



UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

FACULTAD DE CIENCIAS

TRABAJO FIN DE MÁSTER

MÁSTER UNIVERSITARIO DE FÍSICA DE LOS SISTEMAS DE DIAGNÓSTICO,
TRATAMIENTO Y PROTECCIÓN EN CIENCIAS DE LA SALUD

**Análisis Cuantitativo de los Errores de
Posicionamiento del Sistema de Colimación
Multiláminas (MLC) de un Acelerador Lineal
mediante Pruebas “*Fence Test*”**

Autor: **Nuria Gómez González**

Tutor: **Pilar Íñiguez de la Torre**

Septiembre de 2012

TÍTULO: Análisis Cuantitativo de los Errores de Posicionamiento del Sistema de Colimación Multiláminas (MLC) de un Acelerador Lineal mediante Pruebas “Fence Test”

AUTOR: Nuria Gómez González
TUTOR: Pilar Íñiguez de la Torre
DEPARTAMENTO:

TRIBUNAL

PRESIDENTE:
VOCAL:
SECRETARIO

FECHA: Septiembre de 2012
CALIFICACIÓN:

RESUMEN

En este Trabajo Fin de Máster se ha estudiado el comportamiento del sistema de colimación multiláminas (MLC) de un acelerador lineal utilizado en el tratamiento de radioterapia. El objetivo de este estudio es cuantificar los errores de posicionamiento de las láminas del sistema MLC mediante la evaluación de una prueba denominada *Fence Test* y la introducción de errores conocidos en dicha prueba.

En la actualidad, la radioterapia es una de las terapias oncológicas más empleadas en el tratamiento de los tumores malignos. Es un tratamiento local que emplea radiación de alta energía para dañar o matar las células cancerosas impidiéndolas crecer y dividirse. Su finalidad es administrar una dosis de radiación suficientemente alta para conseguir la mayor probabilidad de control tumoral con el menor daño posible a tejidos sanos.

La radioterapia por intensidad modulada (IMRT) es una técnica mediante la cual el campo de radiación es conformado geométricamente, y además la intensidad varía dentro del campo de radiación. Con esta técnica se consigue administrar una dosis de radiación de forma precisa a un tumor maligno o áreas específicas dentro del tumor y proteger los órganos de riesgo adyacentes. Debido a su complejidad en comparación con la radioterapia convencional, requiere planificación adicional y controles de seguridad. La conformación del haz se realiza con el MLC del acelerador, que necesita controles de calidad periódicos.

En este trabajo se emplea el *Fence Test*, prueba que consiste en el desplazamiento de los bancos de láminas del MLC dejando una separación entre ellos de 0.5 mm cada 2 cm. Se han analizado los resultados y se han detectado errores de posicionamiento que no son perceptibles a simple vista, incluso de 0.2 mm de diferencia respecto a la posición esperada.

En definitiva, los resultados obtenidos han mostrado la capacidad del *Fence Test* para detectar pequeños errores de posicionamiento en las láminas del sistema de MLC del acelerador lineal. Esta información puede ser útil para realizar el control periódico del MLC, así como para evaluar la precisión en los tratamientos con IMRT.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	
1.1 CONCEPTOS BÁSICOS	9
1.2 OBJETIVOS	11
1.3 PLAN DE TRABAJO	11
1.4 ESTRUCTURA DEL TRABAJO	12
2. ACELERADOR LINEAL, IMRT Y MLC	
2.1 INTRODUCCIÓN.....	16
2.2 EVOLUCION HISTORICA	18
2.3 ACELERADOR LINEAL (LINAC)	18
2.3.1 Sistema de inyección	20
2.3.2 Sistema de generación de radiofrecuencias	21
2.3.3 Guía aceleradora	22
2.3.4 Sistema auxiliar	23
2.3.5 Variación de energía de los aceleradores	23
2.3.6 Control automático de la frecuencia	24
2.3.7 Sistema de desviación del haz de electrones.....	24
2.3.8 Producción de un haz extenso de rayos X	25
2.3.9 Producción de un haz extenso de electrones	26
2.3.10 Sistema monitor de dosis.....	27
2.3.11 Mesa de tratamiento	28
2.4 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT).....	28
2.4.1 Fundamentos teórico-físicos. Antecedentes	28
2.4.2 Características de la IMRT.....	30
2.5 SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS (MLC).....	31
2.5.1 Descripción del sistema de colimación multiláminas.....	31
2.5.2. Ubicación del banco de láminas.....	33
2.5.3 Indicación de la posición de las láminas.	35

3.	CONTROL DE CALIDAD Y <i>FENCE TEST</i>	
	3.1 CONTROL DE CALIDAD.....	38
	3.2 <i>FENCE TEST</i>	42
4.	MATERIALES Y TÉCNICA	
	4.1. MATERIALES.....	46
	4.1.1 Acelerador lineal Varian Clinac DHX.....	46
	4.1.2 Radiografía Computarizada (CR, <i>Computed Radiography</i>)	48
	4.1.3 Lector FCR XG5000 y consola CR	49
	4.1.4 DICOM	51
	4.2. TÉCNICA.....	52
5.	IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE	
	5.1 PREPROCESADO DE LA IMAGEN.	56
	5.2 ROTACIÓN DE LA IMAGEN	57
	5.3 BÚSQUEDA DE LA POSICIÓN DE LOS PARES DE LÁMINAS Y DE LOS GAPS	59
	5.4 BÚSQUEDA DE PICOS	62
	5.5 CÁLCULO DE TOLERANCIAS	63
6.	RESULTADOS, CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN	
	6.1 ELECCIÓN DE PARÁMETROS	66
	6.2. NORMALIZACIÓN POR POSICIÓN.....	66
	6.3. PRUEBAS CON ERRORES FORZADOS	69
	6.4. LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN.....	75
	GLOSARIO.....	77
	BIBLIOGRAFÍA.....	79

1. INTRODUCCIÓN

1.1 CONCEPTOS BÁSICOS	10
1.2 OBJETIVOS	11
1.3 PLAN DE TRABAJO	11
1.4 ESTRUCTURA DEL TRABAJO	12

1.1 CONCEPTOS BÁSICOS

La radioterapia evita que las células cancerosas se dividan y crezcan, lo que hace más lento o detiene el crecimiento del tumor. En las últimas décadas, el tratamiento del cáncer con fuentes de radiación externa ha evolucionado desde la irradiación general de toda la región donde se encontraba ubicado el tumor, hacia la conformación del haz de radiación; adaptándolo a la forma del tumor.

El objetivo de la radioterapia es conseguir distribuciones de dosis de radiación elevadas mediante la superposición de campos de intensidad uniforme, localizados sobre el volumen tumoral, al mismo tiempo que se trata de evitar en la medida de lo posible irradiar el tejido sano, manteniendo niveles de dosis bajos en los órganos de riesgos adyacentes y aumentando las probabilidades de control del tumor. Los aceleradores lineales utilizados en la actualidad constan de un sistema de colimación multiláminas (MLC), conjunto de láminas paralelas y ajustables que se desplazan individualmente, para formar la apertura por donde pasa la radiación y adaptar de forma automática y precisa los haces a la forma del tumor a tratar.

En la radioterapia con intensidad modulada (IMRT, *Intensity Modulated Radiation Therapy*), es posible suministrar distribuciones de dosis no uniformes empleando haces de radiación de intensidad variable, en los que se modula o controla la intensidad del haz de radiación y se adapta la duración de exposición en cada sector con ayuda del MLC. La IMRT es pues, una modalidad avanzada de radioterapia de alta precisión que utiliza aceleradores lineales de rayos X controlados por ordenador para administrar dosis de radiación precisas a un tumor maligno o áreas específicas dentro del tumor. Debido a su complejidad en comparación con la radioterapia convencional, requiere planificación adicional y controles de seguridad antes de que el paciente pueda comenzar el tratamiento. Complejos algoritmos de cálculo permiten planificar el movimiento del MLC para diseñar mapas de fluencia, adaptando la dosis tanto a las complejas formas anatómicas del organismo humano como al volumen tumoral y sus zonas de diseminación.

Se hace necesario un control de calidad exhaustivo del acelerador lineal y del MLC debido a la gran precisión que requiere el tratamiento. Es necesario comprobar la integridad mecánica del sistema de tratamiento, la estabilidad del haz de radiación, así como el preciso posicionamiento espacial y temporal del MLC y el control de su desgaste.

Uno de los controles de calidad que se realizan para determinar el correcto posicionamiento y movimiento de las láminas del MLC es el denominado *Fence Test*. Este trabajo pretende cuantificar los resultados de este tipo de *tests*, para verificar la precisión de los sistemas de colimación multiláminas de los aceleradores durante el tratamiento de radioterapia.

1.2 OBJETIVOS

Con la realización de este Trabajo Fin de Máster se pretende mejorar la precisión y exactitud con la que se interpreta una de las pruebas para el control de calidad de un acelerador lineal, denominada *Fence Test*. Se diseña una sencilla aplicación capaz de procesar la imagen obtenida y de obtener resultados numéricos del *test*. La cuantificación de los resultados sustituirá al procedimiento habitual, que consistía en la interpretación visual de los mismos, permitiendo así una interpretación objetiva de los resultados, y una detección precoz de problemas mecánicos.

Si el estudio proporciona resultados relevantes, se podrá aplicar de forma habitual la herramienta elaborada para el control periódico del MLC del acelerador, y se podrá mejorar añadiendo nuevas funcionalidades para realizar el *test* a diferentes ángulos del *gantry*, o durante el movimiento dinámico del MLC durante la rotación del *gantry*.

Para la consecución de este objetivo general, será necesario cumplir los siguientes objetivos específicos:

- Definición de un protocolo para la realización del *test*, de una técnica adecuada que cumpla condiciones de repetibilidad y reproducibilidad, y del material necesario para ello.
- Diseño del experimento: pruebas a realizar, cambios de parámetros, etc.
- Diseño de la aplicación *software* para el tratamiento de la imagen y el análisis cuantitativo de los resultados.
- Definición de umbrales y tolerancias que determinen el rango en el que se considera que hay error en la posición de las láminas del MLC.

1.3 PLAN DE TRABAJO

Para llevar a cabo los objetivos de este Trabajo Fin de Máster, se ha seguido el plan de trabajo que se detalla a continuación:

1. Fase de documentación: se ha realizado un estudio de conceptos generales asociados a la temática del trabajo (radioterapia, aceleradores lineales, intensidad modulada, sistemas de colimación multiláminas, etc.), seguido de una búsqueda bibliográfica sobre los controles de calidad en aceleradores lineales y su problemática.
2. Se ha identificado el *Fence Test* como una de las pruebas de control de calidad sujetas a mejora. Habitualmente, se interpretan los resultados mediante inspección visual. En este Trabajo se pretende realizar una sencilla aplicación que obtenga los resultados de dicha prueba de forma cuantitativa y objetiva.
3. Se realizan las primeras pruebas. Se ajustan las unidades monitor.
4. Se analizan las imágenes obtenidas tras las primeras pruebas.

5. Repetibilidad. Se realizan 10 pruebas en las mismas condiciones para asegurar la repetibilidad del experimento. Se establece un protocolo con los parámetros de la prueba y los pasos a seguir para poder llevarla a cabo.
6. Se desarrolla una pequeña aplicación para la cuantificación de los resultados del *Fence Test*. Todos los algoritmos se programan en Matlab para su posterior aplicación sobre las pruebas periódicas del control de calidad del MLC.
7. Se identifican los parámetros críticos a evaluar.
8. Se diseñan las pruebas con introducción de errores.
9. Se realizan las pruebas con errores.
10. Se analizan los resultados con el *software* implementado en el punto 6.
11. Se optimiza el *software* para la detección de errores.
12. Se analizan los resultados y se extraen conclusiones.

1.4 ESTRUCTURA DEL TRABAJO

Una vez expuestos los objetivos de este trabajo y la metodología utilizada, se describe la organización de esta memoria, que está dividida en 6 capítulos. Su contenido se detalla a continuación:

- **Capítulo 1: “Introducción”**
En este capítulo, se realiza una breve introducción a conceptos básicos sobre radioterapia sobre los que luego se entrará en profundidad, planteando la necesidad de tratamientos como la radioterapia en enfermedades como el cáncer. De la misma manera, se realiza una breve introducción al trabajo desarrollado, planteando los objetivos a conseguir. El capítulo finaliza con un esquema de la estructura del presente documento.
- **Capítulo 2: “LINAC, IMRT y MLC”**
En primer lugar, este capítulo describe la evolución de la tecnología empleada en medicina, centrándose en la estructura de los aceleradores lineales empleados en radioterapia externa. En una segunda parte, describe la metodología conocida como radioterapia de intensidad modulada, sus limitaciones y la necesidad de realizar controles de calidad de forma periódica. Para finalizar con este capítulo, se describen los sistemas de colimación multiláminas de los aceleradores lineales, su funcionamiento y particularidades propias de cada casa comercial.
- **Capítulo 3: “Control de calidad y *Fence Test*”**
El tercer capítulo del Trabajo describe detalladamente los controles de calidad que se realizan de forma habitual en un acelerador lineal utilizado en radioterapia externa, y en particular el *Fence Test*, prueba sobre la que se trabaja en este estudio.

