6 M) determinan de manera global todo proceso y cada una aporta algo de variabilidad a la calidad de la salida del proceso. El resultado de todo proceso se debe a la acción conjunta de las 6 M, por lo que si hay un cambio significativo en el desempeño del proceso, sea accidental u ocasionado, su razón se encuentra en una o más de las 6 M. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 11-13)

<sup>8</sup> Perspex y Lucite son nombres comerciales que se refieren al Polimetilmetacrilato (PMMA) que es un tipo de plástico utilizado en varias áreas de la medicina e ingeniería; cuenta con muchas ventajas: bajo peso, mejor transparencia y menor fragilidad.

Recordando que cada una de las 6 M tiene y aporta su propia variación se tiene por ejemplo, los materiales no son idénticos, ni toda la gente tiene las mismas habilidades y entrenamiento. Por ello, será necesario conocer la variación de cada una de las 6 M y buscar reducirla. Pero además es necesario monitorear de manera constante los procesos, ya que a través del tiempo ocurren cambios en las 6 M, como la llegada de un lote de material no adecuado o con características especiales, descuidos u olvidos de la gente, desajustes y desgaste de máquinas y herramientas, etc. Debido a la posibilidad permanente de que ocurran estos cambios y desajustes, es necesario monitorear de manera constante y adecuada diferentes variables, que pueden ir desde características claves de los insumos, las condiciones de operación de los equipos, hasta las variables de salida de los diferentes procesos; para monitorear procesos y detectar posibles cambios, las herramientas más adecuadas son las *cartas de control*. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 11-13)

#### *1.4.1.1 Causas comunes y especiales de variación*

Los procesos siempre tienen variación, ya que en él intervienen diferentes factores sintetizados a través de las 6 M. Bajo condiciones normales o comunes de trabajo, todas las M aportan variación a las variables de salida del proceso, en forma natural o inherente, pero además aportan variaciones especiales o fuera de lo común, ya que a través del tiempo las 6 M son susceptibles de cambios, desajustes, desgastes, errores, descuidos, fallas, etc. Así, hay dos tipos de variabilidad: las que se deben a causas comunes y las que corresponden a causas especiales o atribuibles. Resulta fundamental distinguir de forma eficiente entre ambos tipos de variación, para así tomar las medidas adecuadas en cada caso. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 11-13)

La *variación por causas comunes* (o por azar) es aquella que permanece día a día, lote a lote; y es aportada de forma natural por las condiciones de las 6 M. Esta variación es inherente a las actuales características del proceso y es resultado de la acumulación y combinación de diferentes causas que son difíciles de identificar y eliminar, ya que son inherentes al sistema y la contribución individual de cada causa es pequeña; no obstante, a largo plazo representan la mayor oportunidad de mejora. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 11-13)

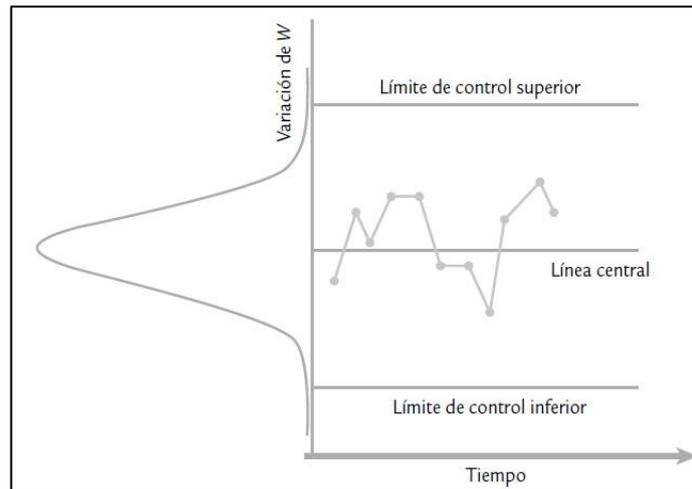
La *variación por causas especiales* (o atribuibles) es causada por situaciones o circunstancias especiales que no están de manera permanente en el proceso. Por ejemplo, la falla ocasionada por el mal funcionamiento de una pieza de la máquina, el empleo de materiales no habituales o el descuido no frecuente de un operario. Las causas especiales, por su naturaleza relativamente discreta, a menudo pueden ser identificadas y eliminadas si se cuenta con los conocimientos y condiciones para ello. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 11-13)

Cuando un proceso trabaja sólo con causas comunes de variación se dice que está en *control estadístico o es estable*, porque su variación a través del tiempo es predecible. Además, independientemente de que su variabilidad sea mucha o poca, el desempeño del proceso es predecible en el futuro inmediato, en el sentido de que su tendencia central y la amplitud de su variación se mantienen sin cambios al menos en el corto plazo. En contraste, se dice que un proceso en el que están presentes causas especiales de variación está fuera de control estadístico (o simplemente que es inestable); este tipo de procesos son impredecibles en el futuro inmediato, pues en cualquier momento pueden aparecer de nuevo las situaciones que tienen un efecto especial sobre la tendencia central o sobre la variabilidad. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 11-13)

#### ***1.4.2 Cartas de control para variables***

Las cartas de control se especializan en observar y analizar la variabilidad de un proceso a través del tiempo. Así, es posible distinguir entre variaciones por causas comunes y especiales (atribuibles), lo que ayudará a caracterizar el funcionamiento del proceso y decidir las mejores acciones de control y de mejora. Cuando se habla de analizar el proceso nos referimos principalmente a las variables de salida (características de calidad), pero las cartas de control también pueden aplicarse para analizar la variabilidad de variables de entrada o de control del proceso mismo.

En la figura 22-1 se muestra una típica carta de control en la cual se aprecia que el objetivo es analizar de dónde a dónde varía (ver campana) y cómo varía el estadístico  $W$  a través del tiempo y este estadístico puede ser una media muestral, un rango, un porcentaje, etc. Los valores que va tomando  $W$  se representan por un punto y éstos se unen con una línea recta. La línea central representa el promedio de  $W$ . Los límites de control, inferior y superior, definen el inicio y final del rango de variación de  $W$ , de forma que cuando el proceso está en control estadístico existe una alta probabilidad de que prácticamente todos los valores de  $W$  caigan dentro de los límites. Por ello, si se observa un punto fuera de los límites de control, es señal de que ocurrió algo fuera de lo usual en el proceso. Por el contrario, si todos los puntos están dentro de los límites y no tienen algunos patrones no aleatorios de comportamiento, entonces será señal de que en el proceso no ha ocurrido ningún cambio fuera de lo común, y funciona de manera estable (que está en control estadístico). Así, la carta se convierte en una herramienta para detectar cambios en los procesos. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184-196)



**Figura 22-1** Ideas y elementos de una carta de control.

**Fuente:** Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184-196

#### 1.4.2.1 Límites de control

Los límites de una carta de control no son las especificaciones, tolerancias o deseos para el proceso. Éstos se calculan a partir de la variación del estadístico (datos) que se representa en la carta, de esta forma, la clave está en establecer los límites para cubrir cierto porcentaje de la variación natural del proceso, pero se debe tener cuidado de que tal porcentaje sea el adecuado, ya que si es demasiado alto (99.999999%) los límites serán muy amplios y será más difícil detectar los cambios en el proceso; mientras que si el porcentaje es pequeño, los límites serán demasiado estrechos y con ello se podría asumir erróneamente que se presentó un cambio cuando en realidad no lo hubo. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184-196)

Para calcular los límites de control se debe actuar de forma que, bajo condiciones de control estadístico, los datos que se grafican en la carta tengan una alta probabilidad de caer dentro de tales límites. Por lo tanto, una forma de proceder es encontrar la distribución de probabilidades de la variable, estimar sus parámetros y ubicar los límites de manera que un alto porcentaje (99.73%) de la distribución esté dentro de ellos. Esta forma de proceder se conoce como *límites de probabilidad*.

Una forma sencilla de obtener los límites de control es a partir de la relación entre la media y la desviación estándar de  $W$ , que para el caso que  $W$  (variable a ser analizada) se distribuye normal con media  $\mu_w$  y desviación estándar  $\sigma_w$  y bajo condiciones de control estadístico se tiene que entre  $\mu_w - 3\sigma_w$  y  $\mu_w + 3\sigma_w$  se encuentra 99.73% de los posibles valores de  $W$ . Bajo tales condiciones, un modelo general para una carta de control es el siguiente: sea  $W$  el estadístico que se va a graficar en la carta, supóngase que su media es  $\mu_w$  y su desviación estándar  $\sigma_w$ , entonces el límite de control inferior (LCI), la línea central y el límite de control superior (LCS) están dados por:

$$\begin{aligned}
LCI &= \mu_w - 3\sigma_w \\
\text{Línea central} &= \bar{\bar{X}} \\
LCS &= \bar{\bar{X}} - A_2\bar{R}
\end{aligned}
\tag{4.1}$$

Con estos límites y bajo condiciones de control estadístico se tendrá una alta probabilidad de que los valores de  $W$  estén dentro de ellos. En particular, si  $W$  tiene distribución normal, tal probabilidad será de 0.997. Este tipo de cartas de control fueron propuestas originalmente por el doctor Walter A. Shewhart, y por eso se les conoce como cartas de control Shewhart. La forma de estimar la media y la desviación estándar de  $W$  a partir de las observaciones del proceso dependerá del tipo de estadístico que sea  $W$ , ya sea un promedio, un rango o un porcentaje. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184-196)

#### 1.4.2.2 Tipos de carta de control

Existen dos tipos generales de cartas de control: para variables y para atributos. Las cartas de control para variables se aplican a características de calidad de tipo continuo, que intuitivamente son aquellas que requieren un instrumento de medición (peso, volumen, voltaje, longitud, resistencia, temperatura, humedad, etc.). Las cartas para variables tipo Shewhart más usuales son: (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184 - 196)

- $\bar{X}$  (de medias)
- $R$  (rangos)
- $S$  (de desviaciones estándar)
- $X$  (de medidas individuales)

#### 1.4.3 Carta de Control $\bar{X} - R$

Son diagramas para variables que se aplican a procesos masivos, en donde en forma periódica se obtiene un subgrupo de productos, se miden y se calcula la media  $\bar{X}$  y el rango  $R$  para registrarlos en la carta correspondiente.

La carta  $\bar{X}$  analiza la variación entre las medias de los subgrupos, para detectar cambios en la media del proceso. Cuando la curva se desplaza la carta manda una o varias señales de fuera de control. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184-196)

La carta  $R$  analiza la variación entre los rangos de los subgrupos, lo cual permite detectar cambios en la amplitud o magnitud de la variación del proceso, por ejemplo, si la variabilidad aumenta la carta  $R$  lo detecta mediante uno o más puntos fuera de su Límite de Control Superior (LCS). (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184-196)

#### 1.4.3.1 Límites de control de la carta $\bar{X}$

Los límites de la carta de control están determinados por las medias y la desviación estándar del estadístico  $W$  que se gráfica en la carta mediante la expresión  $\mu_w \pm 3\sigma_w$ . En el caso de la carta de medias, el estadístico  $W$  es la media de los subgrupos,  $\bar{X}$ , por lo que los límites están dados por:

$$\mu_{\bar{X}} \pm 3\sigma_{\bar{X}} \quad (5.1)$$

Donde  $\mu_{\bar{X}}$  representa la media de las medias, y  $\sigma_{\bar{X}}$  la desviación estándar de las medias, que en un estudio inicial se estiman de la siguiente manera:

$$\mu_{\bar{X}} = \bar{\bar{X}} \text{ y } \sigma_{\bar{X}} = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \quad (6.1)$$

Donde  $\bar{\bar{X}}$  es la media de las medias de los subgrupos,  $\sigma$  la desviación estándar del proceso, que indica qué tan variables son las mediciones individuales y  $n$  es el tamaño del subgrupo. Como por lo general en un estudio inicial no se conoce  $\sigma$ , ésta puede estimarse de dos formas principalmente. Una es calculando la desviación estándar,  $S$ , del total de datos, incluyendo la variabilidad entre muestras y dentro de muestras que corresponde a la desviación estándar  $\sigma$  a largo plazo. La otra manera de estimar  $\sigma$  es más apropiada para la carta  $\bar{X}$ , y parte de sólo considerar la variabilidad dentro de muestras a través de los rangos de los subgrupos, y la estimación está dada por: (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, p. 193)

$$\hat{\sigma} = \frac{\bar{R}}{d_2} \quad (7.1)$$

Donde  $\bar{R}$  es la media de los rangos de los subgrupos y  $d_2$  es una constante que depende de  $n$ , el tamaño del subgrupo o muestra. En el anexo F se dan varios valores de  $d_2$ <sup>9</sup> para distintos valores de  $n$ . De esta manera, tres veces la desviación estándar de las medias se estima con:

$$3\sigma_{\bar{X}} = 3 \left( \frac{\bar{R}/d_2}{\sqrt{n}} \right) = \frac{3}{d_2\sqrt{n}} \bar{R} = A_2 \bar{R} \quad (8.1)$$

Como se observa, se introduce la constante  $A_2$  para simplificar los cálculos. Esta constante está tabulada en el anexo F y depende del tamaño del subgrupo  $n$ . Con base en lo anterior, los

---

<sup>9</sup>  $d_2$  es la media del rango relativo, una variable aleatoria que establece la relación entre el rango de una muestra de una distribución normal y la desviación estándar de la distribución.

límites de control para una carta de control  $\bar{X}$ , en un estudio inicial, se obtienen de la siguiente manera: (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, p. 194)

$$\begin{aligned} LCS &= \bar{\bar{X}} + A_2\bar{R} \\ \text{Línea central} &= \bar{\bar{X}} \\ LI &= \bar{\bar{X}} - A_2\bar{R} \end{aligned} \quad (9.1)$$

La interpretación correcta de los límites de control es de especial relevancia para una adecuada aplicación de la carta  $\bar{X}$ , ya que de lo contrario se caerá en el error de confundir los límites de control con las especificaciones o con los límites reales. Por lo general, estos errores provocan que se trate de utilizar la carta para evaluar capacidad, cuando lo que se debe usar para analizar estabilidad y detectar de manera oportuna cambios en la media del proceso.

#### 1.4.3.2 Límites de control de la carta R

Con esta carta se detectarán cambios en la amplitud o magnitud de la variación del proceso, y sus límites se determinan a partir de la media y la desviación estándar de los rangos de los subgrupos, ya que en este caso es el estadístico  $W$  (que es el promedio de los rangos de los subgrupos) se grafica en la carta R. Por ello, los límites se obtienen con la expresión: (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, p. 195)

$$\mu_R \pm 3\sigma_R \quad (10.1)$$

Donde  $\mu_R$  representa la media de los rangos, y  $\sigma_R$  la desviación estándar de los rangos, que en un estudio inicial se estiman de la siguiente manera:

$$\mu_R = \bar{R} \quad \text{y} \quad \sigma_R = d_3 \left( \frac{\bar{R}}{d_2} \right) \quad (11.1)$$

Donde  $\bar{R}$  es la media de los rangos de los subgrupos,  $\sigma$  la desviación estándar del proceso y  $d_3^{10}$  es una constante que depende del tamaño del subgrupo que está tabulada en el anexo F. Como por lo general en un estudio inicial no se conoce  $\sigma$ , ésta puede estimarse a través de  $\bar{R}/d_2$ . En forma explícita, los límites de control para la carta R se calculan con: (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, pp. 184-196)

---

<sup>10</sup> La constante  $d_3$  es la desviación estándar del rango relativo,  $q = R/\sigma$

$$\begin{aligned}
LCS &= \bar{R} + d_3 \left( \frac{\bar{R}}{d_2} \right) = \left[ 1 + 3 \left( \frac{d_3}{d_2} \right) \bar{R} \right] = D_4 \bar{R} \\
\text{Línea central} &= \bar{R} \\
LCI &= \bar{R} - d_3 \left( \frac{\bar{R}}{d_2} \right) = \left[ 1 - 3 \left( \frac{d_3}{d_2} \right) \bar{R} \right] = D_3 \bar{R}
\end{aligned}
\tag{12.1}$$

Donde se han introducido las constantes  $D_3$  y  $D_4$  para simplificar los cálculos, y están tabuladas en el anexo F para diferentes tamaños de subgrupo  $n$ . Estos límites reflejan la variación esperada para los rangos muestrales de tamaño  $n$ , mientras que el proceso no tenga un cambio significativo. Estos límites son utilizados para detectar cambios en la amplitud o magnitud de la variación del proceso y para ver qué tan estable permanece a lo largo del tiempo, pero de ninguna manera se deben utilizar para evaluar la capacidad.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO METODOLÓGICO

#### 2.1 Materiales

##### 2.1.1 Acelerador Lineal

En la sección 1.1.3 se describe el principio básico de funcionamiento, características y partes que posee un acelerador lineal para uso clínico. Se trabajó con un acelerador lineal Elekta Synergy® (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK) que posee energías de 6 MV y 15 MV con un sistema Elekta MLCi2. Este equipo está diseñado con una distancia fuente – isocentro de 100.0 cm, distancia fuente – mandíbulas de 47.0 cm, distancia fuente – backups de 39.6 cm, distancia fuente – MLC de 29.5 cm, tamaños de campo desde 1x1 cm<sup>2</sup> hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup>. El *Colimador Multiláminas MLCi2* fue descrito en la sección 1.2.3.4.

La caracterización de la energía y determinación de la calidad de los haces de fotones generados por este equipo fueron calculados mediante la Razón Tejido-Maniquí ( $TPR_{20,10}$ , por sus siglas en inglés) siguiendo el procedimiento dictado por Technical Reports Serial N° 398, “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water” de la (IAEA, 2005), para más detalles dirigirse a (Arias Garcés, 2014), ver tabla 1-2.

**Tabla 1-2** Calidad y valores de calibración de los haces del Linac Elekta Synergy.

Elekta Synergy®	6 MV	15 MV
$TPR_{20,10}$	0.688	0.76006
$Z_{max}$	1.6 cm	2.48 cm
Dosis a $Z_{máx}$	1 cGy/UM	1 cGy/UM
Dosis a 10 cm de profundidad	0.6805 cGy/UM	0.75496 cGy/UM

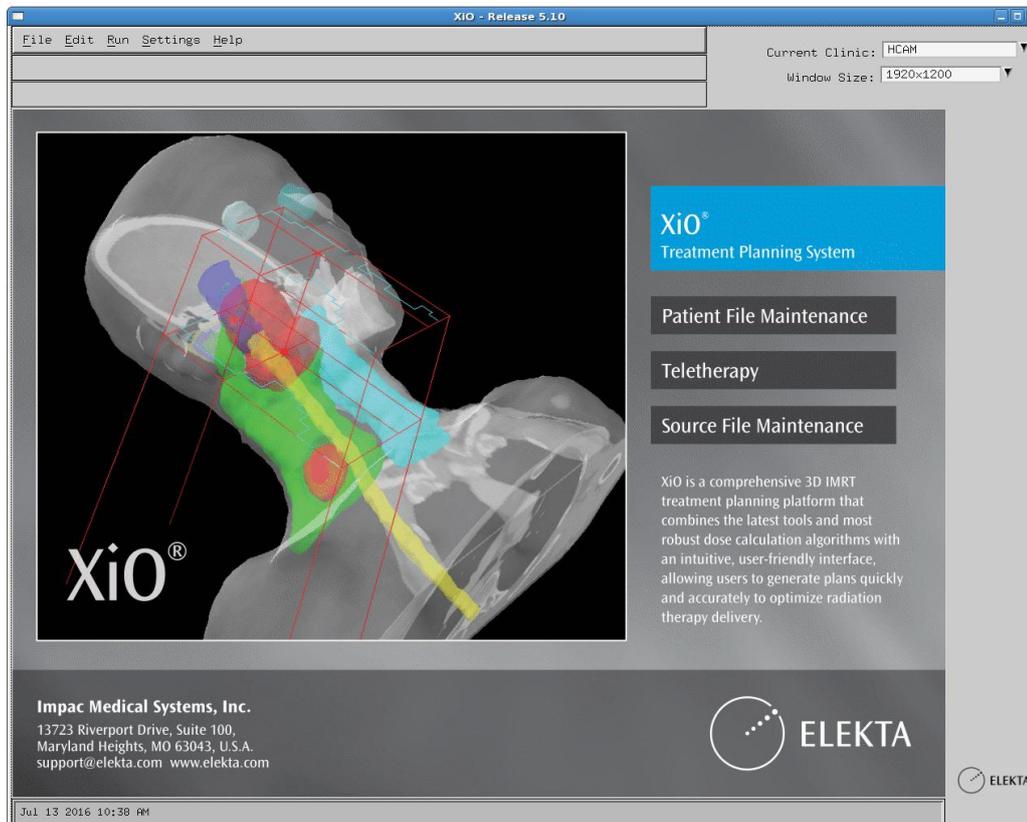
Realizado por: Oscar Panchi, 2016

Fuente: HCAM

##### 2.1.2 Sistema de Planificación de Tratamientos

La unidad de radioterapia del HCAM cuenta actualmente con un Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS, por sus siglas en inglés) llamado XiO® Treatment Planning System Versión 5.10 desarrollado por Computerized Medical System (CMS, St. Louis, Missouri, USA), en el cual se realizan las dosimetrías clínicas en 3D utilizando imágenes obtenidas desde un escáner TC, permitiendo con la ayuda de algoritmos de cálculo, conformar campos de radiación

de diferentes formas, ángulos de incidencia, de colimador y de cuña con el fin de obtener valores de dosis óptimos dentro del volumen de planificación. Éste TPS que está desarrollado en plataforma Linux, tiene la capacidad de realizar tratamientos de radioterapia conformacional 3D y técnicas complejas como IMRT.

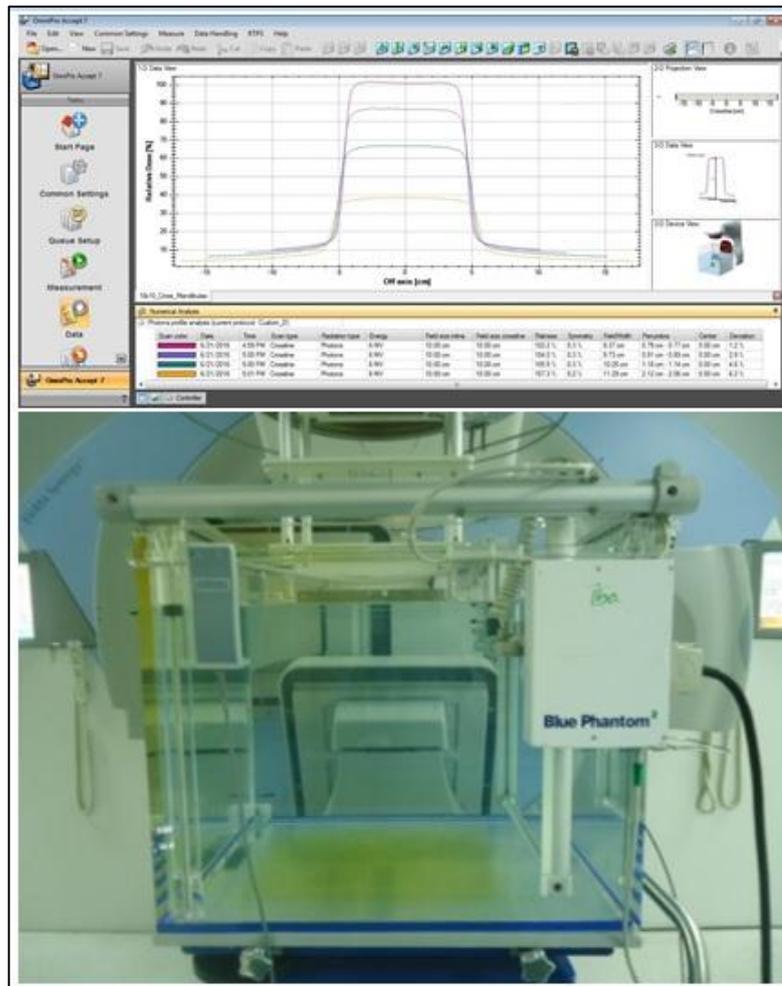


**Figura 1-2** Interfaz del Sistema de Planificación de Tratamientos XiO v5.1.

Fuente: HCAM

### 2.1.3 Sistema de Dosimetría Física

El maniquí denominado Blue Phantom 2, fabricado por la empresa IBA® (Schwarzenbruck-Alemania), es una estructura plástica que se llena con agua, con dimensiones de 48x48x48 cm<sup>3</sup> y una superficie lateral de buildup de 5 cm, cuenta con un sistema de posicionamiento móvil donde se coloca el holder (receptáculo) para posteriormente ubicar el detector; con la ayuda del Software OmniPro Accept v7.4 conjuntamente con el CCU (Common Control Unit) controla los movimientos del sistema, permitiendo posicionar el detector de manera precisa en cualquier punto del tanque y a la vez realizar barridos de manera vertical y sobre planos perpendiculares al haz de radiación en cualquier profundidad. Adicionalmente el Software OmniPro Accept es usado para analizar, procesar y almacenar los datos y curvas obtenidas en la dosimetría realizada.



**Figura 2-2** Interfaz del Software OmniPro Accept y Blue Phantom 2.  
Fuente: Oscar Panchi, 2016

### 2.1.4 Detectores dosimétricos

Las cámaras de ionización usadas en el presente proyecto fueron FC65-G, CC13 y CC04 del fabricante IBA® (ver la Tabla 2-2 con las especificaciones técnicas). La primera cámara fue utilizada para la medida de dosimetría absoluta y para la medida de los factores de transmisión, esto debido a su tamaño comparada con la segunda, que se usa en dosimetría relativa para el escaneo o barrido de campos a diferentes profundidades y como cámara de referencia; y la tercera cámara para medir el factor de dispersión total para pequeños tamaños de campo.

Los detectores tipo *diodo semiconductores* PFD<sup>3G</sup> y RFD<sup>3G</sup> fueron utilizados como detectores de escaneo y referencia respectivamente (ver la Tabla 3-2), debido a su mayor sensibilidad, tamaño, volumen efectivo y rápida respuesta en zonas de alto gradiente de dosis y específicamente para mediciones en tamaños de campos menores de 4 x 4 cm<sup>2</sup>.



**Figura 3-2** Cámaras de ionización y detectores tipo diodo utilizados en la adquisición de medidas.

Fuente: Oscar Panchi, 2016

**Tabla 2-2** Especificaciones técnicas de las cámaras de ionización.

Detectores Características	FC65-G	CC13	CC04
Material del electrodo externo (E) e interno (I)	E: Grafito I: Aluminio	E: Shonka <sup>11</sup> (C-552) I: Shonka (C-552)	E: Shonka (C-552) I: Shonka (C-552)
Volumen efectivo	0.65 cm <sup>3</sup>	0.13 cm <sup>3</sup>	0.04 cm <sup>3</sup>
Diámetro de la capa de buildup	15 mm	9 mm	variable
Longitud total	129 mm	48 mm	42 mm
Espesor de la pared	3.9 mm	0.4 mm	0.4 mm
Diámetro electrodo interno	1.0 mm	1.0 mm	1.0 mm
Longitud electrodo interno	20.5 mm	3.3 mm	2.1 mm
Longitud activa total	23 mm	5.8 mm	3.6 mm

Realizado por: Oscar Panchi, 2016

Fuente: IBA® Dosimetry, User's Guide – FC65-G, CC13 y CC04.

<sup>11</sup> Shonka: Plástico equivalente a tejido, conocido también como A-150, desarrollado por Francis Shonka en 1958. Materiales: H = 10%, N = 3.5%, Carbono = 76.1% y O = 5.2%.

**Tabla 3-2** Especificaciones técnicas de los detectores tipo diodo.

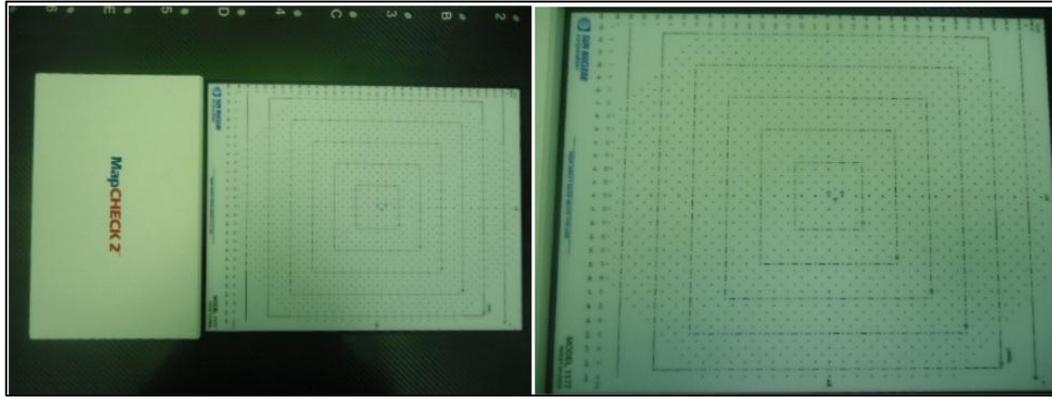
Características \ Detector	PFD <sup>3G</sup>	RFD <sup>3G</sup>
Material del tallo	Acero inoxidable	-----
Material del recinto	ABS y epoxy	ABS y epoxy <sup>12</sup>
Posición del punto de medida	Indicado por una cruz en la parte superior del detector	Indicado por un punto blanco sobre el detector
Punto efectivo de medida	< 0.7 mm desde la superficie.	-----
Tamaño del chip (mm)	2.5 x 2.5 x 2.5	2.5 x 2.5 x 2.5
Diámetro del área activa (mm)	2.0	2.0
Espesor del área activa (mm)	0.06	0.06

**Realizado por:** Oscar Panchi, 2016

**Fuente:** IBA®, User's Guide. Technical Description - Field detector.

El *MapCHECK2* (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL) modelo 1177, utilizado para el análisis del centrado del colimador y para el posicionamiento de las láminas, es un arreglo en 2D de detectores tipo diodo de dimensiones 32.0 cm x 26.0 cm, conformado por 1527 diodos. El espaciado uniforme de los detectores es de 7.07 mm a lo largo del arreglo, la distancia paralela entre detectores en las direcciones X e Y es de 1 cm y entre filas es de 0.5 cm. El área y volumen activo de cada detector es de 0.64 mm<sup>2</sup> y de 0.019 mm<sup>3</sup> respectivamente, la sensibilidad del detector es de 32 nC/Gy, la capa inherente de buildup es de 2.0 ± 0.1 g/cm<sup>2</sup> y el backscatter inherente es de 2.75 ± 0.1 g/cm<sup>2</sup>. Este dispositivo permite medir fotones en el rango de 1.25 – 25 MV y electrones de 6 - 25 MeV. Posee un solo cable de alimentación de energía y recolección de datos, los mismos que son administrados por el *Software SNC Patient*, el cual posee varias herramientas que ayudan al análisis del MLC y a los posteriores controles dosimétricos de los tratamientos de IMRT.

<sup>12</sup> Resina epoxi: es un material termoestable (no se puede disolver ni fundir) que se endurece cuando se mezcla con un catalizador; es una resina de excelentes propiedades mecánicas, con alta resistencia a los productos químicos agresivos y a los rayos UV.



**Figura 4-2** Arreglo de diodos MapCHECK2 – Sun Nuclear.

**Fuente:** Oscar Panchi, 2016

### 2.1.5 Fantoma de agua sólida

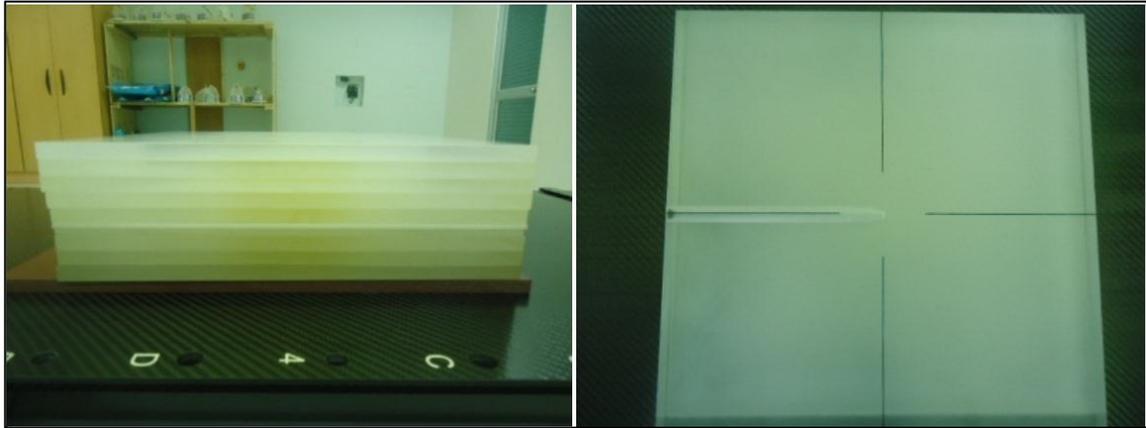
El fantoma SP34 conocido como fantoma de agua sólida es un elemento alternativo al uso del agua líquida, ya que posee una densidad electrónica equivalente y la transmisión de rayos X en este material es similar a la del agua. Este fantoma generalmente viene en presentación de láminas con dimensiones de 30 x 30 cm<sup>2</sup> y con un espesor en el rango de 0.1 – 5 cm, (ver Figura 5-2), la lámina de 2 cm de espesor cuenta con una cavidad especial para alojar una cámara de ionización cilíndrica. Este material es usado en calibración de haces, dosimetría básica y de referencia en haces de fotones y electrones de alta energía; puede ser más conveniente usar este tipo de fantomas para mediciones de control de calidad. El material del maniquí sólido es el poliestireno blanco, que contiene 2.1% de Óxido de Titanio (TiO<sub>2</sub>).

**Tabla 4-2** Especificaciones técnicas del maniquí de agua sólida.

Material / Aplicación	Agua equivalente de Poliestireno blanco “RW3” para fotones y electrones de alta energía.
Rango de energía	Fotones: 1.25 – 25 MV Electrones: 4 – 23 MeV
Composición material	Poliestireno (C <sup>8</sup> H <sup>8</sup> ) con una mezcla de 2.1% ± 0.2% TiO <sub>2</sub>
Dimensión de los platos	Área superficial 300 x 300 mm ± 0.1 mm Espesor: 1 mm ± 0.05 mm 2 mm ± 0.05 mm 5 mm ± 0.05 mm 10 mm ± 0.05 mm Platos adaptadores 20 mm ± 0.1 mm
Densidad de masa	1.045 g/ cm <sup>3</sup>
Valor, (Z/A)	0.536
Densidad electrónica (e <sup>-</sup> /g)	3.386x10 <sup>23</sup>
Concentración electrones (e <sup>-</sup> /cm <sup>3</sup> )	3.539x10 <sup>23</sup>

**Realizado por:** Oscar Panchi, 2016

**Fuente:** IBA®, User’s Guide., SP34



**Figura 5-2** Maniquí de agua sólida y lámina con adaptador para colocación del detector.  
**Fuente:** Oscar Panchi, 2016

### 2.1.6 *Electrómetro*

Como se mencionó en secciones anteriores, el electrómetro es un dispositivo que amplifica y permite medir cargas generadas en el volumen activo de la cámara. El electrómetro utilizado en el presente proyecto es el **DOSE 1** del fabricante *IBA®*, el cual trabaja con voltajes de colección entre 0 y 600 V, con polaridad positiva y negativa. Presenta lecturas en carga, dosis y tasa de dosis con unidades de nC, mGy, mGy/s.



**Figura 6-2** Electrómetro DOSE1 de la marca *IBA®*.  
**Fuente:** Oscar Panchi, 2016

## 2.2 Método

### 2.2.1 *Pruebas Mecánicas*

Las dos primeras pruebas a describirse a continuación, se enfocan en la medición de parámetros mecánicos basados en información dosimétrica obtenida con el arreglo de diodos y analizado en el software SNC Patient.

### 2.2.1.1 Iso-excentricidad del MLC

Una de las pruebas que contribuyen a la verificación del centrado del MLC respecto al cabezal del acelerador es el denominado *PATRÓN ESTRELLA*, para lo cual primeramente se creó un fantoma en el TPS XiO, con dimensiones de 30 x 34 cm<sup>2</sup> y 4 cm de espesor, posteriormente se proyectó sobre éste maniquí un campo de radiación de 10 cm de ancho por 30 cm de longitud formado por las mandíbulas y un campo central de 1 cm de ancho por 30 cm de longitud formado con las multiláminas; la orientación de los campos planificados fue de 0°, 45°, 90° y 135° para entregar 50 UM. El siguiente paso fue exportar el plan al Sistema de Registro y Verificación MOSAIQ, el cual es una red que permite administrar los diferentes tratamientos, para su respectivo agendamiento.

Para la recolección y procesamiento de datos se utilizó el MapCHECK2 y el software SNC Patient. Se ubicó el MapCHECK2 en la mesa de tratamiento a una SSD de 98.9 cm. En el acelerador se fue conformando cada uno de los campos e irradiando el arreglo de diodos. El centro de cada campo al interceptarse generó un círculo cuyo radio es analizado y medido por el software; el mismo que según (Arregui Castillo, et al., 2007, p. 317) debe ser menor o igual a 0.75 mm, para que el MLC pueda ser utilizado en IMRT.



**Figura 7-2** Posicionamiento del MapCHECK2 y adquisición de datos - Patrón estrella.

**Fuente:** Oscar Panchi, 2016

### 2.2.1.2 Precisión de posicionamiento y reproducibilidad de las láminas

Para la determinación del correcto posicionamiento de las láminas se utilizó el método propuesto por el software SNC Patient, el mismo que a la vez es una modificación del método denominado *PICKET FENCE* propuesto por el TG 50, en el cual se expone una película a varios campos ( dimensiones 5 cm x 40 cm) adyacentes delimitados por el MLC.

Para utilizar el método propuesto por el software SNC Patient, en primer lugar se creó un plan de tratamiento en el TPS XiO, el cual consistió en formar un campo de 14 cm x 15 cm con las mandíbulas, para posteriormente conformar 7 campos de 2 cm de ancho por 14 cm de

longitud con el MLC; cada campo fue planificado para que entregará 30 cGy y para que se ubicara en diferentes posiciones a través del campo conformado por las mandíbulas. Ésta prueba fue realizada después del patrón estrella, presentando una ligera variación en la posición del MapCHECK2, la cual consistió en mover el arreglo de detectores 5 mm hacia el eje **Y** positivo, éste movimiento se realizó con el fin de que las proyecciones de los extremos de las multiláminas coincidan con las filas de detectores.

Los datos adquiridos fueron almacenados en un solo archivo, y analizados con una herramienta que posee el software, denominada MLC QA, que permite realizar comparaciones entre las isodosis generadas por las diferentes posiciones de las láminas en el conjunto de detectores y las isodosis generadas en el plan de tratamiento. En el panel de la herramienta MLC QA, se presentan como resultados el error promedio, la desviación estándar, el número de detectores que contribuyeron a la medición, el tamaño de campo analizado y el tipo de LINAC, que son analizados de la siguiente manera:

- Si el error promedio es menor o igual al 2%, significa que el ancho de la abertura es exactamente 2 cm formados por los dos bancos de láminas; por ende esto resulta de un preciso y correcto posicionamiento.
- El error promedio podría incrementarse hasta 22%, si el ancho de la abertura se incrementara a 2.1 cm, lo cual reflejaría un cambio del 20% por cada mm de diferencia. (SUN NUCLEAR, 2015)

En base a lo anteriormente mencionado, del error promedio generado es necesario restar el 2% que indica un correcto posicionamiento, y tomar en cuenta la siguiente fórmula para obtener la diferencia de posicionamiento cuantitativamente.

$$Diferencia_{pos} = \frac{(\overline{error} - 2)}{20} \quad (1.2)$$

Según el protocolo para control de calidad de aceleradores lineales para uso clínico de la Sociedad Española de Física Médica, indica que la diferencia de posicionamiento de las láminas de un MLC para uso en IMRT por Step & Shoot debe ser de  $\pm 0.5$  mm.



**Figura 8-2** Posicionamiento del MapCHECK2 y adquisición de datos – Picket Fence.

Fuente: Oscar Panchi, 2016

## 2.2.2 Pruebas Dosimétricas

### 2.2.2.1 Porcentaje de Dosis en Profundidad

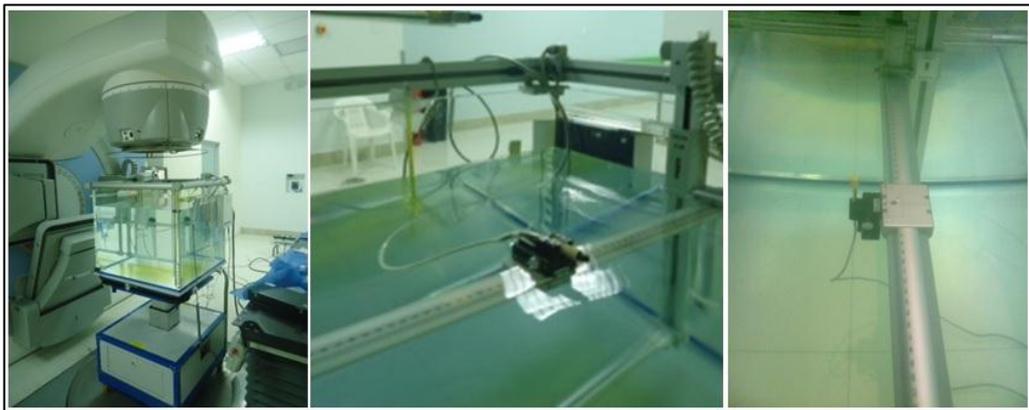
Una de las formas de caracterizar el MLC, es diferenciarlo del sistema de colimación convencional y analizar cómo éstos dos sistemas influyen en el comportamiento del haz de radiación, para ello, se tomaron Porcentajes de Dosis en Profundidad (PDD, por sus siglas en inglés) para tamaños de campo de 10x10 y 30x30 cm<sup>2</sup> los cuales fueron conformados solo con mandíbulas convencionales y backups (respaldo), y posteriormente solo con MLC, para un haz de radiación de 6 MV y una SSD de 90 cm, a la vez estos PDDs fueron comparados con aquellos formados complementariamente por las mandíbulas y MLC. Diferencias en las profundidades de máxima dosis se presentan.

Las medidas de porcentaje de dosis a profundidad para energía de 6 MV para campos formados por MLC y backups debido a que su configuración es complementaria, se realizaron usando el diodo PFD<sup>3G</sup> como detector de escaneo y el diodo RFD<sup>3G</sup> como detector de referencia para campos pequeños (1-3 cm<sup>2</sup>); y para tamaños de campo mayor de 3x3 cm<sup>2</sup> se usó la cámara de ionización CC13 tanto como cámara de escaneo (barrido) y como cámara de referencia en el Blue Phantom2 con una SSD de 90 cm en el eje central del haz (iguales condiciones de comisionamiento). Para tamaños de campos pequeños los escaneos fueron tomados en la modalidad step by step, en el cual el tamaño de paso fue de 1 mm, mientras que para campos mayores de 3x3cm se usó el modo continuo con una velocidad de 0.75 cm/s. Las medidas fueron tomadas desde 35 cm de profundidad hasta 0,45 cm sobre la superficie, para tamaños de campo de 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, y 40x40 cm y fueron normalizados a la profundidad de dosis máxima.

### 2.2.2.2 Penumbra – Perfiles

Se compararon perfiles de dosis tomados a  $z_{\max}$  y a la profundidad de referencia (10 cm) para tamaños de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  conformados solo por mandíbulas y posteriormente solo por multiláminas, para analizar el efecto que producen los diferentes sistemas de colimación en la determinación del ancho de penumbra tanto en la parte frontal como lateral. Una característica que cabe mencionar de la medición es que, en los perfiles inline el detector fue colocado a una distancia de  $\pm 2.5 \text{ cm}$  y  $\pm 7.5 \text{ cm}$  del eje central, para el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  respectivamente.