- **Capítulo 4: “Materiales y métodos”**
En este capítulo se describen detalladamente los materiales utilizados para la realización de las pruebas y la metodología seleccionada para ello (parámetros, configuraciones, etc).
- **Capítulo 5: “Implementación del *software*”**
En el quinto capítulo se describen los pasos seguidos en la elaboración de una sencilla aplicación en Matlab para el procesado de las imágenes obtenidas al realizar el *Fence Test* y la elaboración directa de un informe en Excel con dichos resultados.
- **Capítulo 6: “Resultados, conclusiones y líneas futuras de investigación”**
Este capítulo recoge los resultados más significativos obtenidos en las pruebas realizadas y se extraen las conclusiones oportunas a partir de dichos resultados. Finalmente, se proponen posibles mejoras y ampliaciones de los resultados trabajo.

2. LINAC, IMRT y MLC

2.1 INTRODUCCIÓN.....	16
2.2 EVOLUCION HISTORICA	18
2.3 ACELERADOR LINEAL (LINAC)	18
2.3.1 Sistema de inyección	20
2.3.2 Sistema de generación de radiofrecuencias	21
2.3.3 Guía aceleradora	22
2.3.4 Sistema auxiliar	23
2.3.5 Variación de energía de los aceleradores.....	23
2.3.6 Control automático de la frecuencia	24
2.3.7 Sistema de desviación del haz de electrones.....	24
2.3.8 Producción de un haz extenso de rayos X	25
2.3.9 Producción de un haz extenso de electrones	26
2.3.10 Sistema monitor de dosis.....	27
2.3.11 Mesa de tratamiento	28
2.4 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT).....	28
2.4.1 Fundamentos teórico-físicos. Antecedentes	28
2.4.2 Características de la IMRT.....	30
2.5 SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS (MLC).....	31
2.5.1 Descripción del sistema de colimación multiláminas.....	31
2.5.2. Ubicación del banco de láminas.....	33
2.5.3 Indicación de la posición de las láminas.	35

2.1 INTRODUCCIÓN

Las células crecen y se dividen de forma controlada para producir más células cuando son necesarias para mantener sano el cuerpo. Cuando las células envejecen o se dañan, mueren y son reemplazadas por células nuevas. Sin embargo, algunas veces este proceso ordenado se descontrola. El material genético de una célula puede dañarse o alterarse, lo cual produce mutaciones que afectan tanto al crecimiento como a la división normal de las células. Cuando esto sucede, las células no mueren cuando deberían morir y se forman células nuevas cuando el cuerpo no las necesita. Las células que sobran forman una masa de tejido que suele denominarse tumor. Las células anormales se dividen sin control, y pueden invadir otros tejidos y diseminarse a otras partes del cuerpo por el sistema sanguíneo y por el sistema linfático.

El tratamiento del cáncer puede variar dependiendo del tipo de cáncer, el estadio de la enfermedad y el objetivo del tratamiento. Las modalidades de tratamiento que se utilizan y se pueden combinar son: cirugía, quimioterapia, tratamiento biológico, tratamiento hormonal y radioterapia. En este Trabajo Fin de Máster nos vamos a centrar en el **control de calidad del sistema de colimación multiláminas de los aceleradores lineales utilizados en radioterapia externa**.

En la actualidad, la **radioterapia** es una de las terapias oncológicas más empleadas en el tratamiento de los tumores malignos. Es un tratamiento local que emplea radiación de alta energía para dañar o matar las células cancerosas impidiéndolas crecer y dividirse. Su finalidad es administrar una dosis de radiación suficientemente alta para conseguir la mayor probabilidad de control tumoral con el menor daño posible a tejidos sanos. El objetivo es bombardear las células cancerosas con fotones altamente energéticos, que interactúan con las moléculas de agua de las células para generar iones o radicales libres que dañan el ADN de las células cancerosas, impidiéndolas así reproducirse y crecer. El objetivo final de la radioterapia es matar suficientes células cancerosas para aumentar al máximo la probabilidad de curación y reducir al mínimo los efectos secundarios.

La radiación suele administrarse en forma de haces de alta energía que depositan la dosis de radiación en la zona del cuerpo donde se encuentran las células cancerosas.

Las principales ventajas de la radioterapia son dos:

- La mayoría de los tumores son menos resistentes a la radiación que los tejidos sanos, debido a su elevada tasa de multiplicación celular. Las células sanas se pueden reparar por sí mismas hasta cierto punto y continuar con el proceso metabólico. Sin embargo, las células cancerosas disponen a menudo de mecanismos de reparación defectuosos y, por este motivo, tras la radiación, pierden su capacidad para reproducirse. La exposición repetida a los rayos X de alta energía daña o acaba con todas las células cancerosas y elimina el tumor.
- Los avances científicos y tecnológicos de las últimas décadas han permitido que el tratamiento radioterápico se realice con gran precisión, concentrando la

dosis en las zonas en las que existe tumor, preservando y minimizando los efectos secundarios en los tejidos sanos.

En algunas circunstancias, la radioterapia se utiliza también como método paliativo, es decir, se dirige a reducir los síntomas pero no a curar la enfermedad.

El uso de las radiaciones ionizantes para terapia se divide en tres grupos:

- La irradiación interna, o **braquiterapia**, es la implantación de una pequeña cantidad de material radiactivo (semillas) en la zona del cáncer a tratar. Las fuentes son internas y están encapsuladas.
- En la **terapia metabólica**, la radiación se administra a partir de un isótopo en vena, como en el uso del yodo radiactivo para el tratamiento del cáncer de tiroides. Las fuentes son internas y no están encapsuladas.
- En la **radioterapia externa** (RTE), la radiación procede de una fuente radiactiva o de un equipo generador de radiaciones situado en el entorno exterior al paciente. Estos equipos se denominan **aceleradores lineales**, y son capaces de producir radiación de alta energía que penetra en los tejidos y administrar la dosis de radiación de forma profunda en las áreas en las que se encuentra el cáncer. Estas máquinas modernas y otras técnicas de última generación han permitido reducir significativamente los efectos secundarios, mejorando simultáneamente la capacidad para conformar la radiación.

El tratamiento con radiación debe individualizarse para cada paciente dependiendo del tamaño y la localización de su cáncer. En las consultas iniciales se valoran las posibilidades y si se toma la decisión de usar tratamiento con radiación, los pasos a seguir son los siguientes:

- 1) *Simulación*: Posicionamiento del paciente e inmovilización. Adquisición de imágenes mediante tomografía computarizada (TC) y a veces complementadas con imágenes de resonancia magnética y CT-PET. Se colocan marcas en el cuerpo para el correcto alineamiento del paciente.
- 2) Definición anatómica de contornos, volúmenes blanco y órganos riesgo.
- 3) *Planificación*. Se crea una imagen tridimensional virtual del paciente y se desarrolla el plan de administración del tratamiento: prescripción de las dosis en el volumen blanco y de las dosis de tolerancia en los órganos de riesgo. Se diseñan los campos de irradiación (tamaño, forma y orientación de los haces, cálculo y representación de la dosis...).
- 4) *Verificación*. Análisis y evaluación de los histogramas dosis-volumen en las estructuras específicas. Revisión del plan de tratamiento y de la documentación respectiva.
- 5) *Implementación del plan de tratamiento*. Los planes y los campos de tratamiento que resultan de la sesión de simulación se transfieren a la sala de

tratamiento. Se verifican y el tratamiento comienza sólo después de que se hayan vuelto a comprobar el campo de tratamiento y los cálculos.

La radioterapia generalmente se administra una vez al día, cinco días por semana durante aproximadamente 6 a 8 semanas, y habitualmente a la misma hora cada día. Ocasionalmente, el tratamiento se administra con menos frecuencia o dos veces al día. Típicamente un tratamiento de radiación diario dura unos 15-30 minutos en la sala de tratamiento y el tratamiento real sólo dura unos minutos. Durante el tratamiento, el paciente está tumbado en una mesa y se trata con radiación desde múltiples direcciones.

2.2 EVOLUCION HISTORICA

Tras el descubrimiento de los rayos X, por Roentgen en 1895, su aplicación diagnóstica y terapéutica fue casi inmediata. En radioterapia externa se han utilizado a lo largo de los años distintas fuentes de radiación: equipos de rayos X, unidades de Cs-137, unidades de Co-60, ciclotrones y aceleradores lineales (o linacs).

Los equipos de rayos X de terapia fueron los primeros aparatos utilizados en radioterapia. Con la construcción de reactores nucleares de alto flujo de neutrones fue posible la fabricación de fuentes de isótopos artificiales de alta actividad y tamaño reducido. Durante algún tiempo se utilizó el Cesio-137 (Cs-137) pero se obtuvieron mejores resultados con las unidades de Cobalto-60 (Co-60).

A partir de 1940 se empezaron a construir distintos aceleradores de electrones (betatrón, ciclotrón, microtrón, acelerador lineal). En 1962, Varian introdujo el primer acelerador lineal de uso clínico isocéntrico y completamente rotatable.

Los aceleradores lineales son una pieza clave del éxito de la IMRT y otros tratamientos de radioterapia basados en los rayos X. Llegar a los tumores del interior del organismo requiere la utilización de una potencia de penetración intensa con unos niveles de energía de rayos X comprendidos entre 4 y 25 MV. Los tubos de rayos X, como los que se encuentran en la máquina de rayos X utilizada con fines diagnósticos, suelen generar unos niveles de energía de rayos X comprendidos entre 60 y 150 kV, lo que supone un voltaje muy inferior al de tratamiento. Los aceleradores lineales, que fueron originalmente desarrollados como una herramienta para romper los átomos, cumplen perfectamente los requisitos de energía para tratamiento. Cuando la potencia e intensidad de los haces de rayos X del acelerador lineal se aplican a los tumores en una serie de sesiones de tratamiento, la dosis de radiación acumulada es suficiente para dañar definitivamente las células cancerosas.

2.3 ACELERADOR LINEAL (LINAC)

A finales de los años 70, la estructura del acelerador en cuanto a sus componentes se consolidó. Desde entonces, se ha producido una mejora continua de sus elementos, y se han ido incorporando otros nuevos gracias al desarrollo independiente

pero en paralelo, de ciencias como las matemáticas, la física, la informática, y la tecnología: cuñas dinámicas, virtuales o dinámicas, sistemas de colimación multiláminas, sistemas de imagen, aplicadores para radiocirugía, etc... han permitido el desarrollo real de la 3DCRT. Se ha pasado a usar fotones de mayores energías e intensidades así como a aplicar tratamientos controlados por ordenador.

Además de los fotones, también son de uso corriente actualmente los electrones. Con los haces de electrones se tratan tumores de piel, tumores poco profundos y son utilizados en la radioterapia intraoperatoria, mientras que con los haces de fotones, podemos tratar entre otros, los tumores cerebrales, del área de cabeza y cuello, pulmón, estómago, recto, vejiga, próstata, ginecológicos, etc. También se realizan tratamientos sobre patologías benignas como por ejemplo, las malformaciones arteriovenosas, meningiomas y neurinomas.

Dado que la radioterapia es un tratamiento local de la enfermedad, y como la probabilidad de control local, en general, dependería fundamentalmente de la dosis administrada, la implementación de la 3DCRT, junto con los sistemas de control de calidad hoy existentes, ha supuesto una mejora en los resultados clínicos. La irradiación de un volumen menor supone una mayor tolerancia, y la protección de los órganos de riesgo permite una escalada de la dosis y por tanto una mayor probabilidad de control tumoral. Los aceleradores lineales son máquinas que requieren gran preparación y mucho tiempo, tanto para la puesta en marcha como para el programa de garantía de calidad y el mantenimiento. En la Figura 2.1 se presenta un dibujo de la estructura de un acelerador lineal y se señalan sus componentes exteriores principales.

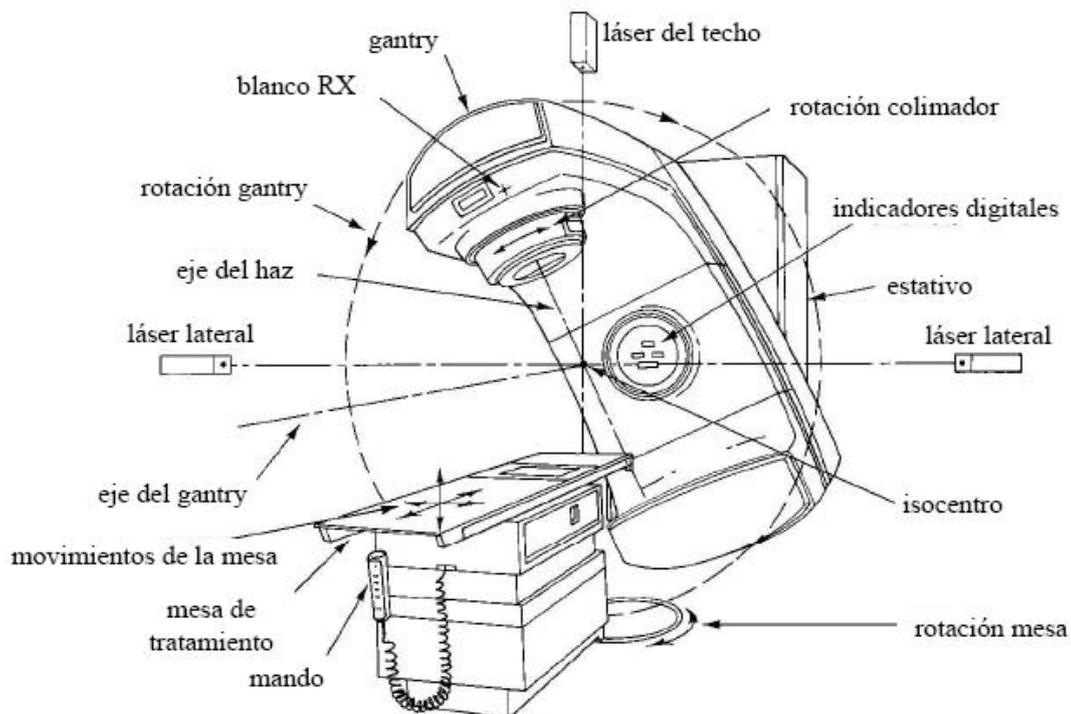


Figura 2.1. Estructura de un acelerador lineal.