La medida de los perfiles, fueron tomadas conjuntamente con los PDDs, por lo cual, presentan casi las mismas condiciones, la diferencia es que, los perfiles fueron tomados a partir del tamaño de campo  $2 \times 2 \text{ cm}$ , formados complementariamente entre las multiláminas y los backups, por lo cual, en los perfiles crossline (axial) los campos son delimitados por las multiláminas y en los perfiles inline (sagital) los campos son delimitados por las mandíbulas convencionales. De la misma forma para tamaños pequeños, se usaron los diodos PFD<sup>3G</sup> y RFD<sup>3G</sup> como detectores de escaneo y de referencia respectivamente; y se usó la cámara CC13 para tamaños de campos de  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$ ,  $20 \times 20$ ,  $30 \times 30$ ,  $35 \times 35$  y  $40 \times 40 \text{ cm}$ , con 10 cm de profundidad y a la profundidad de dosis máxima (1.6 cm). La modalidad de escaneo fue step by step con tamaño de paso de 1 mm para campos pequeños y modalidad continua con una velocidad de 0.75 cm/s para campos grandes; cada perfil se tomó con 2 cm de cola y se normalizó a la profundidad de dosis máxima. De los perfiles se obtiene el ancho de penumbra, siendo las penumbras tomadas en sentido crossline las más importantes.



**Figura 9-2** Posicionamiento de cámaras de ionización en el Blue Phantom2.

Fuente: Oscar Panchi, 2016

### 2.2.2.3 Factores de dispersión total y de colimador

Siguiendo la geometría propuesta en la sección 1.2.3.5.4 se tomó el Scp para la energía de 6 MV a una profundidad de referencia de 10 cm y para tamaños de campo cuadrado desde  $1 \text{ cm}^2$

hasta 40 cm<sup>2</sup>. Los valores se normalizaron respecto al tamaño de campo de referencia (10x10 cm<sup>2</sup>). Las medidas fueron tomadas usando la cámara CC04 y la cámara CC13 para tamaños de campos pequeños y grandes respectivamente.

El factor de colimador se midió siguiendo la geometría propuesta en la sección 1.2.3.5.5, a una SSD de 100 cm con una capa de buildup (cobre) de 15.6 mm de espesor para lograr el equilibrio electrónico, con tamaños de campo a partir de 3x3 cm<sup>2</sup> hasta 40 cm<sup>2</sup>.

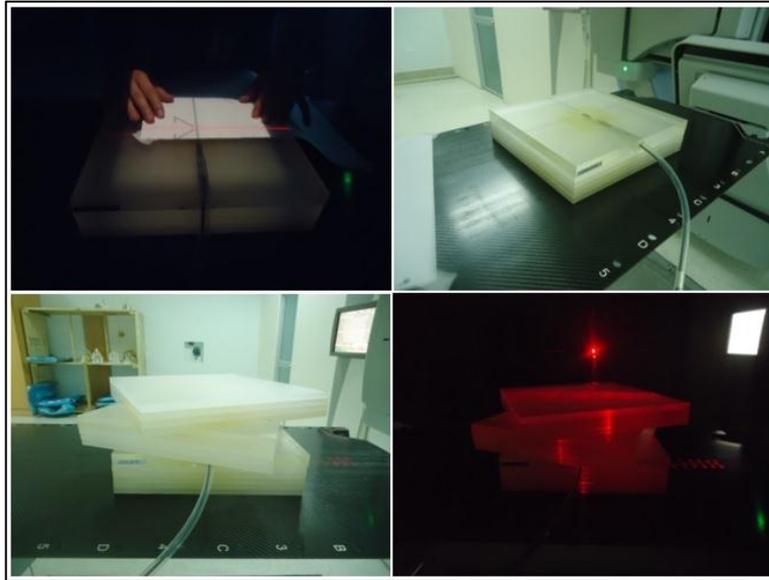


**Figura 10-2** Cámara de ionización con build-up para la medición del Sc.

Fuente: Oscar Panchi, 2016

#### 2.2.2.4 Factor de Transmisión

Para las medidas del factor de transmisión se creó un plan de tratamiento en el TPS XiO, en donde se configuró las mandíbulas para que formaran un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> y dos campos en los cuales cada banco de láminas (X1, X2) alcanza su límite de máxima extensión sobre el eje central ( $\pm 12.5$ ) con el fin de cubrir el campo formado por las mandíbulas; en cada campo se entregó 300 UM de tal forma que se pudiera analizar el factor de transmisión para los dos bancos de láminas. Las medidas fueron colectadas usando la cámara FC-65 ubicada en un fantoma de agua sólida y el electrómetro DOSE1, en condiciones de referencia (campo 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD de 100 y profundidad de 10 cm). El factor de transmisión se define como el cociente entre la dosis medida con el campo cubierto por las láminas y la dosis medida para el campo de referencia abierto.

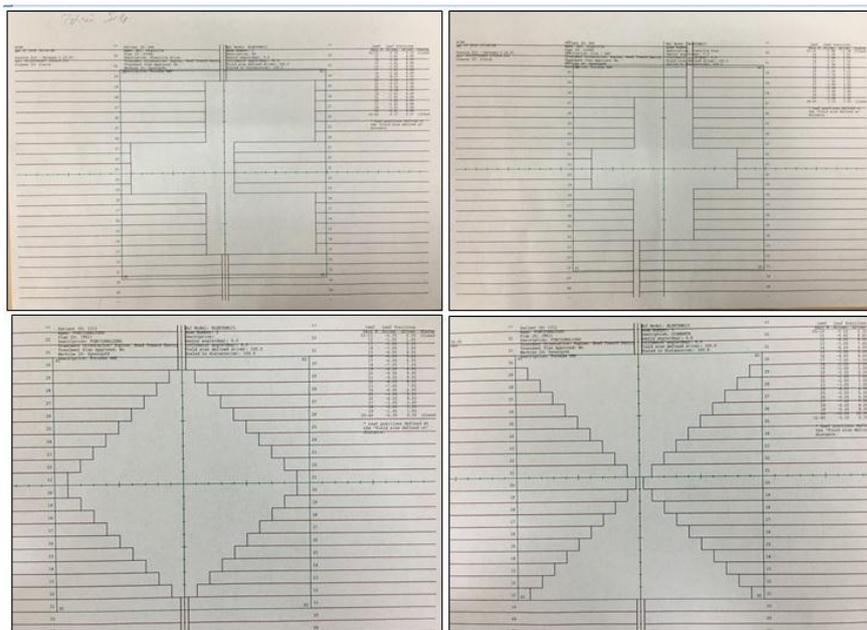


**Figura 11-2** Posicionamiento del fantoma de agua sólida y cámara Farmer para la adquisición del factor de transmisión del MLC.

Fuente: Oscar Panchi, 2016

### 2.2.3 Prueba Funcional

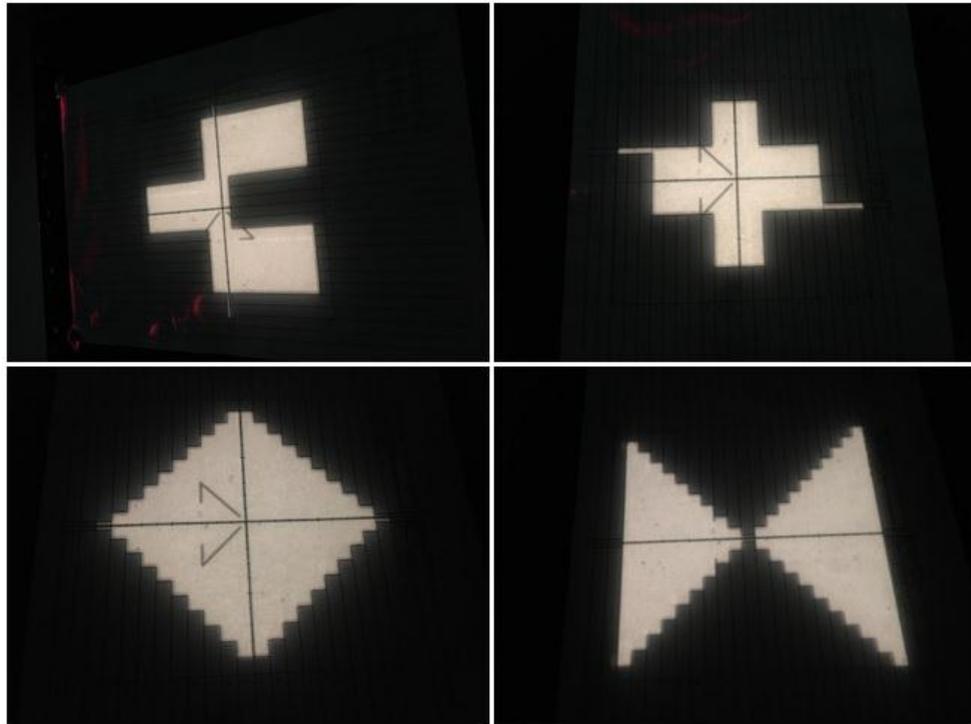
Para la prueba funcional se procedió en el TPS XiO v5.1 a conformar campos con el colimador multilaminas y desde el mismo software se imprimió tales conformaciones en hojas de papel bond tamaño A3 (ver figura 12-2). El siguiente paso fue, transferir los campos conformados al Sistema de Registro y Verificación MOSAIQ para su respectivo agendamiento y para que puedan ser conformados en la unidad de tratamiento.



**Figura 12-2** Plantillas impresas desde el TPS XiO v5.1.

Fuente: Oscar Panchi, 2016

En la camilla de tratamiento, se ubicó la plantilla y se hizo coincidir los ejes de la misma con los ejes del cabezal de la unidad de tratamiento; se fue conformando los diferentes campos una vez que las plantillas eran alineadas, como se puede ver en la Figura 13-2.



**Figura 13-2** Posicionamiento y conformación de los campos para la verificación funcional.

Fuente: Oscar Panchi, 2016

Una vez posicionadas la plantilla del patrón silla, se verificó con un pie de rey (incertidumbre: 0.05 mm) la diferencia existente entre el campo luminoso y la posición de las láminas impresas en las plantillas, la cual según (Arregui Castillo, et al., 2007, p. 350), no debe superar los 2 mm como tolerancia.

### 2.3 Principales pruebas para el Protocolo Control de Calidad

1. Creación de campos en el Sistema de Planificación de Tratamiento: procedimiento que permitirá generar campos de tratamiento, los mismos que puede ser usados de acuerdo a las necesidades de los Físicos Médicos de la Unidad de Radioterapia. Ver Anexo G. Protocolo UTR-CC-MLC-001
2. Iso-excentricidad del MLC: este protocolo permitirá verificar que el eje de giro del sistema MLC coincida con el eje del cabezal de la unidad de tratamiento, para considerar que el MLCi2 puede actuar en IMRT como modulador. Ver Anexo G. Protocolo URT-CC-MLC-002.
3. Precisión del posicionamiento y reproducibilidad de láminas: tal procedimiento permitirá verificar que exista el mínimo error posible en el posicionamiento de las

láminas, al igual que dicho posicionamiento sea reproducible a través del tiempo, con el fin de considerar el uso del MLCi2 en IMRT. Ver Anexo G. Procedimiento UTR-CC-MLC-003.

4. Funcionalidad del sistema MLC: este protocolo permite analizar, por medio de plantillas generadas en el Software XiO, la correcta transferencia y definición de campos prescritos desde el Sistema de Planificación hasta la unidad de tratamiento. Ver Anexo G. Procedimiento UTR-CC-MLC-004.
5. Hoja de Control del MLC: hoja diseñada para registrar las diferentes pruebas realizadas al colimador multiláminas, el comportamiento que posee y las observaciones o correcciones que deben realizarse. Ver Anexo G. Protocolo UTR-CC-MLC-005.

## CAPÍTULO III

### 3. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

#### 3.1 Pruebas Mecánicas

Las pruebas del Patrón Estrella y Picket Fence se realizaron durante dos semanas con el fin de verificar la reproducibilidad del radio del círculo y del posicionamiento de las láminas; durante los primeros días de la primera semana se corrigieron ciertos errores que se presentaron por el hecho de ser los primeros días en los cuales se implementaban estas pruebas o procedimientos; en el caso del patrón estrella se aumentó a 100 el número de UM a entregar, con el fin de que el software almacene y trabaje con más datos y por ende el resultado entregado sea más certero; de la misma forma se verificó que exista una repetitividad en el posicionamiento del arreglo de diodos; por tal motivo a continuación se presentan los resultados obtenidos en la segunda semana, los mismos que son más estables y a la vez confiables.

##### 3.1.1 Iso-excentricidad del MLC

Las medidas fueron agrupadas en 10 sub-conjuntos de cuatro medidas:

**Tabla 1-3** Datos - Patrón Estrella.

Sub-conjunto 1		Sub-conjunto 2		Sub-conjunto 3		Sub-conjunto 4		Sub-conjunto 5	
Nº medida	Radio esfera (mm)								
1	0.1	1	0.1	1	0.1	1	0.2	1	0.1
2	0.1	2	0.1	2	0.1	2	0.6	2	0.7
3	0.2	3	0.1	3	0.2	3	0.4	3	0.2
4	0.1	4	0.1	4	0.1	4	0.1	4	0.1
<i>Promedio</i>	0.1	<i>Promedio</i>	0.1	<i>Promedio</i>	0.1	<i>Promedio</i>	0.3	<i>Promedio</i>	0.3
<i>Rango</i>	0.1	<i>Rango</i>	0.1	<i>Rango</i>	0.1	<i>Rango</i>	0.5	<i>Rango</i>	0.6
Sub-conjunto 6		Sub-conjunto 7		Sub-conjunto 8		Sub-conjunto 9		Sub-conjunto 10	
Nº medida	Radio esfera (mm)								
1	0.2	1	0.6	1	0.1	1	0.5	1	0.7
2	0.2	2	0.4	2	0.2	2	0.6	2	0.7
3	0.2	3	0.1	3	0.1	3	0.6	3	0.6
4	0.7	4	0.1	4	0.6	4	0.5	4	0.7
<i>Promedio</i>	0.3	<i>Promedio</i>	0.3	<i>Promedio</i>	0.3	<i>Promedio</i>	0.6	<i>Promedio</i>	0.7
<i>Rango</i>	0.5	<i>Rango</i>	0.5	<i>Rango</i>	0.5	<i>Rango</i>	0.1	<i>Rango</i>	0.1

Fuente: Oscar Panchi, 2016

En la tabla 1-3 se puede evidenciar que durante los primeros días el radio del círculo presentaba niveles inferiores, entre 0.1 – 0.5 mm, por lo cual se puede decir que la iso-excentricidad del MLC se encuentra en tolerancia ya que el radio del círculo es menor a 0.75 mm; de la misma forma se notó que el radio del círculo variaba, tomando en el último día de medida un valor de 0.6 y 0.7 mm, lo cual indica que a pesar de encontrarse dentro del límite de tolerancia, hay una variación considerable respecto a los primeros valores. Esta variación puede deberse a factores tales como, el equipo de medida, condiciones de medida y el MLC; después de la revisión se asumió que la variación se debió a un problema en las tarjetas de control del MLC que influyeron en la conformación de las bandas de irradiación.

Con el fin de controlar el proceso que se ha implementado, con los datos tanto del Picket Fence y del Patrón Estrella se realizó un control estadístico de la calidad, cuya herramienta principal son las cartas de control de rango y de promedio, que se las puede ver en el Anexo A.

### 3.1.2 Precisión de posicionamiento y reproducibilidad de las láminas

La diferencia en el posicionamiento de las láminas fue analizada utilizando las medidas (error promedio) obtenidas por el software SNC Patient y reemplazándolas en la ecuación 1.2.

En la tabla 2-3, se puede observar que durante el último día de medición la diferencia de posicionamiento aumentó considerablemente llegando a estar en un rango de 2.070 – 2.097 mm como diferencia de posicionamiento, lo cual indica que se encuentra muy lejos de la tolerancia; en base a éste resultado se procedió a chequear el equipo y se pudo constatar que el error era producido por un fallo en las tarjetas que controlan el MLC. Corregido el problema se realizó la prueba nuevamente y se evidenció que el error promedio había disminuido y con éste la diferencia de posicionamiento, cuyos valores se encuentran incluidos en el sub-conjunto 10 de la Tabla 3-3.

**Tabla 2-3** Errores en la diferencia de posicionamiento de las láminas.

Sub-conjunto 1					Sub-conjunto 2				
N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)	N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)
1	43.51	7.86	66	2.076	1	43.65	7.79	66	2.083
2	43.43	7.84	66	2.072	2	43.47	7.79	66	2.074
3	43.82	7.87	66	2.091	3	43.39	7.87	66	2.070
4	43.49	7.83	66	2.075	4	43.94	7.86	66	2.097
	Rango	0.02	Prom.	2.078		Rango	0.027	Prom.	2.081

Fuente: Oscar Panchi, 2016

En la Tabla 3-3, agrupados en 10 subconjuntos con cuatro valores, se presenta el error promedio, la desviación estándar, número de detectores, y la diferencia de posicionamiento, la

misma que durante la última semana de medición se mantenía en un rango de 0.353 – 0.433 mm como diferencia de posicionamiento, por lo cual según (Arregui Castillo, et al., 2007), el MLC se encuentra dentro de la tolerancia para que éste pueda ser utilizado sin ningún inconveniente en tratamientos con la técnica de IMRT.

**Tabla 3-3** Diferencia de posicionamiento del MLC.

Sub-conjunto 1					Sub-conjunto 2				
N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos. (mm)	N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos. (mm)
1	10.44	3.52	66	0.422	1	9.89	3.12	66	0.395
2	10.66	3.66	66	0.433	2	9.79	3.19	66	0.390
3	10.23	3.54	66	0.412	3	9.69	3.31	66	0.385
4	10.42	3.49	66	0.421	4	9.85	3.26	66	0.393
	Rango	0.022	Prom.	0.422		Rango	0.01	Prom.	0.390
Sub-conjunto 3					Sub-conjunto 4				
N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)	N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)
1	9.78	3.27	66	0.389	1	10.17	3.28	66	0.409
2	9.69	3.30	66	0.385	2	10.36	3.2	66	0.418
3	9.63	3.32	66	0.382	3	10.08	3.24	66	0.404
4	9.68	3.16	66	0.384	4	10.31	3.07	66	0.416
	Rango	0.007	Prom.	0.385		Rango	0.014	Prom.	0.412
Sub-conjunto 5					Sub-conjunto 6				
N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)	N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)
1	10.19	3.28	66	0.4095	1	9.59	3.22	66	0.380
2	10.49	3.07	66	0.425	2	9.70	3.22	66	0.385
3	10.44	3.29	66	0.422	3	9.29	3.24	66	0.365
4	10.39	3.2	66	0.4195	4	9.36	3.28	66	0.368
	Rango	0.015	Prom.	0.419		Rango	0.021	Prom.	0.374
Sub-conjunto 7					Sub-conjunto 8				
N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)	N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)
1	9.06	3.09	66	0.353	1	9.62	3.32	66	0.381
2	9.37	3.24	66	0.369	2	9.5	3.36	66	0.375
3	9.36	3.15	66	0.368	3	9.42	3.30	66	0.371
4	9.49	3.39	66	0.375	4	9.62	3.28	66	0.381
	Rango	0.022	Prom.	0.366		Rango	0.010	Prom.	0.377
Sub-conjunto 9					Sub-conjunto 10				
N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)	N° med.	Error Prom. (%)	Des. están. (%)	N° Detec.	Dif. Pos.(mm)
1	10.29	3.67	66	0.415	1	10.46	3.16	66	0.423
2	10.08	3.69	66	0.404	2	10.69	3.2	66	0.435
3	10.21	3.5	66	0.411	3	10.41	3.12	66	0.421
4	10.19	3.59	66	0.410	4	10.12	3.11	66	0.406
	Rango	0.011	Prom.	0.410		Rango	0.029	Prom.	0.421

Fuente: Oscar Panchi, 2016

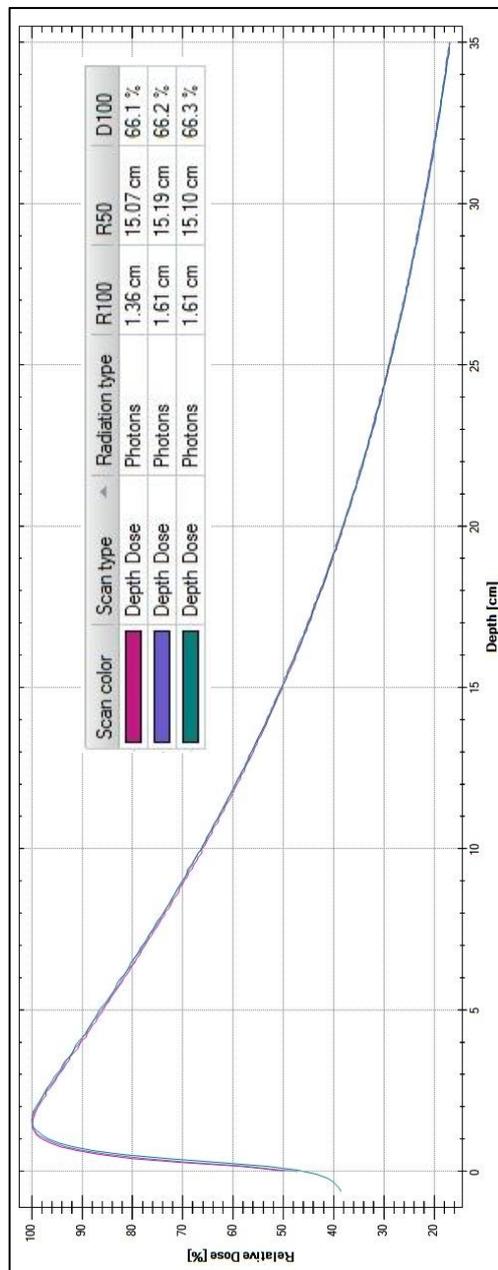
### 3.2 Pruebas Dosimétricas

Una forma de caracterizar el MLC es diferenciarlo del sistema de colimación convencional propio del LINAC, específicamente se analiza la influencia que presenta el conformar los campos con éstos dos sistemas de colimación.

#### 3.2.1 Porcentaje de dosis en profundidad

Se analiza la influencia que tiene el sistema de colimación convencional y el MLC en el rendimiento en profundidad del haz de radiación de 6 MV.

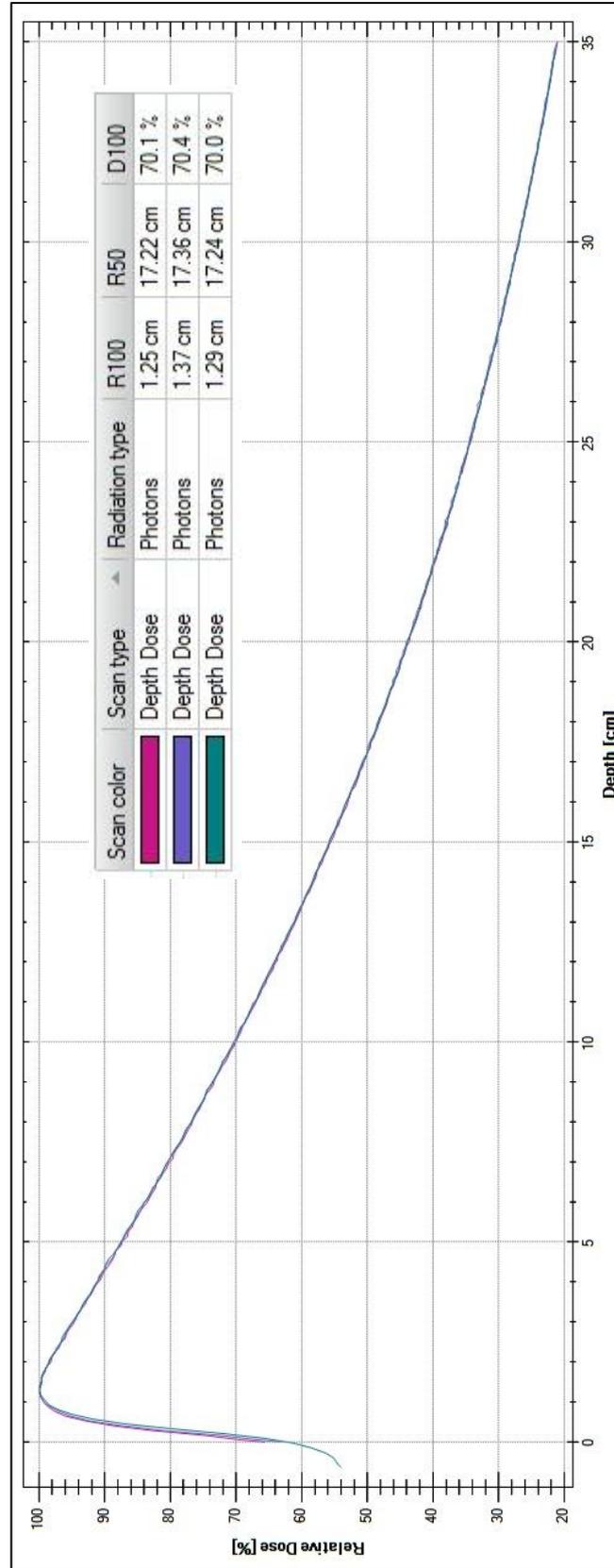
- PDDs de un campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , conformado solo con mandíbulas convencionales y de respaldo (backups), solo con MLC, y los dos sistemas de forma complementaria.



**Gráfico 1-3** Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Fuente: HCAM, 2016.

- PDDs de un campo 30x30 cm<sup>2</sup>, conformado solo con mandíbulas convencionales y de respaldo (backups), solo con MLC, y los dos sistemas de forma complementaria.



**Gráfico 2-3** Porcentaje de dosis en profundidad para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup>.  
Fuente: HCAM, 2016.

En los gráficos 1-3 y 2-3 se puede observar que las curvas se encuentran normalizadas al 100% de la dosis máxima.

En el PDD de tamaño de campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  se observa que la dosis del 100% para las mandíbulas y buckups se da a una profundidad de 1.36 cm; para las MLC se da a una profundidad de 1.61 cm y ésta última coincide con la profundidad de máxima dosis para el campo conformado de manera complementaria por las mandíbulas más multiláminas. Por otro lado, la dosis relativa entregada a la profundidad de referencia (10 cm) es de 66.1%, 66.2% y 66.3% respectivamente, lo cual indica que no existe variación significativa de dosis a esa profundidad pero sí variación en la profundidad en la cual se entrega la dosis máxima.

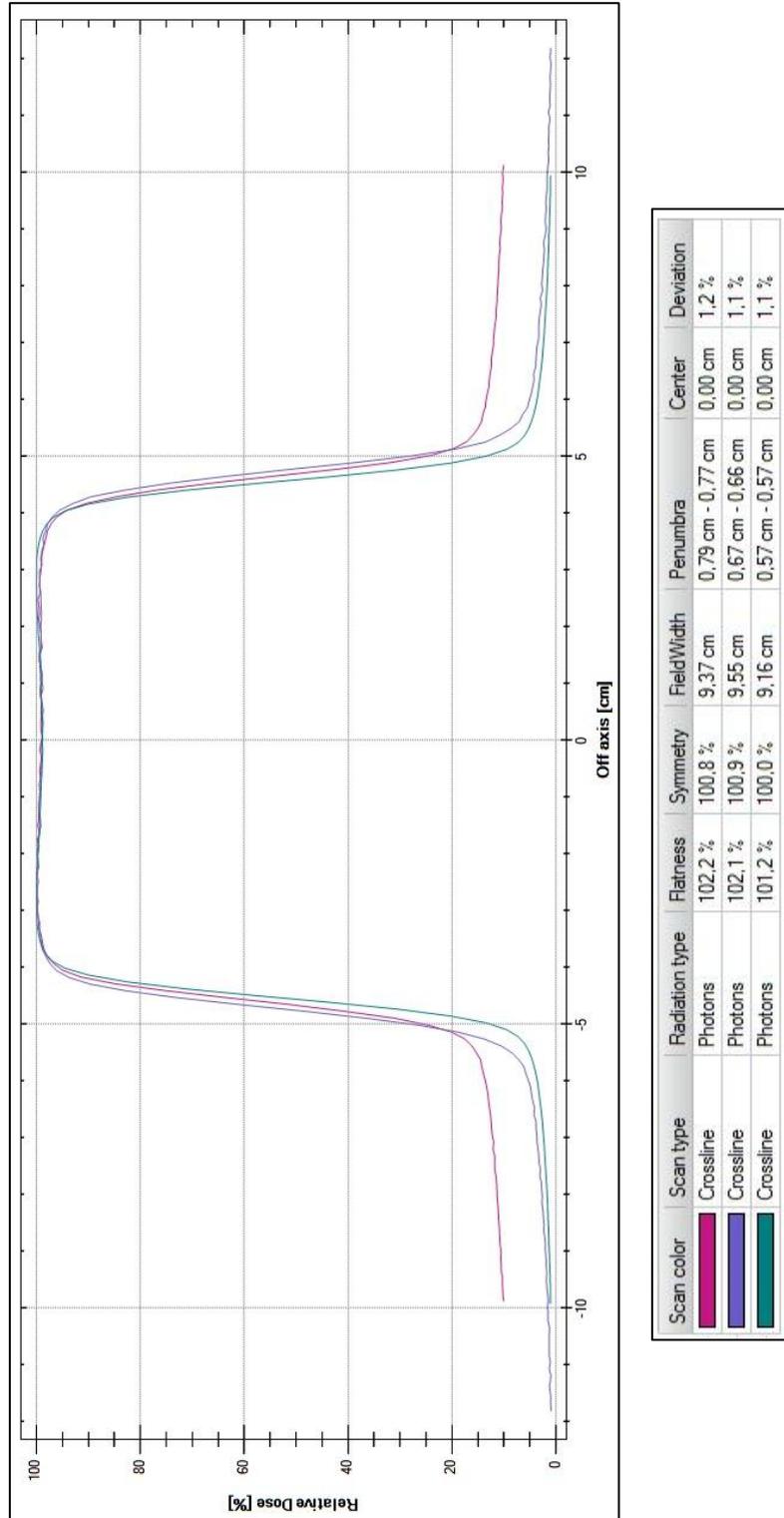
En el PDD para un tamaño de campo de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  se puede notar que la dosis del 100% para las mandíbulas y buckups se da a una profundidad de 1.25 cm, para las MLC se da a una profundidad de 1.37 cm y para el campo formado de manera complementaria la dosis máxima se entrega a una profundidad de 1.29 cm. Por otro lado, la dosis relativa entregada a la profundidad de referencia es estable para las tres conformaciones de campo, siendo ésta 70.1%, 70.4% y 70.0% respectivamente. Un detalle adicional que cabe mencionar de las dos figuras de PDDs es que debido a que las mandíbulas de respaldo o backups son delgadas (3 cm de espesor), esto permite que el haz de radiación contribuya al PDD con radiación dispersa y transmitida, por lo cual la dosis máxima es entregada en zonas más cercanas a la superficie.

De esta forma, se puede decir que no existen variaciones dosimétricas significativas al colimar el haz de radiación ya sea solo con MLC o con la combinación de multiláminas y mandíbulas; mientras que colimar el haz de radiación solo con mandíbulas genera una diferencia en la profundidad en la cual se entrega la dosis máxima. En el ANEXO B se presentan los PDDs medidos para todos los tamaños de campo conformados con mandíbulas y multiláminas conjuntamente.

### **3.2.2 Penumbra – perfiles**

De los perfiles de dosis obtenidos se analiza el ancho de penumbra que se generan dependiendo del sistema de colimación utilizado. En este caso, se presenta para dos profundidades  $z_{\text{max}}$  y  $z_{\text{ref}}$ . Los perfiles analizados a continuación fueron tomados en sentido crossline, para analizar el efecto que produce el extremo redondeado de las láminas sobre el ancho de la penumbra, y en sentido inline para analizar el ancho de la penumbra de la parte lateral de las láminas.

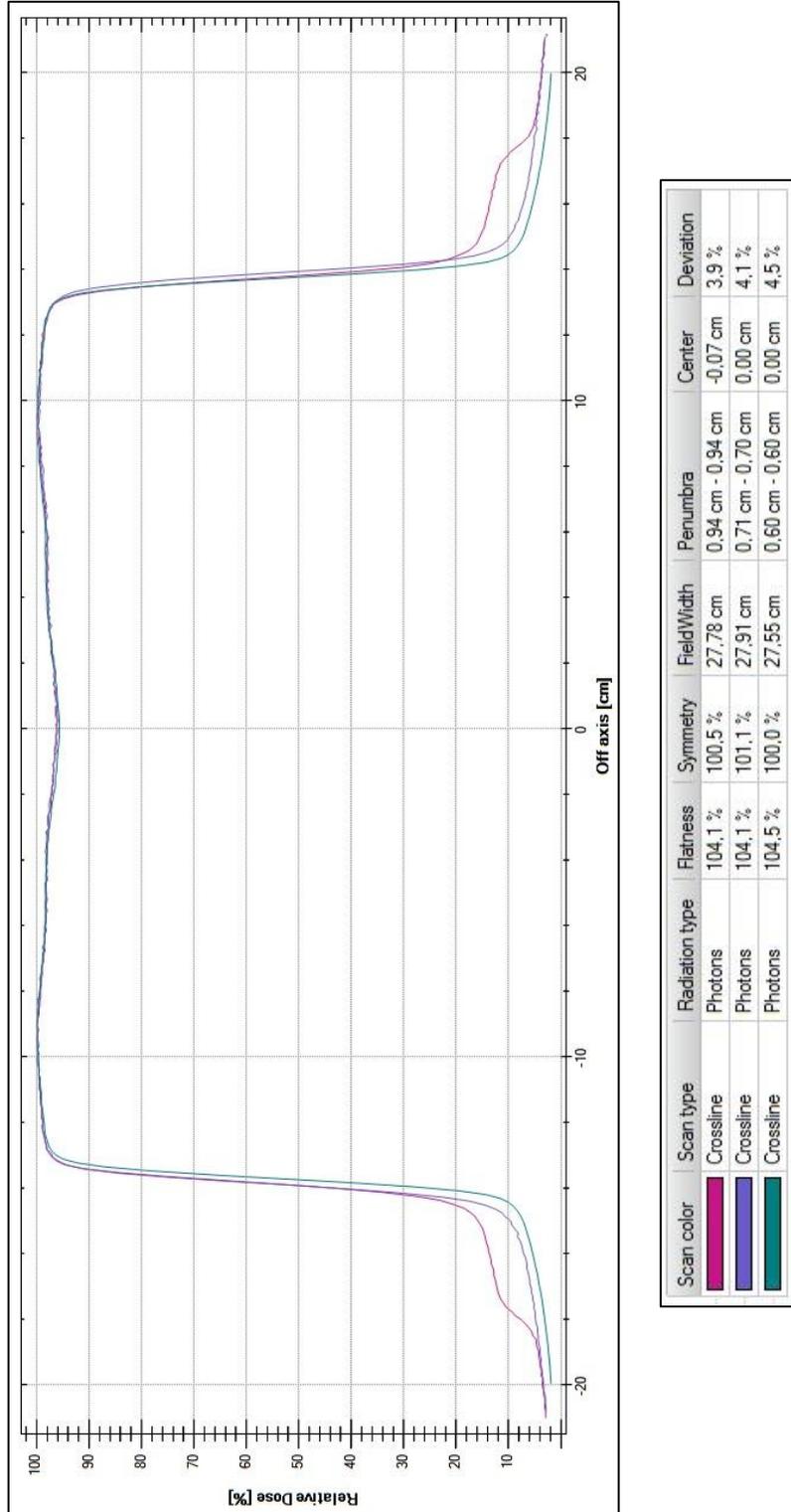
- *Perfiles crossline para el tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup> tomados a una profundidad z<sub>max</sub>: el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, después solo con multiláminas y finalmente con el conjunto complementario.*



**Gráfico 3-3** Perfil de dosis crossline para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> a z<sub>max</sub>.

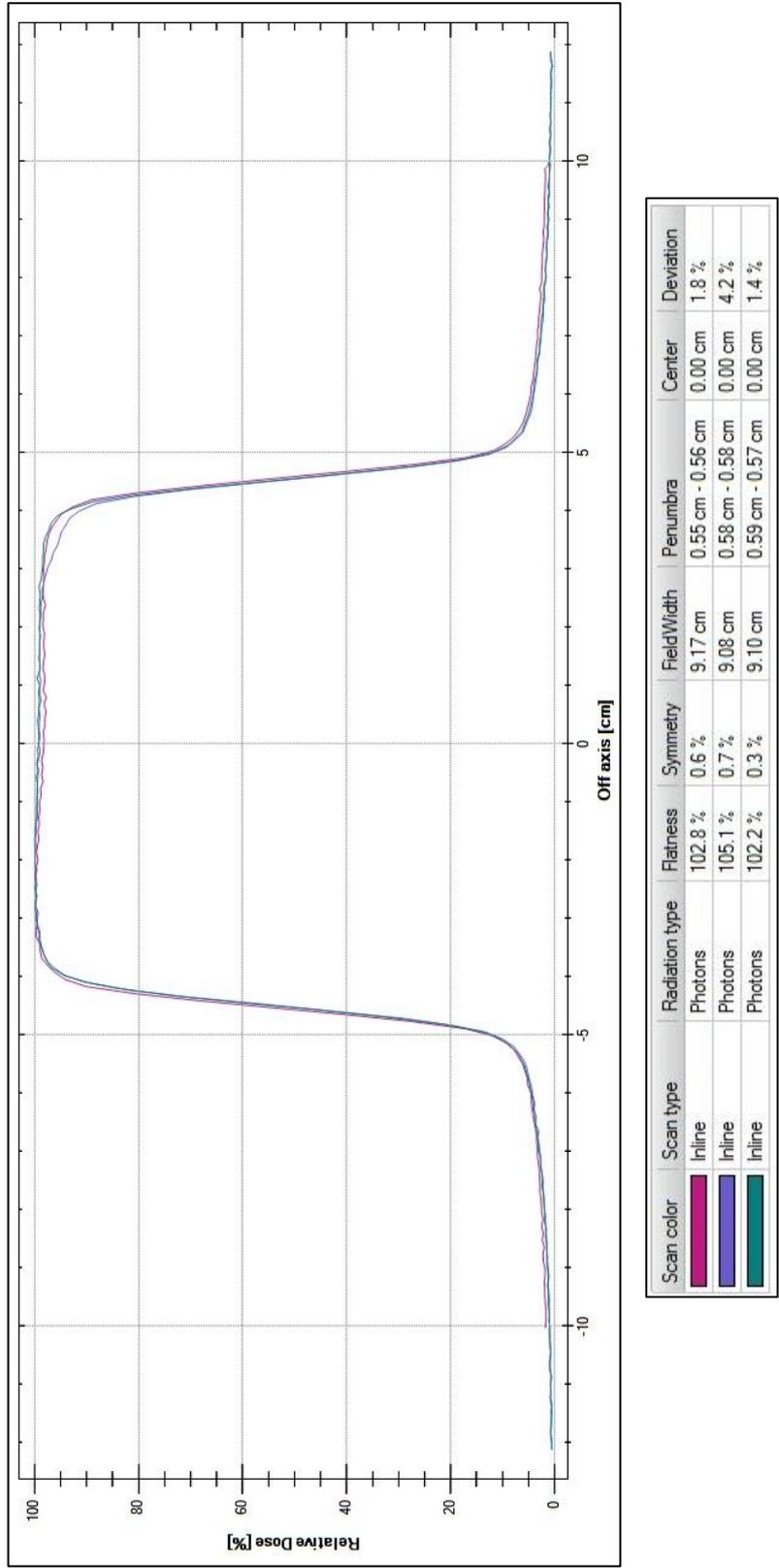
Fuente: HCAM, 2016.

- *Perfiles crossline para el tamaño de campo de 30x30 cm<sup>2</sup> tomados a una profundidad  $z_{max}$ : el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, después solo con multiláminas y finalmente con el conjunto complementario.*



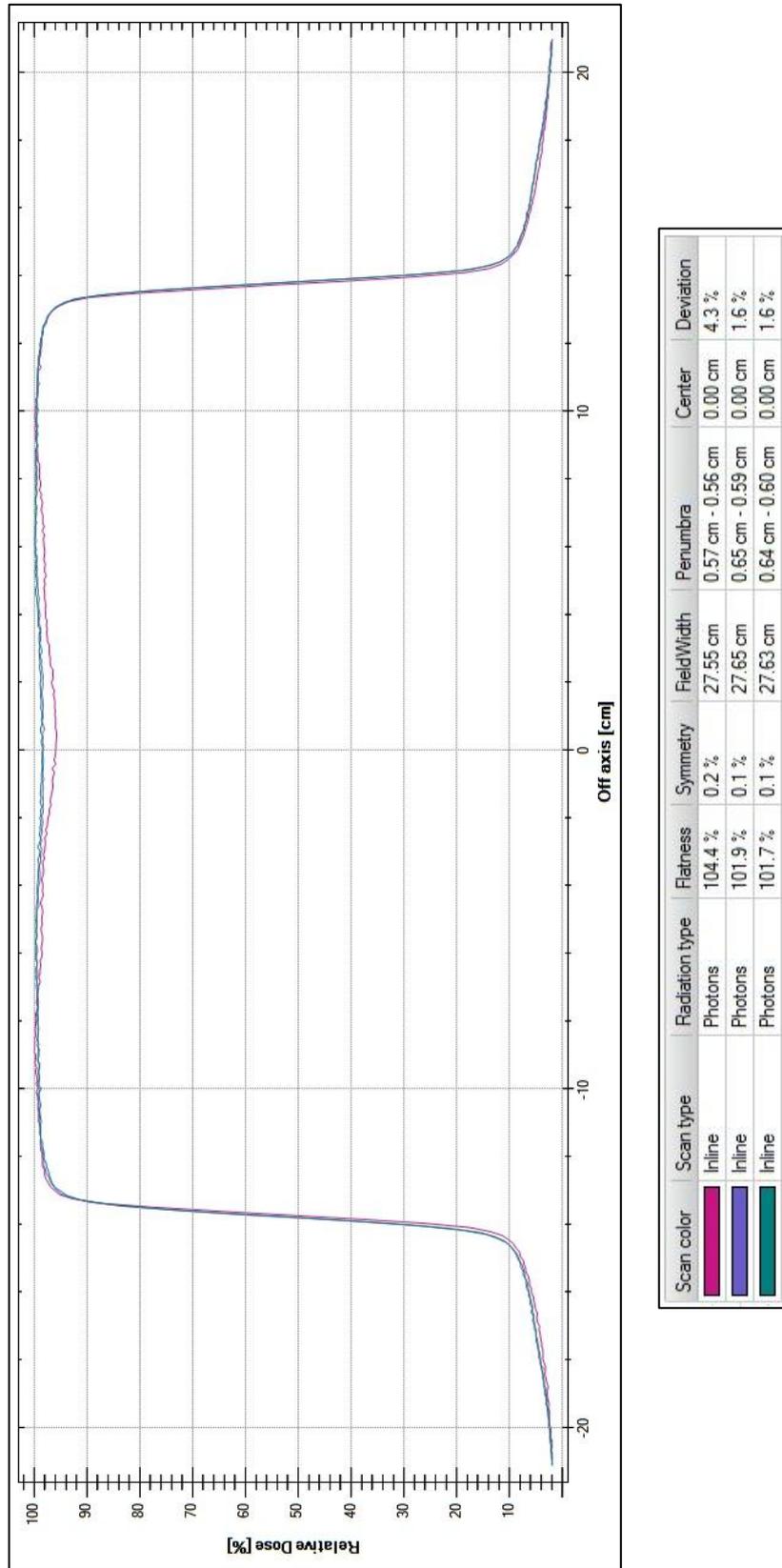
**Gráfico 4-3** Perfil de dosis crossline para un campo de 30x30 cm<sup>2</sup> a  $Z_{max}$ .  
Fuente: HCAMI, 2016.

- *Perfiles inline para el tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup> tomados a una profundidad z<sub>max</sub>: el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, y posteriormente solo con multiláminas.*



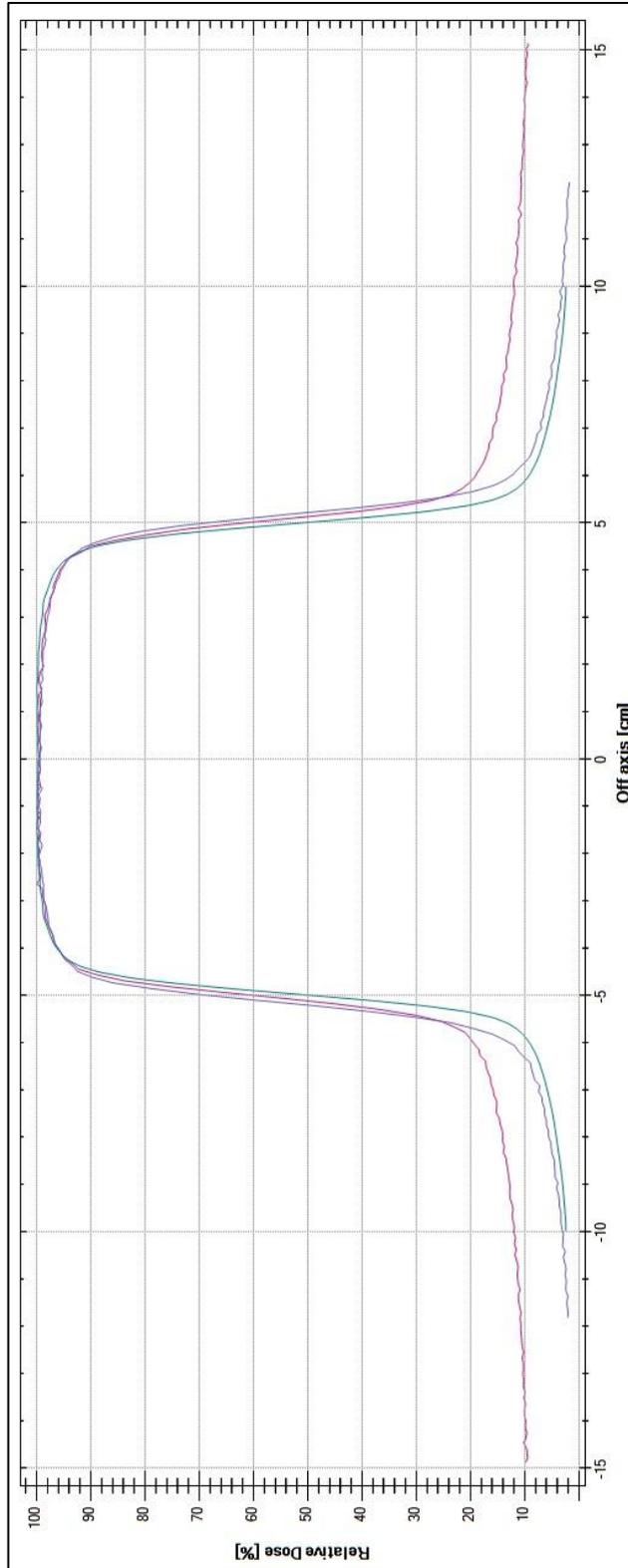
**Gráfico 5-3** Perfil de dosis inline para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> a z<sub>max</sub>.  
Fuente: HCAM, 2016.

- *Perfiles inline para el tamaño de campo de 30x30 cm<sup>2</sup> tomados a una profundidad z<sub>max</sub>: el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, y posteriormente solo con multiláminas.*



**Gráfico 6-3** Perfil de dosis inline para un campo de 30x30 cm<sup>2</sup> a z<sub>max</sub>.  
Fuente: HCAM, 2016.

- *Perfil crossline para el tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup> tomados a la profundidad de referencia (z<sub>ref</sub>):* el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, después solo con multiláminas y finalmente con el conjunto complementario.

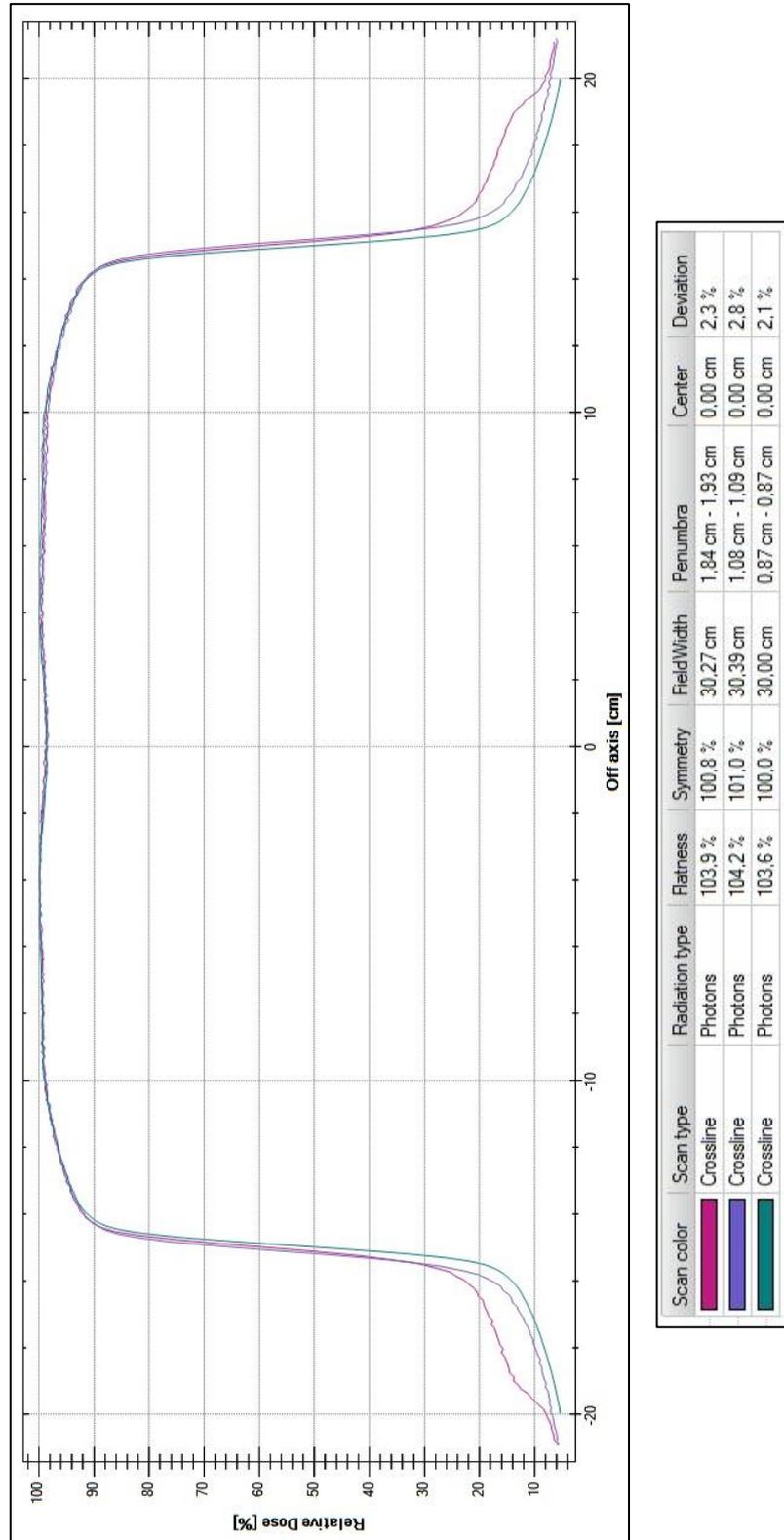


Scan color	Scan type	Radiation type	Flatness	Symmetry	FieldWidth	Penumbra	Center	Deviation
<span style="color: magenta;">█</span>	Crossline	Photons	105,5 %	101,5 %	10,25 cm	1,18 cm - 1,14 cm	0,00 cm	4,8 %
<span style="color: blue;">█</span>	Crossline	Photons	105,9 %	101,0 %	10,43 cm	0,84 cm - 0,82 cm	0,00 cm	5,0 %
<span style="color: teal;">█</span>	Crossline	Photons	103,8 %	100,0 %	10,00 cm	0,69 cm - 0,69 cm	0,00 cm	3,3 %

**Gráfico 7-3** Perfil de dosis crossline para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> a z<sub>ref</sub>.

Fuente: HCAM, 2016.

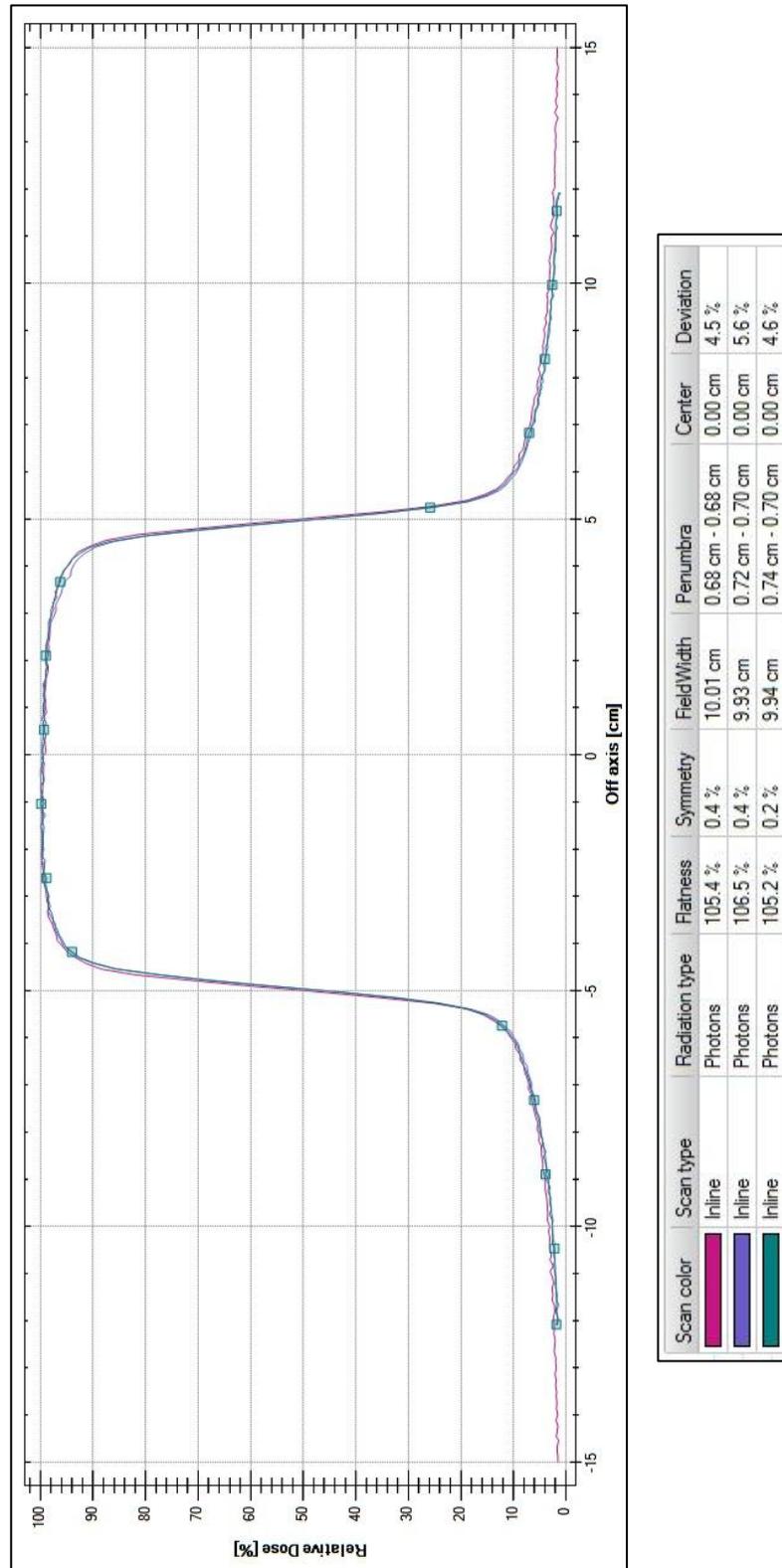
- *Perfil crossline para el tamaño de campo de 30x30 cm<sup>2</sup> tomados a la profundidad de referencia (z<sub>ref</sub>): el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, después solo con multilaminas y finalmente con el conjunto complementario.*



**Gráfico 8-3** Perfil de dosis crossline para un campo de 30x30 cm<sup>2</sup> a z<sub>ref</sub>.

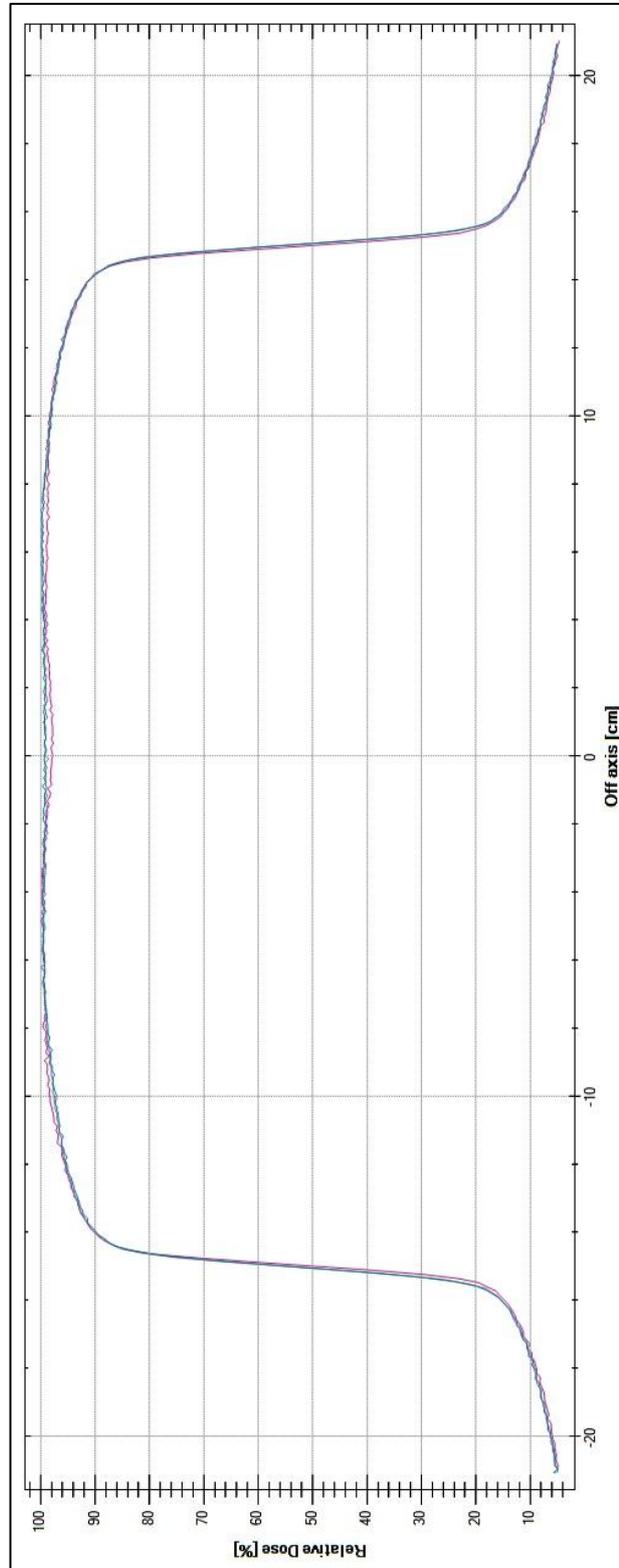
Fuente: HCAM, 2016.

- *Perfiles inline para el tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup> tomados a la profundidad de referencia (z<sub>ref</sub>): el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, y posteriormente solo con multiláminas.*



**Gráfico 9-3** Perfil de dosis inline para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> a z<sub>ref</sub>.  
Fuente: HCAM, 2016.

- *Perfiles inline para el tamaño de campo de 30x30 cm<sup>2</sup> tomados a la profundidad de referencia (z<sub>ref</sub>): el haz fue primeramente colimado solo por las mandíbulas convencionales y de respaldo, y posteriormente solo con multiláminas.*



Scan color	Scan type	Radiation type	Flatness	Symmetry	FieldWidth	Penumbra	Center	Deviation
Red	In-line	Photons	104.7 %	0.1 %	30.03 cm	0.83 cm - 0.85 cm	0.00 cm	2.3 %
Blue	In-line	Photons	104.9 %	0.2 %	30.15 cm	0.93 cm - 0.88 cm	0.00 cm	3.8 %
Green	In-line	Photons	105.2 %	0.3 %	30.13 cm	0.95 cm - 0.88 cm	0.00 cm	4.2 %

**Gráfico 10-3** Perfil de dosis inline para un campo de 30x30 cm<sup>2</sup> a z<sub>ref</sub>.  
Fuente: HCAM, 2016.

De los datos entregados por el Software OmniPro Accept, se puede analizar que en el caso de los perfiles crossline para las dos profundidades, el ancho de penumbra es mayor cuando se utiliza solo las mandíbulas convencionales y de respaldo, dicho valor disminuye cuando se utiliza solo las MLC, y el ancho de penumbra disminuye aún más cuando se utilizan estos dos sistemas complementarios, eso se puede ver en los gráficos 3-3, 4-3, 7-3 y 8-3 en donde los perfiles son normalizados al 100% de dosis. Cabe mencionar que en estos últimos perfiles, tomados con los dos sistemas complementarios, la mandíbula de respaldo contribuye a disminuir la radiación por transmisión que se produce en el extremo de las láminas por lo cual ayuda a disminuir aún más el ancho de penumbra.

En los perfiles inline, en cambio, el ancho de penumbra es mayor cuando se utilizan las multiláminas que cuando se utilizan las mandíbulas convencionales, en este caso, se obtiene un ancho de penumbra promedio, ya que se tomó un perfil a cada lado del eje central del campo, con el fin de analizar la penumbra lateral para las láminas de los dos bancos. Ver gráficos 5-3, 6-3, 9-3, 10-3 y tabla 4-3 para la penumbra promedio. Cabe mencionar que la penumbra para los diferentes campos no presentan variaciones considerablemente mayores a la tolerancia de 1.5 mm tomando en cuenta la diferencia de distancias presente entre un campo de 10x10 y 30x30 cm<sup>2</sup>.

**Tabla 4-3** Penumbras promedio de los perfiles inline.

Campo 10x10 cm <sup>2</sup> -penumbra inline (cm) a (z <sub>max</sub> )		Campo 10x10 cm <sup>2</sup> -penumbra inline (cm) a (z <sub>ref</sub> )	
Mandíbulas	0.55 – 0.56	Mandíbulas	0.68 – 0.68
MLC (-2.5 cm)	0.58 – 0.58	MLC (-2.5 cm)	0.72 – 0.70
MLC (+2.5 cm)	0.57 – 0.57	MLC (+2.5 cm)	0.74 – 0.70
Promedio:	0.585 – 0.575	Promedio:	0.73 – 0.70
Campo 30x30 cm <sup>2</sup> -penumbra inline (cm) a (z <sub>max</sub> )		Campo 30x30 cm <sup>2</sup> -penumbra inline (cm) a (z <sub>max</sub> )	
Mandíbulas	0.57 – 0.56	Mandíbulas	0.83 – 0.85
MLC (-7.5)	0.65 – 0.59	MLC (-7.5)	0.93 – 0.88
MLC (-7.5)	0.64 – 0.60	MLC (-7.5)	0.95 – 0.88
Promedio	0.645 – 0.595	Promedio	0.94 – 0.88

Fuente: Oscar Panchi, 2016

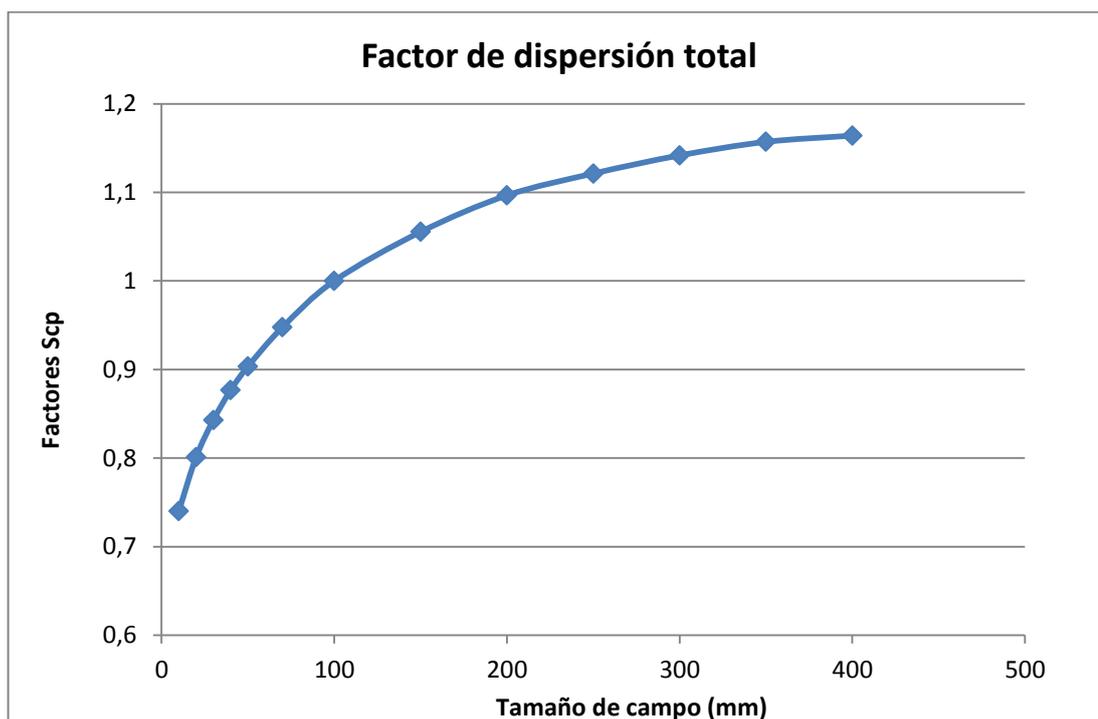
### 3.2.3 Factores de dispersión total y de colimador

Utilizando las ecuaciones 2.1 y 3.1 se obtuvieron los respectivos factores que permiten caracterizar el colimador multiláminas. En el Scp las lecturas para campos pequeños fueron normalizadas para el promedio de las lecturas del campo 4x4 y 5x5 cm<sup>2</sup> tomados con la cámara CC04.

**Tabla 5-3** Factores de dispersión total.

Tamaño de campo (mm)	Lect 1	Lect 2	Promedio	Factor Scp
10	0.346	0.346	0.346	0.7400
20	0.445	0.444	0.444	0.8009
30	0.468	0.468	0.468	0.8428
40	5.895	5.892	5.894	0.8766
50	6.068	6.077	6.073	0.9032
70	6.371	6.371	6.371	0.9476
100	6.724	6.722	6.723	1.0000
150	7.091	7.099	7.095	1.0553
200	7.371	7.373	7.372	1.0965
250	7.535	7.541	7.538	1.1212
300	7.671	7.680	7.676	1.1417
350	7.777	7.780	7.779	1.1570
400	7.824	7.828	7.826	1.1641

Fuente: HCAM, 2016.



**Gráfico 11-3** Factores de dispersión total en función del tamaño de campo.

Fuente: HCAM, 2016.

En el gráfico 11-3 se observa los datos de la Tabla 5-3 representados, los mismos que demuestran una dependencia con el tamaño de campo, es decir, si el tamaño de campo aumenta, la cantidad de radiación dispersa generada en el agua aumenta, éste efecto es utilizado por el TPS para modelar los diferentes tamaños de campo, tomando en cuenta la dispersión generada

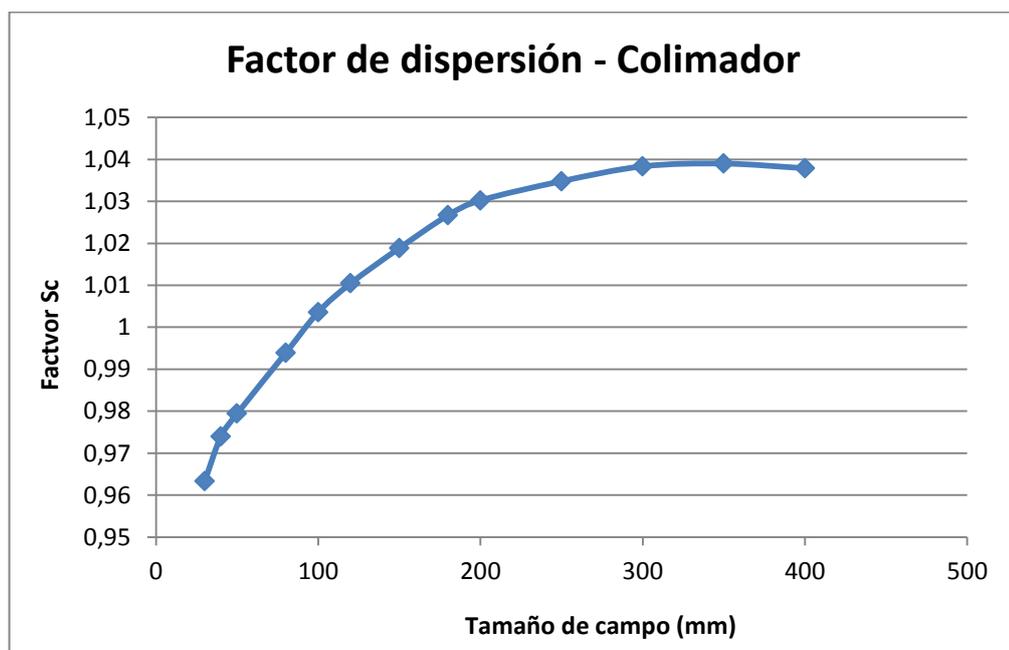
en el fantoma a tratar y su contribución a la distribución de dosis cuando se usa IMRT. Tales datos a la vez son muy semejantes a los revisados en la literatura. (Followill, et al., 2012, p. 286)

Factores de dispersión del colimador tomados en aire

**Tabla 6-3** Factor de dispersión del colimador.

Tamaño de campo (mm)	Lect 1	Lect 2	Promedio	Factor Scp
30	6.531	6.534	6.533	0.9633
40	6.604	6.606	6.605	0.9740
50	6.640	6.644	6.642	0.9794
80	6.742	6.738	6.740	0.9939
100	6.781	6.782	6.782	1.0036
120	6.855	6.850	6.853	1.0105
150	6.908	6.911	6.910	1.0189
180	6.961	6.964	6.963	1.0267
200	6.988	6.985	6.987	1.0302
250	7.014	7.021	7.018	1.0348
300	7.038	7.045	7.042	1.0383
350	7.045	7.047	7.046	1.0390
400	7.038	7.039	7.039	1.0379

Fuente: HCAM, 2016.



**Gráfico 12-3** Factor de dispersión del colimador vs. tamaño de campo.

Fuente: HCAM, 2016.

En el gráfico 12-3, se puede observar los datos de la tabla 6-3 representados, los cuales presentan una dependencia del tamaño de campo, tales datos son útiles en el TPS para modelar el MLC, a la vez poder tomar en cuenta la dispersión de radiación generada en aire por el MLC y por ende la contribución de dicha radiación a la dosis administrada al paciente.

### 3.2.4 Factor de transmisión

Basándose en que la carga colectada por la cámara de ionización y el electrómetro es proporcional a la dosis administrada, para conocer éste factor no se realizó la conversión (carga colectada-dosis) con los diferentes factores que recomienda el TRS-398.

**Tabla 7-3** Factor de transmisión del MLC

Campo abierto			
Lect 1	Lect 2	Lect 3	Promedio
29.34	29.37	29.36	29.3567
Campo cubierto por el banco derecho			
Lect 1	Lect 2	Lect 3	Promedio
0.139	0.1299	0.1307	0.1332
Campo cubierto por el banco izquierdo			
Lect 1	Lect 2	Lect 3	Promedio
0.133	0.1332	0.1338	0.1333
<b>Factor de transmisión banco derecho</b>			0.0045373
<b>Factor de transmisión banco izquierdo</b>			0.0045418
<b>Promedio del FT de los 2 bancos</b>			0.0045396
<b>Porcentaje de transmisión</b>			0.45%

Fuente: Oscar Panchi, 2016.

En la tabla 7-3 se puede observar las medidas para los dos bancos de láminas (X1 y X2), donde se demuestra que, la transmisión para los dos bancos de láminas es igual y que el factor de transmisión para el MLCi2 es de 0.45% lo cual está muy por debajo del 2% que es el valor de tolerancia propuesto por Arregui Castillo y otros y también por el IEC; en base a ello se puede decir que el colimador multiláminas del LINAC Synergy cuenta con los estándares de calidad necesarios para ser utilizado en Radioterapia con Intensidad Modulada. Cabe mencionar, que este factor de transmisión (0.45%) se puede disminuir aún más si se utiliza las mandíbulas de respaldo, como generalmente se lo hace con el MLC de Elekta.

### 3.3 Prueba Funcional

Como resultado primario, se obtuvieron las medidas del patrón silla y se comprobó que las mismas se encuentran dentro del margen de tolerancia, tales medidas pueden ser observadas en la tabla 8-3.

**Tabla 8-3** Diferencia entre campo luminoso y la posición de las láminas (plantilla).

PATRÓN SILLA		
N° de lámina	Banco X1 (mm)	Banco X2 (mm)
13	1.1	1.1
14	1.2	1.45
15	1.2	1.15
16	1.05	1.4
17	1.15	1.35
18	1.25	1.45
19	1.7	1.4
20	1.9	1.4
21	1.7	1.2
22	2.0	1.0
23	1.6	1.0
24	1.2	0.7
25	1.2	0.3
26	1.35	0.7
27	1.45	0.7
28	1.45	0.7
29	1.45	0.7

Fuente: Oscar Panchi, 2016

Posterior al mantenimiento preventivo realizado en el acelerador, se posicionó nuevamente la misma plantilla (patrón silla) y las plantillas presentes en la figura 12-2, y se pudo verificar, que según la Figura 13-2 no existe diferencia entre el campo luminoso y las láminas presentes en las plantillas, por lo cual se asume que el comportamiento funcional del sistema MLC es correcto.

## CONCLUSIONES

- Se determinó las principales funciones y aplicaciones en las cuales se utiliza el MLC del Acelerador Lineal Elekta Synergy del Hospital Carlos Andrade Marín, siendo éstas las de reemplazar los bloques conformadores de campos, lo cual permite ahorrar tiempo, espacio e insumos; la adopción continua del MLC de las diferentes formas de los campos de tratamiento que permitan una excelente conformación al volumen blanco durante un tratamiento de arcoterapia y la aplicación como sistema de modulación y entrega de radiación en tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada
- Realizadas las pruebas mecánicas planteadas (basadas en información dosimétrica), se verificó que el MLC cuenta con un buen centrado respecto al cabezal de la unidad de tratamiento y un correcto posicionamiento de las multiláminas, cuyos valores se encuentran dentro de los rangos de tolerancia establecidos por la Sociedad Española de Física Médica y comparados con artículos científicos referenciados en el presente proyecto, dichos valores confirman y consienten que el MLC pueda ser utilizado en IMRT. Adicionalmente, con el fin de controlar los procesos implementados, se generó cartas de control que permitan verificar que no se presente un comportamiento del MLC que arroje valores que sobrepasen los límites de control establecidos a partir de los datos adquiridos en condiciones consideradas normales o naturales.
- Las características físicas que presenta el MLC, como la forma redondeada del extremo de las láminas y su espesor influyen en la reducción del ancho de penumbra cuando se utilizan las multiláminas y las mandíbulas de respaldo conjuntamente; y también se presenta favorablemente un bajo porcentaje de transmisión, tomando en cuenta que no se discrimina entre transmisión a través de las láminas y transmisión entre las láminas, hallándose éstas características dentro de los márgenes de tolerancia recomendados por organismos internacionales (AAPM, SEFM) y comparados con resultados de la literatura.
- Con el fin de mantener controlado las condiciones de funcionamiento del MLC, se implementó un Protocolo de Control de Calidad, que permite determinar el comportamiento de la isoexcentricidad, precisión de posicionamiento y funcionalidad, en esta última se analiza la transferencia de campos desde el TPS hasta la unidad de tratamiento utilizando plantillas creadas en el mismo Software de Planificación.
- Por los resultados obtenidos de todas las pruebas implementadas se logró determinar que el colimador multiláminas del acelerador lineal Elekta Synergy del Hospital Carlos Andrade Marín cuenta con las características tanto físicas como dosimétricas para que pueda actuar como sistema de modulación y entrega de radiación en los tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada que se implementará en un futuro no muy lejano.

## **RECOMENDACIONES**

- Al recolectar los datos con el MapCHECK2, es conveniente configurar la unidad de tratamiento para que cada campo planificado entregue un número de UM mayor o igual a 100 con el fin de que las lecturas y la estadística sean más certeras.
- Si se desea discriminar la transmisión intra-lámina e inter-lámina, es conveniente utilizar la dosimetría por película, ya que con esta herramienta de control se puede obtener diferentes perfiles de dosis de acuerdo a la densidad óptica de la película y así poder discriminar el tipo de transmisión.
- Al momento de realizar las medidas del isocentro y del posicionamiento de las láminas se debe verificar que las condiciones de medición sean las mismas para que no se presenten grandes variaciones.

## BIBLIOGRAFÍA

**ALEXANDER, Jasmina.** “Guía de Radiocirugía y Radioterapia Estereotáctica”. *Radiocirugía Panama Blogspot*. [blog] 28 de Febrero de 2013. [Consulta: 15 febrero de 2016]. Disponible en: [http://radiocirugiapanama.blogspot.com/2013\\_02\\_28\\_archive.html](http://radiocirugiapanama.blogspot.com/2013_02_28_archive.html).

**ANDREO, Pedro, et al.** Ionisation Chambers. En: Philip Mayles, Alan Nahum y Jean-Claude Rosenwald [ed.]. *Handbook of Radiotherapy Physics: theory and practice*. New York: Taylor & Francis, 2007, pp. 279-301.

**ANDREO, Pedro, et al.** Calibration of photon and electron beams. En: Ervin B. Podgorsak [ed.]. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena: International Atomic Energy Agency, 2003, pp. 249 - 276.

**ARIAS GARCÉS, Mario Javier.** *Comisionamiento y puesta en marcha del acelerador lineal digital de alta energía Elekta Synergy para rayos X en el departamento de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín*. (Tesis) (Pregrado). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Chimborazo, Ecuador. 2014. pp. 50 - 61.

**ARREGUI CASTILLO, Gregorio, et al.** *Control de Calidad en aceleradores de electrones para uso médico*. Madrid: Sociedad Española de Física Médica, 2007. pp. 309 - 354.

**ATTIX, Frank Herbert.** *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York: Jhon Wiley & Sons, 1986.

**BAYOUTH, J. E., et al.** “MLC quality assurance techniques for IMRT applications”. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*. [en línea], 2003, (Estados Unidos de América) 30 (5), pp. 743-750. [Consulta: 21 octubre 2015]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1118/1.1564091>

**BELTRÁN VILAGRASA, M., et al.** “Programa de garantía de calidad del equipamiento de radioterapia. Pruebas para un colimador multiláminas”. *Revista de Física Médica*, vol. 6, n° 1 (2005), (España) pp. 19-31.

**BOYER, Arthur, et al.** *Basic Applications of Multileaf Collimators*. American Association of Physicists in Medicine. Madison-United States of America: Medical Physics Publishing. 2001. 1-888340-30-4.

**BOYER, Arthur L., et al.** “Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator”. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*. [en línea], 1992, (Estados Unidos de América) 19(5), pp. 1255-1261. [Consulta: 17 octubre 2015]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1118/1.596757>

**CABALLERO VILLARRASO, Javier, et al.** *Estudio sobre eficacia, efectividad y eficiencia de IMRT*. Sevilla: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Andalucía, 2007.

**CARLSON, Don.** “Intensity Modulation using Multileaf Collimators: Current status”. *Medical Dosimetry*. vol. 26, n° 2 (2001), (Estados Unidos de América) pp. 151-156.

**ELEKTA INC.** *Desktop Pro™ R7.0x. Manual del usuario. Modo clínico*. [Manual]. s.l., Reino Unido: Elekta Limited®, 2010.

**EZZELL, Gary A., et al.** “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee” *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*. [en línea], 2003, (Estados Unidos de América) 30 (8), pp. 2089-2111. [Consulta: 17 octubre 2015]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1118/1.1591194>

**EZZELL, Gary, et al.** “IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119”. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, vol. 36, n° 11 (2009), (Estados Unidos de América) pp. 5359-5373.

**FOLLOWILL, David S., et al.** “The Radiological Physics Center’s standard dataset for small field size output factors”. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 13, n° 5 (2012), (Estados Unidos de América) pp. 282 - 289.

**GÓMEZ GONZÁLEZ, Nuria.** *Análisis Cuantitativo de los Errores de Posicionamiento del Sistema de Colimador Multiláminas (MLC) de un Acelerador Lineal mediante Pruebas "Fence Test"*. (Tesis) (Maestría). Universidad de Valladolid, Valladolid. 2012.

**GUTIÉRREZ DÍAS, Leina Patricia.** *Análisis dosimétrico comparativo entre películas Radiográficas EDR2 y arreglo de Matriz de diodos en 2D para verificación de tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada*. (Tesis) (Maestría). Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia. 2012.

**GUTIÉRREZ PULIDO, Humberto & DE LA VARA SALAZAR, Román.** *Control Estadístico de la Calidad y Seis Sigma*. 2ª ed. México D.F.: McGRAW-HILL, 2009, pp. 11 - 196.

**HERNÁNDEZ VITORIA, Araceli, et al.** *Fundamentos de Física Médica*. Lizuain María C. [ed.]. Madrid: ADI Servicios Editoriales, 2012. Vol. 3.

**HORTON, John L.** Acceptance tests and commissioning measurements. En: Ervin B. Podgorsak [ed.]. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena: International Atomic Energy Agency. 2003, pp. 293 - 315.

**HOUNSELL, Alan R. y JORDAN, Thomas J.** “Quality control aspects of the Philips multileaf collimator”. *Radiotherapy & Oncology - Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, n° 45 (1997), (Reino Unido) pp. 225-233.

**IAEA.** *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Viena-Austria: International Atomic Energy Agency, 2005. 92–0–302005–5.

**IZEWSKA, Joanna & RAJAN, Govinda.** Radiation Dosimeters. En: Ervin B. Podgorsak [ed.]. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena: International Atomic Energy Agency, 2003, pp. 59-84.

**KHAN, Faiz M.** *Physics of Radiation Therapy*. 4ª ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

—. *Physics of Radiation Therapy*. 3ª ed. Minneapolis: Lippincott Williams & Wilkins, 2003, pp. 482 - 485.

**KOTB, Omar, et al.** “Dosimetric evaluation of the MLCs for irregular shaped radiation fields”. *Journal of Applied Physics (IOSR-JAP)*, vol. 5, n° 3 (2013), pp. 57-63. ISSN 2278-4861.

**LA NACIÓN.** *Consiguen reparar los cerebros dañados por la radioterapia*. [En línea] 14 de Febrero de 2015. [Consulta: 23 de Febrero de 2016.] Disponible en: <http://lanacion.com.ec/?p=18089>

**LOSASSO, Thomas, et al.** “Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy”. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, vol. 25, n° 10 (1998), (Estados Unidos de América) pp. 1919-1927.

**MACEIRA ROZAS, María del Carmen, et al.** *Radioterapia de Intensidad Modulada*. Santiago de Compostela: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Galicia, avalia-t, 2005.

**MURCIA CAÑÓN, Gabriel.** *Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada*. (Tesis) (Maestría). [Electrónico]. Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia. 2010.

**PERERA CARVAJAL, Richard.** Tratamiento de Radioterapia Externa Conformacional 3D con modulación de la Intensidad del Haz de Radiación. *Informe - Oncología Radioterapéutica*. [Informe Asignatura]. Universidad de Concepción, Concepción. 2011.

**PODGORSAK, Ervin B.** *Radiation Physics for Medical Physicists*. Berlin: Springer, 2006.

—. Treatment machines for external beam Radiotherapy. En: Ervin B. Podgorsak [ed.]. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena: International Atomic Energy Agency, 2003, pp. 114-175.

**RODRÍGUEZ, Mercedes.** Física Médica. En: Octavio Miramontes y Karen Volke [ed.]. *Fronteras de la Física en el Siglo XXI*. México D.F.: arXives, 2013, pp. 2-20.

**SCHLEGEL, Wolfgang.** New Technologies in 3D Conformal Radiation Therapy: Introduction and Overview. En: Wolfgang Schlegel, Thomas Bortfeld y Anca-Ligia Grosu [ed.]. *New Technologies in Radiation Oncology*. Heidelberg: Springer, 2006, pp. 1-6.

**SUN NUCLEAR.** MapCHECK2 - Reference Guide. Raising the Bar in IMRT QA. *Manual de Uso*. 2015.

**TSOULFANIDIS, Nicholas.** *Measurement and detection of Radiation*. 2ª ed. Washington D.C.: Taylor & Francis, 1995.

**ZOMEÑO, Mariano.** “Glosario de Radioterapia”. *TREMÉDICA*. [En línea] Diciembre de 2002. [Consulta: 23 Febrero del 2016]. Disponible en: [http://www.medtrad.org/panacea/IndiceGeneral/Pana9\\_tradyterm\\_zomeno.pdf](http://www.medtrad.org/panacea/IndiceGeneral/Pana9_tradyterm_zomeno.pdf).

# **ANEXOS**

## ANEXO A

### CONTROL ESTADÍSTICO DE LA CALIDAD

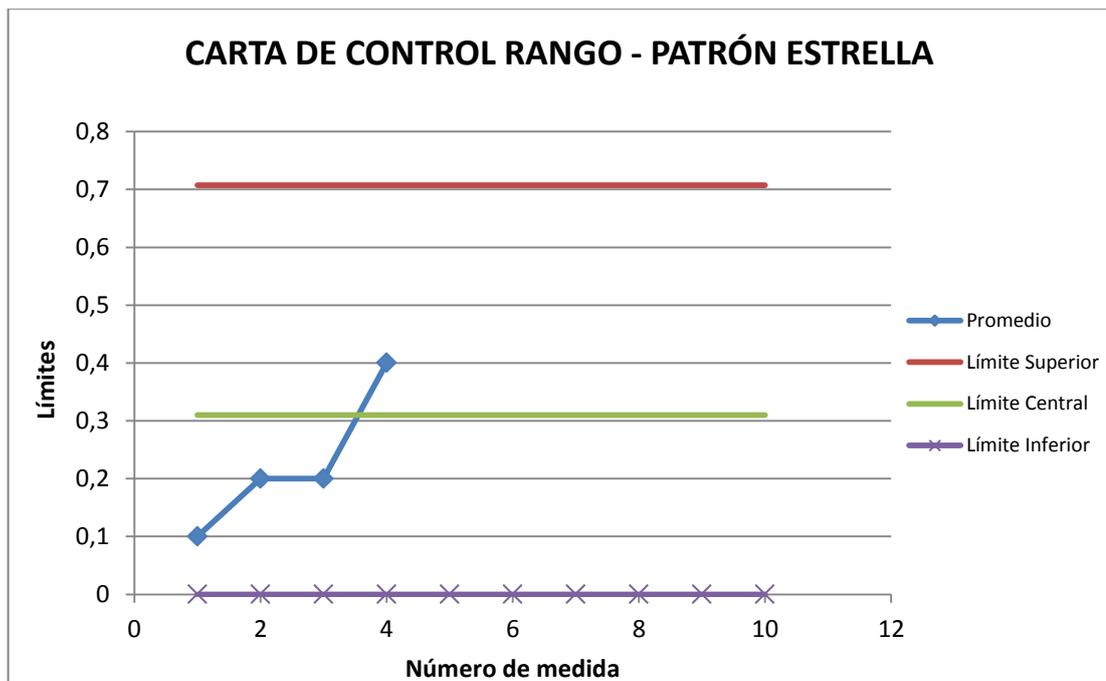
#### Cartas de Control – Patrón Estrella

Utilizando las ecuaciones 8.1 y 11.1 y los factores del anexo F se obtuvieron los límites de la carta de control. Siendo  $\bar{X} = 0.305$  y  $\bar{R} = 0.310$  se presentan:

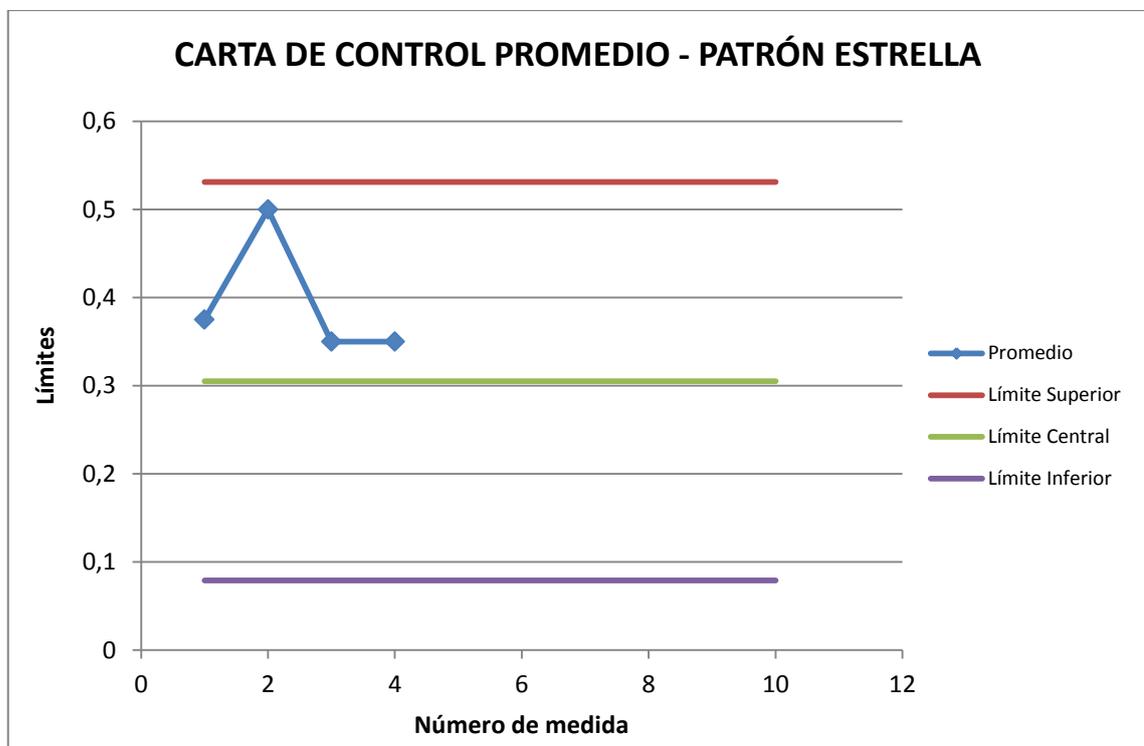
Carta Control Rango	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior	Carta Control Promedio	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior
	0.707	0.310	0.00		0.531	0.305	0.079

A continuación utilizando los límites generados y con valores obtenidos durante una semana más de medición, se presentan los siguientes datos y gráficos.