En el acelerador lineal se generan electrones en un cátodo incandescente. Los electrones son acelerados hasta un cuarto de la velocidad de la luz en el cañón mediante la aplicación de un campo eléctrico pulsado. Entonces, se introducen en la guía de ondas que forma la estructura aceleradora y donde existe un campo electromagnético de alta frecuencia y alta potencia. Se crean pequeños paquetes y se aceleran hasta el 99 % de la velocidad de la luz. Estos electrones acelerados pueden utilizarse directamente o bien frenarlos haciéndolos chocar contra un blanco de material pesado para que cedan su energía cinética en forma de fotones de rayos X. En la utilización clínica se utilizan energías del orden de la decena de MeV (aproximadamente 100 veces superior a la energía de los equipos de rayos X utilizados en radiodiagnóstico y 10 veces superior a la energía de los rayos γ del Co-60).

En la Figura 2.2 se muestra un esquema con los componentes básicos de un acelerador lineal (F. Khan, 1994). En los siguientes subpartados se va a ir realizando una descripción de cada uno de los componentes.

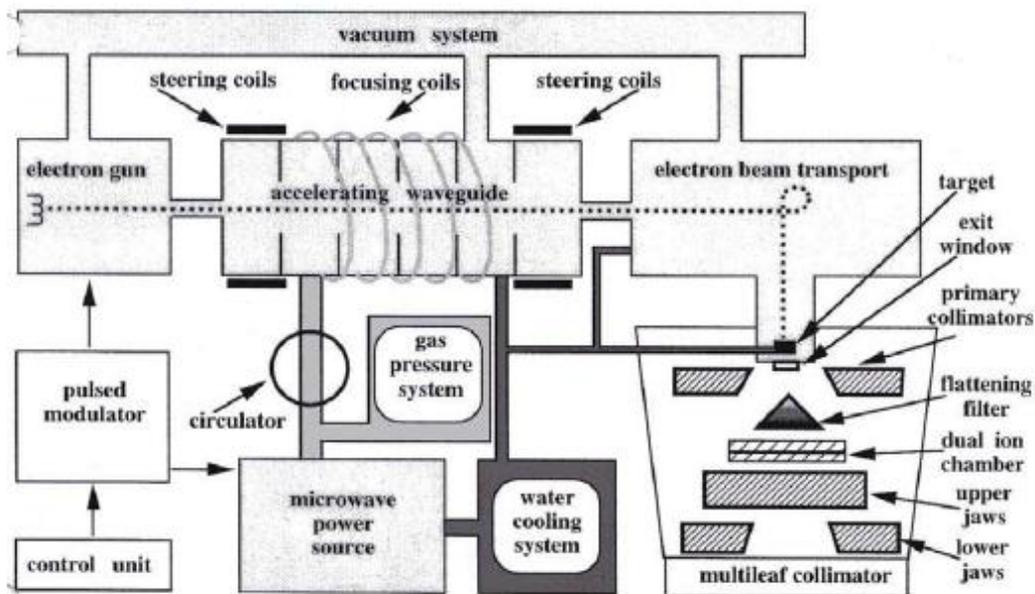


Figura 2.2. Esquema de los componentes de un acelerador lineal

2.3.1 Sistema de inyección

El sistema de inyección, llamado cañón de electrones, es la fuente de electrones y consiste esencialmente en un acelerador electrostático. Hay dos tipos:

- De diodo
- De tríodo

En ambos casos consta de un filamento denominado cátodo que emite electrones termoiónicamente, un ánodo perforado que deja pasar los electrones y, en el caso del tríodo, una rejilla. Una vez emitidos los electrones por el cátodo hacia el ánodo en el caso del diodo y a la rejilla en el caso del tríodo, el campo eléctrico originado a partir de

los pulsos de tensión suministrados por el modulador, acelera los electrones en el cañón. Mediante la rejilla se consigue variar la corriente de una manera rápida y precisa.

2.3.2 Sistema de generación de radiofrecuencias

La radiación de microondas utilizada en la guía de ondas aceleradora para acelerar los electrones a la energía cinética deseada, se produce por un sistema de generación de radiofrecuencias. Esta fuente de microondas puede ser de dos tipos:

- **Magnetrón:** oscilador que produce microondas de alta potencia (≈ 3 MW). Presenta las desventajas de su menor potencia y duración pero a cambio es más económico y necesita un menor voltaje y aislamiento. Su esquema se muestra en la Figura 2.3.

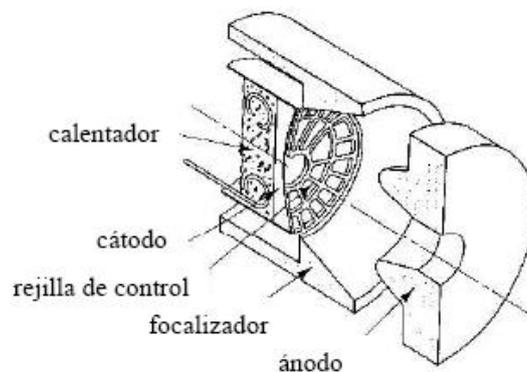


Figura 2.3 Esquema de magnetrón

- **Klystron:** amplificador de potencia de alta frecuencia, es decir, recibe a la entrada ondas electromagnéticas de alta frecuencia (microondas) y baja potencia (≈ 400 W) y da a la salida microondas de alta potencia (≈ 7 MW). En la Figura 2.4 se presenta su esquema simplificado.

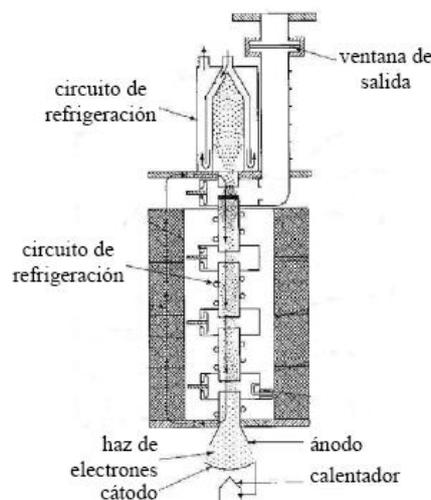


Figura 2.4. Esquema de klystron.

Ambos dispositivos son completamente diferentes en diseño: un magnetrón es una fuente de radiofrecuencia de alta potencia mientras que un klystron es un amplificador de radiofrecuencia creada por un oscilador. Pero tienen en común que utilizan la emisión termoiónica de electrones desde un cátodo caliente y la aceleración de los mismos hacia el ánodo en un campo electrostático pulsado, de forma que la aceleración y desaceleración de electrones en el vacío se utiliza para la producción de campos de radiofrecuencias elevadas.

El **modulador de pulsos** es el encargado de producir alto voltaje (≈ 100 kV), alta corriente (≈ 100 A) y pulsos de corta duración (≈ 1 μ s) requeridos por la fuente de radiofrecuencias y el sistema de inyección. Normalmente se encuentra en un armario en la misma habitación de tratamiento o en una sala contigua.

2.3.3 Guía aceleradora

La conducción de microondas desde el klystron o magnetrón a la estructura aceleradora se realiza a través de guías de onda rectangulares mediante reflexión en sus paredes. Las guías de onda son estructuras metálicas de sección rectangular o circular en las que se ha hecho el vacío o llenas de gas, que se utilizan en la transmisión de las microondas. Los electrones se aceleran por medio de la transferencia de energía de los campos de radiofrecuencia de alta potencia que se establecen en las guías de onda aceleradoras y se producen en los generadores de radiofrecuencia (Williams and Thwaites, 1993).

El tipo más simple de guía aceleradora se obtiene de una guía cilíndrica uniforme añadiendo una serie de discos con agujeros circulares en el centro, posicionados de forma equidistante a lo largo del tubo. Estos discos dividen la guía de ondas en una serie de cavidades cilíndricas que tiene dos misiones:

- Acoplar y distribuir la potencia de microondas entre cavidades adyacentes.
- Proporcionar un campo eléctrico adecuado para la aceleración de los electrones.

Se puede ver un esquema de su estructura en la Figura 2.5.

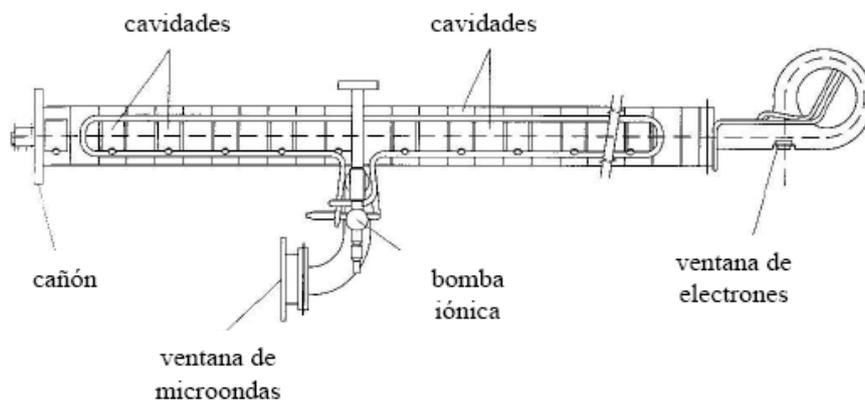


Figura 2.5. Estructura de guía aceleradora.

Se pueden distinguir dos tipos de guías de onda aceleradoras:

- **Guía de onda viajera.** En ella, las microondas entran por el lado del cañón y se propagan hacia el final de la guía de ondas donde son, bien absorbidas sin reflexión o salen de la guía de ondas para ser absorbidas en una carga resistiva o alimentan la entrada de una guía de ondas aceleradora.
- **Guía de onda estacionaria.** En ella, cada final de la guía de ondas está terminada en un disco conductor que refleja la microonda dando lugar a la superposición de ondas estacionarias en la guía de ondas. En esta configuración, cada segunda cavidad no tiene campo eléctrico y entonces no produce una ganancia de energía para los electrones. Estas cavidades sirven sólo como cavidades de acople.

Para aumentar la capacidad de conducción, las guías se llenan de freón o hexafluoruro de azufre (SF_6) a una presión aproximadamente el doble de la presión atmosférica. Para mantener el vacío en el sistema generador de microondas y en la sección de aceleración, las uniones con el sistema de transmisión de radiofrecuencia, que contiene gas, están separadas por ventanas de cerámica o berilio que transmiten las microondas.

2.3.4 Sistema auxiliar

Se trata de distintos sistemas que no están relacionados directamente con la aceleración de electrones, pero que hacen posible la aceleración y permiten que el acelerador lineal sea útil clínicamente. El sistema auxiliar consta de:

- Sistema de producción de vacío que produce una presión de aproximadamente $13\mu\text{Pa}$ con una bomba iónica que actúa en el cañón, generador de radiofrecuencias, en la estructura aceleradora y el sistema de desviación.
- Sistema de refrigeración utilizado para enfriar la guía de ondas, el blanco, el circulador y el generador de radiofrecuencia.
- Sistema de presión de aire para el movimiento neumático del target y otros componentes involucrados en la conformación del haz.
- Sistemas de control de movimiento del blanco y otros componentes que conforman el haz.
- Sistema de simulación luminosa de campo de radiación en el cabezal y de indicadores de distancia.
- Blindaje para la radiación de fuga.

2.3.5 Variación de energía de los aceleradores

Los aceleradores están expuestos a un campo eléctrico a lo largo de toda la sección de aceleración. Para una longitud de estructura aceleradora fija, la energía final de los electrones se puede cambiar modificando la amplitud del campo eléctrico (que a su vez depende de la potencia de microondas) o cambiando la posición del paquete de

electrones en la onda. Esto último en los aceleradores de estructura de onda progresiva se puede hacer variando la frecuencia de las microondas, y en los de estructura de onda estacionaria variando la energía de los electrones que inyecta el cañón.

La tasa de fluencia de los electrones influye en su energía final. Si dicha tasa aumenta, los electrones tienen menos energía disponible en la guía aceleradora y si disminuye disponen de más energía. Esta dependencia es mayor cuando la modalidad de tratamiento es de fotones de rayos X, ya que, para asegurar una producción adecuada de radiación de frenado, se necesita una tasa de fluencia de electrones del orden de 100 veces mayor que en la modalidad de tratamiento con electrones. En modo fotones, es posible ajustar la energía de los electrones variando la tasa de fluencia de los electrones suministrados por el cañón. Otro modo de variar la energía sería variar la longitud de aceleración.

2.3.6 Control automático de la frecuencia

La energía final de los electrones depende de su sincronismo con las microondas durante su paso por la estructura aceleradora. Se usa un dispositivo de control automático de la frecuencia (AFC, *Automatic Frequency Control*) para mantener ajustado el magnetrón o *klystron* a la frecuencia de resonancia de las cavidades de la guía aceleradora.

Tiene por función mantener constante la frecuencia de las microondas, ya que puede variar con las condiciones ambientales. Un pequeño cambio en la frecuencia afectaría tanto a la cantidad de radiación producida como a la energía de la misma.

2.3.7 Sistema de desviación del haz de electrones

En su configuración más simple y práctica, el cañón de electrones y el blanco de rayos X forman parte de la guía de ondas aceleradora y están alineados directamente con el isocentro del acelerador lineal, obviando la necesidad de un sistema de transporte del haz. Se produce un haz directo de fotones y la fuente de radiofrecuencia también está montada en el *gantry*, en este sentido, los aceleradores lineales más simples son máquinas isocéntricas de 4 ó 6 MV.

Las guías de ondas aceleradoras para energías de electrones intermedias (8-15MeV) y altas (15-30MeV) son demasiado largas para estar montadas de forma directa, por ello se localizan bien en el *gantry* de forma paralela al suelo o en el estativo. Se necesita, entonces, un sistema de transporte del haz de electrones desde la guía de ondas aceleradora al blanco y un sistema para desviar los electrones. Para conseguir esto, los aceleradores constan de unas bobinas magnéticas.

Cuando la desviación magnética es de 90° , se utiliza un sistema muy compacto que emplea un imán muy intenso. Cuando la deflexión es de 270° es una deflexión acromática, y permite focalizar el haz corrigiendo la energía y posibles variaciones del

haz. En la Figura 2.6 se representa la desviación del haz de electrones en un ángulo de 270° .

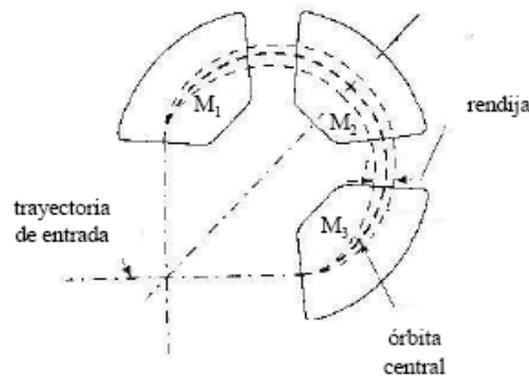


Figura 2.6. Desviación del haz de electrones

2.3.8 Producción de un haz extenso de rayos X

Una vez que el haz de electrones está en la dirección deseada, es decir, perpendicular al suelo, van a romper el vacío y van a recorrer el cabezal de la unidad. Como se ha explicado en los subpartados anteriores, en los aceleradores lineales de electrones se pueden producir tanto haces de fotones como de electrones.

En el caso de la **producción de fotones**, el haz de electrones se va a encontrar con un material con un número atómico alto: el **blanco** o *target*, con el que va a chocar produciendo una radiación de frenado y, en consecuencia, rayos X.

En los aceleradores actuales es frecuente usar un blanco con dos capas, la primera con un material de alto número atómico y con un espesor adecuado para no atenuar la energía media de los fotones y la segunda con un material de número atómico más bajo (Cu-Al) para absorber los electrones producidos y no endurecer el espectro de rayos X.

Tras el blanco se sitúa el colimador primario que define el mayor campo circular disponible y consiste en un bloque de tungsteno en el que se ha mecanizado una apertura cónica. La radiación producida no es uniforme y necesita ser homogeneizada para poder ser utilizada de forma clínica. Para ello se emplea un cono o filtro aplanador ("*flattening filter*") colocado a la salida del blanco. El cono aplanador es un filtro diseñado para que la tasa de fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida en el material de interés sea razonablemente constante en toda la anchura del haz. La homogeneización del haz requiere un filtro diferente para cada energía de rayos X.

La "planitud" es sólo posible a una profundidad, por lo que al diseñar su forma, hay que buscar un compromiso a otras profundidades. Se trata de conseguir un campo de tratamiento de rayos X homogéneo con un diámetro típico de 50cm a una distancia fuente superficie de 100 cm, lo que se corresponde con que el ángulo que forma el eje

del haz con la recta que une la fuente con el extremo de un radio de dicho círculo sea de 14° . Eso implica que el material y el espesor elegido, tanto del blanco como del filtro aplanador han de ser adecuados para que la distribución de la tasa de fluencia de energía del haz y su energía media estén optimizadas para ese ángulo. Un ángulo de 14° permite tener campos cuadrados de unos 35cm de lado.

Actualmente, hay máquinas dedicadas a la terapia mediante modulación de intensidad (IMRT) que no tienen cono, ya que el filtro es sustituido por una modulación adecuada del haz que compense la mayor tasa de fluencia de energía del haz en la zona cercana al eje central.

En un acelerador típico, la colimación del haz de fotones se lleva a cabo con dos o tres dispositivos de colimación. Un colimador fijo y uno secundario constituido por unas mandíbulas móviles.

- El colimador primario define el tamaño mínimo de haz que permite la fuente. Es mayor que el necesario para la mayoría de tratamientos, fijo, generalmente de forma circular y no accesible al usuario. El material de blindaje es plomo o tungsteno.
- El colimador secundario va a definir el tamaño del campo de irradiación y es generalmente de plomo o tungsteno. Tiene 4 mandíbulas que se mueven con movimientos independientes, por lo que son capaces de realizar campos asimétricos. La apertura mínima es $0 \times 0 \text{cm}^2$ y la máxima de aproximadamente $40 \times 40 \text{cm}^2$ a la distancia del isocentro.

En la actualidad, los aceleradores lineales cuentan con un sistema denominado multiláminas (MLC) que, según el fabricante, sustituye al colimador secundario o lo añade como colimador terciario. Está constituido por hojas de alto número atómico que se mueven de forma individual y cuya forma, número y tamaño proyectado a la distancia del isocentro suele ser entre 80 y 120 láminas (varían según el fabricante), que proyectan de 1cm a 0,5cm en el isocentro. Con este tipo de colimación se pueden realizar tratamientos con formas regulares sin necesidad de utilizar blindajes adicionales. Las láminas se mueven por motores individuales y estos movimientos son controlados por un ordenador que verifica la posición de cada lámina. En este Trabajo Fin de Máster se va a realizar un control de calidad de este sistema de colimación multiláminas.

2.3.9 Producción de un haz extenso de electrones

La mayoría de los aceleradores, además de producir dos energías de fotones, producen también **haces de electrones** con distintas energías en el rango de 6 a 30 MeV. Para ello, tanto el target como el filtro aplanador han de apartarse de la salida del haz. Así un haz estrecho de electrones abandona la zona de transporte a través de una fina ventana hecha normalmente de berilio que por su bajo número atómico, minimiza la dispersión del haz y la producción de *bremsstrahlung*.

Existen dos modos diferentes de producir un haz extenso de electrones a partir del haz estrecho que emerge de la sección de aceleración, bien dispersándolo o bien realizando un barrido en el área de interés mediante un campo magnético alterno.

El caso de la dispersión es el usado habitualmente y en él se usa una lámina difusora que ha de tener un espesor suficientemente grande para provocar una dispersión adecuada y suficientemente pequeña para que la pérdida de energía de los electrones y la contaminación del haz con rayos X sean pequeñas. Los electrones, tras atravesar las láminas dispersoras interaccionan con los materiales de alto número atómico del cabezal. Sus dispersiones producen rayos X que contaminan el haz de electrones. Para evitarlo **se colima el haz usando aplicadores** que se sitúan cerca de la superficie del paciente, constituidos con un material de bajo número atómico, como aluminio y con un espesor inferior al alcance de los electrones en ese material. El diseño y material de los aplicadores varía entre los distintos fabricantes.

Los aplicadores deben estar situados directamente sobre la superficie del paciente o cercanos a ella para conseguir una homogeneidad aceptable del haz.

2.3.10 Sistema monitor de dosis

Se trata de un sistema que va a permitir controlar la radiación que emite el acelerador: dosis y tasa de dosis así como la homogeneidad y simetría del haz. Son dos cámaras de ionización de transmisión posicionadas entre el filtro aplanador y el colimador secundario y monitorizan continuamente el haz durante el tratamiento del paciente, denominadas **cámaras monitoras**. En la mayoría de los aceleradores lineales son cámaras selladas, para hacer que su respuesta sea independiente de la temperatura y presión del ambiente. Para evitar la posible curvatura de la ventana con los cambios de presión, se rellenan de gas de modo que su presión es mayor que la atmosférica y para evitar la recombinación de iones, se les aplica altos voltajes colectores.

Estas cámaras miden **unidades monitor** (um) y son calibradas con respecto a las cámaras de ionización que están ajustadas según un patrón de calibración nacional o internacional. Una unidad monitor se suele corresponder con la carga generada en las cámaras de ionización asociada a 1cGy en unas condiciones de referencia que habitualmente son a la distancia del isocentro con un campo de $10 \times 10 \text{cm}^2$ y a la profundidad del máximo.

Una vez que las unidades monitor programadas para el tratamiento han sido alcanzadas, la cámara de ionización primaria corta la irradiación. Por la seguridad del paciente, las cámaras monitoras son completamente independientes, de forma que si la primera falla durante la irradiación del paciente, la segunda terminaría la irradiación. En caso de que ambas cámaras fallasen, un reloj adicional cortaría la irradiación.

Además de monitorizar la dosis, el sistema monitor también permite controlar otros parámetros como la energía del haz, la planitud o la simetría.

2.3.11 Mesa de tratamiento

La mesa de tratamiento es un elemento importante, ya que un mal diseño puede limitar la planificación de un tratamiento. Han de tener un tamaño adecuado y se ha de evitar en ellas la existencia de elementos metálicos que impidan la entrada de los haces en determinados ángulos. Se han diseñado mesas de fibra de carbono que no tienen las limitaciones mencionadas y presentan unas características adecuadas debido a la escasa atenuación que producen en los haces de fotones.

2.4 RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)

2.4.1 Fundamentos teórico-físicos. Antecedentes

Durante casi un siglo, la radioterapia externa podía administrarse solamente usando haces de radiación que delimitaban campos en forma cuadrada o rectangular, en los que para conformarlos al tumor se interponían bloques de protección y filtros en cuñas, y es lo que se podría denominar como radioterapia clásica.

Anteriormente a la década de los 70, el volumen a irradiar se estimaba a partir de proyecciones radiográficas planares. Con el paciente en posición de tratamiento se obtenían proyecciones de las diferentes puertas de entrada mediante un simulador convencional de rayos X, en las que a través de referencias anatómicas se definían los campos de radiación. Las puertas de entrada podían tener diferentes tamaños y orientaciones pero generalmente eran rectangulares, si bien se podían diseñar campos irregulares “conformados” protegiendo, mediante bloques estándar o específicos, zonas de especial interés (A. Brahne, 1988).

En esta época los tratamientos eran en general con unas pocas puertas de entrada (AAPM Report 23, T. Bortfeld et al., 1990), coplanares y con geometrías de campos paralelos y opuestos, antero-posteriores, campos en caja, tangenciales etc, utilizando muy raramente incidencias no coplanares (con giro de mesa). Los cálculos se realizaban a mano o con sencillos programas, básicamente a partir de mapas de isodosis estándar y de un contorno del paciente situado en el centro de los campos de radiación. Con estos sistemas la aceptación de un plan de tratamiento se basaba en reglas sencillas y en la experiencia. No existía información de cómo eran el tumor o los órganos críticos en tres dimensiones, al paciente se le consideraba uniforme y no había información de heterogeneidades por lo que la planificación y el cálculo eran simples y sin posibilidad de una evaluación cuantitativa.

Con la aparición del primer tomógrafo computarizado (TC) en 1972 y el paso de los años, los ordenadores se hicieron lo suficientemente potentes como para procesar rápidamente la gran cantidad de información que supone el manejo de información anatómica tridimensional. En paralelo, las máquinas de irradiación evolucionaron incorporando sistemas como los colimadores multilámina (MLC), sistemas de imagen portal en tiempo real (*portal vision*) y sistemas de registro y verificación en el propio acelerador. Con ayuda de estos elementos se han podido diseñar campos con formas

geométricas más adaptadas a la forma del tumor, lo que se ha denominado radioterapia conformada tridimensional (RTC-3D), aunque de hecho ya venía utilizándose manualmente con los bloques de protección. Ahora ya, si es posible el diseño de tratamientos en base a información tridimensional basada en TC.