CARTA DE CONTROL - RANGO				
Nº	Promedio	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior
1	0.1	0.707	0.310	0.00
2	0.2	0.707	0.310	0.00
3	0.2	0.707	0.310	0.00
4	0.4	0.707	0.310	0.00
5		0.707	0.310	0.00



CARTAS DE CONTROL - PROMEDIO				
N°	Promedio	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior
1	0.375	0.531	0.305	0.079
2	0.5	0.531	0.305	0.079
3	0.35	0.531	0.305	0.079
4	0.35	0.531	0.305	0.079
5		0.531	0.305	0.079



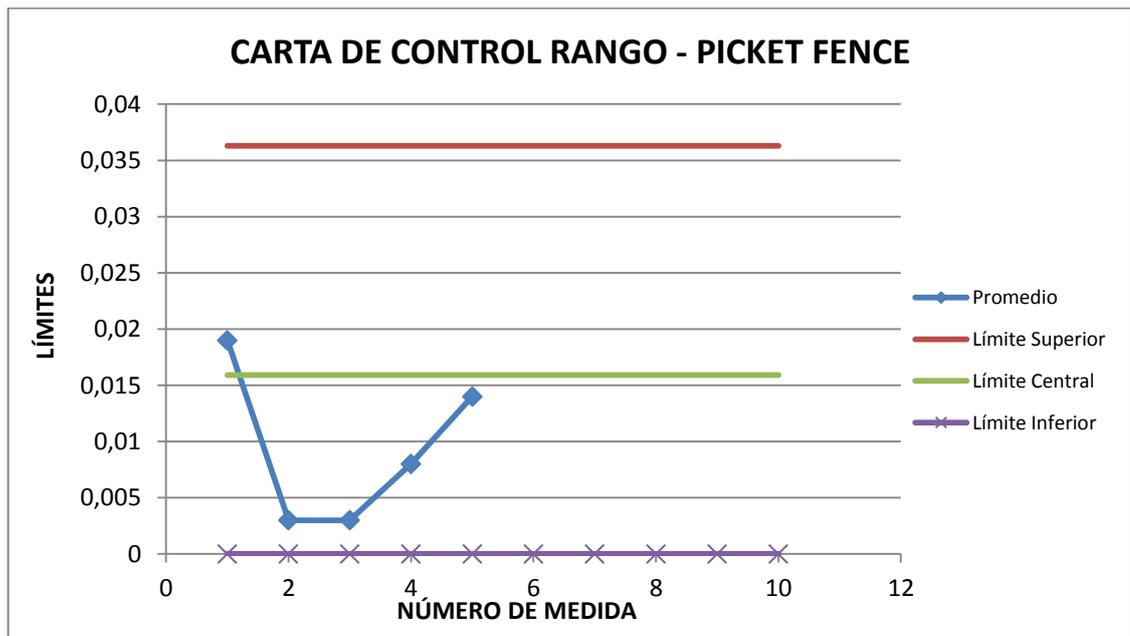
### Cartas de Control – Picket Fence

Utilizando las ecuaciones 8.1 y 11.1 y los factores del anexo F se obtuvieron los límites de la carta de control. Siendo  $\bar{\bar{X}} = 0.398$  y  $\bar{R} = 0.016$  se presentan:

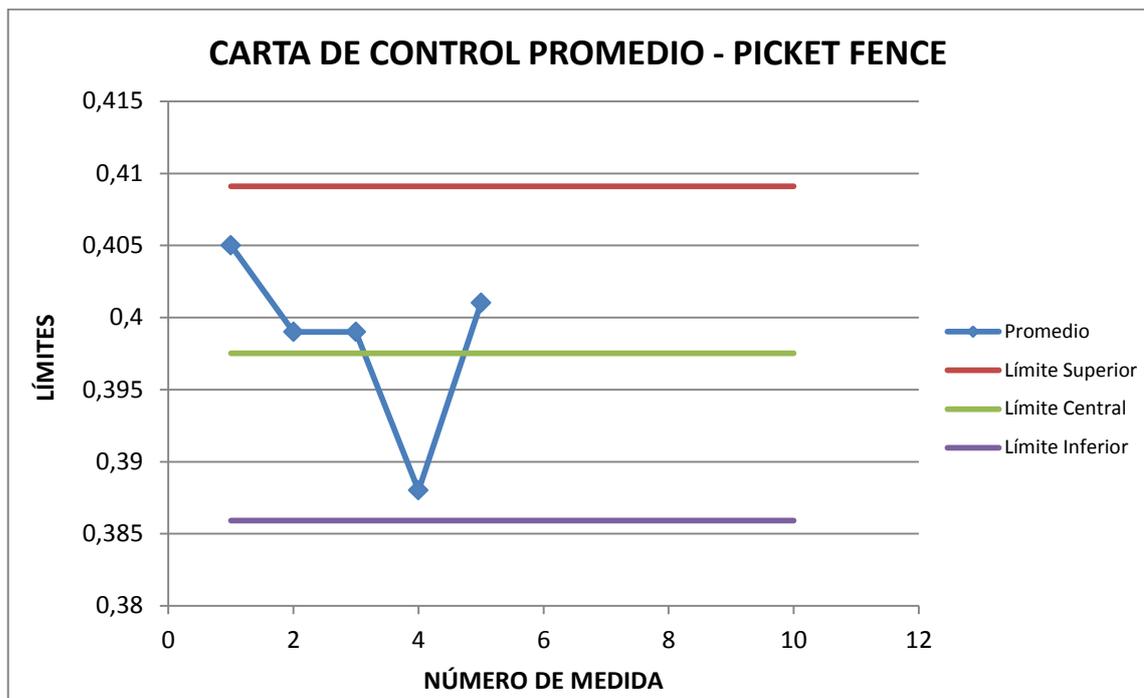
Carta Control Rango	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior	Carta Control Promedio	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior
	0.036	0.016	0.00		0.409	0.398	0.386

A continuación utilizando los límites generados y con valores obtenidos durante una semana más de medición, se presentan los siguientes datos y gráficos.

CARTA DE CONTROL - RANGO				
Nº	Promedio	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior
1	0.019	0.036	0.016	0.000
2	0.003	0.036	0.016	0.000
3	0.003	0.036	0.016	0.000
4	0.008	0.036	0.016	0.000
5	0.014	0.036	0.016	0.000



CARTAS DE CONTROL - PROMEDIO				
Nº	Promedio	Límite Superior	Límite Central	Límite Inferior
1	0.405	0.409	0.398	0.386
2	0.399	0.409	0.398	0.386
3	0.399	0.409	0.398	0.386
4	0.388	0.409	0.398	0.386
5	0.397	0.409	0.398	0.386



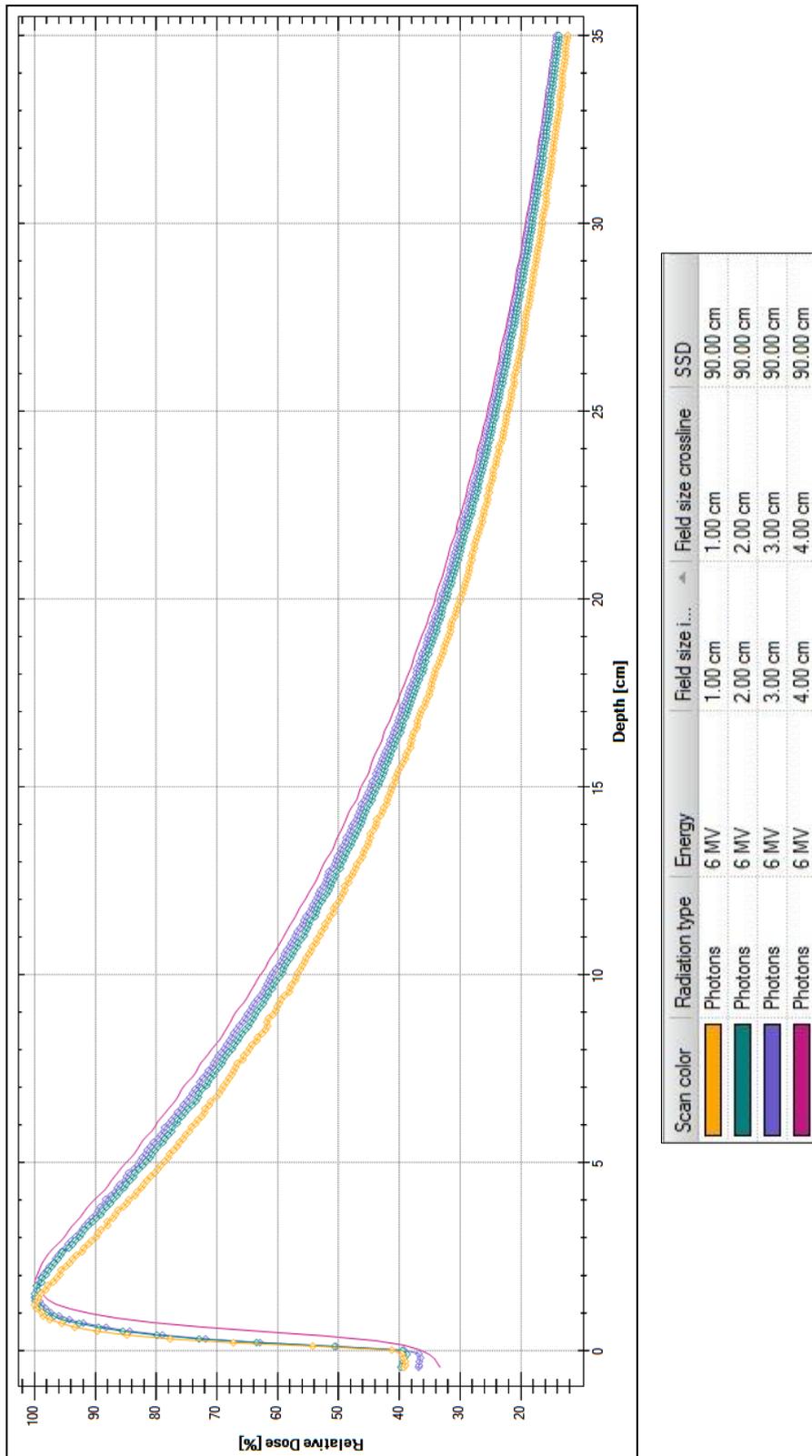
## ANEXO B

**TABLA Y GRÁFICOS DE PDDs CON TODOS LOS TAMAÑOS DE CAMPO**

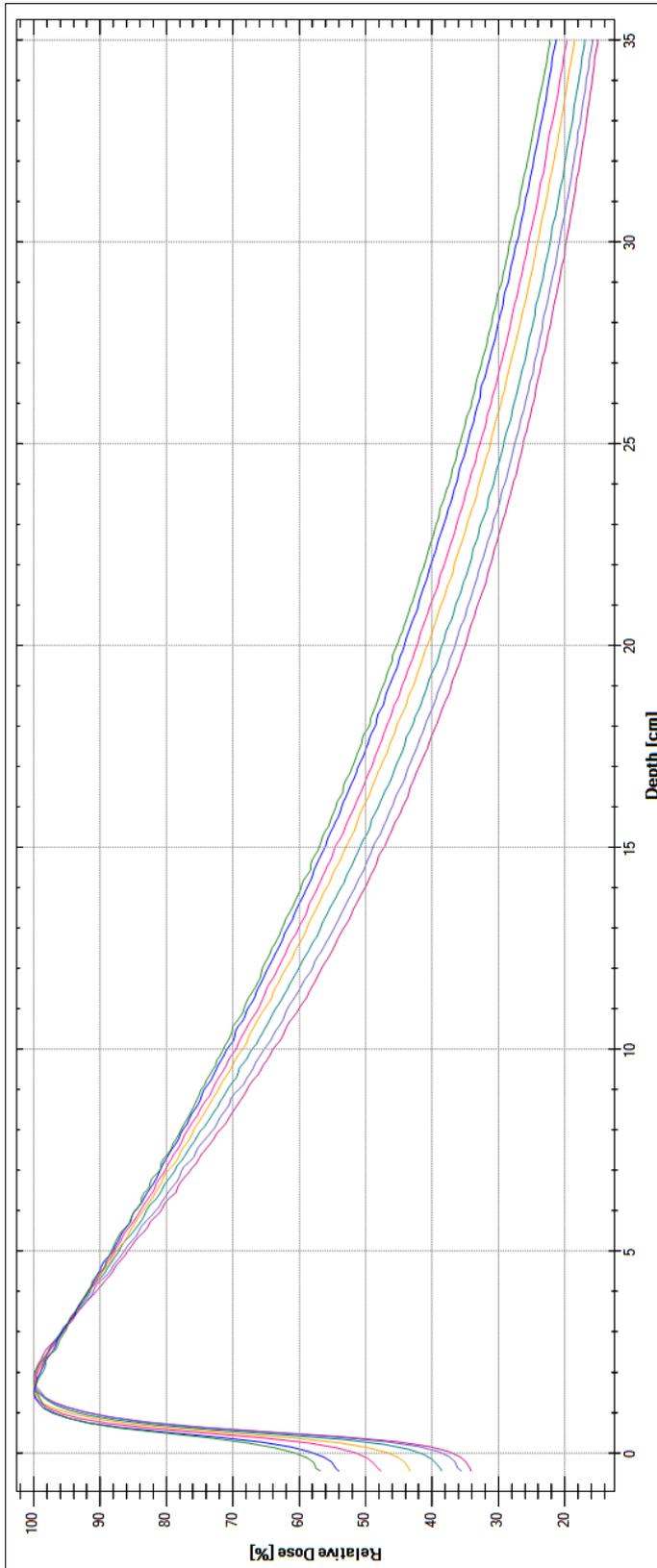
Fieldsize:	10 x 10 mm	20 x 20 mm	30 x 30 mm	40 x 40 mm	50 x 50 mm	70 x 70 mm	100 x 100 mm	150 x 150 mm	200 x 200 mm	300 x 300 mm	350 x 350 mm	400 x 400 mm
Coordinate [mm]:												
0	41.07	39.52	38.98	36.45	37.08	38.67	41.94	46.72	51.54	58.04	59.4	60.76
10	98.81	97.79	97.27	91.35	91.91	92.11	93.36	94.84	96.18	97.3	97.13	96.96
20	95.96	98.23	98.64	99.6	99.83	99.67	99.81	99.6	99.42	98.99	98.83	98.67
30	90.02	92.78	93.43	95.21	95.68	95.62	95.88	95.62	95.72	95.68	95.49	95.31
40	84.53	87.19	88.34	90.24	90.58	91.03	91.49	91.64	91.8	91.79	91.82	91.86
50	78.79	81.8	82.77	84.95	85.84	86.35	87.18	87.55	87.84	88.06	88.19	88.32
60	73.81	76.88	78.12	80.05	80.84	81.61	83.03	83.49	83.94	84.73	84.7	84.68
70	69.03	72.09	73.22	75.58	76.39	77.67	78.72	79.7	80.21	80.97	81	81.02
80	64.77	67.63	68.93	70.94	71.94	73	74.73	75.9	76.8	77.55	77.69	77.83
90	60.5	63.5	64.75	66.92	67.85	69.12	70.8	72.18	73.07	74.33	74.56	74.78
100	56.82	59.44	60.96	62.84	63.92	65.28	67.09	68.53	69.56	70.86	71.15	71.44
110	53.28	55.83	57.22	59.08	60.05	61.8	63.57	65.22	66.18	67.75	68.04	68.33
120	49.79	52.6	53.68	55.5	56.64	58.03	60.08	62	63.23	64.75	65.16	65.57
130	46.69	49.41	50.48	52.27	53.29	54.76	56.8	58.85	60.09	61.76	62.17	62.59
140	43.8	46.33	47.6	49.13	50.09	51.63	53.71	55.89	57.25	58.83	59.28	59.74
150	41.16	43.62	44.65	46.28	47.24	48.9	50.88	52.98	54.63	56.13	56.57	57.01
160	38.36	41.09	42.07	43.58	44.41	46.03	48.1	50.4	51.68	53.61	54.05	54.48
170	36.44	38.63	39.63	41	41.94	43.52	45.48	47.7	49.08	51.12	51.55	51.98

180	34.22	36.33	37.23	38.52	39.43	41.08	42.98	45.34	46.85	48.55	49.02	49.49
190	31.94	34.26	35.26	36.35	37.12	38.75	40.72	42.81	44.52	46.42	46.9	47.37
200	29.99	32.25	33.13	34.13	34.99	36.54	38.49	40.72	42.25	44.18	44.74	45.3
210	28.18	30.4	31.21	32.23	33.15	34.56	36.45	38.66	40.26	42.06	42.61	43.15
220	26.45	28.68	29.44	30.45	31.2	32.68	34.34	36.66	38.16	40.18	40.66	41.15
230	25.11	27.01	27.83	28.72	29.48	30.85	32.67	34.7	36.31	38.21	38.79	39.37
240	23.62	25.46	26.25	27.08	27.81	29.05	30.73	32.93	34.49	36.36	36.9	37.44
250	22.16	24.12	24.74	25.5	26.29	27.54	29.2	31.2	32.78	34.68	35.25	35.82
260	20.94	22.7	23.38	24.12	24.75	25.97	27.64	29.61	31.09	33.01	33.53	34.05
270	19.65	21.45	22.03	22.78	23.51	24.6	26.08	28.17	29.57	31.49	32.01	32.53
280	18.54	20.22	20.8	21.47	22.09	23.32	24.75	26.71	28.13	30	30.49	30.99
290	17.49	19.11	19.72	20.28	20.87	22.02	23.43	25.33	26.77	28.52	29.01	29.5
300	16.48	18.13	18.56	19.24	19.8	20.81	22.2	24.07	25.46	27.2	27.73	28.27
310	15.57	17.1	17.59	18.18	18.71	19.69	21.02	22.84	24.12	25.96	26.4	26.84
320	14.67	16.17	16.65	17.2	17.69	18.62	19.94	21.66	22.92	24.7	25.16	25.61
330	13.73	15.22	15.79	16.25	16.75	17.62	18.84	20.56	21.82	23.48	23.97	24.46
340	13.16	14.49	14.84	15.36	15.88	16.79	17.89	19.56	20.74	22.4	22.81	23.23
350	12.3	13.75	14.07	14.47	15.04	15.79	17.03	18.56	19.68	21.27	21.79	22.3

# 1. Campos pequeños



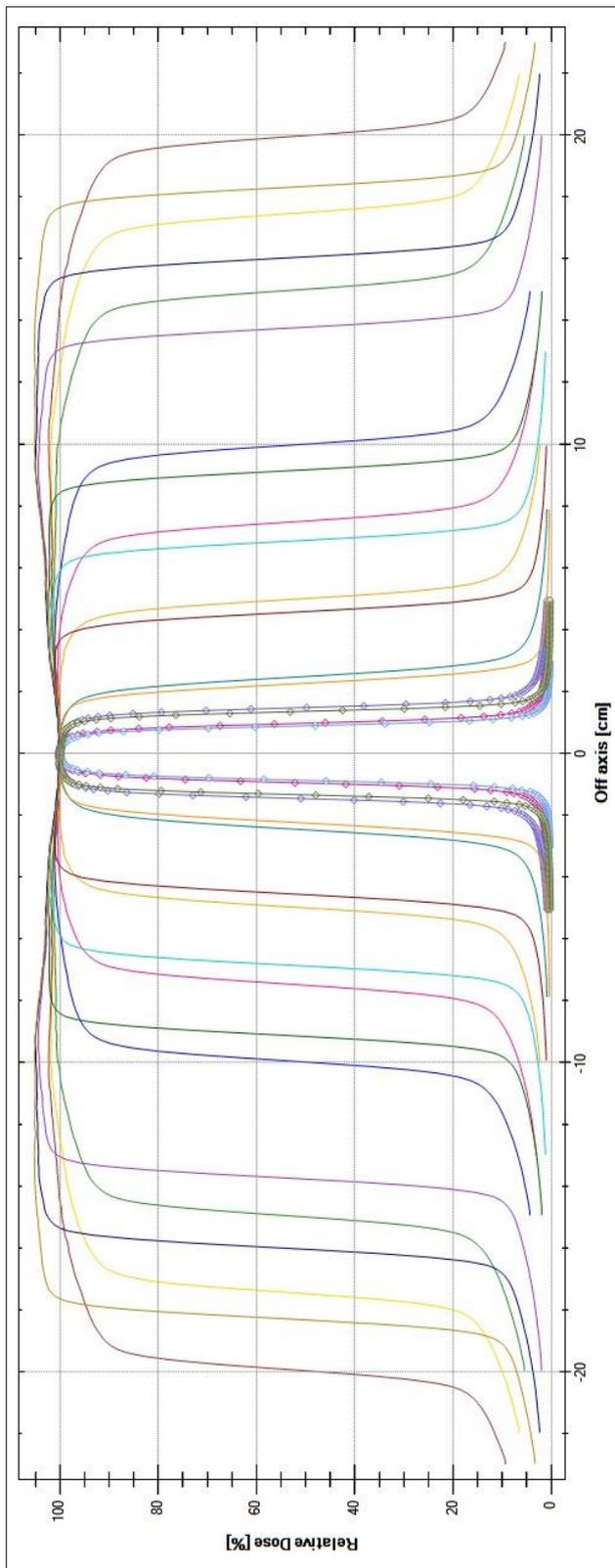
2. Campos mayores de 3x3 cm<sup>2</sup>.



R100	R50	D100
1.73 cm	14.03 cm	63.9 %
1.86 cm	14.55 cm	65.3 %
1.79 cm	15.28 cm	67.1 %
1.58 cm	16.12 cm	68.5 %
1.57 cm	16.66 cm	69.6 %
1.47 cm	17.42 cm	70.9 %
1.58 cm	17.87 cm	71.4 %

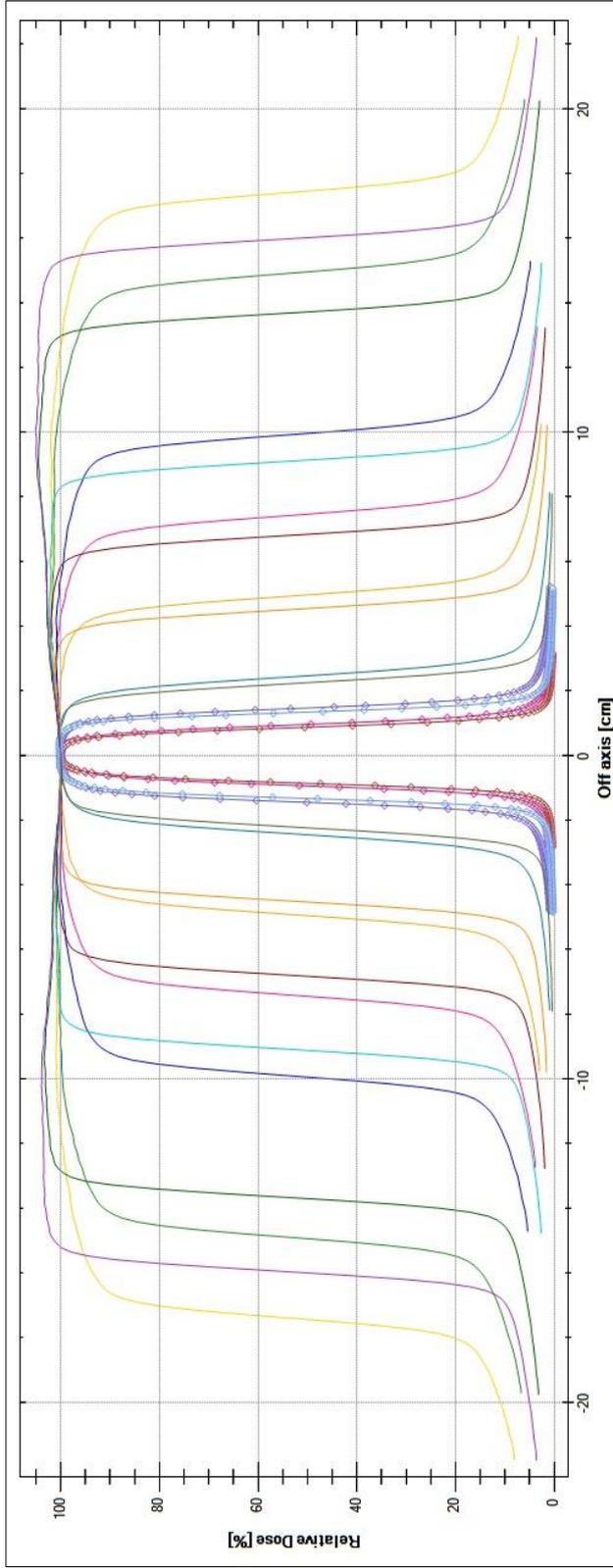
Scan color	Radiation type	Energy	Field size l...	Field size crossline	SSD
	Photons	6 MV	5.00 cm	5.00 cm	90.00 cm
	Photons	6 MV	7.00 cm	7.00 cm	90.00 cm
	Photons	6 MV	10.00 cm	10.00 cm	90.00 cm
	Photons	6 MV	15.00 cm	15.00 cm	90.00 cm
	Photons	6 MV	20.00 cm	20.00 cm	90.00 cm
	Photons	6 MV	30.00 cm	30.00 cm	90.00 cm
	Photons	6 MV	40.00 cm	40.00 cm	90.00 cm





Scan color	Scan type	Radiation type	Flatness	Symmetry	Field/Width	Penumbra	Center	Deviation
	Crossline	Photons	-	0.1 %	1.93 cm	0.31 cm - 0.31 cm	0.00 cm	-
	Crossline	Photons	100.6 %	0.2 %	2.95 cm	0.32 cm - 0.32 cm	0.00 cm	0.6 %
	Crossline	Photons	102.2 %	0.0 %	4.96 cm	0.66 cm - 0.66 cm	0.00 cm	2.1 %
	Crossline	Photons	103.8 %	0.0 %	10.00 cm	0.71 cm - 0.71 cm	0.00 cm	3.4 %
	Crossline	Photons	104.1 %	0.0 %	15.01 cm	0.78 cm - 0.78 cm	0.00 cm	3.4 %
	Crossline	Photons	103.8 %	0.0 %	19.99 cm	0.80 cm - 0.80 cm	0.00 cm	2.6 %
	Crossline	Photons	103.6 %	0.0 %	30.00 cm	0.88 cm - 0.88 cm	0.00 cm	2.1 %
	Crossline	Photons	104.3 %	0.0 %	34.97 cm	0.91 cm - 0.91 cm	0.00 cm	2.3 %
	Crossline	Photons	105.8 %	0.0 %	39.95 cm	0.93 cm - 0.93 cm	0.00 cm	3.2 %
	Crossline	Photons	-	0.2 %	1.77 cm	0.27 cm - 0.27 cm	0.00 cm	-
	Crossline	Photons	100.4 %	0.2 %	2.70 cm	0.29 cm - 0.29 cm	0.00 cm	0.2 %
	Crossline	Photons	101.1 %	0.0 %	4.52 cm	0.59 cm - 0.59 cm	0.00 cm	1.1 %
	Crossline	Photons	101.2 %	0.0 %	9.16 cm	0.59 cm - 0.58 cm	0.00 cm	1.1 %
	Crossline	Photons	101.9 %	0.0 %	13.77 cm	0.59 cm - 0.60 cm	0.00 cm	1.9 %
	Crossline	Photons	102.4 %	0.0 %	18.33 cm	0.59 cm - 0.59 cm	0.00 cm	2.4 %
	Crossline	Photons	104.4 %	0.0 %	27.55 cm	0.61 cm - 0.61 cm	0.00 cm	4.4 %
	Crossline	Photons	105.0 %	0.0 %	32.10 cm	0.62 cm - 0.61 cm	0.00 cm	5.0 %
	Crossline	Photons	105.3 %	0.0 %	36.66 cm	0.60 cm - 0.61 cm	0.00 cm	5.2 %





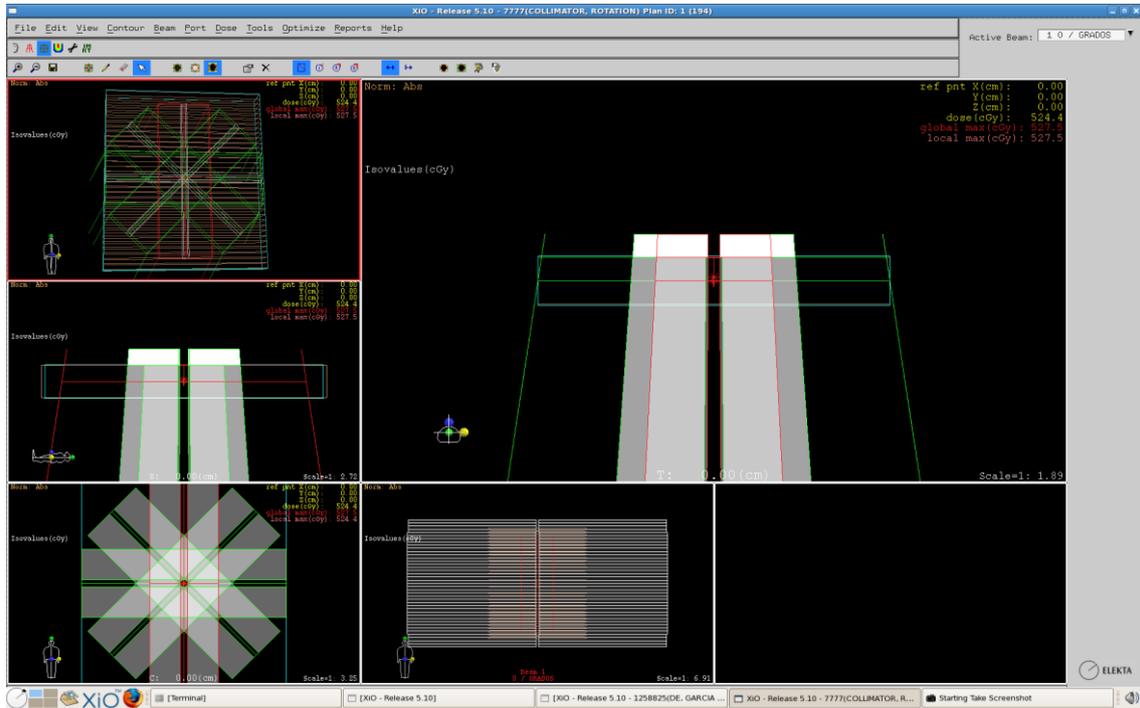
Scan color	Scan type	Radiation type	Flatness	Symmetry	FieldWidth	Penumbra	Center	Deviation
<span style="color: red;">█</span>	Inline	Photons	-	0.3 %	1.90 cm	0.40 cm - 0.43 cm	0.00 cm	-
<span style="color: blue;">█</span>	Inline	Photons	100.5 %	0.3 %	2.92 cm	0.41 cm - 0.44 cm	0.00 cm	0.5 %
<span style="color: green;">█</span>	Inline	Photons	102.6 %	0.2 %	4.92 cm	0.68 cm - 0.69 cm	0.00 cm	2.2 %
<span style="color: orange;">█</span>	Inline	Photons	105.2 %	0.3 %	9.92 cm	0.76 cm - 0.77 cm	0.00 cm	4.6 %
<span style="color: magenta;">█</span>	Inline	Photons	105.7 %	0.5 %	14.91 cm	0.83 cm - 0.85 cm	0.00 cm	4.5 %
<span style="color: cyan;">█</span>	Inline	Photons	105.3 %	0.4 %	19.91 cm	0.88 cm - 0.89 cm	0.00 cm	4.2 %
<span style="color: purple;">█</span>	Inline	Photons	104.7 %	0.5 %	29.90 cm	0.95 cm - 0.97 cm	0.00 cm	2.7 %
<span style="color: brown;">█</span>	Inline	Photons	105.0 %	0.4 %	34.89 cm	1.01 cm - 1.00 cm	0.00 cm	2.9 %
<span style="color: grey;">█</span>	Inline	Photons	-	0.2 %	1.73 cm	0.35 cm - 0.37 cm	0.00 cm	-
<span style="color: black;">█</span>	Inline	Photons	100.1 %	0.0 %	2.67 cm	0.35 cm - 0.38 cm	0.00 cm	0.1 %
<span style="color: darkred;">█</span>	Inline	Photons	101.4 %	0.2 %	4.49 cm	0.60 cm - 0.60 cm	0.00 cm	1.3 %
<span style="color: darkgreen;">█</span>	Inline	Photons	102.4 %	0.3 %	9.08 cm	0.62 cm - 0.63 cm	0.00 cm	1.3 %
<span style="color: darkblue;">█</span>	Inline	Photons	102.8 %	0.5 %	13.67 cm	0.63 cm - 0.65 cm	0.00 cm	2.1 %
<span style="color: darkcyan;">█</span>	Inline	Photons	102.4 %	0.5 %	18.26 cm	0.65 cm - 0.64 cm	0.00 cm	2.3 %
<span style="color: darkmagenta;">█</span>	Inline	Photons	104.8 %	0.5 %	27.42 cm	0.65 cm - 0.66 cm	0.00 cm	4.5 %
<span style="color: darkpurple;">█</span>	Inline	Photons	105.1 %	0.5 %	32.01 cm	0.66 cm - 0.66 cm	0.00 cm	5.0 %