La delimitación de volúmenes blanco y órganos críticos basados en imagen médica multimodal (TC, MRI, SPECT y más recientemente PET) permiten una adecuación de los campos de tratamiento a las diferentes topologías de volúmenes blanco y órganos de riesgo, pudiendo conseguirse un gran avance en cuanto a adecuación de la dosis absorbida a las zonas a tratar, protegiendo órganos críticos y posibilitando análisis cuantitativos de los tratamientos. Asimismo, los algoritmos de cálculo posibilitan la realización de cálculos tridimensionales mucho más exactos que permiten la consecución segura y eficiente de los tratamientos diseñados.

Posteriormente, ya en los años 90 aparecen los primeros sistemas de modulación de intensidad (IMRT) basados en MLC (AAPM, TG-40). Permite la aplicación de los tratamientos diseñados por los llamados planificadores inversos que calculan mediante algoritmos de optimización la mejor forma de adecuar las distribuciones de dosis absorbida a los volúmenes blanco evitando al máximo los órganos de riesgo.

Una forma más avanzada de RTC-3D, es la IMRT, mediante la cual no sólo el campo es conformado geoméricamente, sino que además la intensidad varía *bixel by bixel* o *beamlet by beamlet* (subunidad por subunidad), dentro de este campo de radiación (E. Sternick, 1997). Se define como *bixel o beamlet*, el pequeño elemento de intensidad de fotones usado para subdividir un haz de intensidad modulada, con el fin de optimizar la distribución de la intensidad o el cálculo de la dosis (Webb, 1997). La intensidad de dosis se define como la fluencia de energía, dependiendo del algoritmo de cálculo de dosis usado.

La IMRT es especialmente útil cuando el volumen blanco y los órganos de riesgo tienen formas complejas, y aparecen regiones cóncavas o zonas yuxtapuestas. La planificación del tratamiento en radioterapia, requiere el cálculo de una serie de parámetros para la administración de una determinada dosis de radiación al paciente. Idealmente, la distribución de la dosis de la radiación debería diseñarse para conformar perfectamente todo el volumen tumoral, evitando a su vez los tejidos sanos circundantes. La optimización mediante ordenador permite simplificar el proceso de planificación y producir los mejores planes posibles.

En fechas más recientes han aparecido otros sistemas de radioterapia:

- las unidades de tomoterapia que integran imagen tomográfica y tratamiento tomoterápico de IMRT (Beavis, 2004).
- los sistemas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) (D. Verellen et al., 2008).
- los sistemas que integran el movimiento del volumen blanco en el tratamiento.
- los sistemas de irradiación con protones (IMPT) basados en máquinas isocéntricas con tecnología de barrido posibilitando la llamada modulación de

intensidad con terapia de protones que logra unas conformaciones de dosis absorbida aún más ajustadas.

2.4.2 Características de la IMRT

Con el objeto de perfeccionar la conformación de dosis absorbida al tumor aparece en 1995 la radioterapia por modulación de la intensidad. La IMRT es una forma avanzada de radioterapia conformada tridimensional basada en imagen que utiliza intensidades variables de haz calculadas por un sistema computarizado de optimización.

El uso de la IMRT se basa en las siguientes hipótesis:

- Permite administrar una mayor dosis a los pacientes en un volumen menor a irradiar, con lo que se aumenta el control local de la enfermedad.
- Disminuye la toxicidad asociada a la radioterapia.
- Optimiza de forma iterativa el plan de tratamiento computarizado.
- Uso de haces de radiación de distribución no uniforme y hechos a la medida (intensidad modulada).
- Mejora la adaptación al volumen tumoral con formas cóncavas o convexas
- Se adapta a restricciones espaciales anatómicas
- Consigue dosis heterogéneas en el volumen tratado y las adapta a la prescripción sobre zonas tumorales o ganglionares
- Consigue dosis homogéneas donde las técnicas convencionales no las conseguían.

En la RTC-3D, la fluencia del haz se modificaba solamente mediante el uso de cuñas o bloques protectores. En aceleradores convencionales se puede conseguir la modulación del haz de distintas formas (B. Longobardi et al., 2005):

- Mediante la superposición de varias configuraciones distintas de láminas de colimadores multilámina (*step and shoot*).
- Mediante el movimiento continuo de cada lámina del colimador a una velocidad variable durante la irradiación (*sliding window*).
- Se puede añadir el giro del brazo entorno al paciente: arcoterapia con modulación de intensidad (IMAT).

La IMRT está basada en imagen ya que todo el proceso de planificación se basa en volúmenes blanco y órganos de riesgo dibujados a partir de TC, RMN, PET, SPECT e incluso sistemas avanzados de fusión de resonancia funcional o PET para diseño de lo que se ha llamado volumen blanco biológico. Utiliza intensidades variables dentro de cada haz con una resolución limitada básicamente por las dimensiones físicas del sistema de colimación y estas intensidades están calculadas por un sistema

computarizado de optimización automática, que recibe la denominación de planificador inverso.

La IMRT resulta útil para incrementar la dosis absorbida en el volumen tumoral, y disminuir la dosis absorbida de los órganos de riesgo. Permite cambiar conformaciones, angulaciones, energías, giros de mesa, contribuciones de dosis absorbida por cada campo, cuñas y fluencia. Optimiza las distribuciones de fluencia de cada haz de radiación implicado en el plan minimizando el tiempo de tratamiento, las unidades monitor y las necesidades de control de calidad.

La optimización se realiza en base a los objetivos que hemos prescrito para el plan, con especificaciones dosis-volumen tanto en volumen blanco como en órganos de riesgo. Esto es, al sistema se le dice lo que se quiere obtener y el sistema busca la mejor forma de lograrlo. En algunos sistemas ya es posible seleccionar el tipo de función de costo posibilitando la optimización.

La utilización en la clínica de la IMRT, se fundamenta en el incremento de la precisión en la definición de volúmenes blancos y la aplicación de parámetros biológicos para optimizar el tratamiento, de lo que se deduce la posibilidad de incrementar la dosis en el volumen definido como tumor y preservar mejor los tejidos sanos para evitar o reducir el nivel de dosis.

Complejos algoritmos de cálculo permiten planificar el movimiento de los colimadores multiláminas para diseñar mapas de fluencia adaptadas a la optimización deseada, lo cual a nivel tridimensional produce un efecto de tallado a la medida, adaptando la dosis tanto a las complejas formas anatómicas del organismo humano como al volumen tumoral y sus zonas de diseminación, mediante un proceso completamente computarizado tanto para la planificación como en la ejecución del tratamiento.

2.5 SISTEMA DE COLIMACIÓN MULTILÁMINAS (MLC)

2.5.1 Descripción del sistema de colimación multiláminas

El colimador multiláminas es esencialmente un dispositivo de colimación consistente en una serie de láminas estrechas de tungsteno muy próximas entre sí, alineadas paralelamente, que se desplazan independientemente y están montadas sobre dos bancos perpendiculares a las láminas. Las láminas se desplazan hasta formar la abertura por la que pasa la radiación, lo que permite adaptar de forma automática y precisa los haces a la forma del tumor. El MLC está diseñado para ayudar al oncólogo radioterápico en la administración del tratamiento a los volúmenes blanco definidos, al tiempo que reduce al mínimo la exposición del tejido normal circundante y los órganos vitales a un exceso de radiación.

Los MLC disponibles comercialmente en el mercado, y más extendidos en nuestro país, corresponden a tres fabricantes de aceleradores: Elekta, Siemens y Varian. Cada uno de ellos tiene sus particularidades, tanto en aspectos mecánicos de las propias

láminas como en configuraciones del colimador y posición en el cabezal. Lógicamente, 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. Así, las características mecánicas de las láminas (anchura, altura, forma del extremo, diseño de la cara lateral, etc.) son determinantes en los valores de penumbra, atenuación y definición de los bordes del campo conformado, así como en la transmisión obtenida fuera del campo de radiación.

Además de todas las publicaciones dedicadas a describir cada modelo en particular, los detalles de los principales MLC, incluida la discusión de las ventajas e inconvenientes de cada sistema, se describen ampliamente en (AAPM TG-50). Asimismo (M. Saiful et al., 2002) presenta una comparación dosimétrica detallada de los tres tipos de sistema de colimación multiláminas mencionados. En la Figura 2.7 se representa una lámina de la marca Varian.

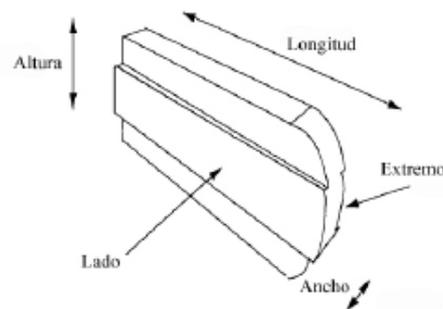


Figura 2.7. Lámina de extremo curvo de Varian

En la Figura 2.8 se muestran las diferencias en el diseño de las láminas de las tres casas comerciales principales de aceleradores. Se puede observar que la principal diferencia es su unión lateral.



Figura 2.8. Vista de la unión lateral para los tres tipos de MLC.

En la Tabla 2.1 se muestra un resumen de las características mecánicas más importantes de los sistemas MLC de Elekta, Siemens y Varian. Para la realización de este trabajo se dispone de un acelerador Varian, modelo Clinac con MLC de 120 láminas. Como se puede ver en la tabla, el MLC se denomina Millenium y tiene 40

láminas externas de 10 mm y 80 centrales de 5 mm. El tamaño máximo de campo que permiten es de 40x40cm² y la altura de las láminas es de 60 mm.

uministrador	Modelo acelerador, modelo MLC	Número láminas	Anchura en el isocentro	Tamaño máximo de campo	Tipo focalización	Altura láminas
Elekta Inc.	Elekta Synergy, Precise	80	10 mm	40 x 40 cm ² max circ: 40 cm ϕ	Focalización simple	75 mm
Siemens Medical Solutions	ONCOR Avantgarde MLC: Optifocus	82	10 mm, láminas exter. 5 mm	40 x 40 cm ² max circ: 20 cm ϕ	Focalización doble	76 mm
	ONCOR impression, PRIMUS MLC: Optifocus ^(a) o 3-D MLC ^(b)	^(a) 82	10 mm, láminas exter. 5 mm	40 x 40 cm ² max circ: 20 cm ϕ		
		^(b) 58	10 mm, lámina n.15:11 mm láminas exter. (1 y 29) 65 mm	40 x 40 cm ² max circ: 12.5 cm ϕ		
Varian Medical Systems	Clinac MLC: Milenium	52	10 mm	40 x 26 cm ²	No focalizadas	59 mm
		80	10 mm	40 x 40 cm ²		
		120	10 mm (40 externas) 5 mm (80 centrales)	40 x 40 cm ²		
	Trilogy	120	10 mm (40 externas) 5 mm (80 centrales)	40 x 40 cm ²		60 mm
	BRAINLAB-VARIAN MLC: m3 micromultiláminas	52	14 x 3 mm 6 x 4.5 mm 6 x 5.5 mm	10 x 10 cm ²		No focalizadas
3D LINE Medical Systems	L'ARANCIO	48	3 mm	7 x 7 cm ²	Focalización doble	80 mm
	L'AZZURO		5 mm	10 x 12 cm ²		80 mm
	IL VERDE		7 mm	10 x 17 cm ²		70 mm

Tabla 2.1. Características mecánicas principales de las láminas de los MLC más extendidos.

2.5.2. Ubicación del banco de láminas

En general, los sistemas MLC se clasifican en tres categorías atendiendo a la ubicación del banco de láminas dentro del cabezal y a la función que éste desempeña (M. Sastre-Padro et al., 2009). En las figuras se indican las distancias desde el blanco hasta la base de los distintos sistemas de colimación. Las denominaciones de las mordazas son las propias de cada acelerador:

- **Sustitución parcial del colimador superior.** Son los sistemas MLC montados en los aceleradores Elekta. En la Figura 2.9 aparece un esquema para esta ubicación del MLC.

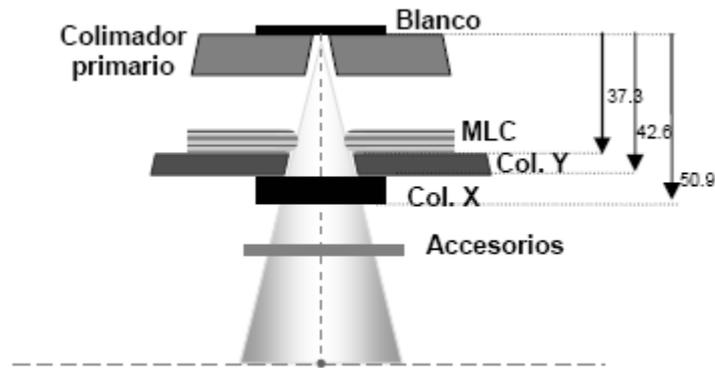


Figura 2.9. Colocación del MLC mediante sustitución parcial del colimador superior.

- **Sustitución del colimador inferior.** Son los sistemas MLC montados en los aceleradores Siemens y Scanditronix. En la Figura 2.10 aparece un esquema para esta ubicación del MLC.

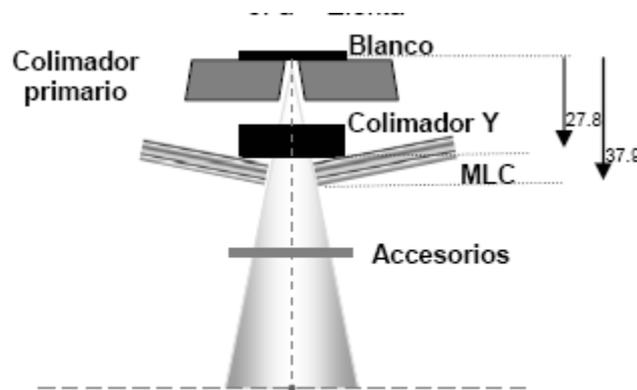


Figura 2.10. Colocación del MLC mediante sustitución del colimador inferior.

- **Colimador adicional terciario.** Son los sistemas MLC instalados en los aceleradores Varian, así como los sistemas de micromultiláminas. En la Figura 2.11 aparece un esquema para esta ubicación del MLC. Ésta es la disposición del MLC utilizado para la realización de este trabajo.

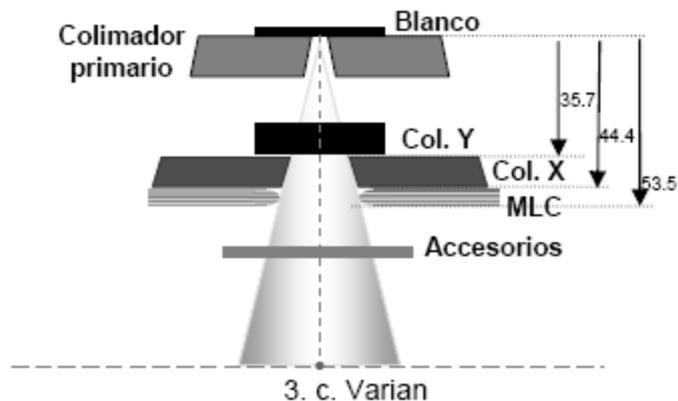


Figura 2.11. Colocación del MLC como colimador adicional terciario.

2.5.3 Indicación 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.

Las láminas del MLC deben seguir una nomenclatura como la que se muestra en la Figura 2.12. Se diferencian los ejes X e Y, se distinguen los dos bancos de láminas (uno a cada lado), y se numeran de 1 a N.

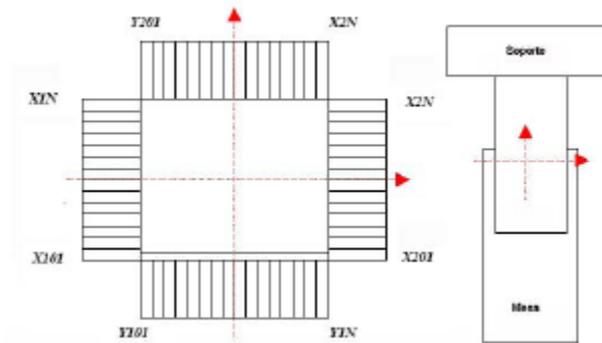


Figura 2.12. Esquema con el sistema de coordenadas ligado al MLC. A la derecha proyección de la mesa desde el punto de vista del haz con el colimador a 0°.

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.

La alineación de los ejes mecánicos fundamentales (cabezal, brazo y mesa de tratamiento) se establece independientemente de que el acelerador esté dotado de sistema MLC.

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 (A.L. Boyer et al., 1992).

En el siguiente capítulo se explican los controles de calidad que se suelen realizar de forma habitual al sistema de colimación multiláminas.

3. CONTROL DE CALIDAD Y *FENCE TEST*

3.1 Control de calidad.....	38
3.2 <i>Fence test</i>	42

3.1 CONTROL DE CALIDAD

Una buena precisión del acelerador lineal es imprescindible para el tratamiento de radioterapia. La implementación de la técnica de IMRT en un servicio de Radioterapia lleva asociada un comportamiento del MLC mucho más exigente que el que se requiere para tratamientos conformados 3D convencionales (C. D. Venencia and P. Besa, 2004). Resulta necesario realizar un control de calidad más completo y exhaustivo del MLC. En este trabajo, se presentan las pruebas realizadas para el control de la precisión en el posicionamiento de las láminas y los resultados obtenidos en el acelerador Varian Clinac del servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Clínico de Salamanca.

Durante los últimos 15 años, se ha generalizado la implantación de sistemas MLC en los aceleradores lineales. Su aplicación se extiende desde la sustitución de los bloques de protección convencionales hasta los tratamientos dinámicos más complejos, abarcando la radioterapia conformada en tres dimensiones (RTC-3D), la radioterapia con arcos dinámicos (IMAT), la radioterapia de modulación de intensidad (IMRT) así como la radioterapia estereotáctica mediante sistemas de colimación micromultiláminas.

Numerosas publicaciones presentan descripciones, aplicaciones y aspectos dosimétricos de los distintos sistemas MLC existentes en el mercado, pero son escasas las que contemplan recomendaciones de aplicación al Programa de Control de Calidad (PCC) de aplicación a este tipo de equipamiento. Así, en la normativa española sobre criterios de calidad en radioterapia (RD 1566/1998) no se hace referencia a los mismos.

Las normas internacionales, de cumplimiento obligatorio para los fabricantes de aceleradores (normas UNE-EN 60601-2-1, UNE-EN 60976, UNE-EN 61217) recogen de manera exhaustiva, los requisitos funcionales y de seguridad de los sistemas MLC.

Por otro lado, la literatura científica especializada en el ámbito de la Física Médica con amplia difusión en el ámbito asistencial, incluye artículos dedicados a describir los distintos aspectos dosimétricos de los sistemas MLC, programas de control de calidad asociados a su implementación clínica y aplicaciones específicas (Palta et al., 1996).

Entre las recomendaciones generales sobre aplicaciones y/o control de calidad de aceleradores, en las más antiguas (Lossaso T., Chui C., Ling C., 1998), pero hasta hace poco tiempo de uso muy extendido, se hace escasa mención al MLC.

En 1994, el TG-40 de la AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) publicó un informe (AAPM TG-40, Report 46) ampliamente usado y referenciado que incluía recomendaciones para la realización de pruebas de carácter general para el control de calidad de aceleradores lineales de uso médico.

Las primeras implementaciones de colimadores multiláminas (Klein, 1995; Galvin, 1992; Galvin, 1993) se limitaban a cumplir pruebas y recomendaciones de tolerancia para los primeros MLC de las máquinas de Varian.

Poco después, se publicó un artículo para las máquinas de Elekta (J. Jordan and P. C. Williams, 1994) y otro para las de Siemens (Das et al., 1994). Mubata (Mubata et al., 1995) publicó un artículo dedicado al control de calidad de las máquinas de Varian basándose en los mencionados artículos iniciales.

Desde la aparición del Report 46 de la AAPM TG-40 se han desarrollado diversas tecnologías que en la actualidad se usan de forma habitual en la práctica clínica (MLC, cuñas virtuales y dinámicas, EPIDs (*Electronic Portal Imaging Devices*)).

El *Institute of Physics and Engineering in Medicine* (IPEM), en 1999 publicó un documento muy extenso sobre los aspectos físicos del control de calidad en radioterapia donde se dedica un capítulo a los sistemas MLC, centrándose sobre todo en los sistemas MLC de uso más extendido en el Reino Unido. En 1998, la AAPM formó un grupo, AAPM TG-50, para el control de la colimación multiláminas, incluyendo secciones extensas sobre el control de calidad del MLC. Este grupo elaboró en 2001 un documento específico sobre sistemas MLC (AAPM TG-50), el cual recoge los aspectos prácticos de su aplicación, pero no se extiende en lo relativo al programa de control de calidad. A pesar de que el informe del grupo se publicó durante las primeras implementaciones de IMRT que usaban MLC, no hacía recomendaciones específicas para los MLCs como las que se hacían para IMRT. La *Swiss Society for Radiobiology and Medical Physic*, en sus recomendaciones aparecidas a finales de 2003, recoge brevemente los aspectos más importantes a verificar del sistema MLC. Las sociedades científicas francesa (SFPM) y belga (SBPH) han elaborado también un documento, exhaustivo y específico acerca de los aspectos físicos del PCC de los sistemas MLC.

Publicaciones posteriores (V. P. Cosgrove et al., 1999; J. Chang et al., 2004) ya incorporaban pruebas dirigidas específicamente al control de calidad del MLC.

Con respecto al impacto del MLC en IMRT, diversas publicaciones han documentado el impacto de la exactitud y precisión de la posición de las láminas así como de la transmisión entre láminas contiguas en la precisión de los campos diseñados para IMRT (J. E. Bayouth and S. M. Morrill, 2003; E. E. Klein and D. A. Low, 2001; T. Losasso, 2008).

En 2009 se ha publicado otro *Report* de la AAPM (AAPM TG-142) que recomienda una serie de pruebas para el control de calidad del MLC de los aceleradores lineales utilizados en radioterapia, que varía en función de la utilización o no del MLC para IMRT. La Tabla 3.1 muestra las pruebas recomendadas para el control de calidad del MLC en ambos casos.

Algunos de los parámetros de las láminas que afectan al reparto de dosis para IMRT incluyen la precisión en la posición de las láminas y los valores de transmisión. Pruebas sencillas, como el “*Picket Fence Test*” que se describe en (T. Losasso, 2008) permiten evaluar cualitativamente la precisión en la posición de las láminas, por la coincidencia de láminas secuenciales y la transmisión, particularmente entre las láminas. En (AAPM TG-142) se recomienda la realización del “*Picket Fence Test*” de forma semanal, con la exploración cuidadosa de la imagen adquirida mediante película

estática o visión portal. Como revisión mensual, se recomienda la realización de un *test* de posicionamiento de las láminas un poco más completo, que consiste en la repetición del *Fence Test* para distintos ángulos de rotación del *gantry*. De esta manera será posible comprobar si el funcionamiento del MLC se ve modificado por efectos gravitacionales.

Procedure	Tolerance
	Weekly (IMRT machines)
Qualitative test (i.e., matched segments, aka “picket fence”)	Visual inspection for discernable deviations such as an increase in interleaf transmission
	Monthly
Setting vs radiation field for two patterns (non-IMRT)	2 mm
Backup diaphragm settings (Elekta only)	2 mm
Travel speed (IMRT)	Loss of leaf speed >0.5 cm/s
Leaf position accuracy (IMRT)	1 mm for leaf positions of an IMRT field for four cardinal gantry angles. (<i>Picket fence</i> test may be used, test depends on clinical planning-segment size)
	Annually
MLC transmission (average of leaf and interleaf transmission), all energies	±0.5% from baseline
Leaf position repeatability	±1.0 mm
MLC spoke shot	≤1.0 mm radius
Coincidence of light field and x-ray field (all energies)	±2.0 mm
Segmental IMRT (step and shoot) test	<0.35 cm max. error RMS, 95% of error counts <0.35 cm
Moving window IMRT (four cardinal gantry angles)	<0.35 cm max. error RMS, 95% of error counts <0.35 cm

Tabla 3.1. Pruebas recomendadas por la AAPM (TG-142, Report:QA of Medical Accelerators, 2009) para el control de calidad del MLC

Una disminución en la velocidad de desplazamiento de las láminas puede dar como resultado un aumento del haz de radiación o errores en la anchura del *gap* (AAPM, TG-142). En algunas ocasiones, el fabricante del acelerador proporciona un *software* para medir la velocidad de desplazamiento de las láminas, como ejemplo podemos ver el caso de Varian, que ofrece una herramienta para realizar este análisis (C. D. Venencia and P. Besa, 2004; A. M. Stell et al., 2004). El *software* obtiene los datos y crea una serie de tablas y gráficos, concretamente un histograma de errores que muestra todas las desviaciones en la posición de las láminas y el error cuadrático medio de las desviaciones. Se considera aceptable si el 95% de las desviaciones de las láminas son menores de 0.35cm y el máximo error RMS para cada lámina es menor que los 0.35cm. En la Tabla 3.1 aparece también este *test*, de periodicidad anual. Es posible desarrollar *software* de análisis similar para otros sistemas si pueden extraerse los datos relativos a la posición de las láminas y a su velocidad.

En (AAPM, TG-142) se recomienda una mejora de la prueba de transmisión de carácter anual que incluya un análisis cuantitativo de la transmisión de las láminas. Herramientas de desarrollo reciente utilizan EPIDs, que permiten trabajar con precisiones por debajo del píxel para detectar cambios en localizaciones concretas de una imagen adquirida (S. S. Samant et al., 2002; M. Mamalui-Hunter et al., 2008).