# ANEXO D

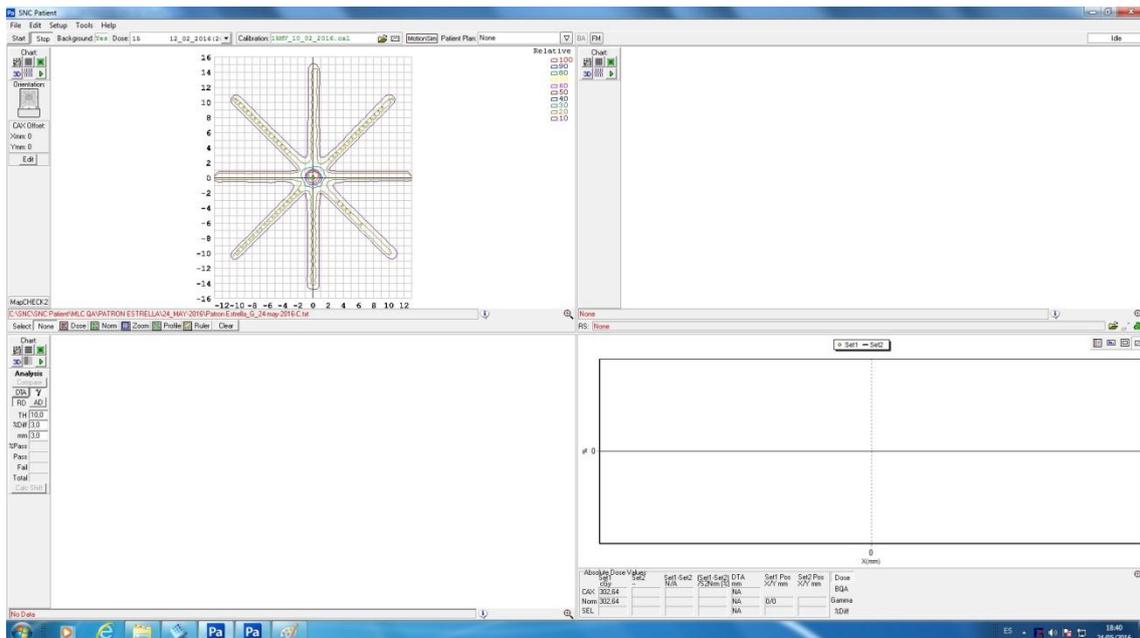
## DETALLE DE LAS PRUEBAS DEL MLC

### 1. Patrón Estrella

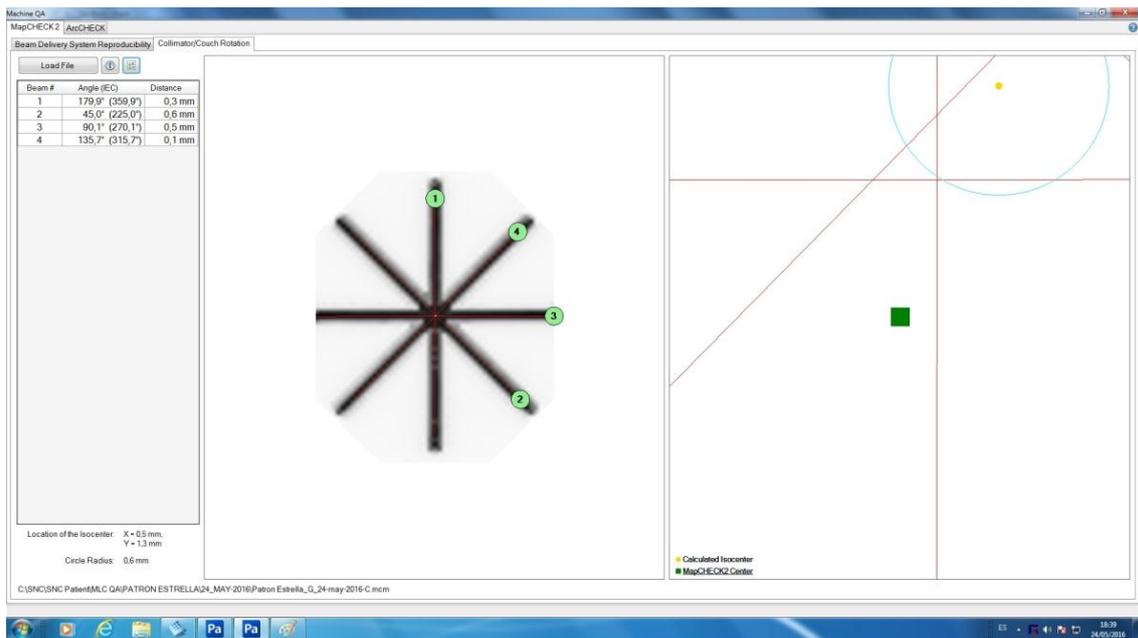
#### Plan generado



#### Recolección de datos

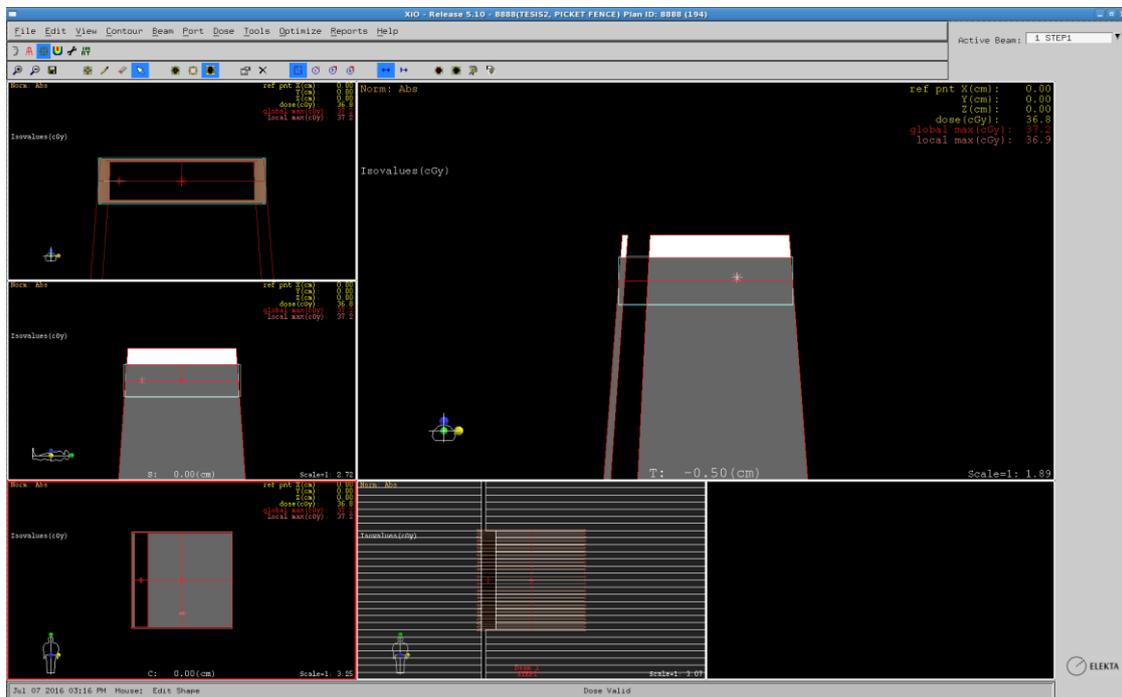


## Análisis de datos en el Software SNC Patient



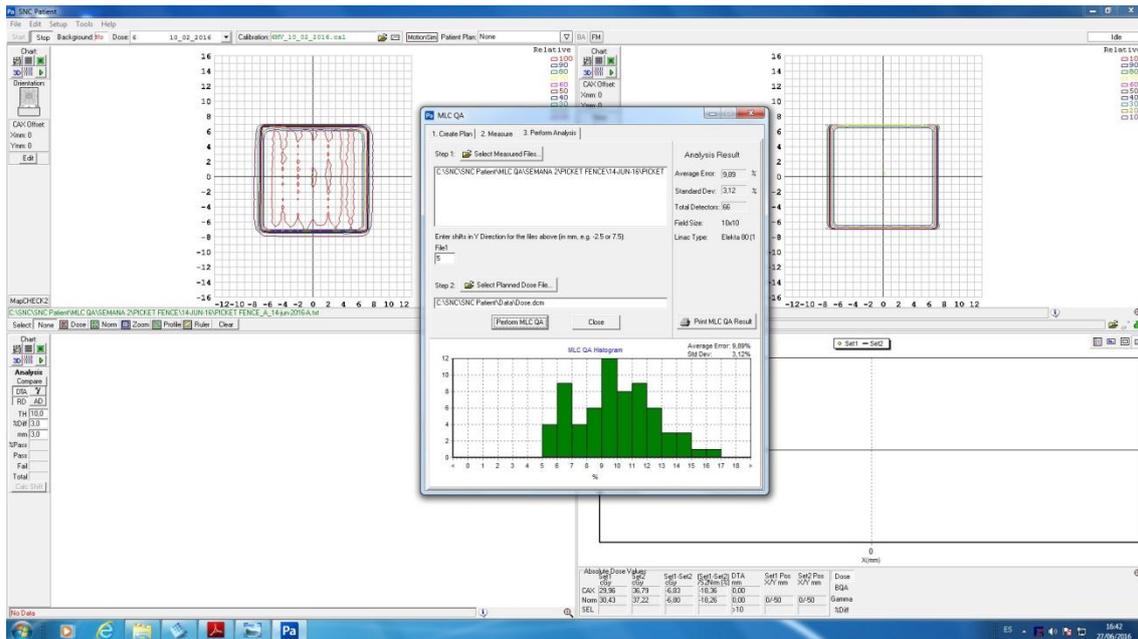
## 2. Picket Fence

### Plan - Primer Segmento

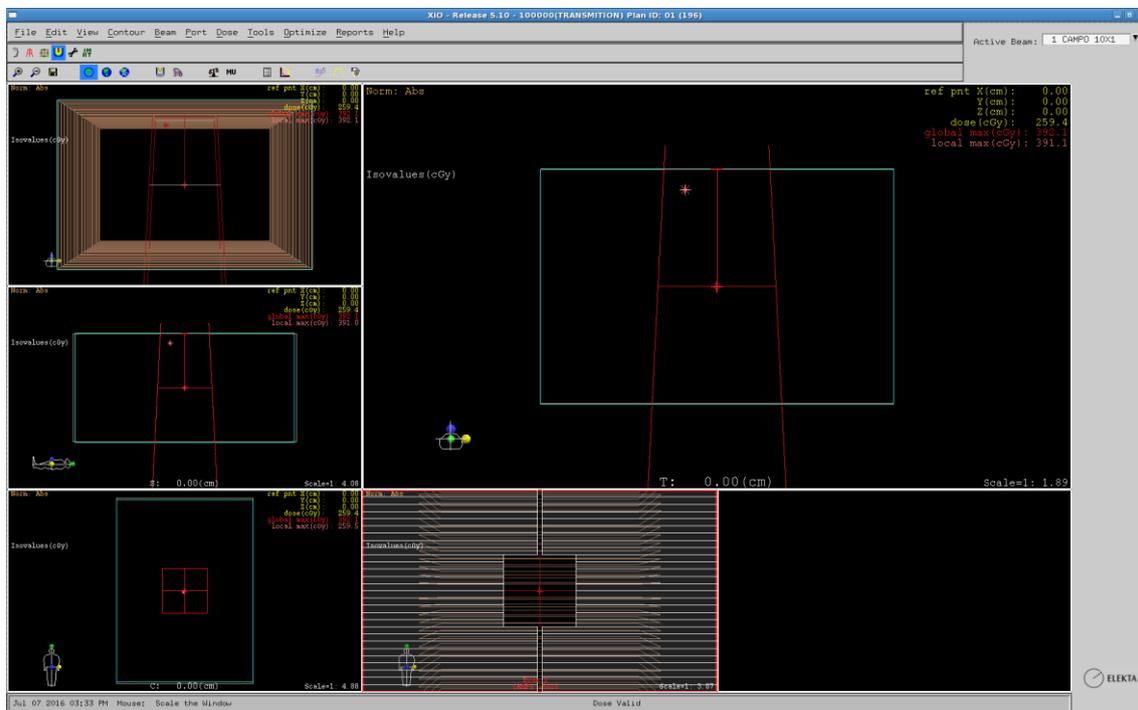




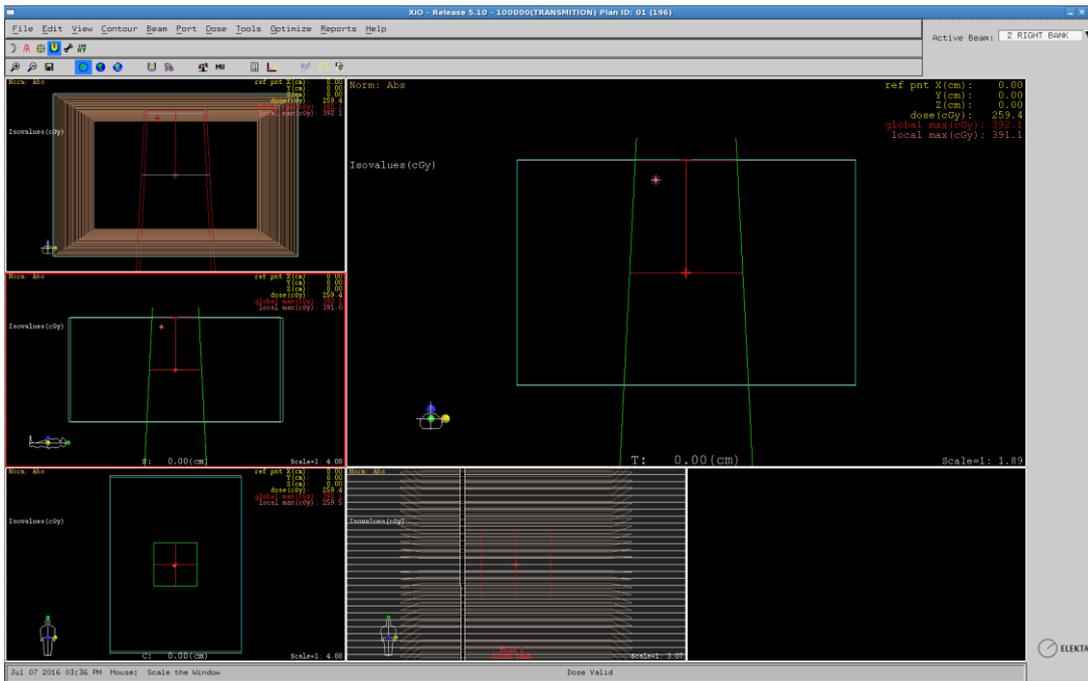
## Recolección y análisis de datos



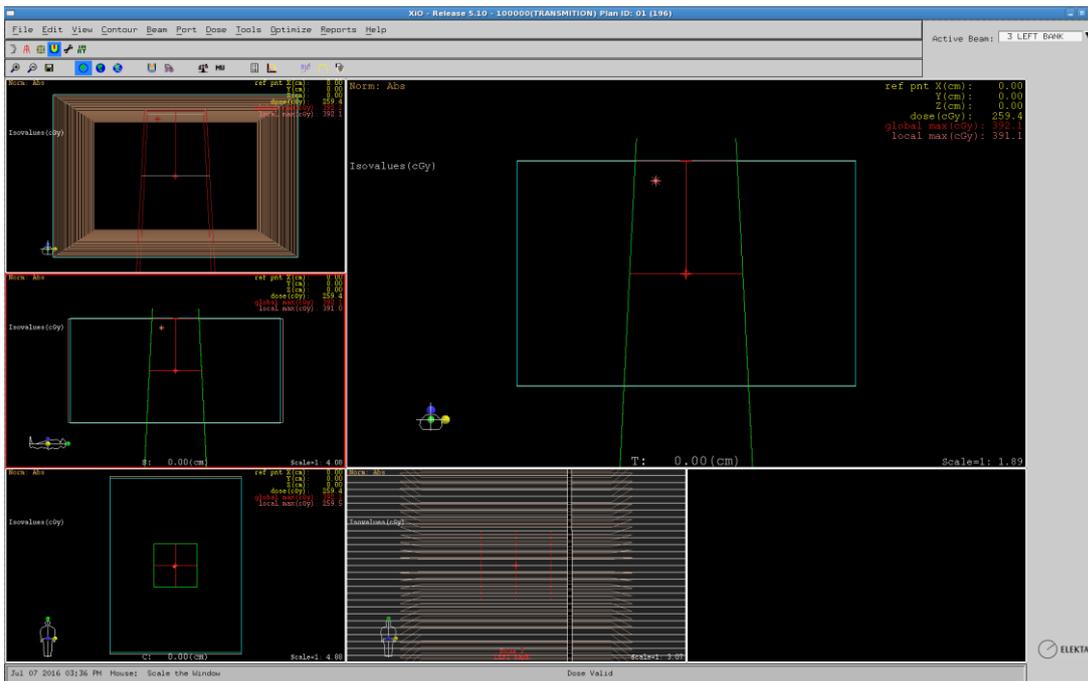
### 3. Factor de Transmisión Campo 10x10 cm<sup>2</sup> abierto



## Campo 10x10 cm<sup>2</sup> cubierto por el banco derecho del MLC

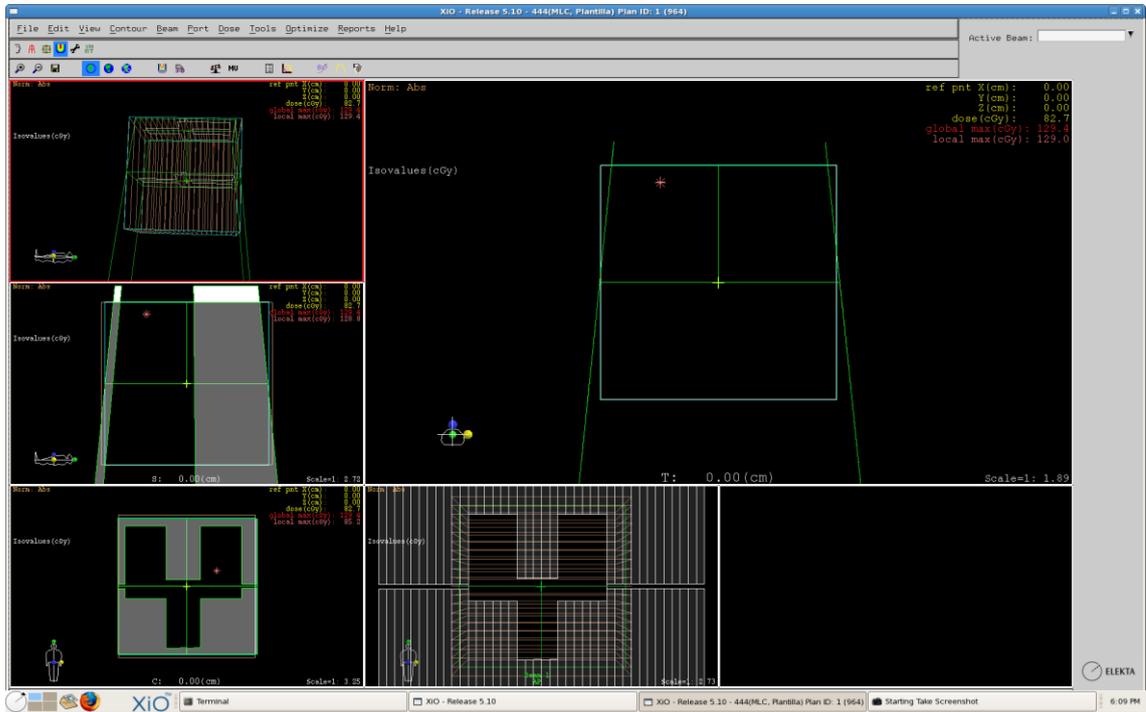


## Campo 10x10 cm<sup>2</sup> cubierto por el banco izquierdo del MLC

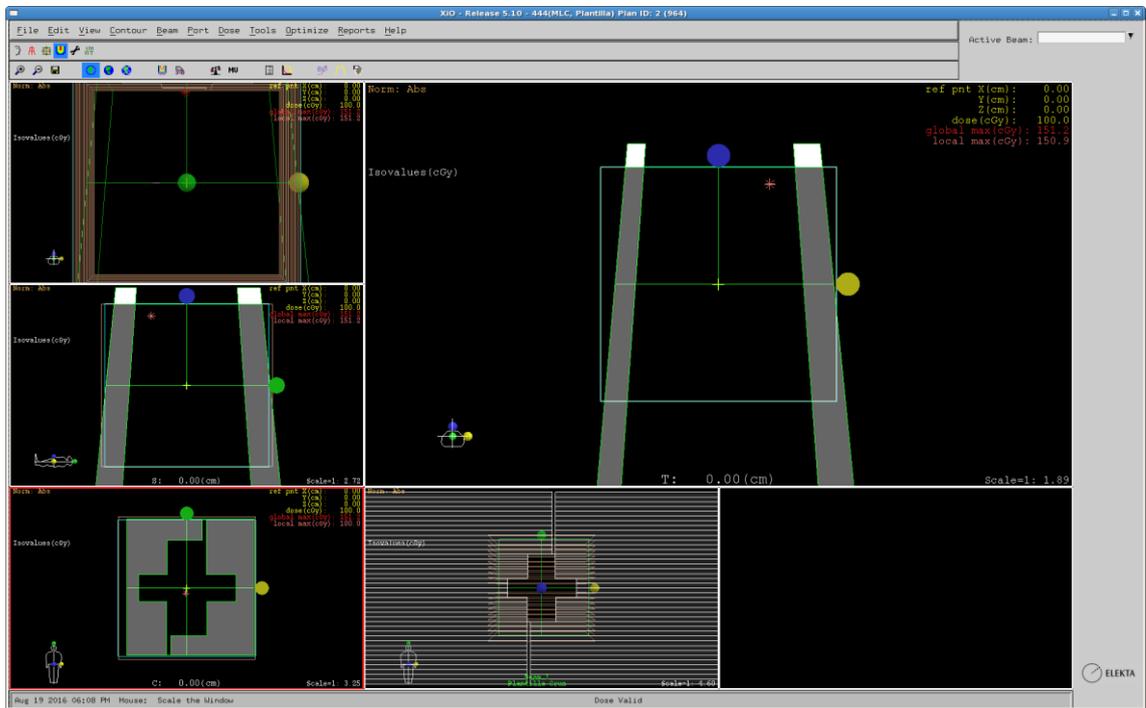


#### 4. Prueba funcional

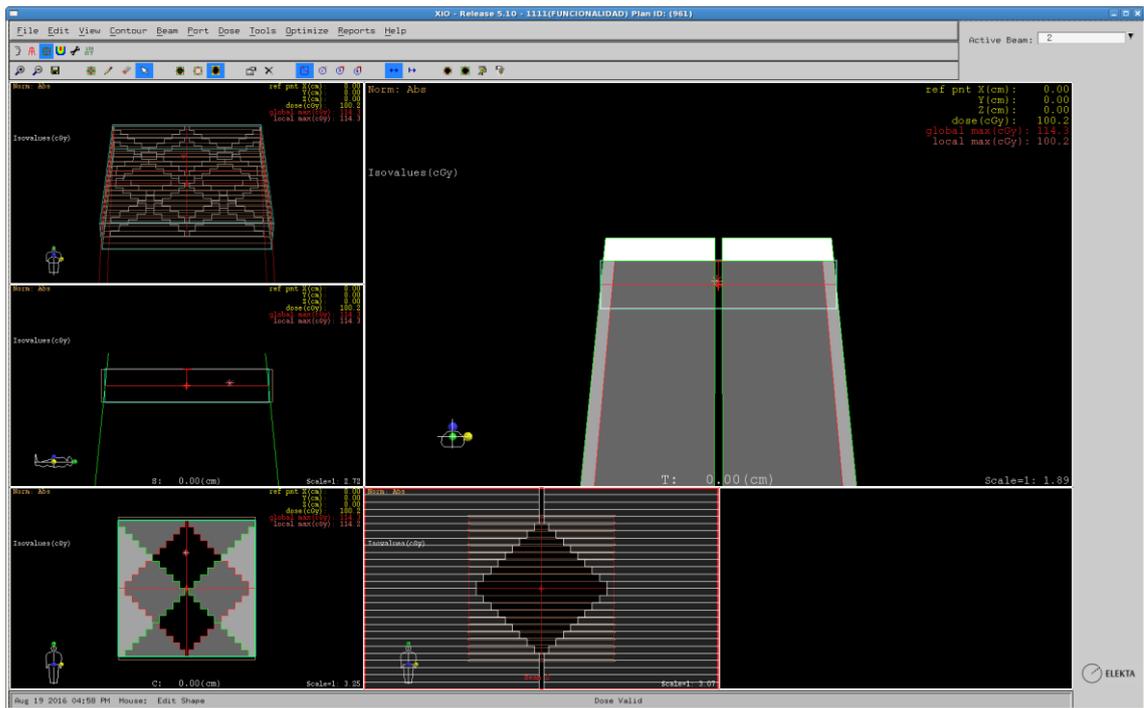
##### Patrón silla



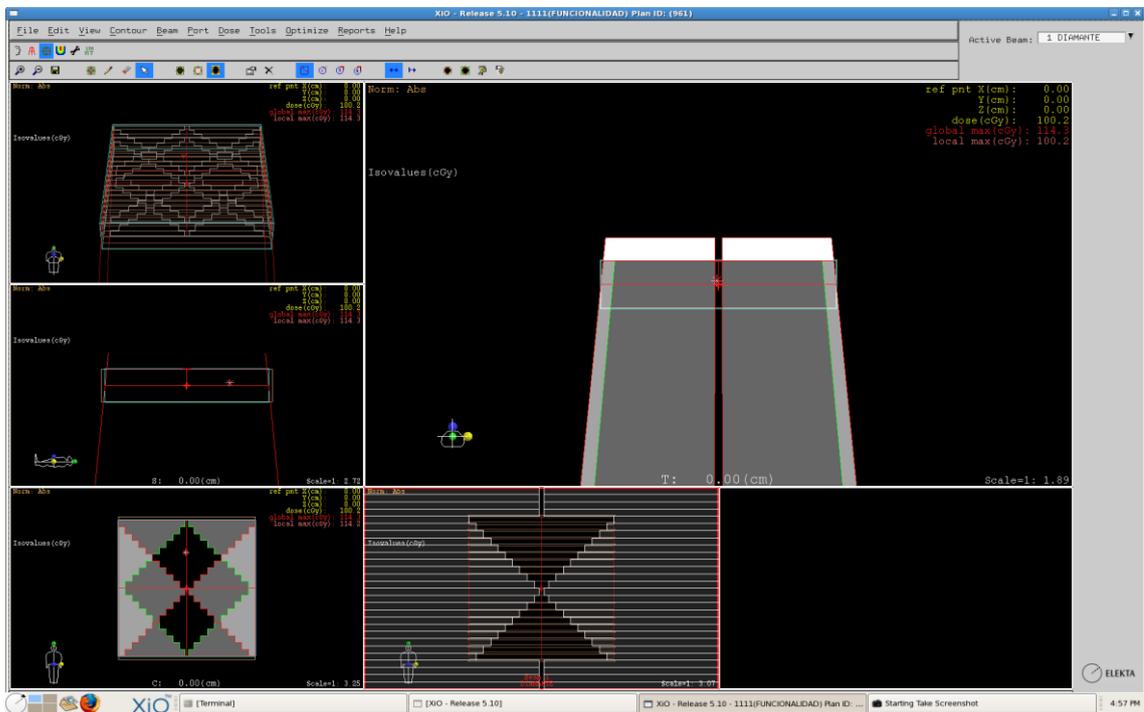
##### Patrón cruz



## Patrón diamante



## Patrón equis



## ANEXO E

### TABLAS - COMPARACIÓN DE DATOS DE PDDs Y PERFILES

1. PDDs de las comparaciones de campos 10x10 cm<sup>2</sup> y 30x30 cm<sup>2</sup>.

Scan Type:	Depth Dose	Depth Dose	Depth Dose
Radiation Type:	Photons	Photons	Photons
Energy:	6 MV	6 MV	6 MV
Fieldsize:	10 x 10 cm	10 x 10 cm	10 x 10 cm
Depth:	-6.22 cm	-0.08 cm	-0.02 cm
	Jaws	MLC	MLC+Jaws
Coordinate [mm]:			
0	50	47.8	46.3
10	98	97.4	96.7
20	98.7	98.8	99.2
30	94.6	94.8	95.1
40	90.3	90.4	90.8
50	85.8	86.2	86.6
60	81.7	82	82.2
70	77.5	77.8	78
80	73.6	73.9	73.9
90	69.7	70.1	70.1
100	66.1	66.2	66.3
110	62.6	62.8	62.8
120	59.2	59.5	59.5
130	56	56.3	56.4
140	53.1	53.3	53.1
150	50.2	50.4	50.4
160	47.5	47.7	47.6
170	44.8	45.2	45
180	42.5	42.7	42.6
190	40.1	40.4	40.4
200	38	38.2	38.1
210	36.1	36.2	36
220	34.1	34.2	34
230	32.3	32.4	32.2
240	30.6	30.8	30.5
250	28.9	29.1	29
260	27.3	27.6	27.3
270	25.8	26.1	25.8
280	24.7	24.7	24.5
290	23.3	23.5	23.2
300	22	22.2	22
310	20.9	21.1	20.8
320	19.9	20	19.8
330	18.7	18.8	18.7
340	17.8	17.8	17.7
350	16.9	17.1	

Scan Type:	Depth Dose	Depth Dose	Depth Dose
Radiation Type:	Photons	Photons	Photons
Energy:	6 MV	6 MV	6 MV
Fieldsize:	30 x 30 cm	30 x 30 cm	30 x 30 cm
Depth:	348.20 cm	350.00 cm	350.00 cm
	Jaws	MLC	MLC+Jaws
Coordinate [mm]:			
0	66.1	63.6	62.5
10	99.3	99.3	98.9
20	98.2	98.5	98.5
30	94.7	94.8	94.9
40	90.9	91.2	91.1
50	87.4	87.4	87.5
60	83.5	83.9	83.8
70	80.1	80.4	80.4
80	76.7	76.8	76.8
90	73.4	73.6	73.5
100	70.1	70.4	70
110	67	67.2	67.1
120	63.9	64.2	64.1
130	61	61.1	61.1
140	58.2	58.4	58.3
150	55.6	55.8	55.8
160	53	53.2	53.2
170	50.5	50.8	50.6
180	48.2	48.4	48.3
190	45.9	46.1	46
200	43.6	44	43.9
210	41.7	41.8	41.8
220	39.7	40	39.8
230	37.8	38.1	37.9
240	36.1	36.1	36.1
250	34.3	34.5	34.4
260	32.7	33	32.7
270	31.1	31.4	31.2
280	29.6	29.8	29.7
290	28.2	28.4	28.3
300	26.9	27.1	26.9
310	25.6	25.8	25.7
320	24.4	24.6	24.5
330	23.2	23.4	23.3
340	22.1	22.3	22.2
350	21.1	21	

2. Perfiles crossline para campos de 10x10 cm<sup>2</sup> y 30x30 cm<sup>2</sup>.

Scan Type:	Crossline	Crossline	Crossline
Radiation Type:	Photons	Photons	Photons
Energy:	6 MV	6 MV	6 MV
Fieldsize:	10 x 10 cm	10 x 10 cm	10 x 10 cm
Depth:	16.00 cm	16.00 cm	16.56 cm
	MLC	MLC+Jaws	Jaws
Coordinate [mm]:			
-110	1.1		
-100	1.6		
-90	2	1.3	10.6
-80	2.7	1.7	11.3
-70	3.7	2.4	12.2
-60	5.3	3.6	13.6
-50	28.9	13.1	26.1
-40	96.9	95	95.9
-30	99.9	100	99.8
-20	99.8	99.7	99.9
-10	99.3	99.2	99.4
0	98.9	98.9	99
10	98.9	99.2	99.1
20	99.2	99.7	99.3
30	99.1	100	99.2
40	96	95	94.8
50	27.5	13.1	24.3
60	5.1	3.6	13.4
70	3.5	2.4	12
80	2.7	1.7	11.2
90	1.9	1.3	10.5
100	1.6		10.2
110	1.3		
120	1.1		

Scan Type:	Crossline	Crossline	Crossline
Radiation Type:	Photons	Photons	Photons
Energy:	6 MV	6 MV	6 MV
Fieldsize:	30 x 30 cm	30 x 30 cm	30 x 30 cm
Depth:	16.00 cm	16.00 cm	16.32 cm
	MLC	MLC+Jaws	Jaws
Coordinate [mm]:			
-210			2.9
-200	3.3		3.5
-190	4	2.4	4.2
-180	4.9	3.1	7.8
-170	5.8	4.1	12.3
-160	7.1	5.4	13.7
-150	9.7	7.3	15.9
-140	43.8	25.9	44.3
-130	97.1	96.4	97.4
-120	98.8	98.6	98.9
-110	99.4	99.2	99.5
-100	99.7	99.7	99.9
-90	99.9	100	99.9
-80	99.4	99.4	99.3
-70	98.8	98.9	98.8
-60	98.4	98.4	98.4
-50	98.2	98.3	98.3
-40	98.3	98.1	98.1
-30	97.8	97.6	97.6
-20	97.3	96.8	97.1
-10	96.6	96.1	96.7
0	96	95.7	96.3
10	96.3	96.1	96.5
20	96.8	96.8	96.9
30	97.5	97.6	97.7
40	97.9	98.1	97.8
50	97.9	98.3	98
60	98.1	98.4	98.1
70	98.5	98.9	98.6
80	98.9	99.4	99.2
90	99.5	100	99.7
100	99.4	99.7	99.7
110	99.2	99.2	99.3
120	98.5	98.6	99
130	96.6	96.4	96
140	43.4	25.9	33.9
150	9.9	7.3	15.4
160	7.2	5.4	13.6
170	5.9	4.1	12
180	5.1	3.1	6.5
190	4.2	2.4	4.5
200	3.7		3.6
210	3.1		

3. Perfiles inline para campos de 10x10 cm<sup>2</sup> y 30x30 cm<sup>2</sup>.

Scan Type:	Inline	Inline	Inline
Radiation Type:	Photons	Photons	Photons
Energy:	6 MV	6 MV	6 MV
Fieldsize:	10 x 10 cm	10 x 10 cm	10 x 10 cm
Depth:	16.00 cm	16.31 cm	16.37 cm
	MLC der (+)	MLC izq (-)	Jaws
Coordinate [mm]:			
-120	0.6	0.6	
-110	0.9	0.8	
-100	1	1	1.8
-90	1.3	1.4	1.9
-80	2	2	2.5
-70	2.9	3.1	3.3
-60	4.3	4.5	4.6
-50	12.2	12.7	13.1
-40	94	93.9	95.1
-30	99.5	99.8	99.6
-20	100	99.9	99.4
-10	99.6	99.5	99
0	99.3	99.2	98.2
10	99	99.1	98.2
20	99	99.1	98.4
30	97.5	98.5	98.3
40	91.1	93.5	93.7
50	11.5	11.7	12.8
60	4	4.1	4.6
70	2.7	2.7	3.2
80	1.6	1.7	2.5
90	1.3	1.1	2
100	1	1	
110	0.8	0.7	

Scan Type:	Inline	Inline	Inline
Radiation Type:	Photons	Photons	Photons
Energy:	6 MV	6 MV	6 MV
Fieldsize:	30 x 30 cm	30 x 30 cm	30 x 30 cm
Depth:	16.00 cm	16.30 cm	16.32 cm
	Jaws	MLC izq (-)	MLC (+)
Coordinate [mm]:			
-210	1.9	2	2
-200	2.3	2.4	2.6
-190	2.9	3.2	3.4
-180	3.7	4.2	4.3
-170	4.4	5.2	5.3
-160	5.8	6.4	6.4
-150	7.8	8.3	8.5
-140	24.7	30.9	32
-130	96.2	95.3	95.8
-120	98.5	98.2	98.5
-110	99.1	98.7	99.1
-100	99.3	98.8	99.2
-90	99.8	99.1	99.3
-80	99.7	99.3	99.5
-70	99.2	99.4	99.6
-60	98.5	99.7	99.5
-50	98.6	99.7	99.5
-40	98.4	99.4	99.2
-30	98.1	98.9	98.7
-20	97.4	98.9	98.5
-10	96.5	98.7	98.4
0	95.9	98.4	98.4
10	96.1	98.6	98.4
20	96.7	98.8	98.4
30	97.2	99	98.7
40	97.9	99.3	98.9
50	98.2	99.6	99.4
60	98.2	99.8	99.9
70	98.6	99.8	99.6
80	99	99.5	99.8
90	99.4	99.4	99.5
100	99.8	99.4	99.4
110	99.3	99.3	99.4
120	98.6	98.7	98.9
130	96.2	96.3	96.4
140	24.8	30.2	30.3
150	7.8	8.1	8.4
160	6	6.3	6.3
170	4.7	5.2	5.3
180	3.7	4.1	4.3
190	3	3.2	3.1
200	2.2	2.4	2.5

## ANEXO F

### FACTORES PARA LA ELABORACIÓN DE CARTAS DE CONTROL

Tamaño de muestra, $n$	CARTA $\bar{X}$ $A_2$	CARTA $R$			CARTA $S$	ESTIMACIÓN DE $\sigma$ $d_2$
		$d_3$	$D_3$	$D_4$		
2	1.880	0.853	0.0000	3.2686	0.7979	1.128
3	1.023	0.888	0.0000	2.5735	0.8862	1.693
4	0.729	0.880	0.0000	2.2822	0.9213	2.059
5	0.577	0.864	0.0000	2.1144	0.9400	2.326
6	0.483	0.848	0.0000	2.0039	0.9515	2.534
7	0.419	0.833	0.0758	1.9242	0.9594	2.704
8	0.373	0.820	0.1359	1.8641	0.9650	2.847
9	0.337	0.808	0.1838	1.8162	0.9693	2.970
10	0.308	0.797	0.2232	1.7768	0.9727	3.078
11	0.285	0.787	0.2559	1.7441	0.9754	3.173
12	0.266	0.778	0.2836	1.7164	0.9776	3.258
13	0.249	0.770	0.3076	1.6924	0.9794	3.336
14	0.235	0.763	0.3281	1.6719	0.9810	3.407
15	0.223	0.756	0.3468	1.6532	0.9823	3.472
16	0.212	0.750	0.3630	1.6370	0.9835	3.532
17	0.203	0.744	0.3779	1.6221	0.9845	3.588
18	0.194	0.739	0.3909	1.6091	0.9854	3.640
19	0.187	0.734	0.4031	1.5969	0.9862	3.689
20	0.180	0.729	0.4145	1.5855	0.9869	3.735
21	0.173	0.724	0.4251	1.5749	0.9876	3.778
22	0.167	0.720	0.4344	1.5656	0.9882	3.819
23	0.162	0.716	0.4432	1.5568	0.9887	3.858
24	0.157	0.712	0.4516	1.5484	0.9892	3.898
25	0.153	0.708	0.4597	1.5403	0.9896	3.931

## ANEXO G

### PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD DEL MLC

Procedimientos implementados en la Unidad de Radioterapia.

Nota: La numeración de los protocolos se encuentran adaptados al presente Proyecto de Titulación.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-001	
<b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 126 de 182

	<b>Elaborado por:</b>	<b>Revisado por:</b>	<b>Aprobado por:</b>
Firma:			
Nombre:	Oscar Panchi	William Oña	William Espinoza
Cargo:	Tesista	Físico Médico	Físico Médico
Fecha:	2016/09/02	2016/09/19	2016/09/20

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-001	
<b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 127 de 182

### Tabla de Contenidos

1. Objeto.....	128
2. Alcance.....	128
3. Referencias .....	128
4. Responsables.....	128
5. Desarrollo .....	128
5.1. Creación de fantoma.....	128
5.2. Conformación de campos .....	132
6. Historial de Modificaciones .....	137
7. Control y Evaluación.....	137
8. Bibliografía.....	137

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-001	
<b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 128 de 182

## 1. Objeto

Conformar campos en el Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS) XiO v5.10 utilizando las herramientas de desplazamiento individual de multiláminas.

## 2. Alcance

El presente procedimiento aplica a la creación de campos para el control de calidad del colimador multiláminas del acelerador lineal Elekta Synergy del Hospital Carlos Andrade Marín.

## 3. Referencias

Guía de usuario de XiO v4.64

## 4. Responsables

Físicos y personal técnico que participa en la planificación y agendamiento de pacientes.

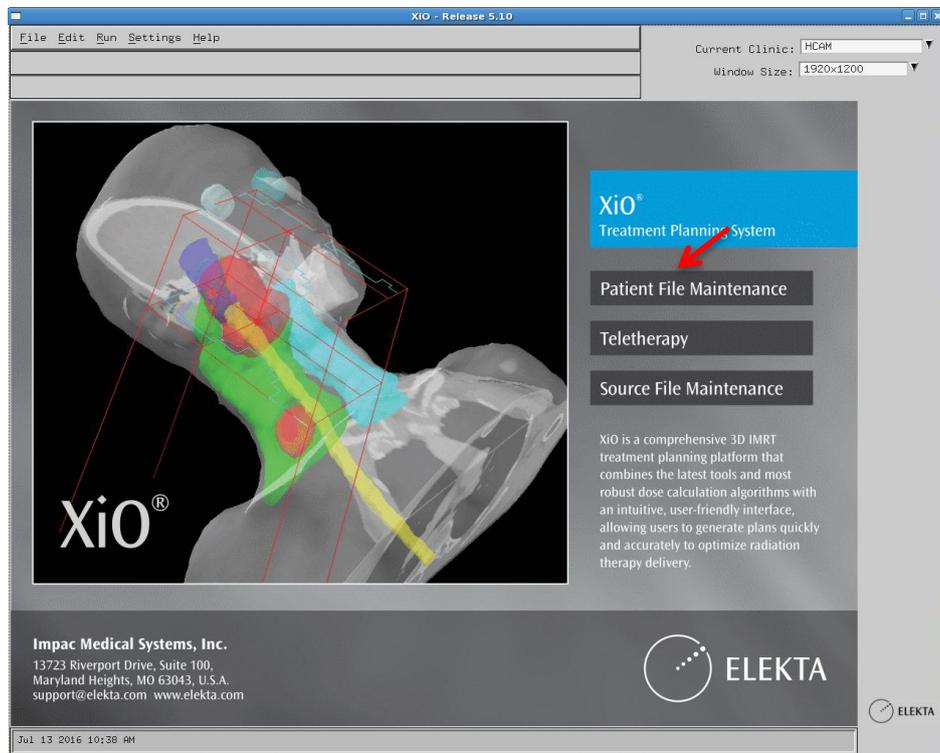
## 5. Desarrollo

### Instrucciones para la conformación de campos en XiO v5.1

#### 5.1. Creación de fantoma

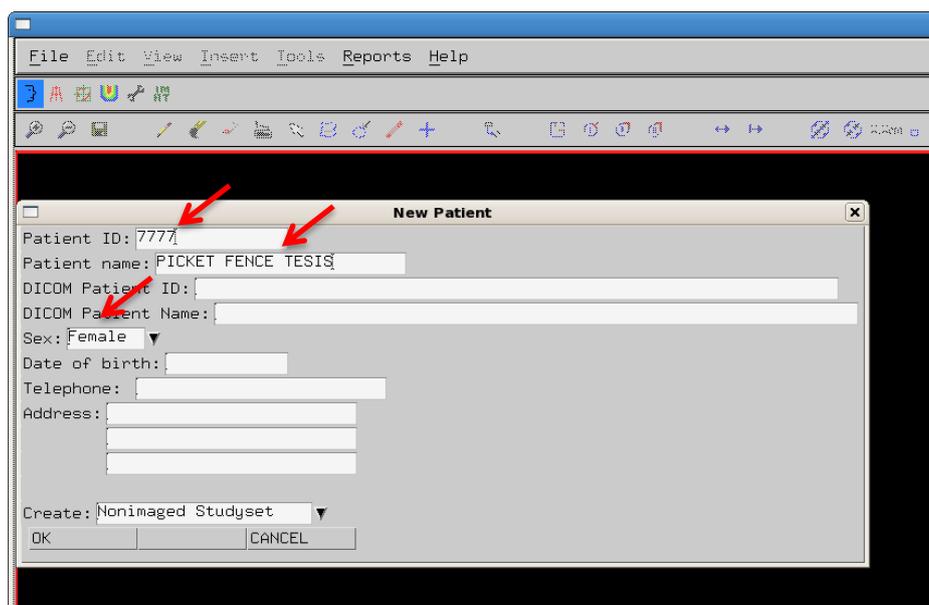
1. Ingresar al Sistema de Planificación XiO v5.1
2. Hacer clic en **Patient File Maintenance** para que se abra la interfaz de creación. Ver Figura 1.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-001</p>
<p><b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b></p>	<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 129 de 182</p>



**Figura 1.** Interfaz inicial del TPS XiO v5.1.

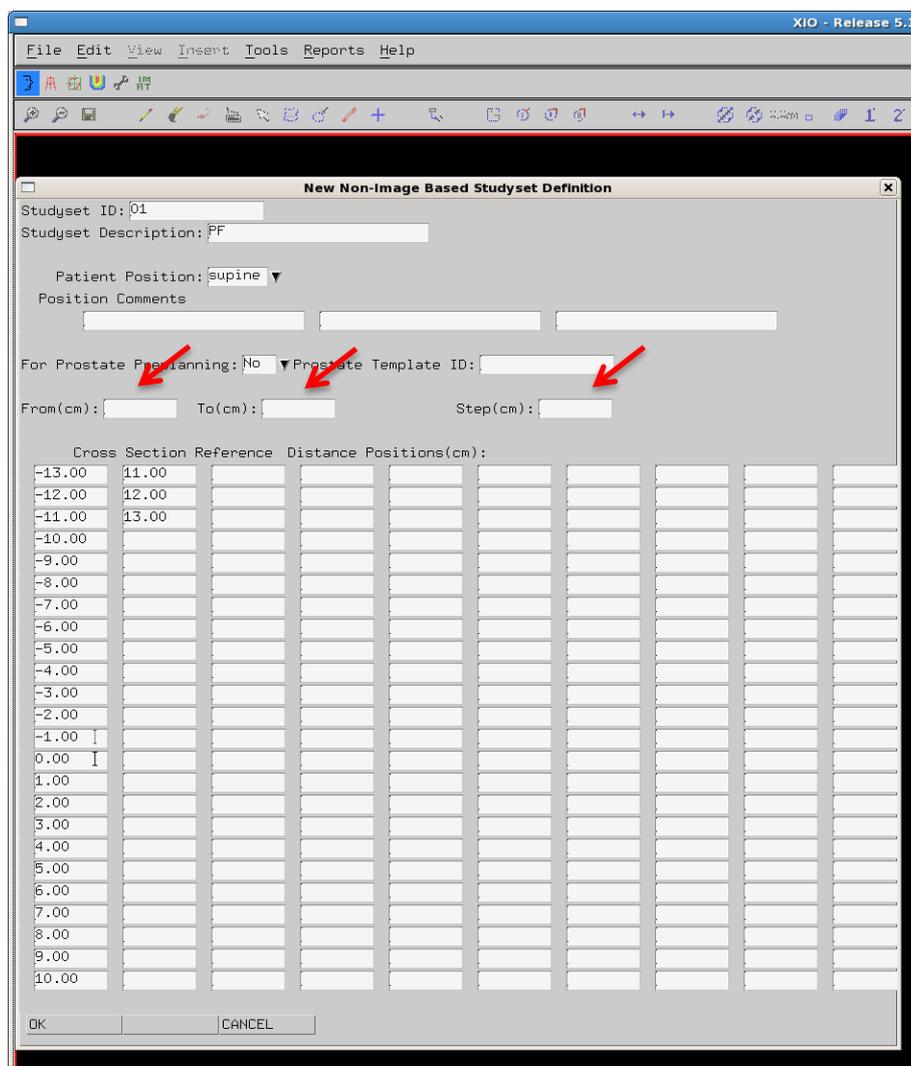
3. En la interfaz de creación, dirigirse al menú principal y hacer clic en **File** → **New** → **Patient** para abrir la ventana e ingresar los datos del fantoma y hacer clic en **OK**. Ver Figura 2.



**Figura 2.** Ventana de ingreso de datos del fantoma.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-001	
<b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 130 de 182

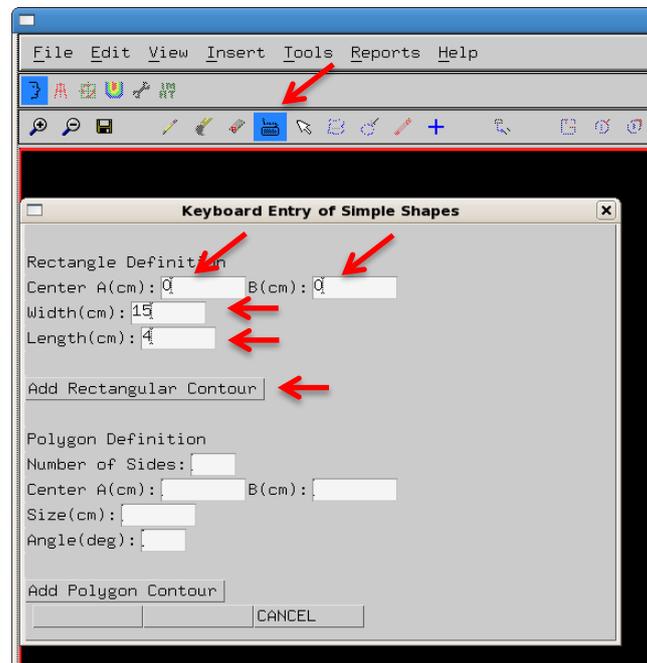
- En la interfaz de configuraciones del fantoma, ingresar las dimensiones del plano longitudinal del paciente (ejemplo: From: -13; To: 13; Step: 1) y hacer clic en **OK** para continuar. Ver Figura 3.



**Figura 3.** Interfaz introducción datos del plano longitudinal del fantoma

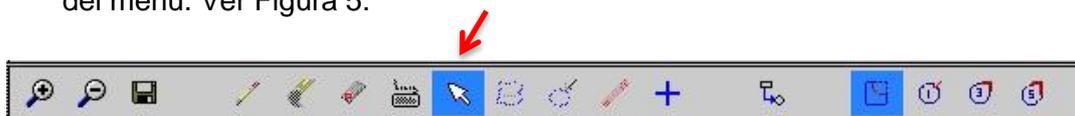
- Dirigirse al menú y seleccionar **Contorno** para que aparezca la ventana de la Figura 4.
- En la siguiente ventana introducir las dimensiones del ancho y espesor del fantoma respectivamente.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-001</p>
<p><b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b></p>	<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 131 de 182</p>



**Figura 4.** Interfaz de ingreso dimensiones del fantoma.

7. Después de ingresar las dimensiones, hacer clic en el botón **Add Rectangular Contour** para que aparezca un rectángulo en el corte superior del fantoma. Dirigirse con el scroll al corte inferior para introducir nuevamente el rectángulo.
8. Hacer clic en **Cancel** para salir de las configuraciones de contorno.
9. En el menú principal, dirigirse a **Edit existing Contours** para activar los íconos del menú. Ver Figura 5.