Como la parametrización de la planificación de tratamiento tiene por objeto dar un valor global de la transmisión de las láminas, es importante que las características del cuerpo y los extremos de las láminas no cambien con el tiempo. El parámetro más

vulnerable es la rigidez lateral de la lámina, ya que puede afectar a las fugas entre láminas, de ahí que sea necesario prestarle la suficiente atención. La repetibilidad de la posición de la hoja, y la coincidencia de campo de luz y el campo de radiación son las pruebas destinadas a comprobar la alineación de los sistemas de colimación multiláminas. También pueden ser recomendables pruebas específicas del fabricante en función del modelo de MLC utilizado. Cada fabricante tiene sus propias recomendaciones para el programa de mantenimiento y por lo tanto la frecuencia de sustitución de los motores del MLC y de sus láminas puede variar. Después de cada cambio, se requiere de nuevo la realización de las pruebas. El método de prueba (película, detectores de estado sólido, *software*, EPID,...) deberá ser lo suficientemente sensible para detectar errores y tener la capacidad de analizar todas las láminas del MLC.

El conjunto de parámetros a evaluar para el control de calidad del MLC se presentan según el orden recomendado por la AAPM para la realización de las verificaciones:

- Centrado del Sistema MLC respecto al eje de rotación del cabezal
- Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del brazo
- Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a los colimadores
- Correspondencia entre campo luminoso y campo de radiación
- Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas
- Transmisión entre las láminas
- Determinación de las penumbras
- Velocidad de las láminas.
- Funcionalidad del sistema MLC
- Seguridad (*interlocks* en modo clínico)

Inicialmente, se realizan las verificaciones mecánicas y a continuación las ópticas y de radiación, aunque en algunos casos es inevitable que se encuentren mezcladas.

Como aspectos imprescindibles en la implantación de IMRT, deben tenerse en cuenta los mecanismos de aceptación, comisionamiento y control de calidad. Gran parte de la labor que atañe a la aceptación, comisionamiento y control de calidad de la IMRT es análoga a la requerida en las técnicas convencionales RTC-3D.

Una parte esencial de la verificación dosimétrica completa es estudiar planes de tratamiento y prescripciones que simulan el rango de volumen blanco y diversas geometrías de órganos de riesgo que se usarán en la clínica. Debido a la complejidad de la administración de la IMRT, previo al tratamiento del paciente deben verificarse las UM, bien sea a través de medidas directas o mediante un sistema de cálculo validado e independiente (Chui, C., LoSasso, T., 1994).

Para las medidas directas hay que hacer uso de maniqués geométricos o antropomórficos, que se irradiarán en las mismas condiciones de tratamiento del paciente. La verificación de las UM a través del ordenador es una técnica de validación

muy eficiente pero el modelo de cálculo tiene que contemplar todos los efectos de fuga de la radiación del MLC (transmisión de la hoja, radiación dispersa, geometría de la fuente, etc.) y a su vez la verificación de este algoritmo requiere medidas directas de las dosis. En cualquier caso es importante realizar verificaciones periódicas para revisar la planificación y administración de dosis en su totalidad.

La verificación del tratamiento de IMRT en un paciente, parte de la base que previamente la unidad de tratamiento o sea el acelerador lineal, cumple adecuadamente con el programa de control de calidad que se le haya establecido. A esto hay que agregarle la verificación de la tasa de dosis de la máquina y del posicionamiento del paciente. Para posicionar al paciente se recurre, usualmente, a sistemas de inmovilizadores no invasivos, la exactitud de la inmovilización del paciente y colocación del sistema es crítica para administrar adecuadamente la dosis.

Antes de administrar cada tratamiento de IMRT, hay que comprobar la integridad de todos los datos de la Unidad de Radioterapia. Por ejemplo, que los datos computarizados del sistema de registro y verificación del acelerador lineal que indican la posición inicial de cada una de las láminas del MLC son correctos, así como los otros parámetros del acelerador. Al concluir la administración de la dosis para cada campo de tratamiento también hay que comprobar la posición final de las láminas.

La literatura muestra que pequeños errores en la colocación de algún parámetro puede dar lugar a importantes errores en la administración de la dosis.

3.2 FENCE TEST

En este trabajo, se presentan las pruebas realizadas para el control de la exactitud y la precisión en el posicionamiento de las láminas y los resultados obtenidos en el acelerador Varian Clinac DHX del servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Clínico de Salamanca. Hay múltiples pruebas para verificar el correcto posicionamiento de las láminas del MLC. Una de ellas, es el “*Fence Test*” (también conocido como “*MLC strip test*” o “*MLC gap test*”) (T. Losasso, 2008), que es la prueba que vamos a utilizar en este trabajo. Según la Tabla 3.1, el *Fence Test* identifica errores de 1 mm o superiores que no se verían en el control de calidad de IMRT específico de cada paciente. Habitualmente, se realiza mediante inspección visual. El objetivo de este trabajo es realizar un análisis cuantitativo de los datos del *test*, para automatizar el procedimiento habitual y tratar de disminuir la tolerancia de error intentando detectar errores inferiores al milímetro.

El *Fence Test* consiste en desplazamientos simultáneos de todas las láminas de cada banco del MLC. En la Tabla 3.2 se muestra la secuencia de movimientos realizados por las láminas y en la Figura 3.1 se representa de forma gráfica.

Si denominamos banco B al representado en el lado izquierdo del papel (en rojo) y banco A al representado en el lado derecho (en azul), hay que tener en cuenta que cuando las láminas del banco B se encuentren en la zona izquierda tomarán valores

positivos, mientras que para las láminas del banco A ocurrirá lo contrario: tomarán valores negativos en la zona izquierda, y positivos en la derecha.

Como se puede ver, el *Fence Test* comienza con el MLC cerrado 5 cm a la izquierda de la posición central. En el primer paso, las láminas del banco A se abren hacia la derecha, y en el segundo, las láminas del banco B se acercan a las anteriores dejando un *gap* de 0.5 mm entre bancos. Seguidamente, el banco A vuelve a desplazarse hacia la derecha un total de 2 cm, y el banco B se acerca de nuevo hasta dejar una separación entre bancos de 0.5 mm. El proceso se repite hasta completar 5 *gaps*, y finalmente los bancos se juntan a 5cm de la posición central.

Paso	B (cm)	A (cm)	Paso	B(cm)	A(cm)
1	5	-5	13	0	0.05
2	5	-3.95	14	0	2.05
3	5	-3.95	15	0	2.05
4	4	-3.95	16	-2	2.05
5	4	-3.95	17	-2	2.05
6	4	-1.95	18	-2	4.05
7	4	-1.95	19	-2	4.05
8	2	-1.95	20	-4	4.05
9	2	-1.95	21	-4	4.05
10	2	0.05	22	-4	5
11	2	0.05	23	-4	5
12	0	0.05	24	-5	5

Tabla 3.2. Secuencia de movimientos realizados por las láminas de cada banco.

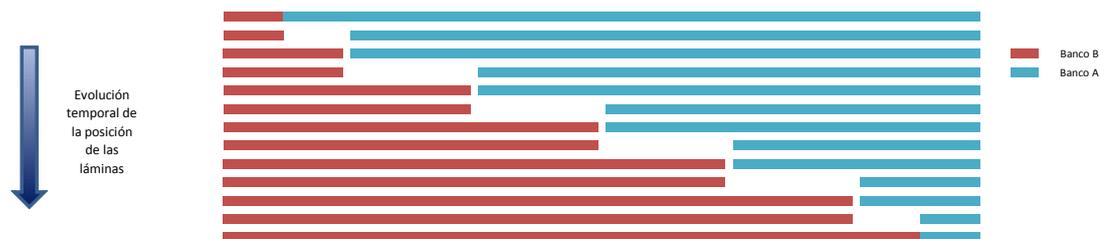


Figura 3.1. Secuencia de movimientos realizados por las láminas del MLC. Por simplicidad, sólo se representa una lámina de cada banco.

En la Figura 3.2 se muestra el resultado obtenido tras la irradiación en la zona de interés. Como se ha mencionado antes, este trabajo pretende realizar un análisis cuantitativo de los resultados, ya que la forma habitual de analizar los resultados es la inspección visual: se analizan las 5 líneas de la figura, cada una de las cuales corresponde a un *gap*, buscando zonas más finas o gruesas que indicarían una distancia entre láminas menor o mayor que los 0.5 mm esperados, respectivamente. En la Figura 3.2 ya puede verse que los 40 pares de láminas centrales son más estrechos que los externos, tal y como se detalló en el apartado 2.5.1.

El *Fence Test* se realizó con el *gantry* posicionado a 0° y el colimador a 90° . El tamaño de campo es de 14 cm en el eje X (sentido del desplazamiento de las láminas) frente a 40 cm en el eje Y. En este trabajo se realizan pruebas con las dos energías disponibles en el acelerador Clinac Varian (6 y 15MV), tanto con 50 UM como con 100, y a una tasa de 300UM/min.

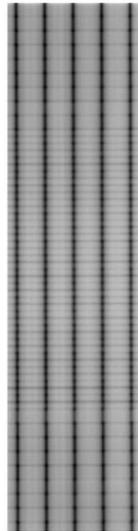


Figura 3.2. Resultado obtenido tras realizar la irradiación de la prueba *Fence Test*.

La imagen se captura mediante radiografías computarizadas (CR, *Computed Radiography*), se procesan y se analizan las posiciones de las láminas de forma cuantitativa mediante la aplicación implementada con el *software* MATLAB. Los datos se introducen en una hoja de cálculo con el objetivo de ir almacenando un histórico de las pruebas realizadas. En el apartado 4.2 se detalla la técnica seguida para la realización de la prueba.

En una etapa posterior se verificará la posición del MLC usando el sistema de visión portal del propio acelerador, lo que permitirá realizar pruebas de posicionamiento del MLC con distintos ángulos de giro del *gantry*.

Como en (LoSasso, 2008), en una segunda fase del trabajo, se introducen errores intencionales para asegurarnos de que es posible identificar errores desconocidos. Se realizan *tests* con anchura de *gap* de 0.1 mm hasta 1 mm en lugar del *gap* habitual de 0.5 mm en láminas aleatorias y se evalúan los resultados.

Algunos de los errores intencionales introducidos en el *Fence Test* eran notables visualmente. El análisis gráfico y cuantitativo realizado posteriormente corrobora la existencia de los errores y es capaz de mejorar los resultados obtenidos tras la inspección visual, detectando algunos errores adicionales.

Se espera poder extender esta prueba para realizar el control de calidad completo del MLC, incluso para tratamientos dinámicos en los que las posiciones de las láminas del MLC van cambiando de forma simultánea a la rotación del *gantry*.

4. MATERIALES Y TÉCNICA

4.1. MATERIALES.....	46
4.1.1 Acelerador lineal Varian Clinac DHX.....	46
4.1.2 Radiografía Computarizada (CR, <i>Computed Radiography</i>)	48
4.1.3 Lector FCR XG5000 y consola CR.....	49
4.1.4 DICOM	51
4.2. TÉCNICA.....	52

4.1. MATERIALES

Todo el material empleado para la realización de las pruebas pertenece al Hospital Clínico de Salamanca y se describe detalladamente en los siguientes subapartados.

4.1.1 Acelerador lineal Varian Clinac DHX.

Es un acelerador lineal de energía dual (fotones de 6 y 15MV) perteneciente a la serie D de la casa comercial Clinac®. En la Figura 4.1 se muestra una fotografía de dicho acelerador.



Figura 4.1. Imagen de Acelerador Varian Clinac DHX

Este acelerador presenta una gran versatilidad y se puede utilizar en tratamientos para una gran variedad de casos clínicos. Algunas de sus características principales son:

- Alta estabilidad del haz de radiación, generación del haz basada en *klystron*.
- Gran fiabilidad.
- 5 energías de electrones (4,6,9,12 y 16MeV).
- Tasa de dosis máxima de 600UM/min para todas las energías de fotones y electrones.
- Alta precisión de la mesa.

- Mordazas independientes.
- Cuñas dinámicas.
- Alineamiento preciso de *gantry*, mesa y colimador.
- Reproducible, estable y con posicionamiento preciso del paciente.
- Colimador multiláminas Millennium™ de 60 pares de laminas.
- Sistema de imagen PortalVision™.
- Diversas técnicas de IMRT, incluyendo “*step and shoot*”, “*sliding window*”, etc.
- Capacidad de tratamiento dinámico con RapidArc™.

El acelerador lineal Varian Clinac DHX cuenta con el **Colimador Multiláminas Millennium** (*Millenium MLC*), que es un equipo accesorio diseñado para ser montado en aceleradores Clinac de Varian para radioterapia, y tiene la finalidad de dar forma al perímetro de los campos de rayos X. Los tratamientos con dicho MLC pueden ser de dos tipos:

- **Estáticos**, mantienen todos los ejes de movimiento (incluyendo el ángulo del *gantry*, la posición de la camilla y las láminas del MLC) estacionarios durante el tratamiento.
- **Dinámicos**, existen dos tipos:
 - **Tratamientos de dosis dinámica.** Las láminas del MLC se mueven en función de la dosis administrada. Todos los demás ejes, incluido el ángulo del *gantry* y la posición de la camilla, se mantienen fijos durante la terapia de dosis dinámica. Gracias al uso de la técnica de administración segmentada (“*step and shoot*”) en los soportes, el haz se interrumpe mientras los soportes, las láminas y las mordazas inferiores se desplazan a la siguiente posición del campo de tratamiento al unísono. En este trabajo nos centramos en este tipo de tratamiento.
 - **Tratamientos de arco dinámico.** Las láminas del MLC se posicionan de forma dinámica mientras se mueve el *gantry* de la unidad Clinac por un arco alrededor del paciente durante el tratamiento. Las láminas del MLC se mueven en función del ángulo del *gantry* en el arco.