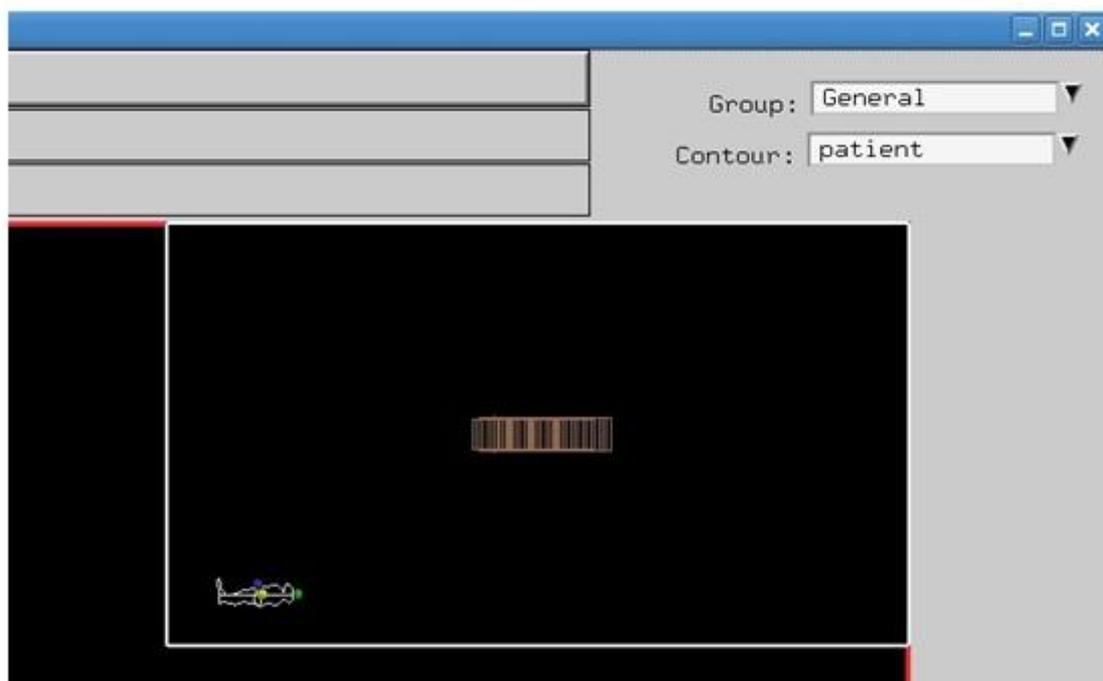
**Figura 5.** Menú principal de la herramienta Contours

10. Hacer clic en **Interpolate between Contours** para generar los cortes virtuales. Ver figura 6A. En el cuadrante superior derecho se puede observar la interpolación realizada. Ver Figura 6B

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-001
	<b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b>	<b>Revisión:</b> 01



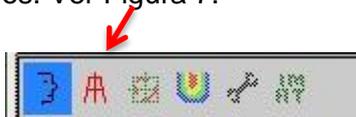
A



B

**Figura 6.** Menú y cuadrante de interpolación

11. En el menú del Software XiO hacer clic en **Beam** para comenzar con la conformación de campos. Ver Figura 7.

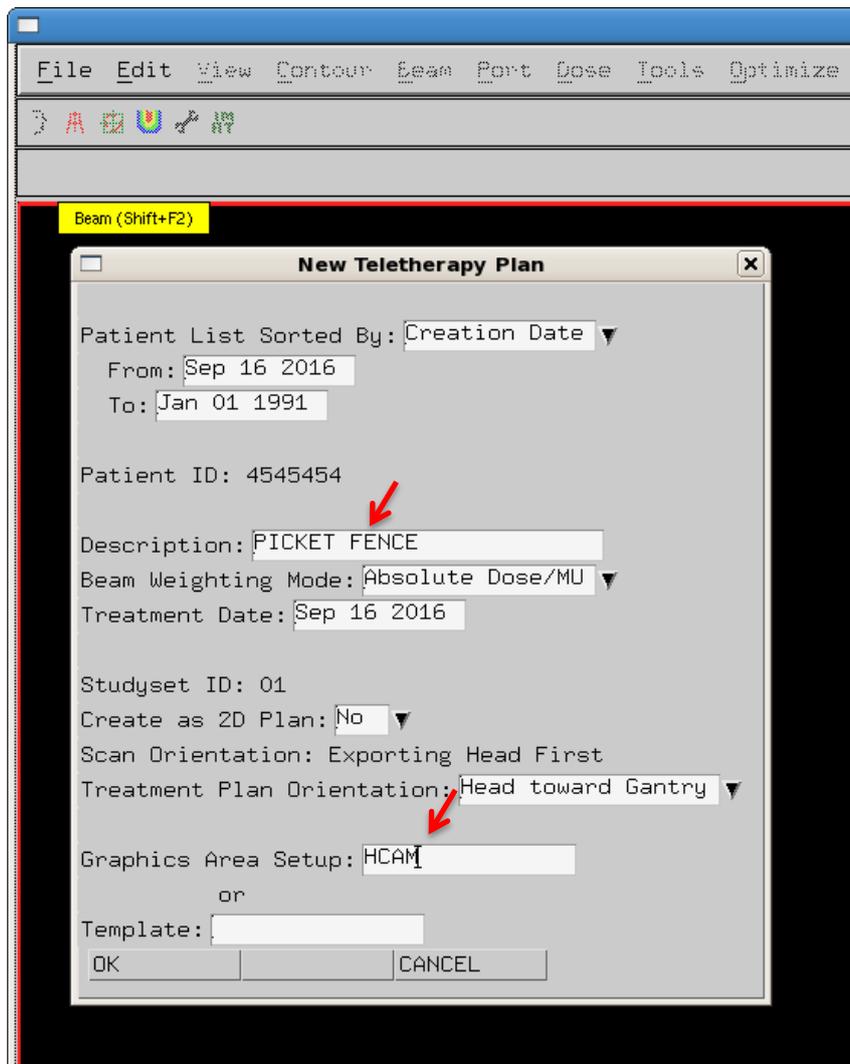


**Figura 7.** Menú de selección de herramientas de XiO v5.1

## 5.2. Conformación de campos

1. Una vez hecho clic en **Beam**, aparecerá la ventana de la Figura 8 en donde se ingresa la descripción y se configura el área gráfica de trabajo.

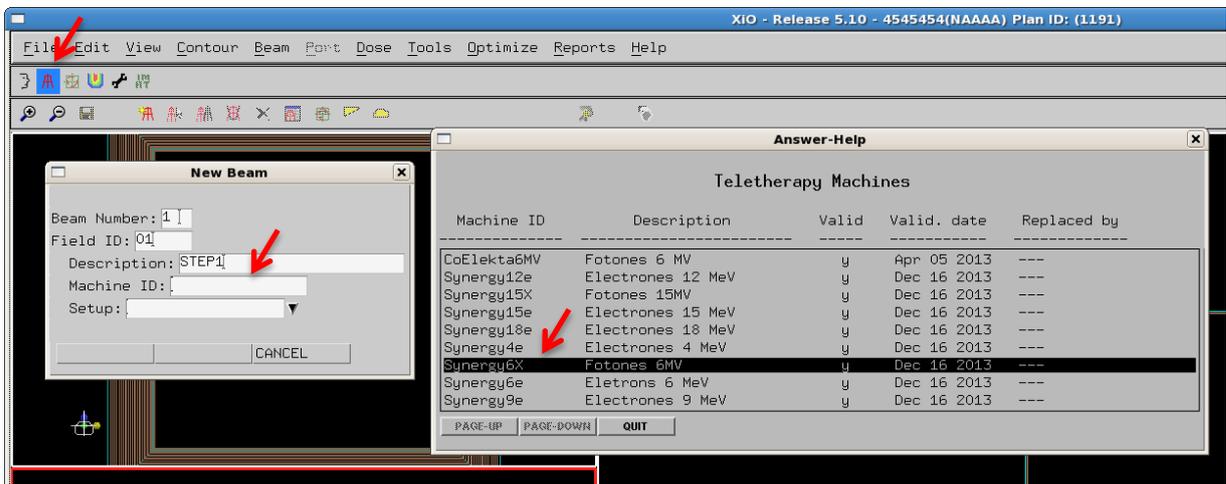
	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-001	
<b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 133 de 182



**Figura 8.** Interfaz del nuevo plan de Teleterapia.

2. En la figura 8 después de hacer clic en **OK** aparecerá la interfaz con el fantoma y los respectivos cuadrantes de trabajo.
3. Para conformar nuevos campos hacer clic en **New Beam** en el menú principal del Plan e ingresar los datos y técnica de tratamiento. Ver Figura 9.

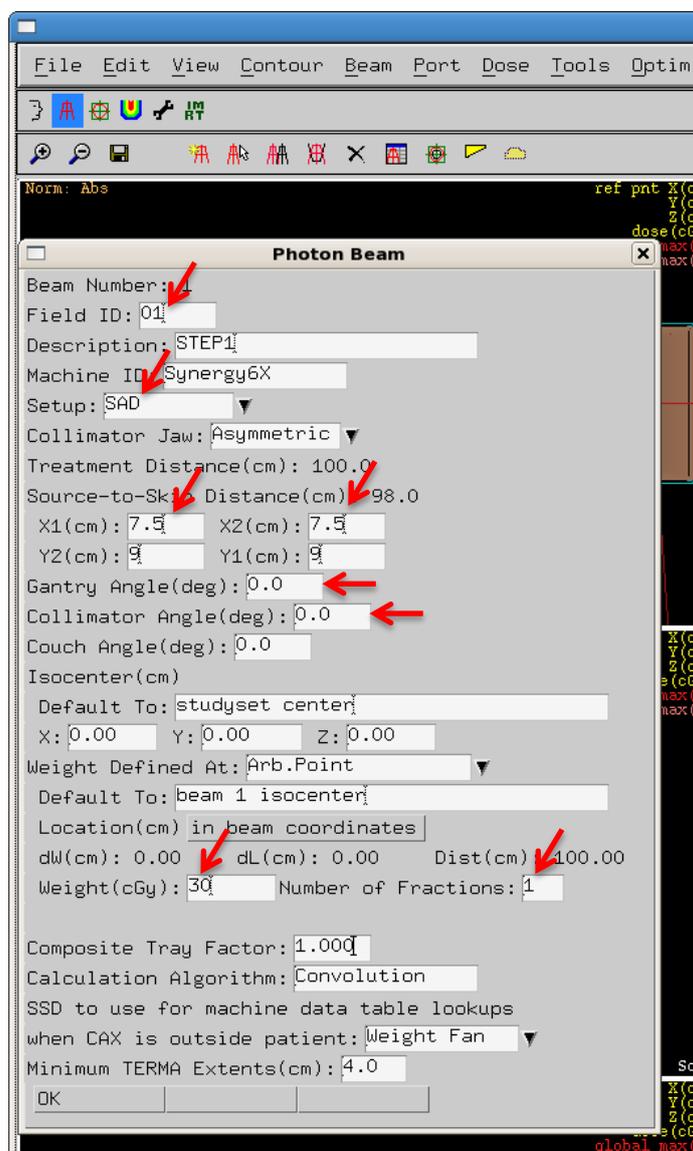
	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-001</p>
<p><b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01      <b>Página:</b> 134 de 182</p>



**Figura 9.** Interfaz para insertar un nuevo haz de radiación.

4. En el cuadrante de **Description**, presionando el scroll se presenta la ventana **Answer-Help** en donde se puede seleccionar la unidad de tratamiento y la energía con la cual se va trabajar. Ver Figura 9.
5. Después de hacer clic, inmediatamente se presentará la interfaz de configuración del haz. Ver Figura 10.
6. En la interfaz de configuración del haz, configurar la técnica de tratamiento, el tamaño de campo, el ángulo del gantry y del colimador, la dosis y el número de fracciones que entregará el campo de tratamiento. Ver Figura 10.

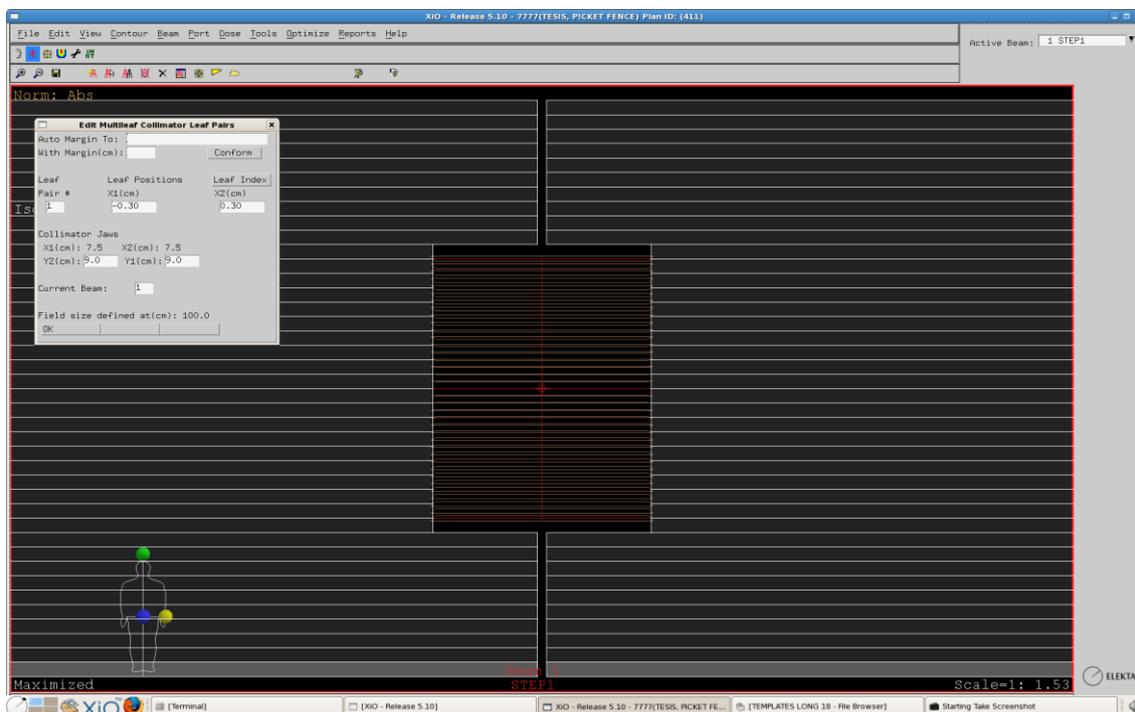
	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-001</p>
<p><b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b></p>	<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 135 de 182</p>



**Figura 10.** Interfaz de configuración del haz de radiación.

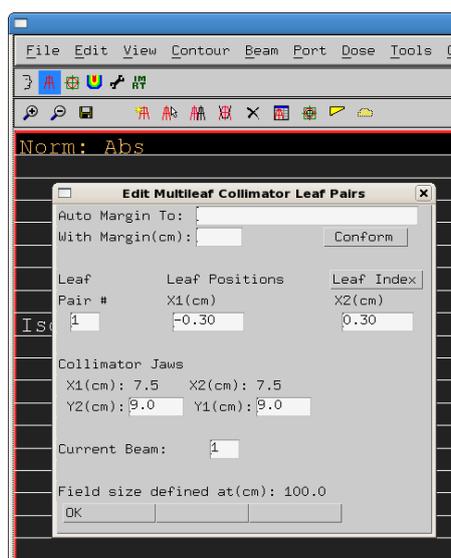
7. Seleccionar el cuadrante central inferior del área de trabajo y haciendo clic derecho, seleccionar **Maximize** para que este cuadrante tome el tamaño total del área de trabajo. Ver figura 11.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-001</p>
<p><b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01      <b>Página:</b> 136 de 182</p>



**Figura 11.** Cuadrante del MLC maximizado.

8. Si se desea configurar individualmente las multiláminas del campo conformado, hacer clic en **Port**, seleccionar **Keyboard** → **MLC** para que se presente la interfaz de la Figura 12, en donde se va seleccionando la lámina y ubicándola en la posición deseada. [1]



**Figura 12.** Interfaz para editar la configuración del par de multiláminas.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-001	
<b>CREACIÓN DE CAMPOS DE TRATAMIENTO</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 137 de 182

## 6. Historial de Modificaciones

En el presente cuadro se debe registrar las modificaciones que se puedan o deban realizar a la versión actual.

Versión	Fecha	Descripción de la modificación
Versión 1	2016/09/20	Versión Inicial

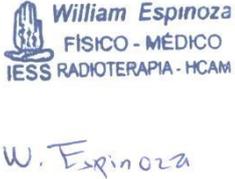
## 7. Control y Evaluación

El Físico Médico será el responsable del control y evaluación del presente protocolo, actualizándolo según sea pertinente.

## 8. Bibliografía

[1] Elekta CMS Software, XiO, Estocolmo, 2011.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-002	
<b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 138 de 182

	<b>Elaborado por:</b>	<b>Revisado por:</b>	<b>Aprobado por:</b>
Firma:			
Nombre:	Oscar Panchi	William Oña	William Espinoza
Cargo:	Tesista	Físico Médico	Físico Médico
Fecha:	2016/09/02	2016/09/19	2016/09/20

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-002	
<b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 139 de 182

## Tabla de Contenidos

1.	Objeto.....	140
2.	Alcance.....	140
3.	Referencias .....	140
4.	Responsables.....	140
5.	Desarrollo .....	140
5.1.	Configuración del plan “PATRÓN ESTRELLA” .....	140
5.2.	Posicionamiento y exposición del MapCHECK2 .....	141
5.3.	Análisis de las exposiciones .....	144
6.	Historial de Modificaciones .....	147
7.	Control y Evaluación.....	147
8.	Bibliografía.....	147
9.	Apéndice A .....	148

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-002	
<b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 140 de 182

### 1. Objeto

Verificar el centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del cabezal de la unidad de tratamiento utilizando el arreglo de diodos MapCHECK 2.

### 2. Alcance

El presente procedimiento aplica al control del centrado del colimador multiláminas del acelerador lineal Elekta Synergy del Hospital Carlos Andrade Marín.

### 3. Referencias

Guía de referencia de MapCHECK2 (Sun Nuclear)

Procedimiento para la creación de campos de tratamiento (URT-CC-MLC-001)

### 4. Responsables

Físicos y personal técnico que participa en las planificaciones y controles de calidad del acelerador.

### 5. Desarrollo

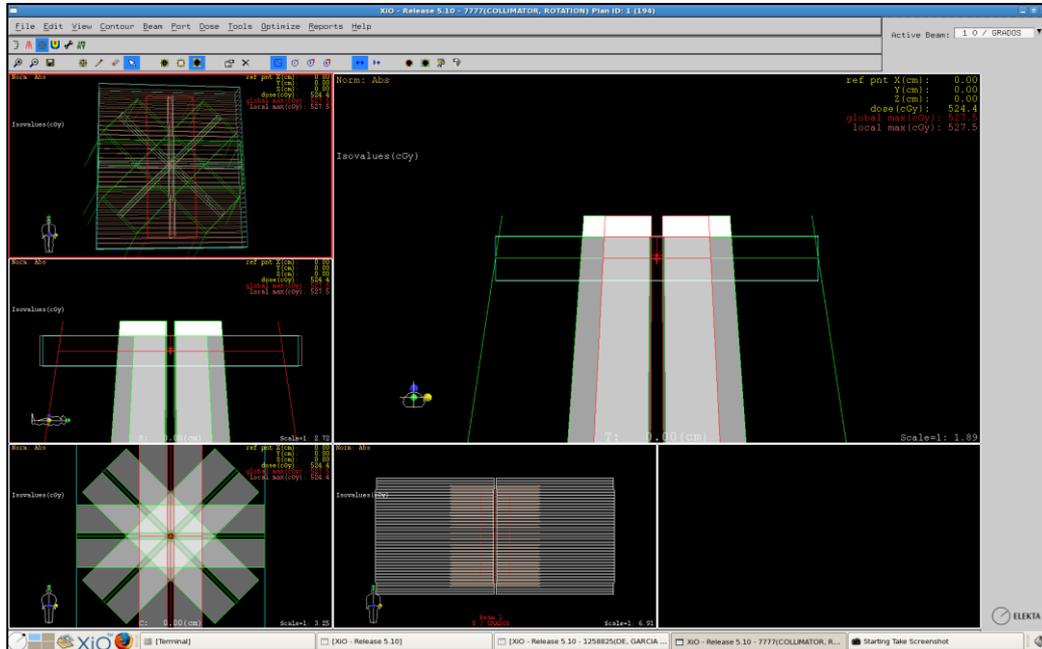
#### Instrucciones para la verificación del centrado del MLC del Linac Elekta Synergy

##### 5.1. Configuración del plan “PATRÓN ESTRELLA”

1. Crear un plan de tratamiento con un fantoma de 34 cm de longitud, 30 cm de ancho y 4 cm de espesor, en el Sistema de Planificación (TPS) XiO v5.1.
2. Conformar cuatro campos de radiación (técnica isocéntrica) con las mandíbulas a 10 x 30 cm<sup>2</sup> y con las multiláminas conformar un segmento de 1 cm de ancho por 30 cm de longitud, en el centro del eje Y. El ángulo de cada campo para la irradiación debe ser de 0°, 45°, 90° y 135°. Revisar las **Referencias**. [1]

**NOTA:** El plan creado en el TPS puede ser reabierto usando el **Patient ID: 7777**

3. Guardar y exportar al sistema de Registro y Verificación (MOSAIQ), para su agendamiento.



**Figura 2.** Planificación en XiO v5.1 - Patrón Estrella

## 5.2. Posicionamiento y exposición del MapCHECK2

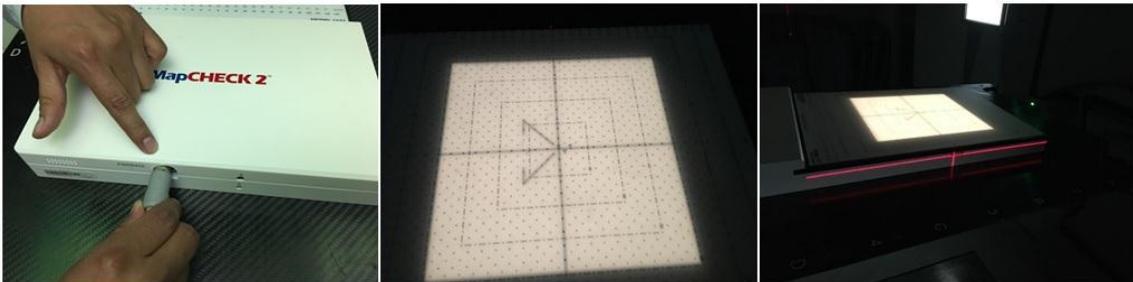
1. Ubicar los ejes de la mesa de tratamiento: longitudinal 70 cm, vertical 1.8 cm (-1.8), lateral 0 cm, como se puede ver en la figura 2.

Entry	0.0	0.0
Rot.	0.0	0.0
	10.00	10.01
	10.00	10.01
	10.00	10.01
	10.00	10.01
Fld.Size		20.02
Fld.Size		20.02
Table ASU	127	0
T/T.		0
Hgt.		1.8
Lat.		0.0
Long.		70.0
Column Rot		0
Cal part value	-20000	-32768
d)	Inhibits	<< >>

**Figura 3.** Posicionamiento de la mesa de tratamiento.

2. Posicionar el MapCHECK2 en la mesa de tratamiento, conectar el cable DATOS/PODER y alinear los ejes del MapCHECK2 con los del acelerador.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-002</p>	
<p><b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 142 de 182</p>



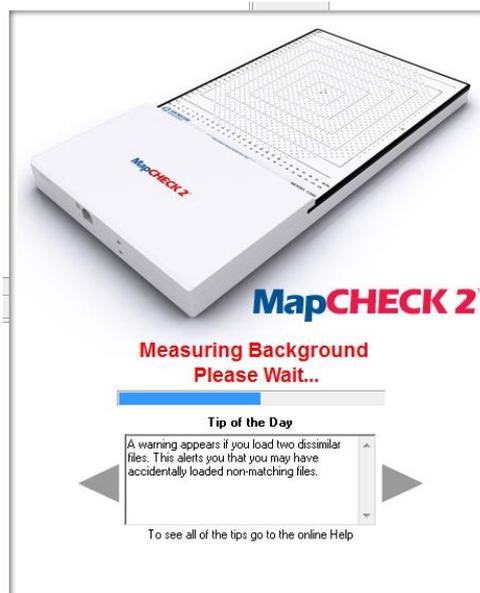
**Figura 4.** Posicionamiento y alineamiento del MapCHECK2.

3. En el sistema del acelerador conformar el primer Campo Planificado (0°). Ver apéndice A.
4. Iniciar el Software SNC Patient, haciendo clic en el siguiente ícono.



**Figura 5.** Ícono del Software SNC Patient.

5. Esperar hasta que el arreglo de diodos recoja el **background**.



**Figura 6.** Recolección del background.

6. Verificar que los factores de calibración del MapCHECK2 sean de 6 MV

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-002
	<b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01

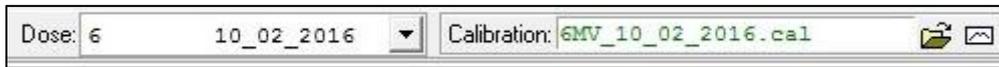


Figura 7. Archivos de calibración del MapCHECK2

7. Empezar la medición en el Software SNC Patient, presionando **Start**.

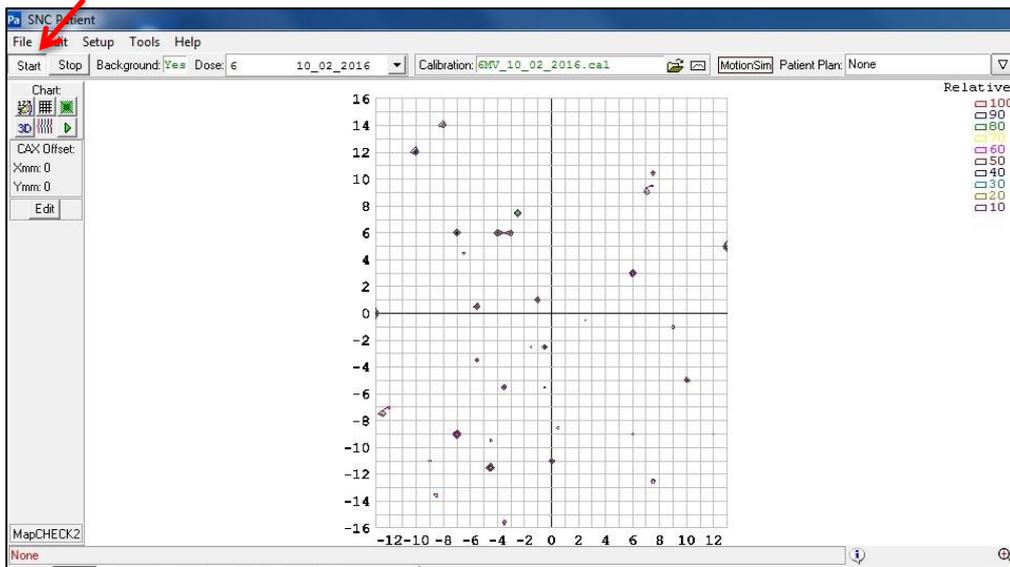


Figura 8. Interfaz del software recolectando la información

8. Entregar 100 UM con la unidad de tratamiento.
9. Entregar los campos faltantes ( $45^\circ$   $90^\circ$  y  $135^\circ$ ).
10. Al finalizar presionar **Stop** en el menú del SNC Patient.
11. Guardar las exposiciones adquiridas, con la fecha respectiva de medición.

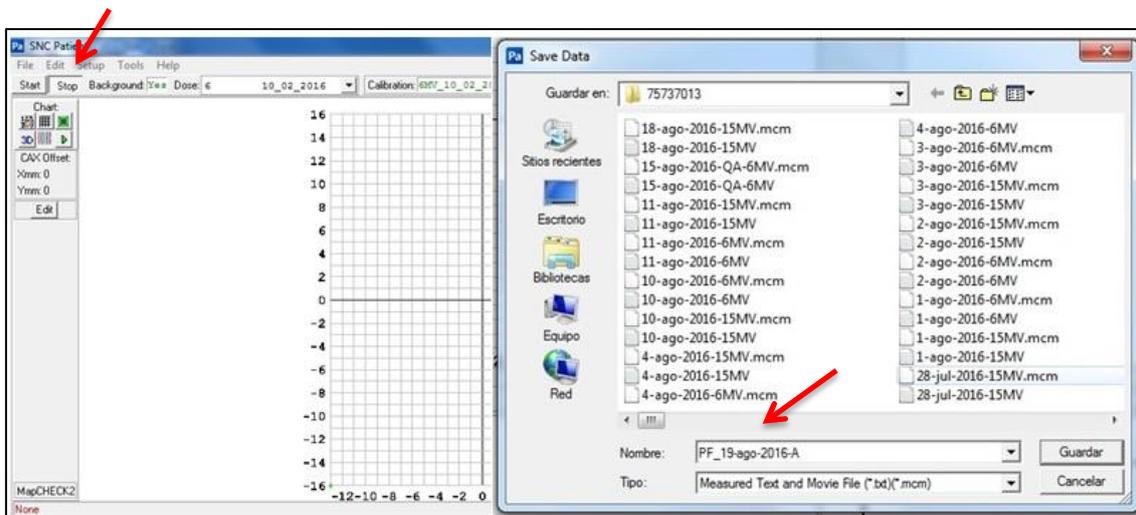
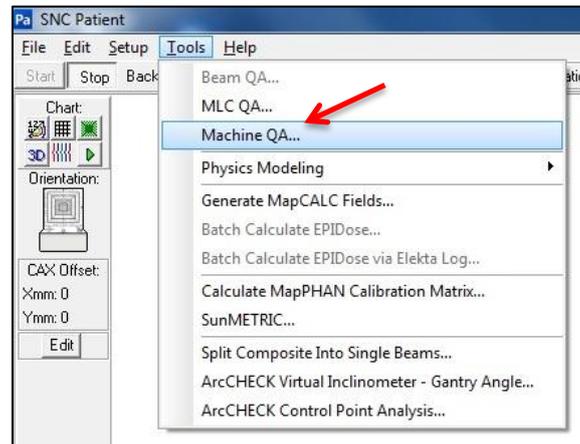


Figura 9. Almacenamiento del archivo de medición una vez presionado **Stop**.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-002</p>	
<p><b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 144 de 182</p>

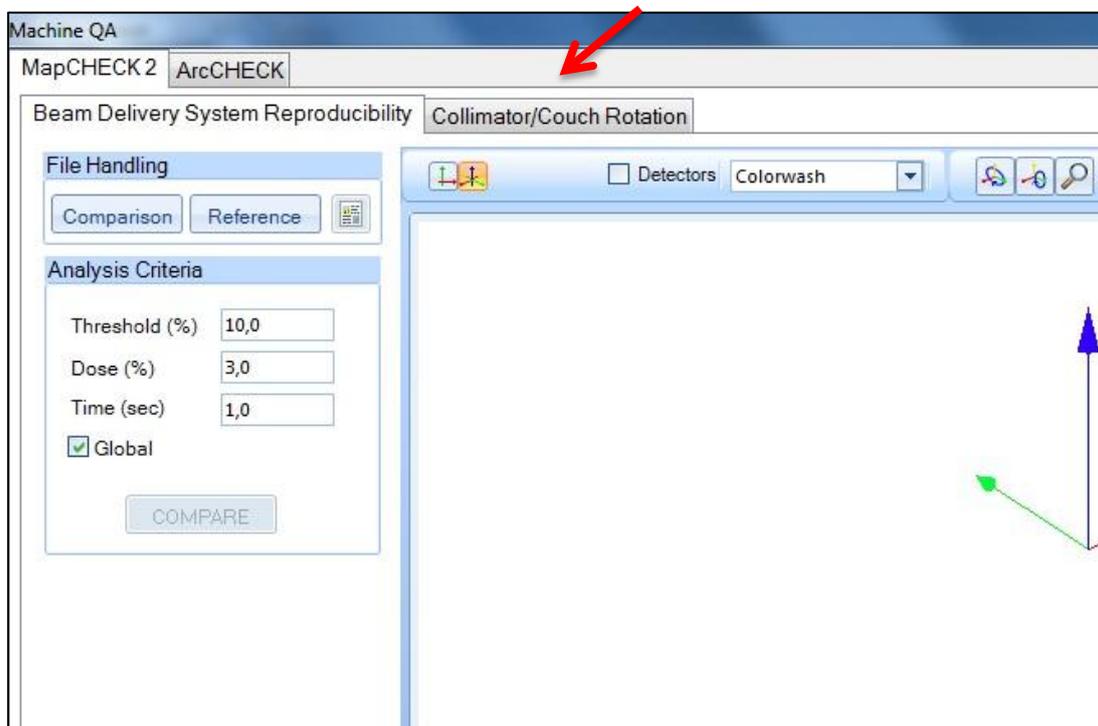
### 5.3. Análisis de las exposiciones

1. En el menú del Software SNC Patient, seleccionar **Tools** → **Machine QA**.



**Figura 10.** Herramienta del Software SNC Patient.

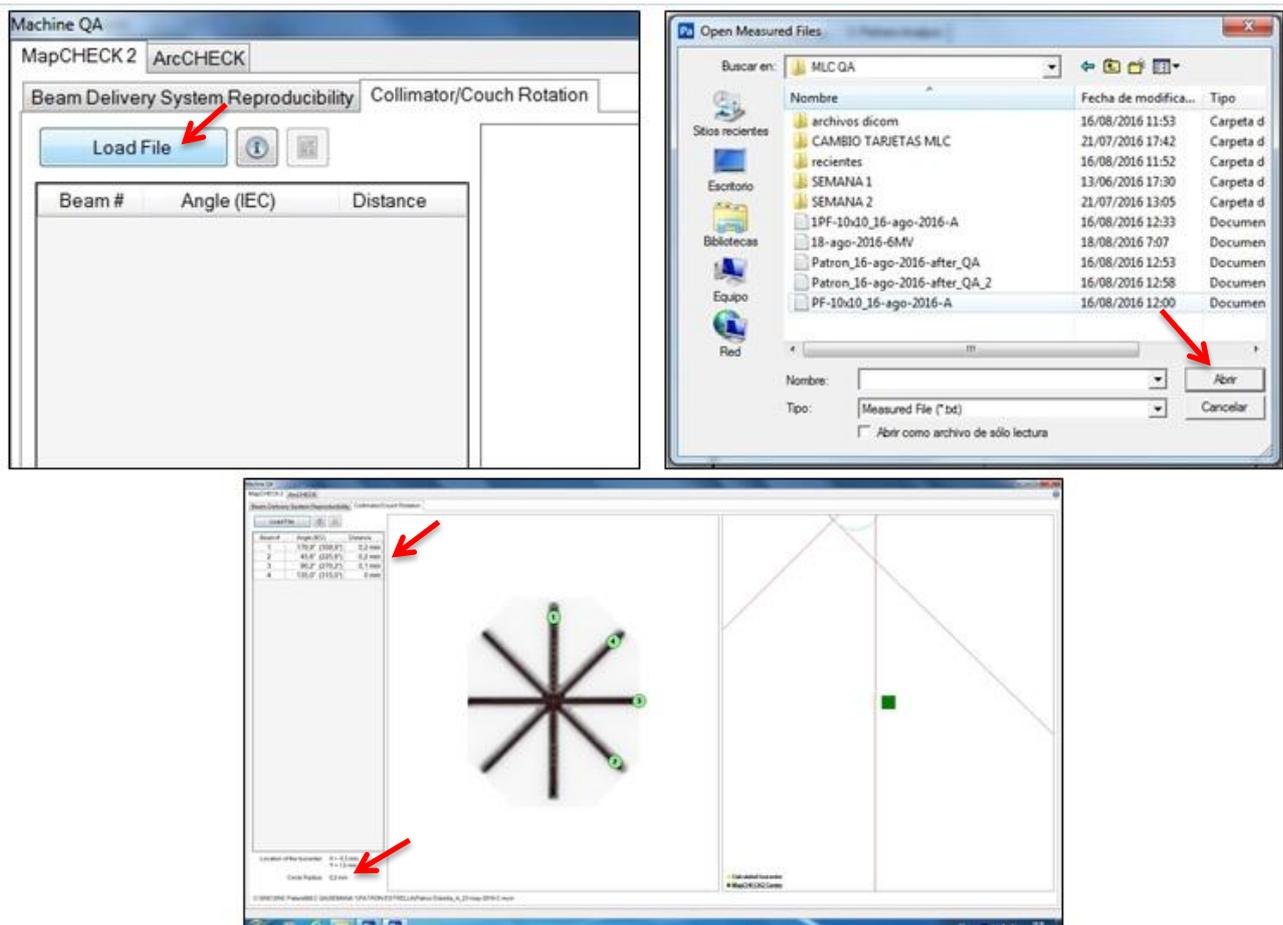
2. En la ventana de Machine QA, seleccionar **MapCHECK 2** → **Collimator/Couch Rotation**



**Figura 11.** Interfaz de la herramienta Machine QA.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-002</p>
<p><b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>	<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 145 de 182</p>

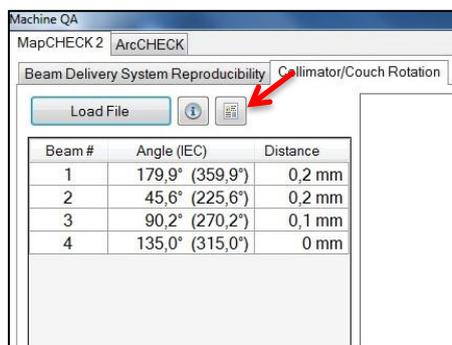
- Hacer clic en **Load File**, ir a la medición del MapCHECK 2, seleccionar el archivo guardado previamente y hacer clic en **Abrir**. Inmediatamente se mostrarán los resultados del análisis realizado por el software. Si el radio del círculo es mayor a 0.75 mm, comunicar inmediatamente al Físico médico.



**Figura 12.** Análisis del isocentro del MLC

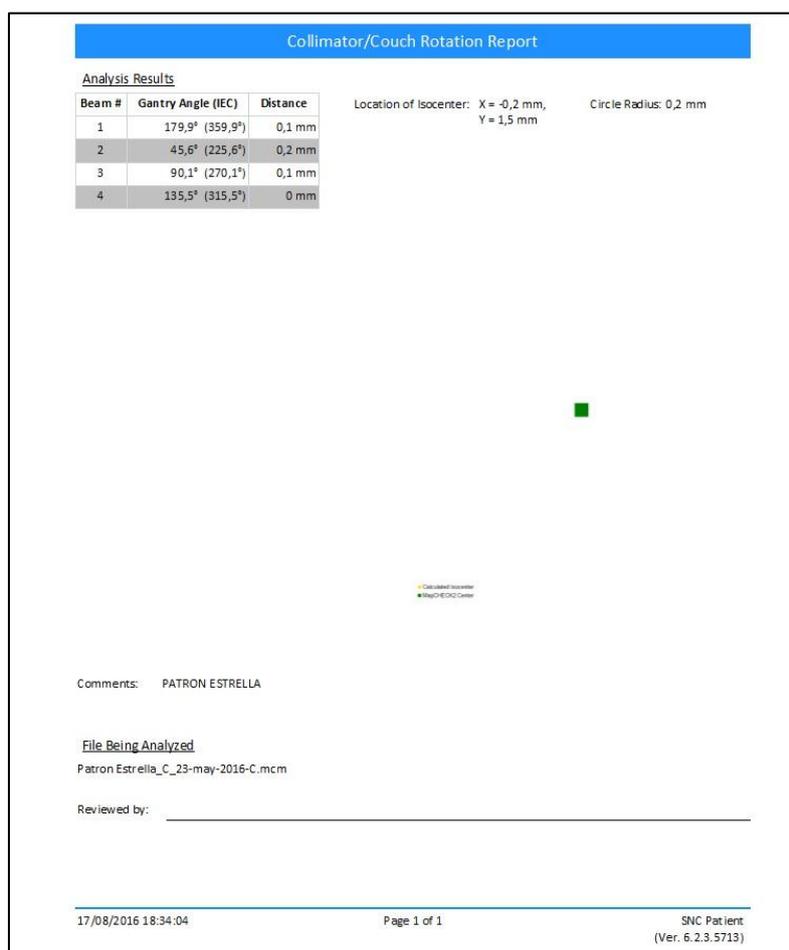
- Si desea guardar los resultados, hacer clic en **Generate Report**, aparecerá una ventana de comentario en donde puede escribir la fecha en la que se realizó la prueba y luego hacer clic en **OK**.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-002</p>
<p><b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01      <b>Página:</b> 146 de 182</p>



**Figura 13.** Generación de reporte.

5. En la ventana de vista previa del informe, hacer clic en **Export**, seleccionar **PDF**, elegir la ubicación, el nombre del archivo y hacer clic en guardar.



**Figura 14.** Reporte generado.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-002	
<b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 147 de 182

## 6. Historial de Modificaciones

En el presente cuadro se debe registrar las modificaciones que se puedan o deban realizar a la versión actual.

Versión	Fecha	Descripción de la modificación
Versión 1	2016/09/20	Versión Inicial

## 7. Control y Evaluación

El Físico Médico será el responsable del control y evaluación del presente protocolo, actualizándolo según sea pertinente.

## 8. Bibliografía

[1] SUN NUCLEAR Corporation, *MapCHECK2 Reference Guide*, 2015.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> <b>URT-CC-MLC-002</b>
<b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión: 01</b>	<b>Página: 148 de 182</b>

## 9. Apéndice A

1. Ingresar al Sistema de Registro y Verificación (Mosaik), en el cual se agendó los diferentes campos.

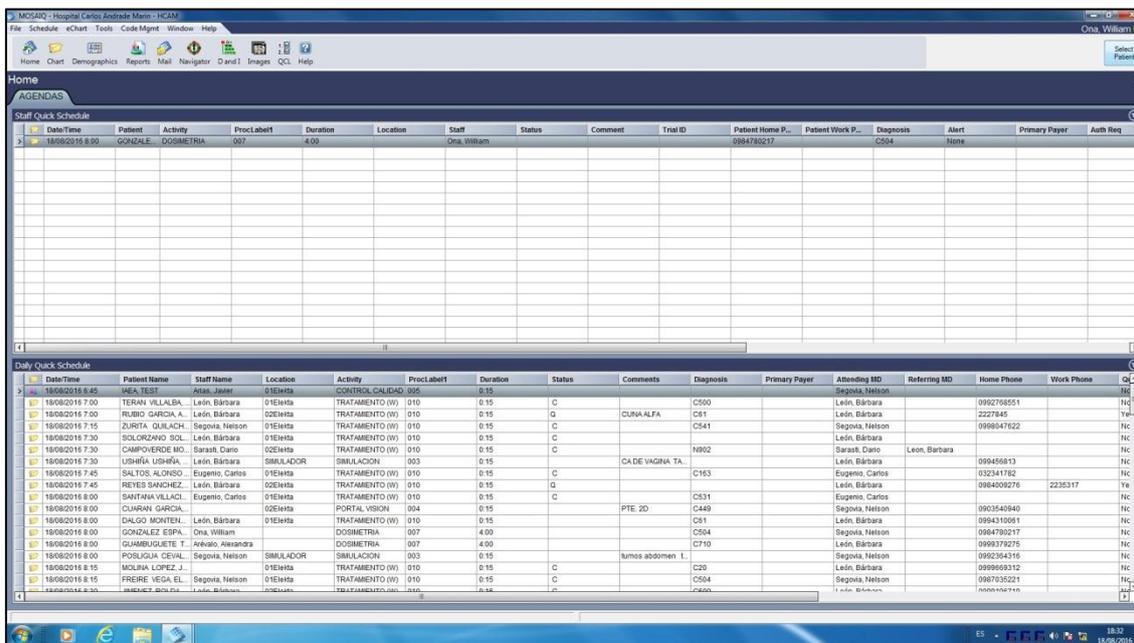


Figura 15. Pantalla de inicio del Sistema MOSAIQ.

2. En el menú principal, dirigirse a **Schedule** y hacer clic en **Location**.

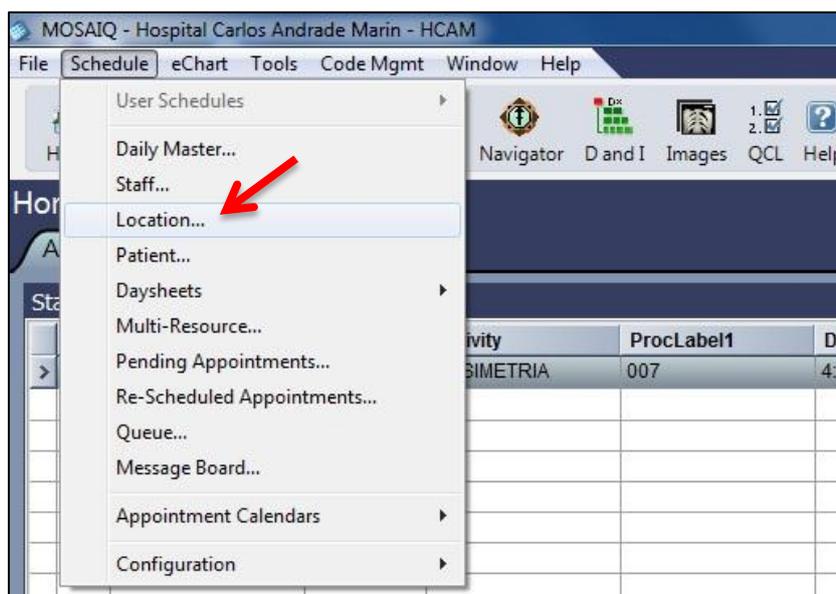
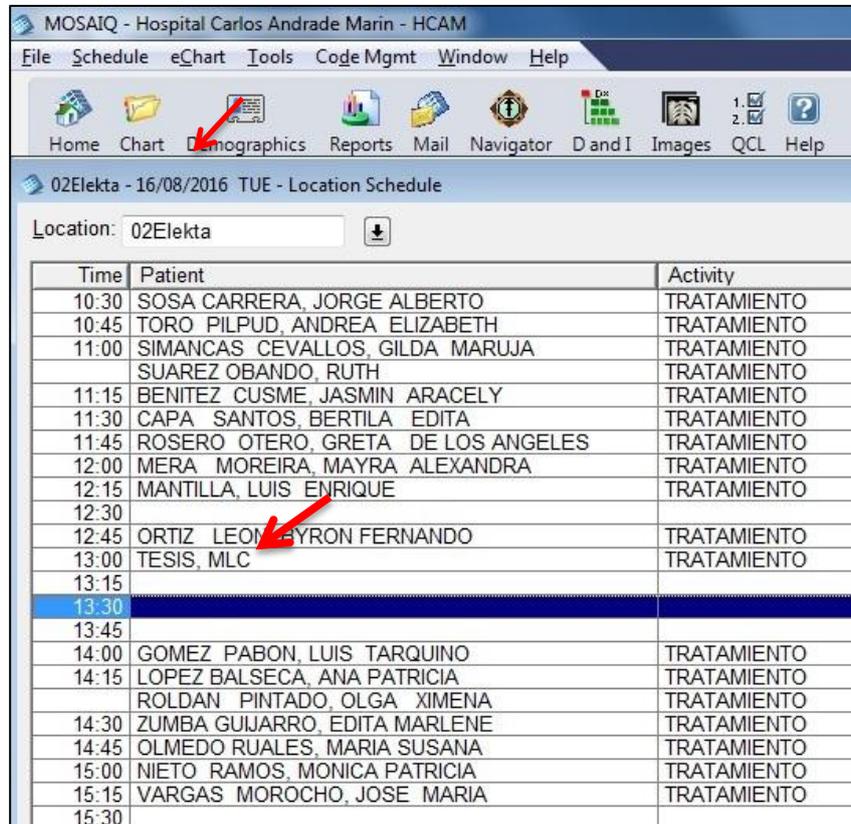


Figura 16. Localización del paciente agendado.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-002</p>
<p><b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01      <b>Página:</b> 149 de 182</p>

3. En la pantalla que aparece, seleccionar el plan de tratamiento **TESIS, MLC** (que se encuentra agendado).



MOSAIQ - Hospital Carlos Andrade Marin - HCAM

File Schedule eChart Tools Code Mgmt Window Help

Home Chart Demographics Reports Mail Navigator D and I Images QCL Help

02Elekta - 16/08/2016 TUE - Location Schedule

Location: 02Elekta

Time	Patient	Activity
10:30	SOSA CARRERA, JORGE ALBERTO	TRATAMIENTO
10:45	TORO PILPUD, ANDREA ELIZABETH	TRATAMIENTO
11:00	SIMANCAS CEVALLOS, GILDA MARUJA	TRATAMIENTO
	SUAREZ OBANDO, RUTH	TRATAMIENTO
11:15	BENITEZ CUSME, JASMIN ARACELY	TRATAMIENTO
11:30	CAPA SANTOS, BERTILA EDITA	TRATAMIENTO
11:45	ROSERO OTERO, GRETA DE LOS ANGELES	TRATAMIENTO
12:00	MERA MOREIRA, MAYRA ALEXANDRA	TRATAMIENTO
12:15	MANTILLA, LUIS ENRIQUE	TRATAMIENTO
12:30		
12:45	ORTIZ LEON BYRON FERNANDO	TRATAMIENTO
13:00	TESIS, MLC	TRATAMIENTO
13:15		
13:30		
13:45		
14:00	GOMEZ PABON, LUIS TARQUINO	TRATAMIENTO
14:15	LOPEZ BALSECA, ANA PATRICIA	TRATAMIENTO
	ROLDAN PINTADO, OLGA XIMENA	TRATAMIENTO
14:30	ZUMBA GUIJARRO, EDITA MARLENE	TRATAMIENTO
14:45	OLMEDO RUALES, MARIA SUSANA	TRATAMIENTO
15:00	NIETO RAMOS, MONICA PATRICIA	TRATAMIENTO
15:15	VARGAS MOROCHO, JOSE MARIA	TRATAMIENTO
15:30		

**Figura 17.** Selección del tratamiento agendado (TESIS MLC)

4. Por facilidad, una vez seleccionado el plan, presionar en el teclado del computador **Ctl+P**, para que se despliegue la siguiente pantalla, en la cual se selecciona **QA MODE**.

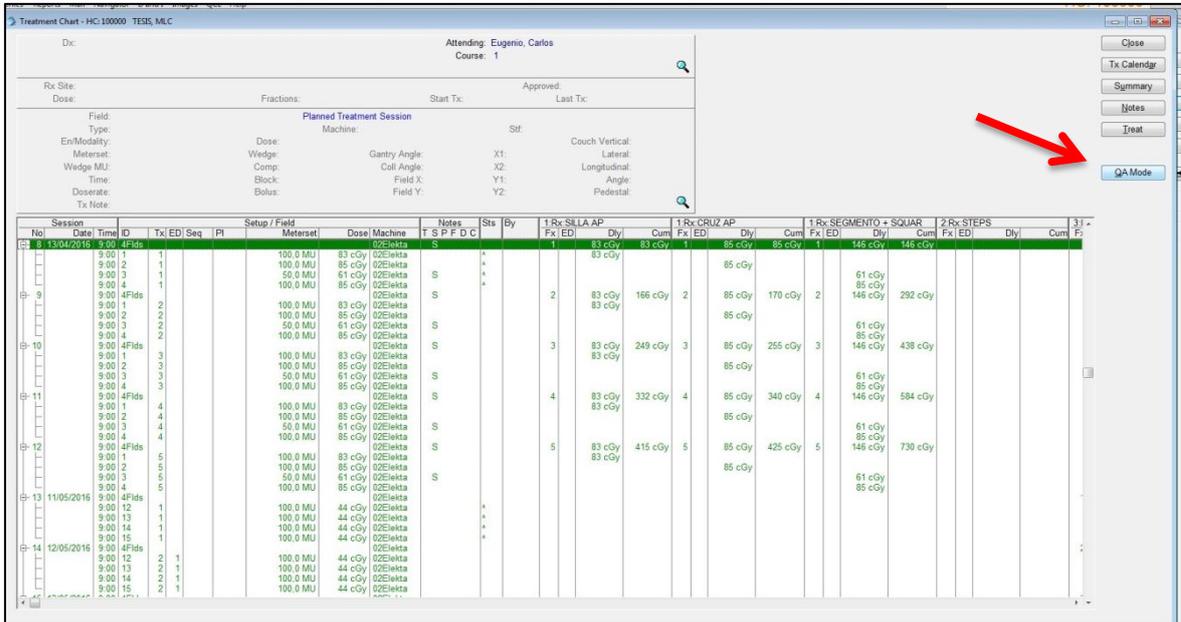


Figura 18. Selección del modo de Control de Calidad (QA mode)

- Al presionar el ícono QA MODE, aparecerá una interfaz con un mensaje, en el cual se dará clic en **YES** para continuar con el proceso.

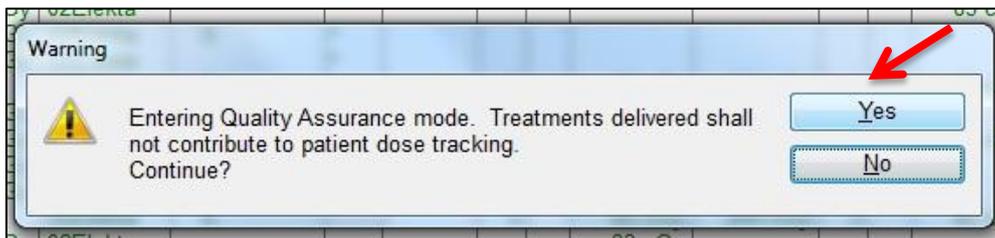


Figura 19. Mensaje para asegurar el modo de tratamiento.

- Inmediatamente se desplazará una pantalla en la cual se encuentran todos los campos planificados, seleccionar cada uno de los campos a partir de **"0 / GRADOS"** hasta **"135 / GRADOS"**, para ir entregando los diferentes campos de radiación, como se puede ver en la siguiente figura.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-002	
<b>CONTROL ISOEXCENTRICIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 151 de 182

QA - Treatment Delivery Table - HC:100000 TESIS, MLC

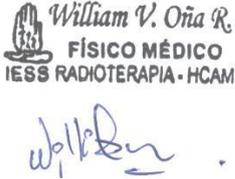
Selected Treatment Field  
 Field: 05 STEP1 Last: 1  
 Rx Site: STEPS Dose: 210 cGy  
 Rx Note:  
 Field Note:

Tx	Field	Status	Meterset
10	STEP6		29,4 MU
11	STEP7		29,3 MU
12	0 / GRADOS	}	100,0 MU
13	45 / GRADOS		100,0 MU
14	90 /GRADOS		100,0 MU
15	135 / GRADOS		100,0 MU
16	CAMPO 10X10		300,0 MU
17	RIGHT BANK		300,0 MU
18	LEFT BANK		300,0 MU
19	PASO 1		300,0 MU
20	PASO 2		300,0 MU
21	PASO 3		300,0 MU
22	PASO 4		300,0 MU
23	PASO 5		300,0 MU
+	PASO 6		300,0 MU
25	PASO 7		300,0 MU
26	PF S 1		898,8 MU
27	PF S 2		890,7 MU
28	PF S 3		875,9 MU

Hidden Fields:  
 Treated Fields:  
 Image Only:

Figura 20. Selección de campos para entregar al MapCHECK2.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003	
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 152 de 182

	<b>Elaborado por:</b>	<b>Revisado por:</b>	<b>Aprobado por:</b>
Firma:			
Nombre:	Oscar Panchi	William Oña	William Espinoza
Cargo:	Tesista	Físico Médico	Físico Médico
Fecha:	2016/09/02	2016/09/19	2016/09/20

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003	
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 153 de 182

## Tabla de Contenidos

1. Objeto.....	154
2. Alcance.....	154
3. Referencias .....	154
4. Responsables.....	154
5. Desarrollo .....	154
5.1. Creación del plan “ <i>PICKET FENCE</i> ” .....	154
5.2. Posicionamiento y exposición del MapCHECK2 .....	156
5.3. Análisis de las exposiciones .....	159
5.4. Evaluación de los resultados.....	163
6. Historial de Modificaciones .....	164
7. Control y Evaluación.....	164
8. Bibliografía.....	164
9. Apéndice A .....	165

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 154 de 182

## 1. Objeto

Verificar la precisión de posicionamiento y reproducibilidad de las láminas del sistema MLC utilizando el arreglo de diodos MapCHECK 2 y la herramienta MLC QA del Software SNC Patient.

## 2. Alcance

El presente procedimiento aplica al control del colimador multiláminas del acelerador lineal Elekta Synergy del Hospital Carlos Andrade Marín.

## 3. Referencias

Guía de referencia de MapCHECK2 (Sun Nuclear)

Procedimiento para la creación de campos de tratamiento (URT-CC-MLC-001)

## 4. Responsables

Físicos y personal técnico que participa en las planificaciones y controles de calidad del acelerador.

## 5. Desarrollo

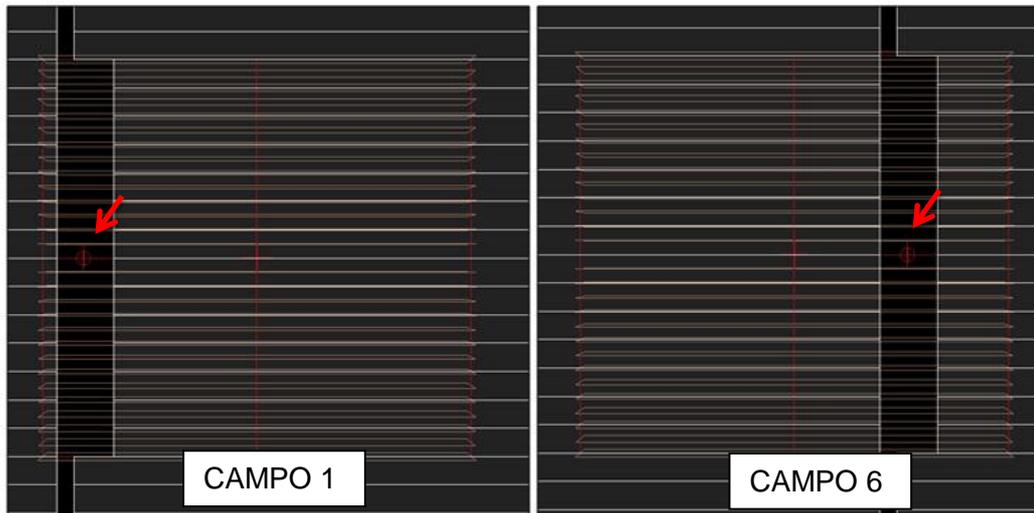
### Instrucciones para la verificación de la precisión de posicionamiento de las láminas del sistema MLC del Linac Elekta Synergy

#### 5.1. Creación del plan "PICKET FENCE"

1. Crear un plan de tratamiento con un fantoma de 14 cm de longitud, 15 cm de ancho y 4 cm de espesor, en el Sistema de Planificación XiO v5.1.
2. Conformar un campo de radiación (técnica isocéntrica) con las mandíbulas a 15 cm de ancho y 14 cm de longitud. Revisar las **Referencias**. [1]
3. Conformar el primer campo en el cual las láminas del banco izquierdo comiencen en -7 cm y el banco derecho comiencen en -5 cm desde el eje central, generando un campo con 2 cm de ancho, entregar 30 cGy.
4. Crear el siguiente campo, recorriendo las láminas 2 cm hacia la derecha, es decir, el banco izquierdo se posicionará en -5 cm y el derecho en -3 cm desde el eje central y entregar nuevamente 30 cGy.
5. Realizar este procedimiento, hasta que el banco izquierdo y derecho del MLC esté posicionado en 5 cm y 7 cm respectivamente desde el eje central, y entregar en cada campo 30 cGy. Total siete campos.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003	
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 155 de 182

**ATENCIÓN!:** En los 7 campos de 2 cm, ubicar el punto de cálculo justamente en el centro de cada campo abierto, como se presentan en la siguiente imagen.



6. Guardar y exportar al sistema de Registro y Verificación (MOSAIQ), para su agendamiento.
7. Exportar los archivos de planificación DICOM a un CD, para el posterior análisis. Aparecerán dos archivos con extensión (\*.dcm).

**NOTA:** El plan creado en el TPS puede ser reabierto usando el **Patient ID: 8888** y el **Plan ID: 8888**.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003	
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 156 de 182

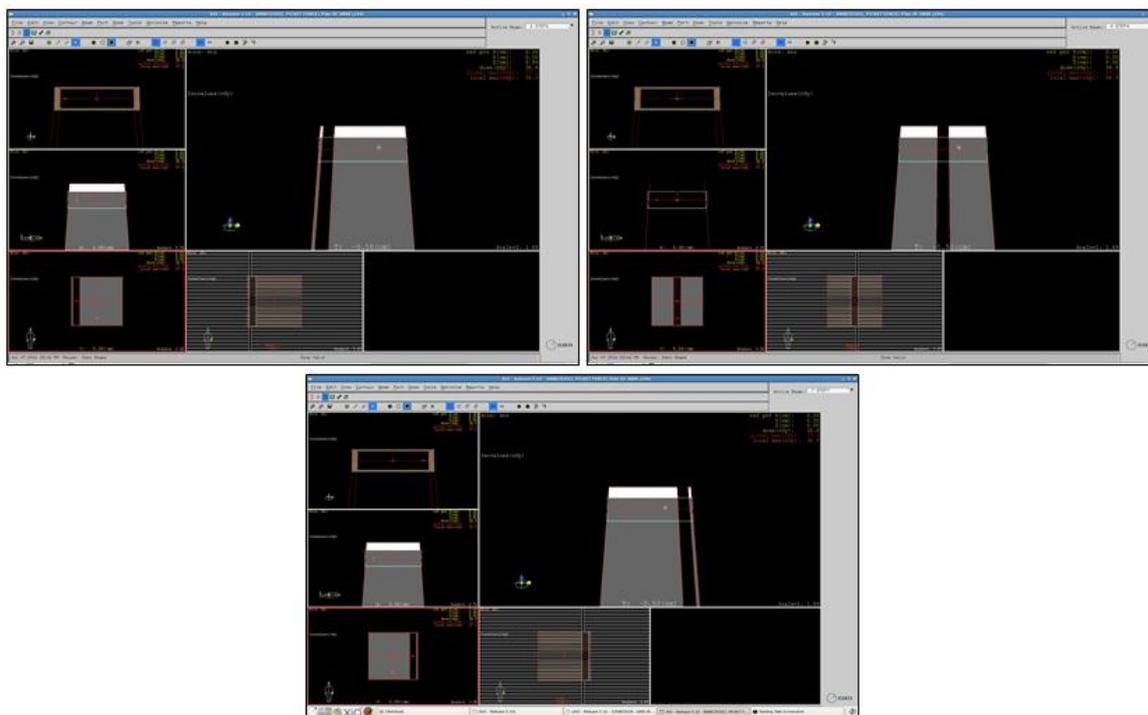


Figura 21. Planificación XiO v5.1 – Picket Fence (campos 1, 4 y 7).

## 5.2. Posicionamiento y exposición del MapCHECK2

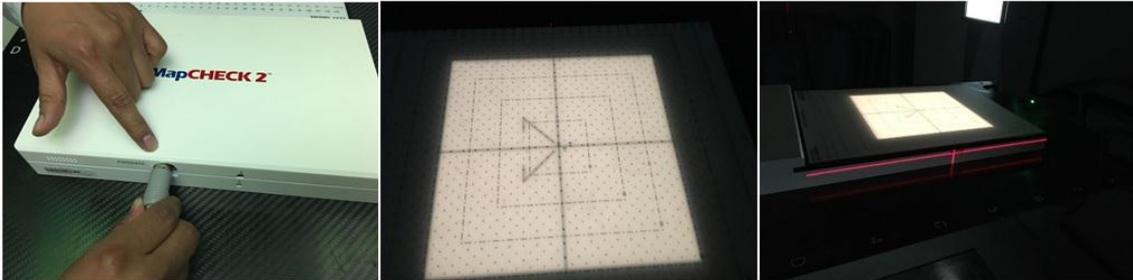
1. Ubicar los ejes de la mesa de tratamiento: longitudinal 70 cm, vertical 1.8 cm (-1.8), lateral 0 cm, como se puede ver en la figura 2.

Entry	0.0	0.0
Rot.	0.0	0.0
	10.00	10.01
2	10.00	10.01
1	10.00	10.01
2	10.00	10.01
Fld.Size		20.02
Fld.Size		20.02
Table ASU	127	0
T/T.		0
Hgt.		1.8
Lat.		0.0
Long.		70.0
Column Rot		0
Cal part value	-20000	-32768
d) Inhibits << >>		
or Angle	T2	Gantry
ction	H2	No Selection

Figura 22. Posicionamiento de la mesa de tratamiento.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003	
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 157 de 182

2. Posicionar el MapCHECK2 en la mesa de tratamiento, conectar el cable DATOS/PODER y alinear los ejes del MapCHECK2 con los del acelerador.



**Figura 23.** Posicionamiento y alineamiento del MapCHECK2.

3. Una vez posicionado el MapCHECK2, ubicar el eje longitudinal de la mesa de tratamiento en 70.5 cm, como se puede ver en la siguiente figura.

try	0.0	0.0
ot.	0.0	0.0
	10.00	10.01
	10.00	10.01
	10.00	10.01
	10.00	10.01
Fld.Size		20.02
Fld.Size		20.02
able ASU	127	0
T/T.		0
Hgt.		1.8
Lat.		0.0
Long.		70.5
Column Rot		0
Cal part value	-20000	-32768
d) Inhibits << >>		
or Angle	T2	Gantry
ction	H2	No Selection

**Figura 24.** Posicionamiento del eje longitudinal.

4. En el sistema del acelerador conformar el primer Campo Planificado. Ver Apéndice A.
5. Iniciar el Software SNC Patient, haciendo clic en el siguiente ícono.



**Figura 25.** Ícono del Software SNC Patien.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-003</p>	
<p><b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 158 de 182</p>

6. Esperar hasta que el arreglo de diodos recoja el **background**.

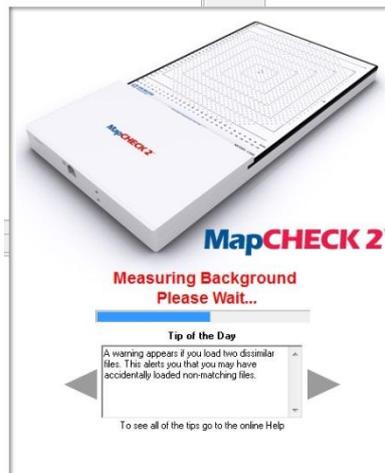


Figura 26. Recolectación del background.

7. Verificar que los factores de calibración del MapCHECK2 sean de 6 MV



Figura 27. Archivos de calibración del MapCHECK2

8. Empezar la medición en el Software SNC Patient, presionando **Start**.

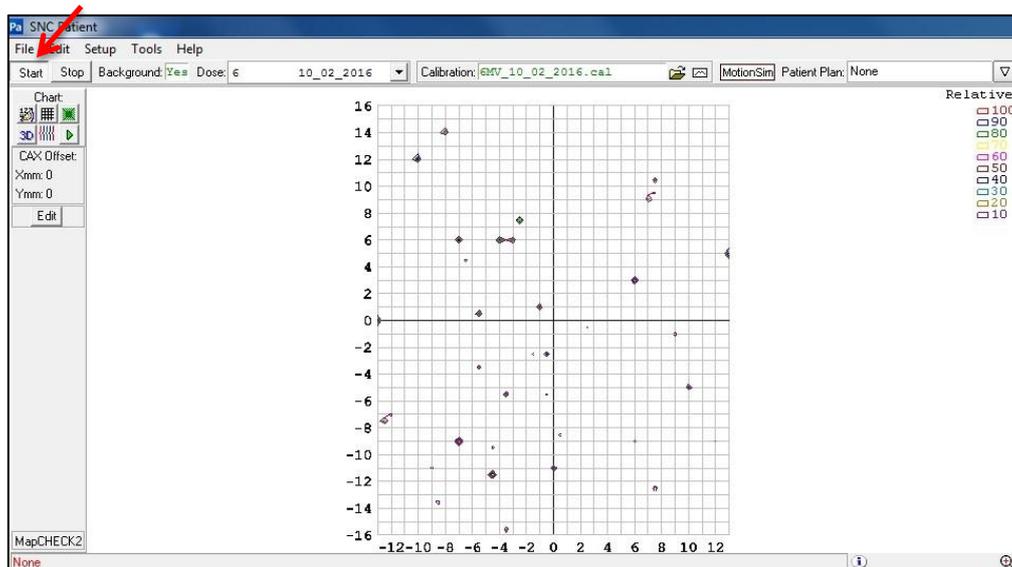


Figura 28. Interfaz del software recolectando la información

9. Entregar el plan "Picket Fence", que cuenta con 7 campos en total.

10. Al finalizar presionar **Stop** en el menú del SNC Patient.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-003</p>
<p><b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>	<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 159 de 182</p>

11. Guardar las exposiciones adquiridas, con la fecha respectiva de medición.

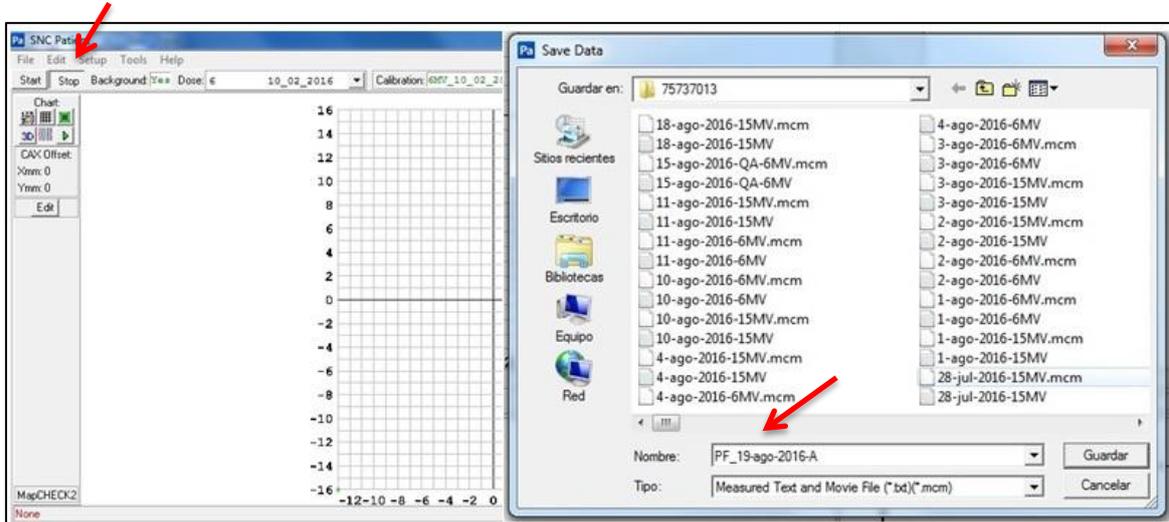


Figura 29. Almacenamiento del archivo de medición una vez presionado **Stop**.

### 5.3. Análisis de las exposiciones

1. En el menú principal del Software SNC Patient, seleccionar **Tools** → **MLC QA**.

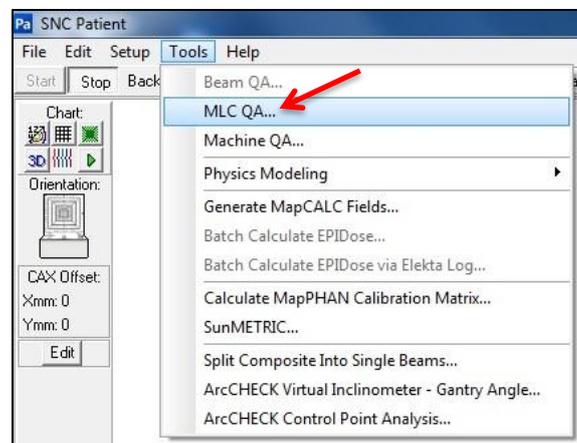


Figura 30. Herramienta del Software SNC Patient.

2. En la interfaz de MLC QA, seleccionar la pestaña **Perform Analysis** para que aparezca la respectiva interfaz.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-003</p>
<p><b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>	<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 160 de 182</p>

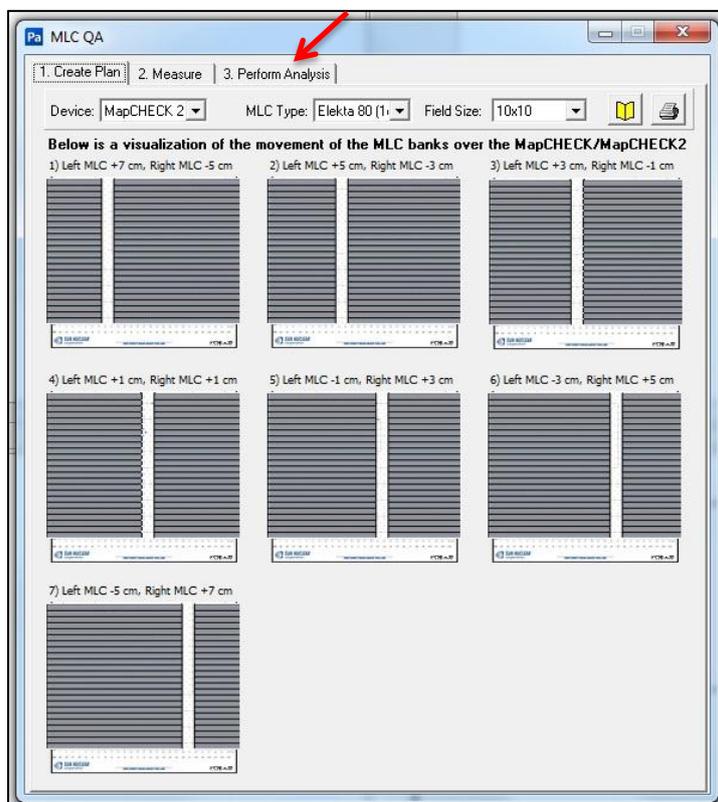


Figura 31. Interfaz de la herramienta MLC QA.

3. Hacer clic en **Select Measured File**, se desplegará una interfaz para cargar el archivo de la exposición guardado previamente.

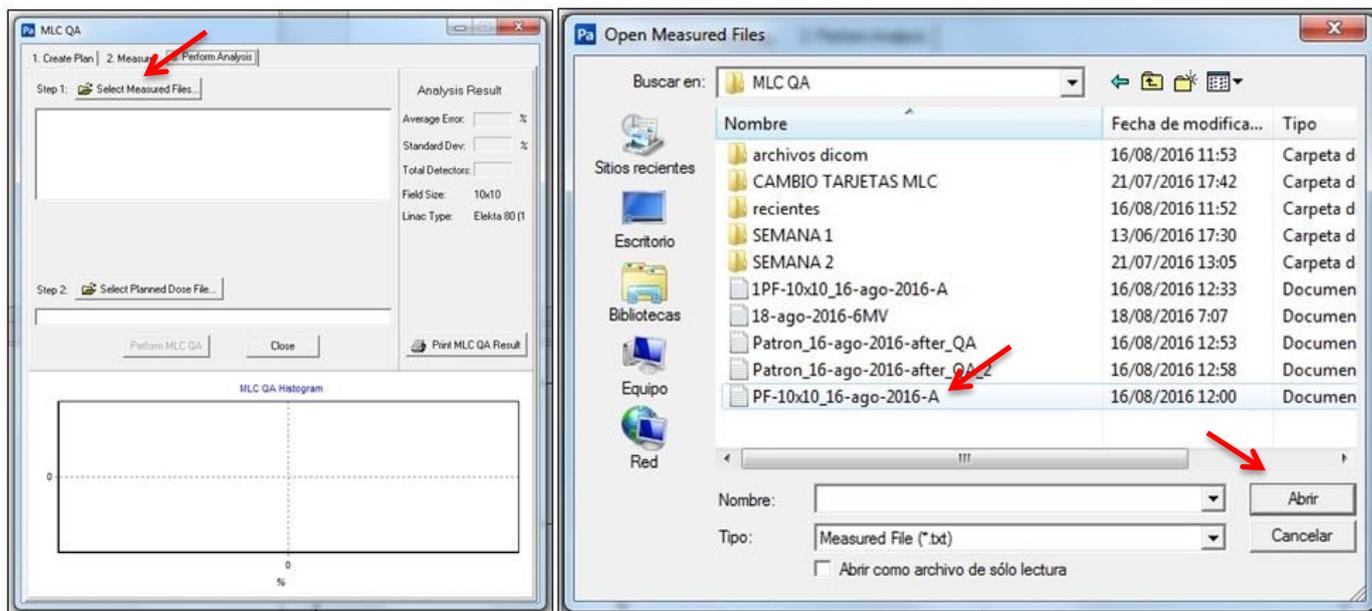


Figura 32. Selección de archivos de medidas para el análisis.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003	
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 161 de 182

4. Al hacer clic en Abrir, aparecerá una pantalla con las coordenadas del isocentro del paciente, no modificar nada y hacer clic en **OK** para continuar.

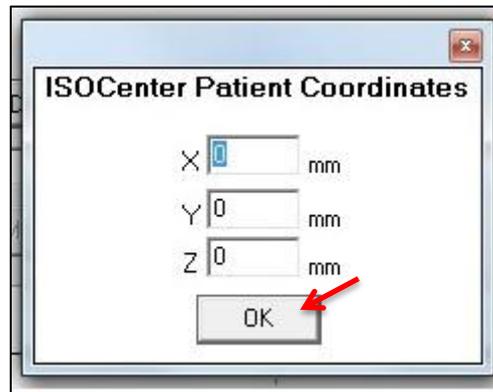


Figura 33. Interfaz con la opción de introducir coordenadas del paciente.

5. Hacer clic en el ícono **Select Planned Dose File**, se desplegará una pantalla para seleccionar y cargar el archivo de dosis planificado.

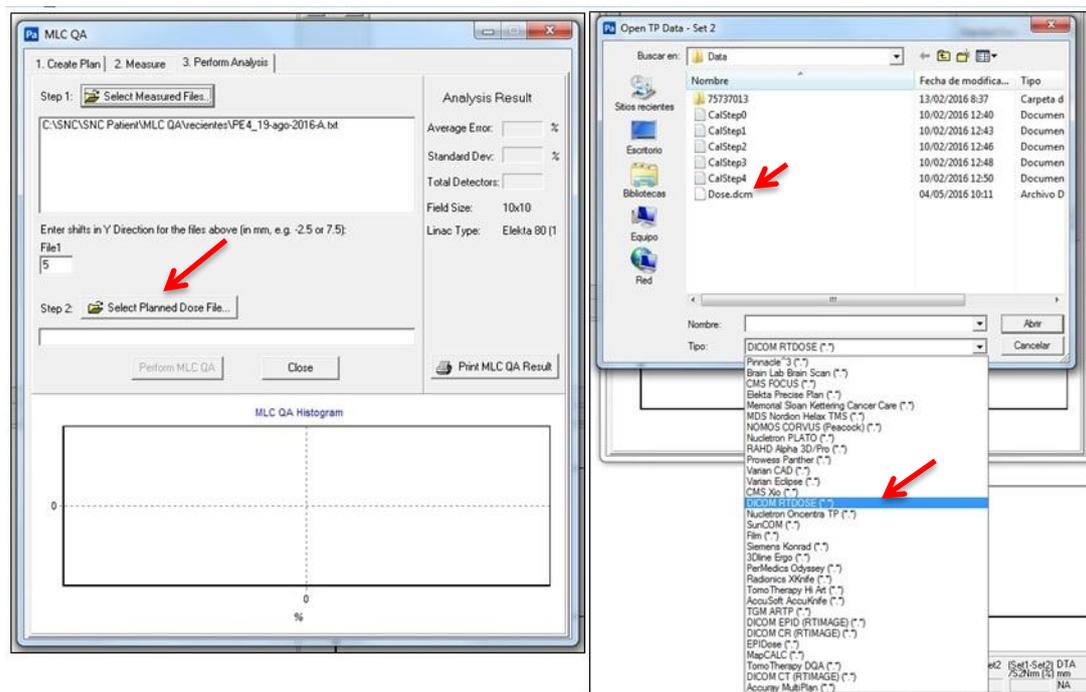
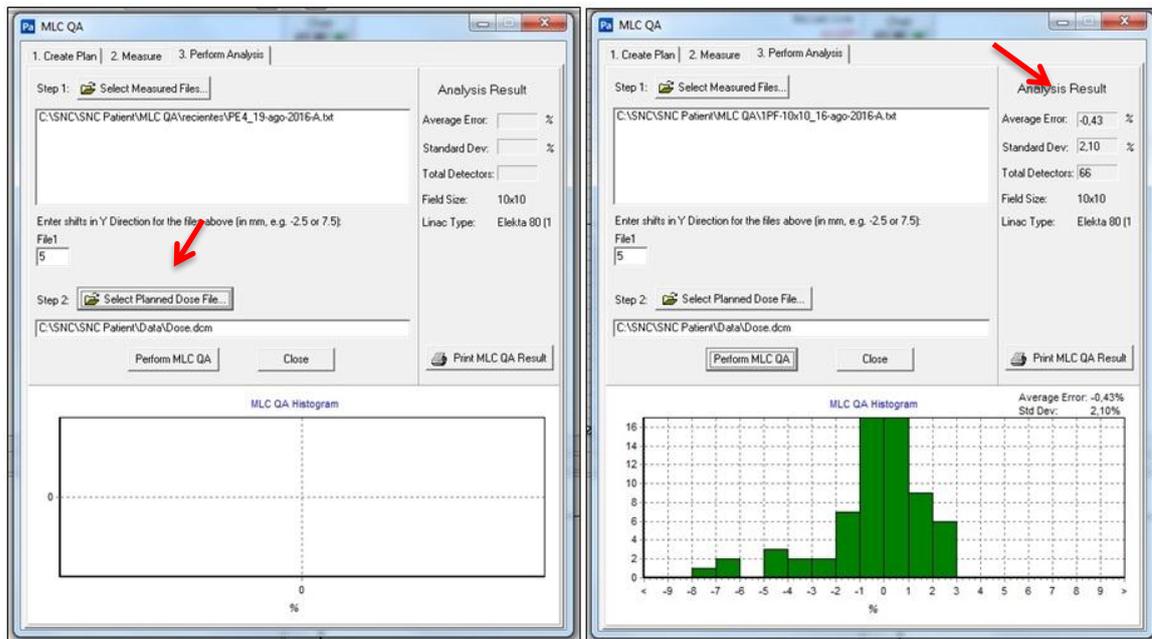


Figura 34. Selección del archivo de dosis planificado.

**ATENCIÓN!** Asegurarse que al elegir el archivo, en la ventana deslizable **Tipos** de archivo, se encuentre seleccionado **DICOM RT DOSE**.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-003</p>
<p><b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>	<p><b>Revisión:</b> 01</p>	<p><b>Página:</b> 162 de 182</p>

- Una vez cargados los respectivos archivos, hacer clic en **Perform MLC QA**, para que los resultados aparezcan en la pantalla.



- Para generar un reporte impreso hacer clic en **Print MLC QA Result**, en tal reporte aparecerá la diferencia porcentual entre los datos medidos y los planificados.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003
	<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01

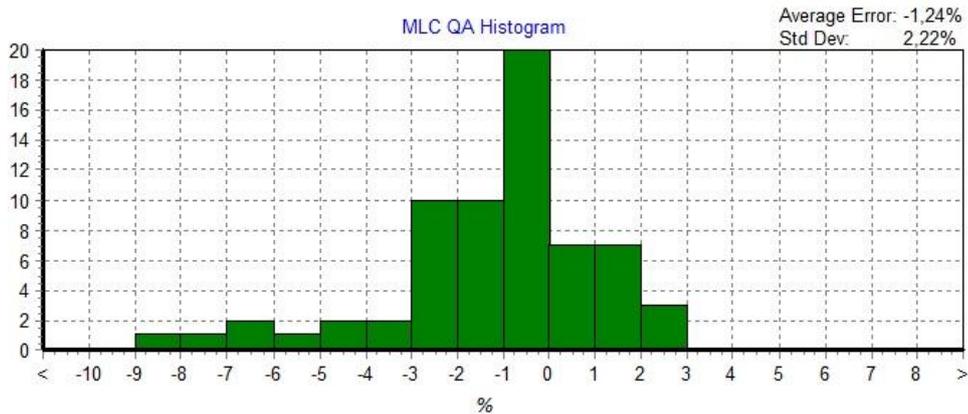
**MLC QA Analysis Result**

Field Size : 10x10  
 Linac Type : Elekta 80 (1cm)  
 Average Error : -1,24%  
 Standard Deviation : 2,22%

Date : 17/08/2016  
 Institution :  
 Sign Off : \_\_\_\_\_

Measured % difference from plan

Y(mm)	X(mm)					
	-50	-30	-10	10	30	50
55,0	-7,5	-2,6	-8,7	-4,9	-3,3	-2,1
50,0						
45,0	-6,6	1,3	-2,1	1,7	0,0	-1,2
40,0						
35,0	-5,4	-0,6	1,2	-2,2	1,5	-1,6
30,0						
25,0	-4,4	-1,2	0,3	-1,5	-0,2	-1,7
20,0						
15,0	-2,4	0,0	-2,5	-1,9	-0,8	-0,6
10,0						
5,0	-6,3	0,1	-0,5	-1,1	-1,6	-0,7
0,0						
-5,0	-0,2	-0,1	-2,3	-0,3	-2,3	1,3
-10,0						
-15,0	-2,9	-0,9	-0,8	-2,2	-0,9	0,0
-20,0						
-25,0	-0,9	-0,4	-0,9	2,5	-1,2	0,9
-30,0						
-35,0	-3,7	0,9	-0,9	0,6	-0,2	-1,9
-40,0						
-45,0	-0,8	1,6	-0,4	2,1	2,0	1,0



**Figura 35.** Reporte generado por la herramienta MLC QA.

**5.4. Evaluación de los resultados**

1. Si el error promedio es de 2%, significa que el ancho de la abertura es exactamente 2 cm formados por los dos bancos de láminas; por ende esto resulta de un preciso y correcto posicionamiento.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 164 de 182

2. Del error promedio generado es necesario restar el 2% que indica un correcto posicionamiento, y tomar en cuenta la siguiente fórmula para obtener la diferencia de posicionamiento cuantitativamente.

$$Diferencia_{pos} = \frac{(\overline{error} - 2)}{20}$$

3. Si el error promedio calculado por MLC QA es mayor o igual a  $\pm 12\%$ , **comunicar inmediatamente al Físico Médico.**

## 6. Historial de Modificaciones

En el presente cuadro se debe registrar las modificaciones que se puedan o deban realizar a la versión actual.

Versión	Fecha	Descripción de la modificación
Versión 1	2016/09/20	Versión Inicial

## 7. Control y Evaluación

El Físico Médico será responsable del control y la evaluación del presente protocolo, actualizándolo según sea pertinente.

## 8. Bibliografía

[1] SUN NUCLEAR Corporation, *MapCHECK2 Reference Guide*, 2015.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-003</p>
<p><b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:</b> 01      <b>Página:</b> 165 de 182</p>

## 9. Apéndice A

1. Ingresar al Sistema de Registro y Verificación (Mosaik), en el cual se agendó los diferentes campos.

Figura 36. Pantalla de inicio del Sistema MOSAIQ.

2. En el menú principal, dirigirse a **Schedule** y hacer clic en **Location**.

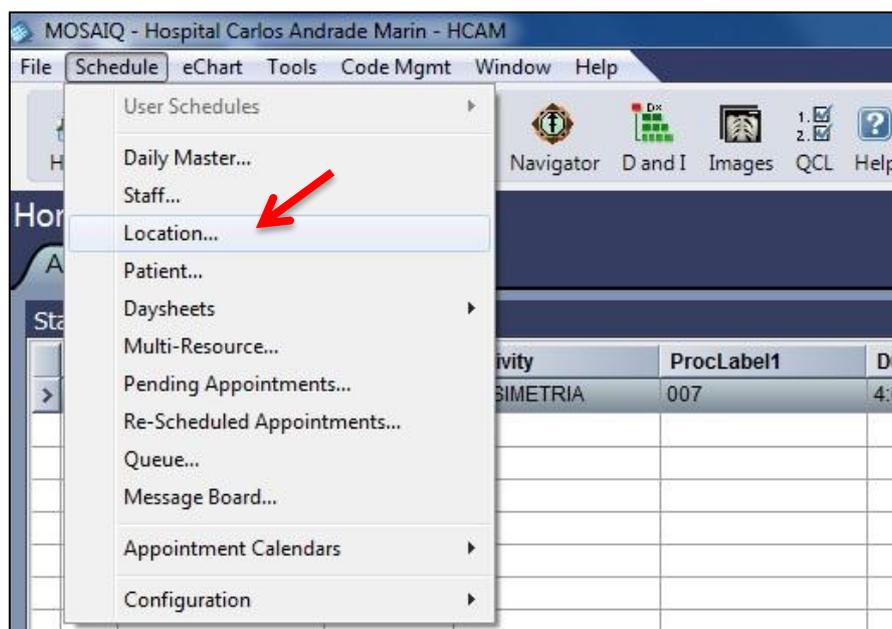
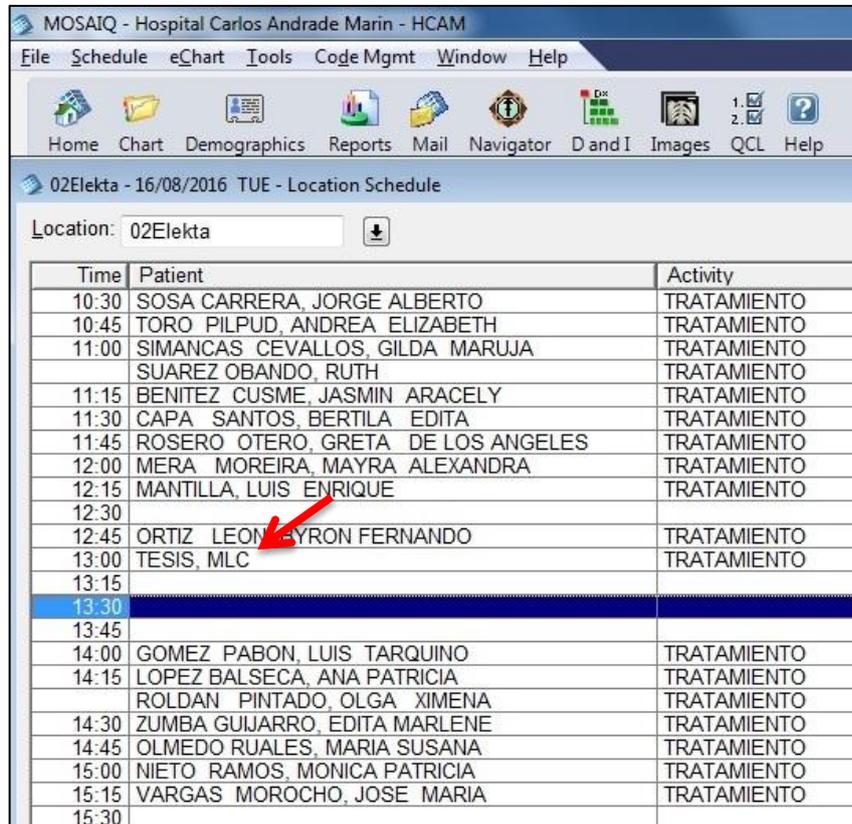


Figura 37. Localización del paciente agendado.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003	
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 166 de 182

- En la pantalla que aparece, seleccionar el plan de tratamiento **TESIS, MLC** (que se encuentra agendado).



MOSAIQ - Hospital Carlos Andrade Marin - HCAM

File Schedule eChart Tools Code Mgmt Window Help

Home Chart Demographics Reports Mail Navigator D and I Images QCL Help

02Elekta - 16/08/2016 TUE - Location Schedule

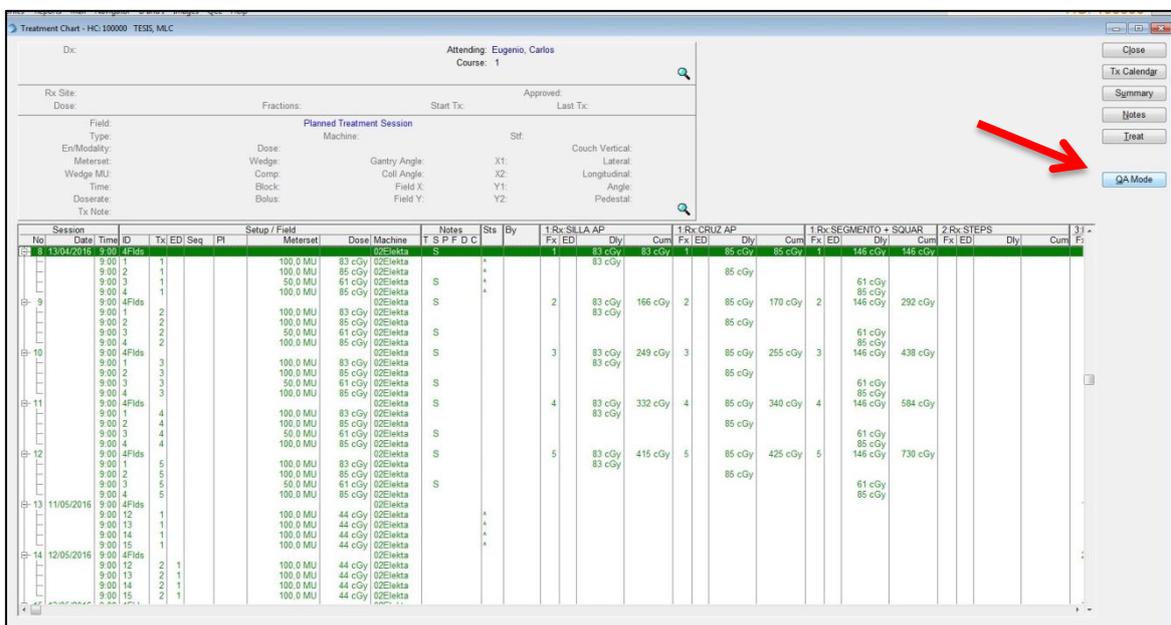
Location: 02Elekta

Time	Patient	Activity
10:30	SOSA CARRERA, JORGE ALBERTO	TRATAMIENTO
10:45	TORO PILPUD, ANDREA ELIZABETH	TRATAMIENTO
11:00	SIMANCAS CEVALLOS, GILDA MARUJA	TRATAMIENTO
	SUAREZ OBANDO, RUTH	TRATAMIENTO
11:15	BENITEZ CUSME, JASMIN ARACELY	TRATAMIENTO
11:30	CAPA SANTOS, BERTILA EDITA	TRATAMIENTO
11:45	ROSERO OTERO, GRETA DE LOS ANGELES	TRATAMIENTO
12:00	MERA MOREIRA, MAYRA ALEXANDRA	TRATAMIENTO
12:15	MANTILLA, LUIS ENRIQUE	TRATAMIENTO
12:30		
12:45	ORTIZ LEON, BYRON FERNANDO	TRATAMIENTO
13:00	TESIS, MLC	TRATAMIENTO
13:15		
13:30		
13:45		
14:00	GOMEZ PABON, LUIS TARQUINO	TRATAMIENTO
14:15	LOPEZ BALSECA, ANA PATRICIA	TRATAMIENTO
	ROLDAN PINTADO, OLGA XIMENA	TRATAMIENTO
14:30	ZUMBA GUIJARRO, EDITA MARLENE	TRATAMIENTO
14:45	OLMEDO RUALES, MARIA SUSANA	TRATAMIENTO
15:00	NIETO RAMOS, MONICA PATRICIA	TRATAMIENTO
15:15	VARGAS MOROCHO, JOSE MARIA	TRATAMIENTO
15:30		

**Figura 38.** Selección del tratamiento agendado (TESIS MLC)

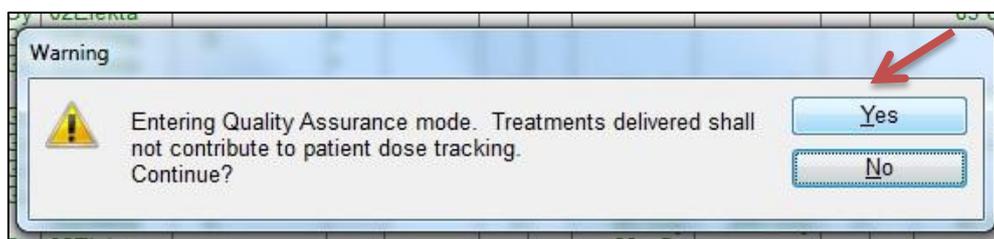
- Por facilidad, una vez seleccionado el plan, presionar en el teclado del computador **Ctrl+P**, para que se despliegue la siguiente pantalla, en la cual se selecciona **QA MODE**.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01 <b>Página:</b> 167 de 182



**Figura 39.** Selección del modo de Control de Calidad (QA mode)

- Al presionar el ícono QA MODE, aparecerá una interfaz con un mensaje, en el cual se dará clic en **YES** para continuar con el proceso.



**Figura 40.** Mensaje para asegurar el modo de tratamiento.

- Inmediatamente se desplazará una pantalla en la cual se encuentran todos los campos planificados, seleccionar cada uno de los campos a partir de **"STEP1"** hasta **"STEP7"**, para ir entregando los diferentes campos de radiación, como se puede ver en la siguiente figura.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-003
<b>CONTROL POSICIONAMIENTO MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01 <b>Página:</b> 168 de 182

QA - Treatment Delivery Table - HC: 100000 TESIS, MLC

Selected Treatment Field  
 Field: 25 PASO 7      Last:  
 Rx Site: GARDEN FENCE      Dose: 0 cG  
 Rx Note:  
 Field Note:

Tx	Field	Status	Meterset
1	AP		100,0 MU
2	Plantilla Cruz		100,0 MU
3	Segment		50,0 MU
4	AP squar		100,0 MU
05	STEP1	}	29,4 MU
06	STEP2		29,5 MU
07	STEP3		29,6 MU
08	STEP4		29,9 MU
09	STEP5		29,7 MU
10	STEP6		29,4 MU
11	STEP7		29,3 MU
12	0 / GRADOS		100,0 MU
13	45 / GRADOS		100,0 MU
14	90 /GRADOS		100,0 MU
15	135 / GRADOS		100,0 MU
16	CAMPO 10X10		300,0 MU
17	RIGHT BANK		300,0 MU
18	LEFT BANK		300,0 MU
19	PASO 1		300,0 MU

Hidden Fields:  
 Treated Fields:  
 Image Only:

**Figura 41.** Selección de campos para entregar al MapCHECK2.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004	
<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 169 de 182

	Elaborado por:	Revisado por:	Aprobado por:
Firma:			
Nombre:	Oscar Panchi	William Oña	William Espinoza
Cargo:	Tesista	Físico Médico	Físico Médico
Fecha:	2016/09/02	2016/09/19	2016/09/20

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004	
<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 170 de 182

## Tabla de Contenidos

1. Objeto .....	171
2. Alcance .....	171
3. Referencias .....	171
4. Responsables .....	171
5. Desarrollo.....	171
5.1. Configuración de campos.....	171
5.2. Posicionamiento y verificación .....	174
6. Historial de Modificaciones.....	175
7. Control y Evaluación .....	175
8. Bibliografía .....	176
9. Apéndice A.....	176
10. Apéndice B .....	178

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004
<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 171 de 182

### 1. Objeto

Verificar la correcta funcionalidad y repetibilidad del sistema MLC en la conformación de campos planificados y transferidos a la unidad de tratamiento.

### 2. Alcance

El presente procedimiento aplica al control del colimador multiláminas del acelerador lineal Elekta Synergy del Hospital Carlos Andrade Marín.

### 3. Referencias

Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

Procedimiento para la creación de campos de tratamiento (URT-CC-MLC-001)

### 4. Responsables

Físicos y personal técnico que participa en las planificaciones y controles de calidad del acelerador.

### 5. Desarrollo

#### Instrucciones para la verificación de la funcionalidad del sistema MLC del Linac Elekta Synergy

##### 5.1. Configuración de campos

1. Crear un plan con diferentes campos de tratamientos en el Sistema de Planificación (TPS) XiO v5.1, que presenten formas irregulares. Revisar las **Referencias**.

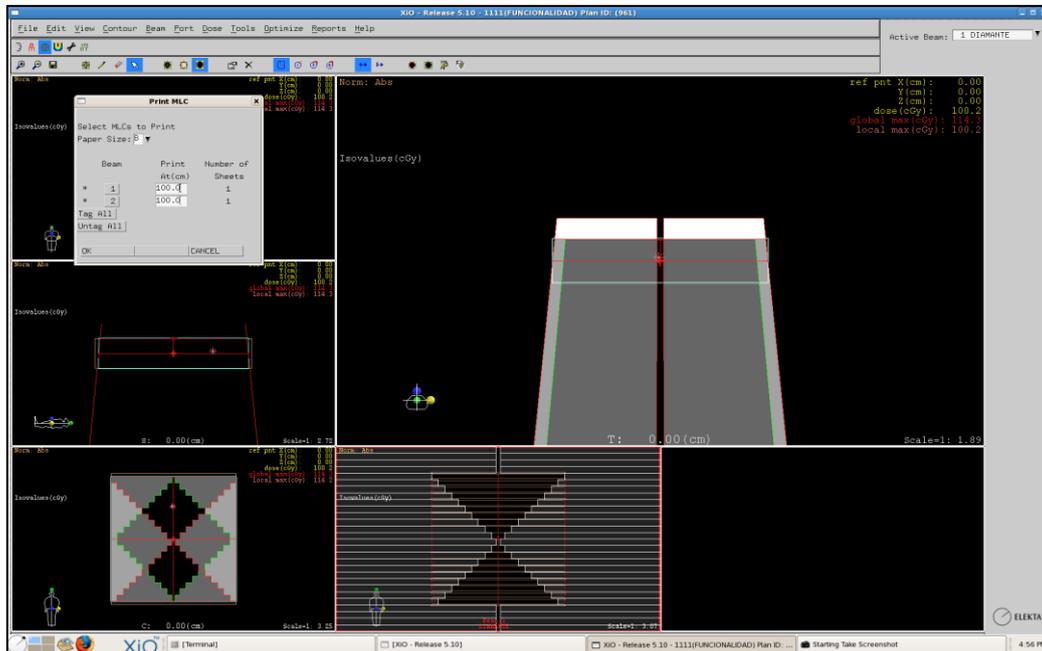


Figura 42. Planificación XiO v5.1 – Campo en forma de equis.

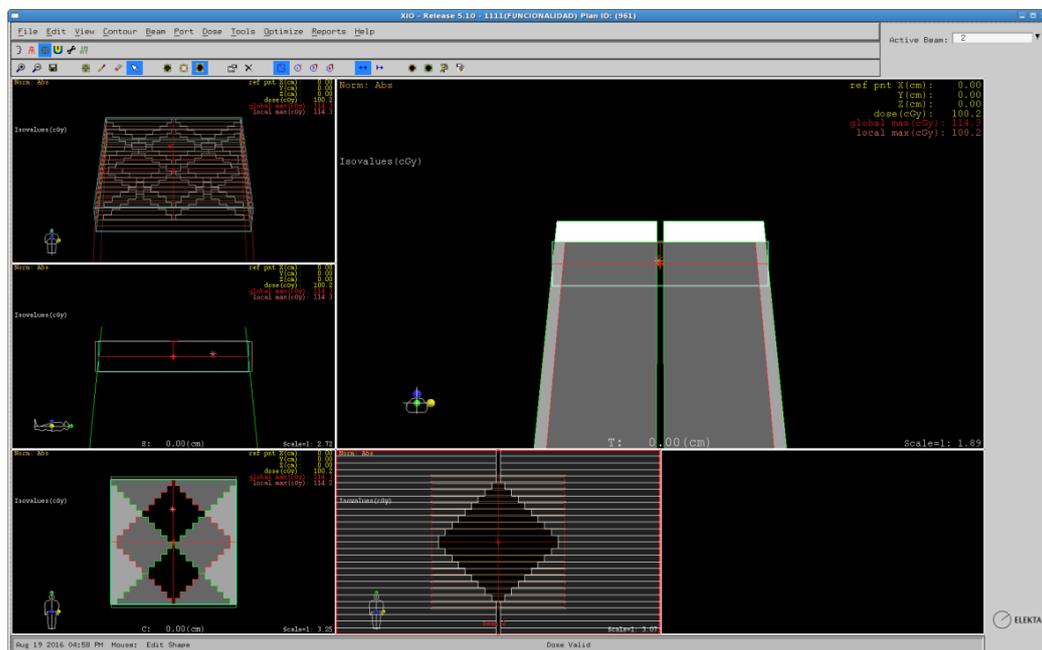


Figura 43. Planificación en XiO v5.1. Campo en forma de diamante.

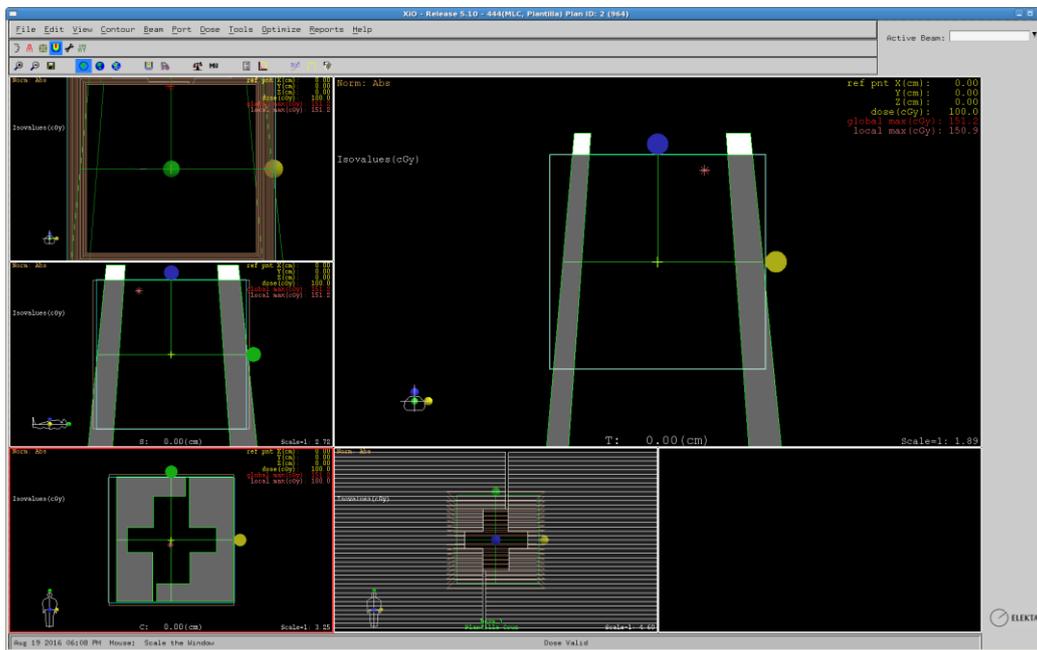


Figura 44. Planificación en XiO v5.1. Campo en forma de cruz

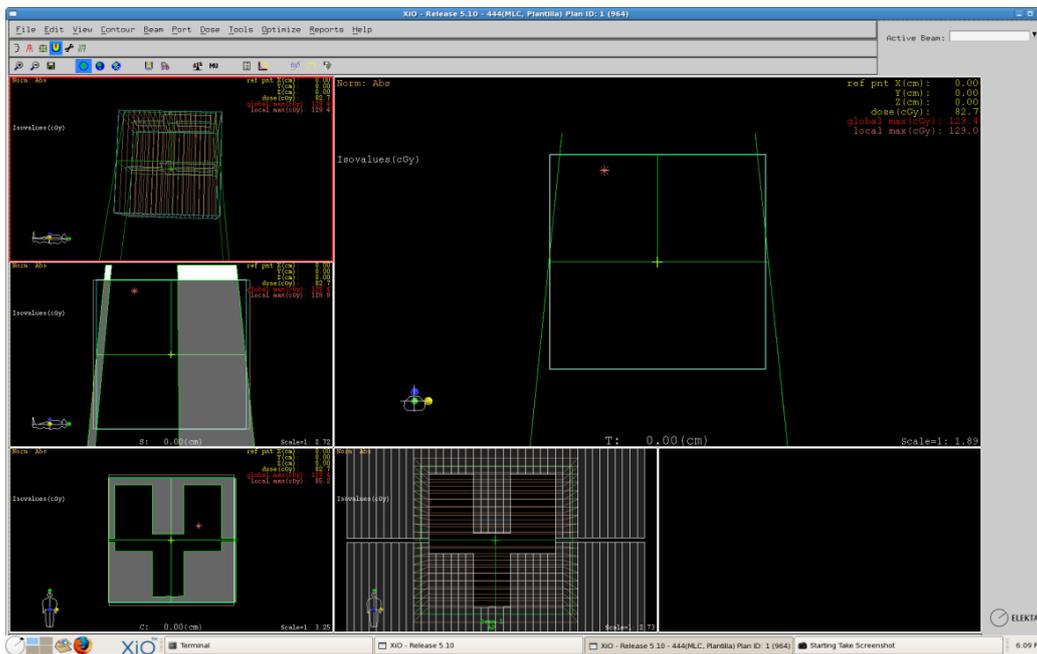
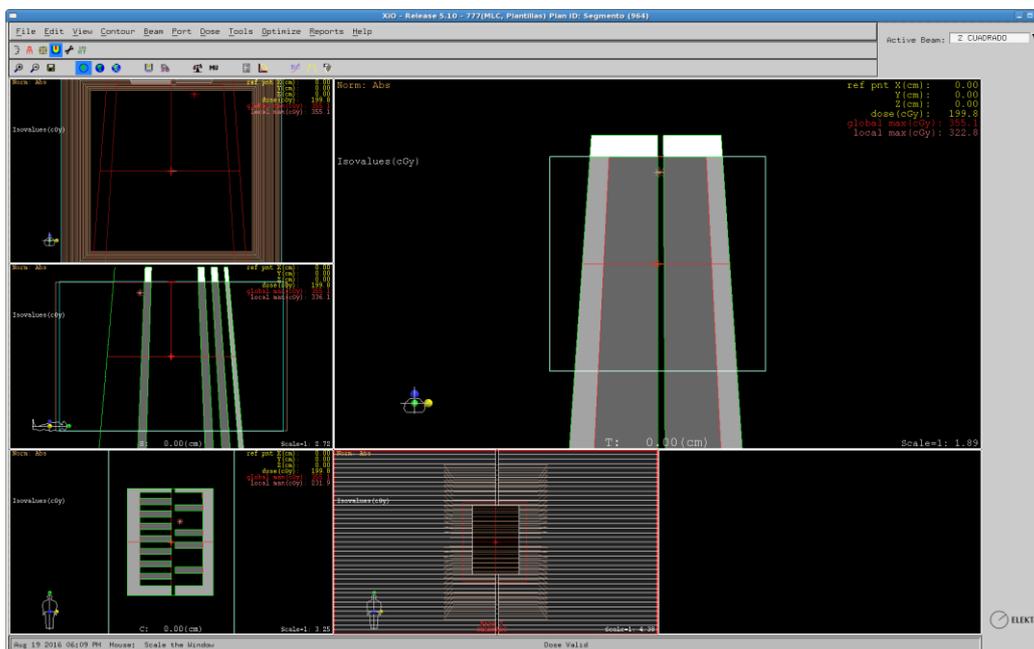


Figura 45. Planificación en XiO v5.1. Campo en forma de silla.

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-004</p>
<p><b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:</b>01      <b>Página:</b>174 de 182</p>



**Figura 46.** Planificación en XiO v5.1. Campo en forma rectangular.

2. Imprimir los campos irregulares del TPS en hojas tamaño A3 (plantillas). Ver Apéndice A.

**NOTA:** Los planes creados en el TPS pueden ser reabiertos usando el:

- Patrón silla: **Patient ID: 444** y el **Plan ID: 1**
- Patrón cruz: **Patient ID: 444** y el **Plan ID: 2**
- Patrón Rectángulo: **Patient ID: 777**, el **Plan ID: Segmento** y el **Campo: 2**
- Patrón Equis: **Patient ID: 1111**, el **Plan ID: 1** y el **Campo: Equis**
- Patrón Diamante: **Patient ID: 1111**, el **Plan ID: 1** y el **Campo: Diamante**

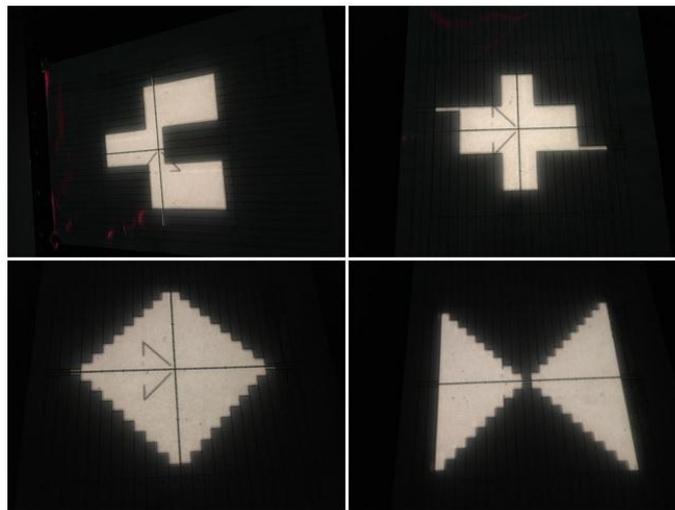
3. Exportar al sistema de Registro y Verificación (MOSAIQ), para su agendamiento.

## 5.2. Posicionamiento y verificación

1. Posicionar la mesa de tratamiento en los ejes: lateral 0 cm, vertical 0 cm.
2. Ubicar la plantilla impresa en la mesa de tratamiento, haciendo coincidir los ejes de la plantilla con los ejes del acelerador; SSD de 100 cm.
3. Conformar en la unidad de tratamiento cada uno de los campos planificados. Ver Apéndice B.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004	
<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 175 de 182

4. Verificar con una regla o pie de rey que la diferencia existente entre el campo de luz y el campo presente en la plantilla no sea mayor a 2 mm, caso contrario reportarlo inmediatamente. [1]



**Figura 47.** Posicionamiento y conformación de campos en la mesa de tratamiento.

## 6. Historial de Modificaciones

En el presente cuadro se debe registrar las modificaciones que se puedan o deban realizar a la versión actual.

Versión	Fecha	Descripción de la modificación
Versión 1	2016/09/20	Versión Inicial

## 7. Control y Evaluación

El Físico Médico será responsable del control y la evaluación del presente protocolo, actualizándolo según sea pertinente.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004
<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 176 de 182

## 8. Bibliografía

[1] G. Arregui Castillo, M. d. J. Cesteros Morante, L. Escudé Armengol, M. Gálvez Ochoa, F. Lliso Valverde, C. Pinza Molina, E. Ruiz Egeo, A. Serna Berna y M. Vilchez Pacheco, «Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico,» Sociedad Española de Física Médica, Madrid, 2007.

## 9. Apéndice A

1. Una vez creados los campos; ejemplo, las figuras 1, 2, 3, 4 y 5, dirigirse al menú principal del Software XiO v5.1 y seleccionar **File → Print → MLC** para que aparezca la siguiente pantalla.

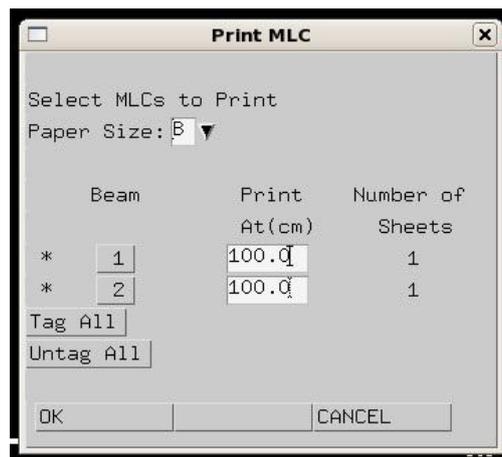


Figura 48. Herramienta para imprimir las plantillas de campos conformados por MLC.

2. En **Paper Size** seleccionar la opción **B** (tamaño A3)
3. Si el número de campos conformados es mayor a uno, hacer clic en **Tag All** para imprimir las plantillas de todos los campos.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004	
<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01	<b>Página:</b> 177 de 182

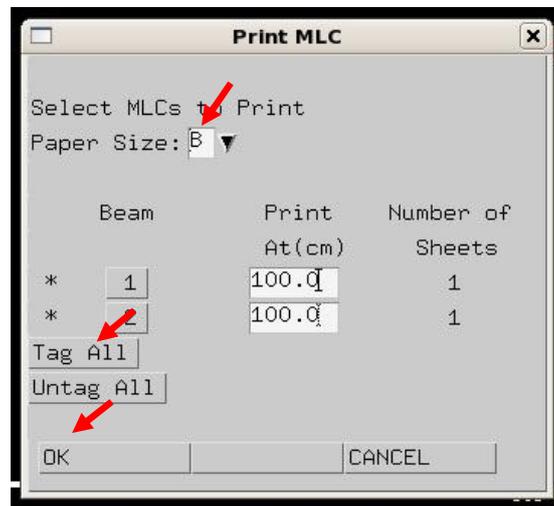


Figura 49. Opciones de impresión.

4. Hacer clic en **OK** para que automáticamente se imprimen las plantillas.

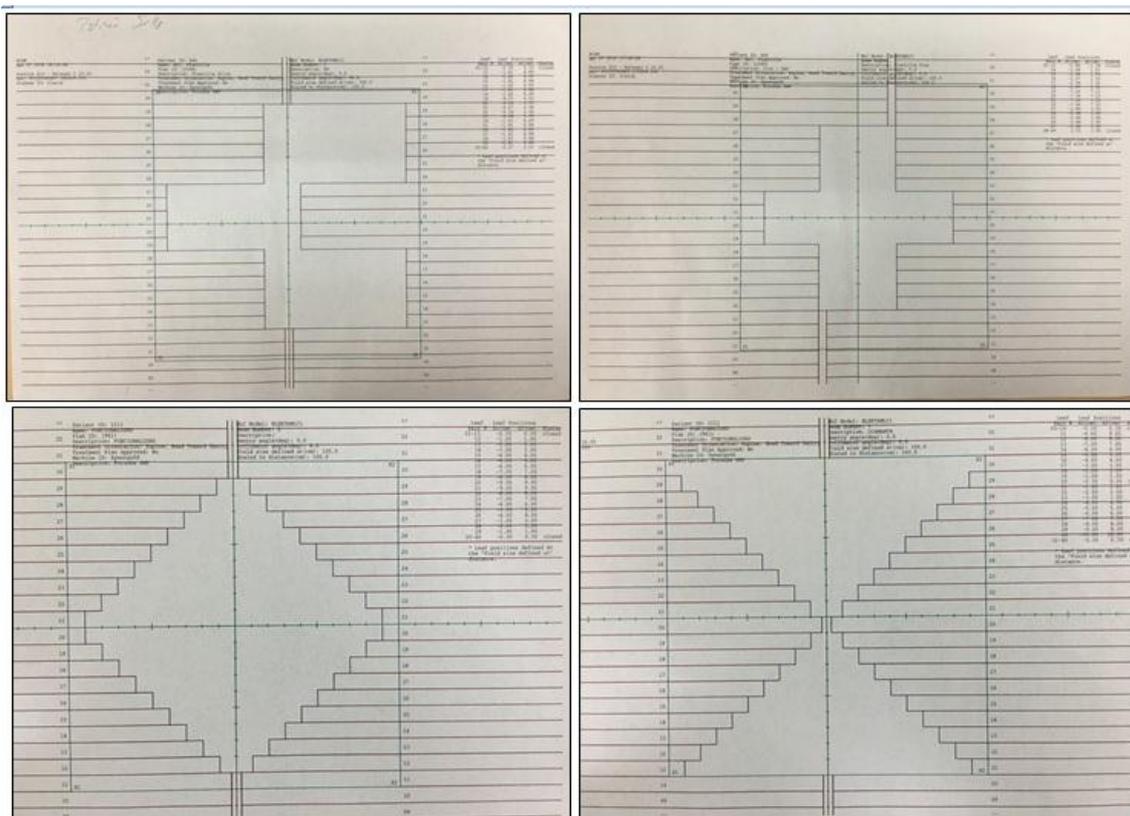


Figura 50. Plantillas impresas por el Sistema XiO v5.1

	<p><b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b></p>	<p><b>Código:</b> URT-CC-MLC-004</p>
<p><b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b></p>		<p><b>Revisión:01</b>      <b>Página:178 de 182</b></p>

## 10. Apéndice B

1. Ingresar al Sistema de Registro y Verificación (Mosaiq), en el cual se agendó los diferentes campos.

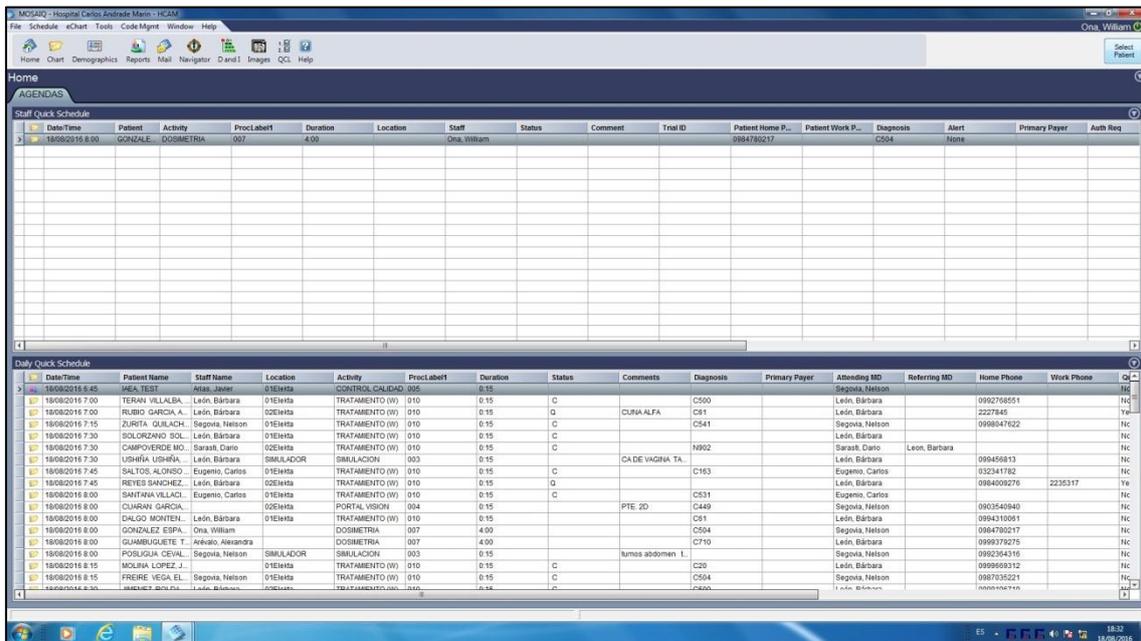


Figura 51. Pantalla de inicio del Sistema MOSAIQ.

2. En el menú principal, dirigirse a **Schedule** y hacer clic en **Location**.

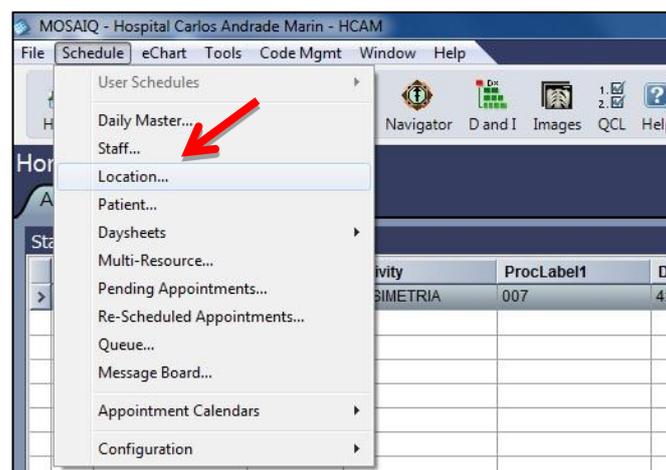
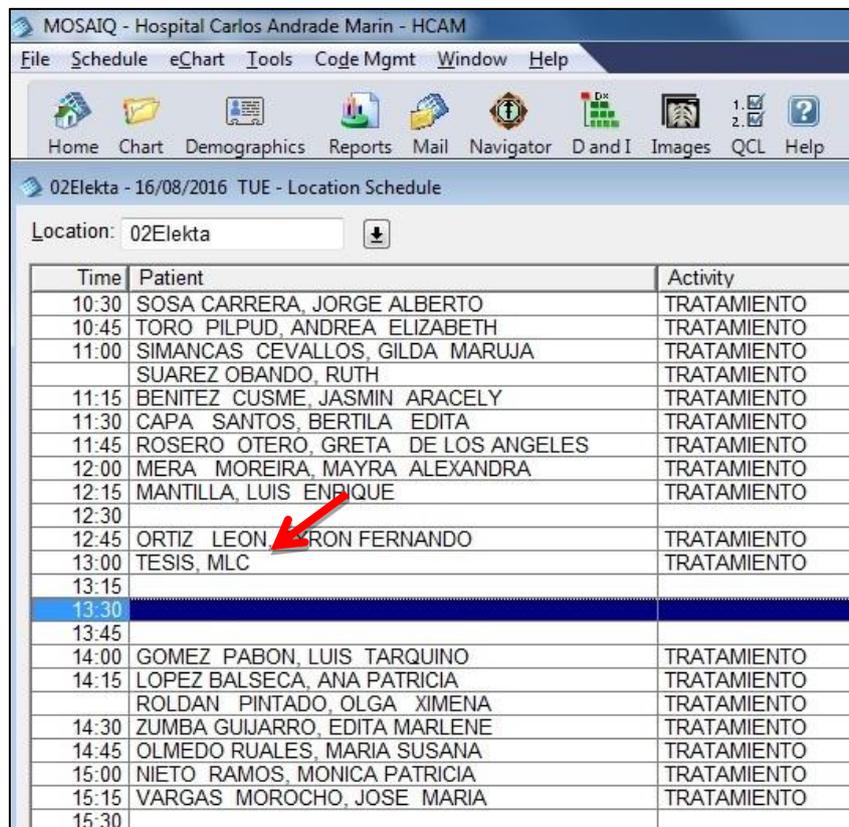


Figura 52. Localización del paciente agendado.

3. En la pantalla que aparece, seleccionar el plan de tratamiento **TESIS, MLC** (que se encuentra agendado).

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004
<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>		<b>Revisión:</b> 01 <b>Página:</b> 179 de 182



Time	Patient	Activity
10:30	SOSA CARRERA, JORGE ALBERTO	TRATAMIENTO
10:45	TORO PILPUD, ANDREA ELIZABETH	TRATAMIENTO
11:00	SIMANCAS CEVALLOS, GILDA MARUJA SUAREZ OBANDO, RUTH	TRATAMIENTO
11:15	BENITEZ CUSME, JASMIN ARACELY	TRATAMIENTO
11:30	CAPA SANTOS, BERTILA EDITA	TRATAMIENTO
11:45	ROSERO OTERO, GRETA DE LOS ANGELES	TRATAMIENTO
12:00	MERA MOREIRA, MAYRA ALEXANDRA	TRATAMIENTO
12:15	MANTILLA, LUIS ENRIQUE	TRATAMIENTO
12:30		
12:45	ORTIZ LEON, RON FERNANDO	TRATAMIENTO
13:00	TESIS, MLC	TRATAMIENTO
13:15		
13:30		
13:45		
14:00	GOMEZ PABON, LUIS TARQUINO	TRATAMIENTO
14:15	LOPEZ BALSECA, ANA PATRICIA	TRATAMIENTO
	ROLDAN PINTADO, OLGA XIMENA	TRATAMIENTO
14:30	ZUMBA GUIJARRO, EDITA MARLENE	TRATAMIENTO
14:45	OLMEDO RUALES, MARIA SUSANA	TRATAMIENTO
15:00	NIETO RAMOS, MONICA PATRICIA	TRATAMIENTO
15:15	VARGAS MOROCHO, JOSE MARIA	TRATAMIENTO
15:30		

Figura 53. Selección del tratamiento agendado (TESIS MLC)

- Por facilidad, una vez seleccionado el plan, presionar en el teclado del computador **Ctrl+P**, para que se despliegue la siguiente pantalla, en la cual se selecciona **QA MODE**.

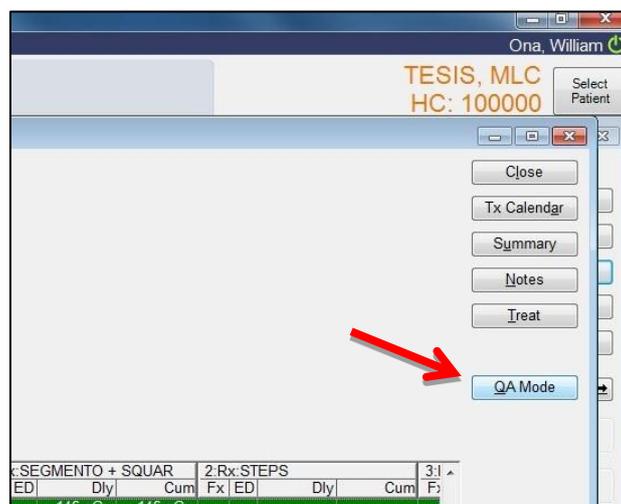


Figura 54. Selección del modo de Control de Calidad (QA mode)

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>PROCEDIMIENTO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-004
	<b>CONTROL FUNCIONAL DEL MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01

- Al presionar el ícono QA MODE, aparecerá una interfaz con un mensaje, en el cual se dará clic en **YES** para continuar con el proceso.

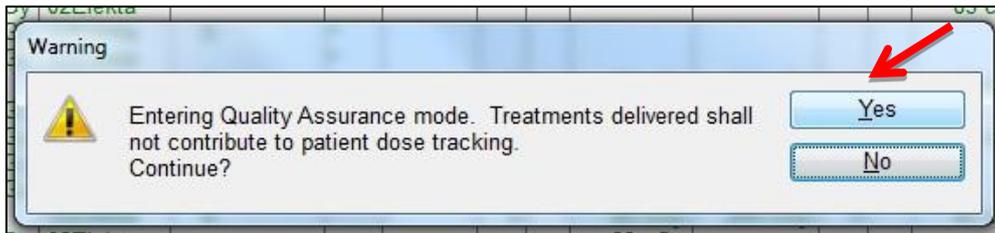


Figura 55. Mensaje para asegurar el modo de tratamiento.

- Inmediatamente se desplazará una pantalla en la cual se encuentran todos los campos planificados, seleccionar cada uno de los campos que serán utilizados para la verificación.
  - AP - Patrón Silla → campo 1
  - Plantilla Cruz → campo 2
  - AP – Rectángulo → campo 4
  - EQUIS → campo 50
  - Diamante → campo 51

Tx	Field	Status	Meterset
1	AP - Patrón Silla	←	100,0 MU
2	Plantilla Cruz	←	100,0 MU
3	Segment		50,0 MU
4	AP - Rectángulo	←	100,0 MU
05	STEP1		29,4 MU
06	STEP2		29,5 MU
07	STEP3		29,6 MU
08	STEP4		29,9 MU
09	STEP5		29,7 MU
10	STEP6		29,4 MU
11	STEP7		29,3 MU
12	0 / GRADOS		100,0 MU
13	45 / GRADOS		100,0 MU
14	90 /GRADOS		100,0 MU
15	135 / GRADOS		100,0 MU
16	CAMPO 10X10		300,0 MU
17	RIGHT BANK		300,0 MU
18	LEFT BANK		300,0 MU
19	PASO 1		300,0 MU

Tx	Field	Status	Meterset
33	PF S 8		785,5 MU
34	PF S 9		851,8 MU
35	PF S 10		875,9 MU
36	PF S 11		890,7 MU
37	PF S 12		898,8 MU
38	PF ST 1		28,7 MU
39	PF ST 2		28,6 MU
40	PF ST 3		28,6 MU
41	PF ST 4		28,6 MU
42	PF ST 5		28,9 MU
43	PF ST 6		29,1 MU
44	PF ST 7		29,1 MU
45	PF ST 8		28,8 MU
46	PF ST 9		28,7 MU
47	PF ST 10		28,6 MU
48	PF ST 11		28,5 MU
49	PF ST 12		28,6 MU
50	EQUIS	←	59,0 MU
51	DIAMANTE	←	47,0 MU

Figura 56. Selección de campos para entregar al MapCHECK2.

	<b>Tipo de Documento:</b> <b>REGISTRO</b>	<b>Código:</b> URT-CC-MLC-005
	<b>CONTROL DE CALIDAD MLC - LINAC ELEKTA SYNERGY</b>	<b>Revisión:</b> 01

## HOJA DE CONTROL DEL MLC

### PATRÓN ESTRELLA

FECHA	RESPONSABLE	RESULTADO (mm)	Nombre del reporte generado	COMENTARIOS Y/O ACCIONES CORRECTORAS

### PICKET FENCE

FECHA	RESPONSABLE	RESULTADO (mm)	Nombre del reporte generado	COMENTARIOS Y/O ACCIONES CORRECTORAS

### FUNCIONAL

*Fecha de medida:*

*Responsable:*

*Plantilla utilizada:*

Anotar las láminas que superan los 2 mm de diferencia entre el campo luminoso y la posición de las láminas impresas en las plantillas.

N° lámina (X1)	Diferencia (mm)	N° lámina (X1)	Diferencia (mm)	N° lámina (X2)	Diferencia (mm)	N° lámina (X2)	Diferencia (mm)
11		21		11		21	
12		22		12		22	
13		23		13		23	
14		24		14		24	
15		25		15		25	
16		26		16		26	
17		27		17		27	
18		28		18		28	
19		29		19		29	
20		30		20		30	

# ANEXO H

## CERTIFICADO – UNIDAD DE RADIOTERAPIA HCAM



HOSPITAL "CARLOS ANDRADE MARÍN"  
SERVICIO DE ONCOLOGÍA  
18 DE SEPTIEMBRE N 3220 Y AYACUCHO  
PBX : 2944200 / 2944300 EXT 1490

Quito, D. M. septiembre 28 de 2016

### CERTIFICADO

Certifico que el señor **OSCAR ENRIQUE PANCHI MAIGUALCA, C.C. 0503807224**, desarrolló en la unidad de Radioterapia del hospital "Carlos Andrade Marín", el proyecto de titulación: "CARACTERIZACIÓN FÍSICA Y DOSIMÉTRICA DEL COLIMADOR MULTILÁMINAS DEL ACELERADOR LINEAL ELEKTA SYNERGY DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN PARA EL USO EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA". Cabe mencionar que el protocolo obtenido ha sido revisado y aprobado por parte de los físicos médicos para su implementación en esta unidad.



Atentamente,



*Dr. Darío Sarasti*  
JEFE UNIDAD RADIOTERAPIA

HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN

**DOCTOR DARÍO SARASTI SÁNCHEZ**  
**JEFE DE LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA**  
**DEL HOSPITAL "CARLOS ANDRADE MARÍN"**

Elaborado por: A.S.  
Revisado por: Dr. Darío Sarasti S.  
Aprobado por: Dr. Darío Sarasti S.  
Fecha: 2016-09-28