Como se ha visto en el apartado 2.5.1, el modelo de MLC disponible en este acelerador es el “*Millenium MLC*”, con un diseño de 120 láminas (60 pares) con un grosor de lámina de 5mm proyectado al isocentro (sobre los 20 centímetros centrales del plan de tratamiento) y un grosor de lámina de 1 cm sobre los 10 cm periféricos a cada lado del plan de tratamiento.

Este sistema dispone también de una aplicación *software* asociada (“*Treatment Workstation*”) que cuenta con diversas áreas tal y como puede verse en la Figura 4.2.

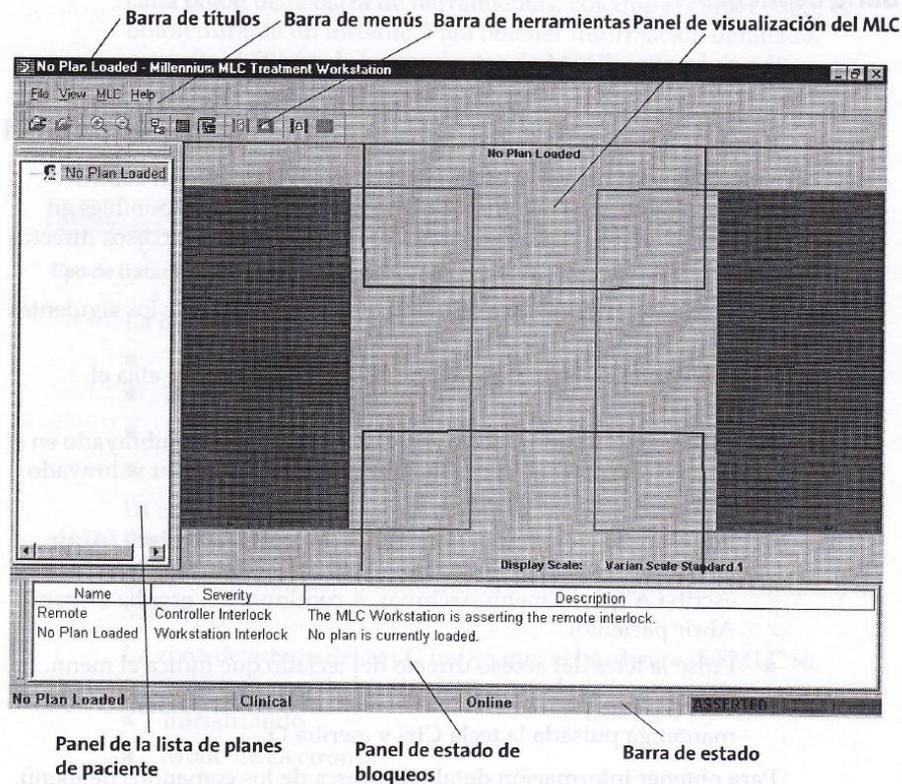


Figura 4.2. Escritorio de la aplicación del MLC Millennium

La aplicación MLC ofrece, por tanto, las siguientes funciones:

- Control y seguimiento en tiempo real de las posiciones de las láminas.
- Comunicación con la unidad Clinac para los bloqueos y visualización de las mordazas del colimador.
- Interfaz gráfica del usuario para la visualización de los parámetros del MLC.

4.1.2 Radiografía Computarizada (CR, *Computed Radiography*)

Los sistemas de radiografía computarizada (CR) son hoy en día el sustituto de las películas radiográficas más empleados, debido a las ventajas que presentan (J.A. Rowlands, 2002; A.J. Olch, 2005):

- Carácter digital.
- Amplio rango dinámico.
- Portabilidad.
- Calidad de las imágenes obtenidas.

El desarrollo de los sistemas de CR empezó en 1975, cuando Kodak™ concibió el almacenamiento de una imagen de rayos X en una pantalla de fósforo; sin embargo fue Fuji™ quien desarrolló en 1980 el primer sistema de imágenes médicas de rayos X basado en placas de fósforo.

El CR contiene fósforo fotoestimulable que almacena la energía de los rayos X. Al escanear el CR con un lector se libera la energía almacenada tras la irradiación y se producen señales electrónicas que son convertidas a valores digitales. Los fósforos de fluorohalido de bario (BaFX) en una capa de alta densidad logran la sensibilidad, la nitidez y el bajo ruido requerido.

La función del estímulo óptico empleado en la lectura de la placa es permitir a las cargas atrapadas en la estructura del fósforo adquirir la energía necesaria para salir de la trampa, produciendo una recombinación radiativa de las cargas anteriormente atrapadas.

Habitualmente, la placa de fósforo se ubica en el interior de un chasis para su exposición, y posteriormente se transporta de forma manual al sistema de lectura. En la Figura 4.3 se muestra una fotografía de los chasis utilizados para la realización de las pruebas.



Figura 4.3. CR, chasis de radiografía computerizada.

El rango habitual de voltaje utilizado en radiología va de unos 25 a unos 120 kVp. Sin embargo, en radioterapia, las energías de rayos X utilizadas son mucho más elevadas, (del orden del megavoltaje). El aumento de kV hace que aumente la penetrabilidad del haz de rayos X y la radiación dispersa, lo que conlleva una reducción del contraste de la imagen. Por esta razón, los CRs utilizados en radiología convencional son diferentes de los utilizados en radioterapia. Los CRs utilizados en radioterapia suelen tener unas pestañas en su parte posterior que permiten seleccionar entre “Exposición” y “Lectura”. Utilizan plomo en la placa de recubrimiento interior para mejorar la sensibilidad, y usan un mecanismo adhesivo para reforzar la adherencia. Como resultado, se obtienen imágenes con un contraste adecuado que dan soporte a la delimitación del área de tratamiento.

4.1.3 Lector FCR XG5000 y consola CR

El lector de CRs se basa en un láser que realiza un barrido sobre la placa con ayuda de un espejo, como se esquematiza en la Figura 4.4 (Rowlands, 2002).

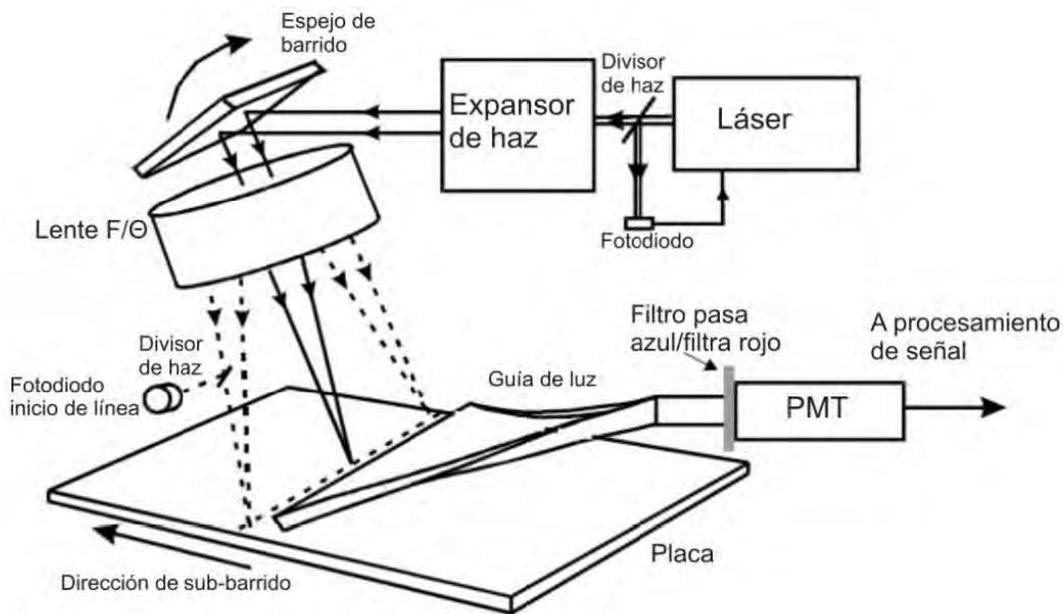


Figura 4.4. Esquema de un lector de placas de CRs.

Para la realización de este Trabajo se ha utilizado el lector FCR XG5000 (*Fuji Computerized Radiology*, Radiología Computerizada de Fuji), que es un lector de alto rendimiento. Ofrece buena calidad de imagen, versatilidad, facilidad de uso y eficiencia. En la Figura 4.5 se muestra una imagen del lector utilizado en el trabajo.



Figura 4.5. Lector FCR XG5000 de Fuji

Las imágenes leídas con el lector son preprocesadas mediante una consola multifunción que permite efectuar funciones de control de calidad, procesamiento de imágenes, así como todos los procesos complejos de la radiología digital (almacenar ID de paciente, realizar una vista previa de la imagen, procesamiento e impresión de imágenes, etc.) en una sola estación de trabajo. En la Figura 4.6 se muestran dos capturas de pantalla de la interfaz de la consola.



Figura 4.6. Interfaz de la consola multifunción

Las imágenes obtenidas se visualizan por primera vez en la consola y se almacenan en formato DICOM.

4.1.4 DICOM

DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) es el estándar reconocido universalmente para el intercambio de imágenes médicas. No es sólo un formato de fichero para imágenes médicas, sino que también es el mecanismo de codificación, almacenamiento y transmisión de imágenes aceptado por la comunidad médica.

El estándar DICOM facilita la interoperatividad de los equipos de imágenes médicas especificando:

- Para las comunicaciones de red, un conjunto de protocolos que deben ser seguidos por los dispositivos conformes al estándar.
- Sintaxis y semántica de los comandos y la información asociada que puede ser intercambiada usando estos protocolos.
- Para la comunicación de datos, un conjunto de servicios para el almacenamiento de datos que deben ser seguidos por los dispositivos conformes al estándar, así como un formato de fichero y una estructura de directorio médico para facilitar el acceso a las imágenes y a la información relacionada almacenada en medios de intercambio.
- La información que debe suministrarse con una implementación conforme al estándar.

Los ficheros DICOM tienen un formato muy complejo. Se pueden distinguir dos partes principales en su estructura:

- Una **cabecera** con multitud de campos estandarizados que especifican tanto datos administrativos (datos del paciente, hospital donde se realizó, etc.) como datos sobre la imagen (condiciones en las que se tomó, formato interno, etc.).

- El **cuerpo** del fichero, que contiene la propia imagen y puede estar comprimida con distintos estándares.

4.2. TÉCNICA

Como ya se ha descrito en 3.2, el *Fence Test* es una prueba que sirve para verificar el correcto posicionamiento del MLC. Un *test* de este tipo puede llegar a identificar errores menores de 1 mm que no se verían en el control de calidad de IMRT específico de cada paciente. El objetivo de este trabajo es realizar un análisis cuantitativo de los datos que pueda sustituir el procedimiento habitual consistente en realizar una inspección visual de los resultados.

Los pasos a seguir para la realización del *Fence Test* son los siguientes:

- Se coloca un CR sobre la mesa del acelerador, centrando sus marcas con los láseres de la sala y fijando una distancia de 100 cm desde el foco.
- Se cargan los parámetros de la irradiación desde los controles del acelerador. Estos pueden verse resumidos en la Tabla 4.1.

Tamaño de campo	14cmx40cm
Energía	6MV/15MV
Unidades monitor	50/100UM
Tasa de radiación	300UM/min
Ángulo colimador	90°
Ángulo <i>gantry</i>	0°
Distancia mínima entre bancos de láminas	0.5mm
Distancia máxima entre bancos de láminas	20.5mm

Tabla 4.1. Parámetros para la realización del *Fence Test*.

- Se realiza el disparo, comprobando en la aplicación *MLC Millenium* que las láminas realizan correctamente los movimientos esperados.
- Se recoge el CR y se lleva al lector FCR de Fuji.
- Se lee la imagen en modo “*Raw Data 100%*”, eliminando las máscaras que añade por defecto el programa.
- Se guarda la imagen en formato DICOM (.dcm).
- Se analizan las imágenes obtenidas con la aplicación implementada en Matlab.

Se observa que con 100UM se satura la imagen, por lo que se fija finalmente un total de 50 UM para la prueba, y se comprueba la validez del procesado de imagen para las dos energías del acelerador. Las pruebas realizadas pueden dividirse en dos fases:

- **Fase 1.** Se realiza el *Fence Test* original, en el que todos los *gaps* entre los bancos de láminas son de 0.5mm. Se realiza una primera interpretación de los resultados, encontrando la necesidad de preprocesar la imagen recortándola y rotándola para alinearla correctamente con los ejes. También se filtra la imagen para reducir ruido de alta frecuencia. Se realiza un análisis por niveles de gris.
- **Fase 2.** Se introducen errores en el *Fence Test* original. Se diseñan varias pruebas que introducen *gaps* de entre 0.1 y 1 mm en algunas posiciones del *test*.

Estas posiciones se identifican mediante el número de lámina y el *gap* en el que se produce el error. En esta fase, se trata de encontrar los errores y fijar tolerancias para poder encontrar en un futuro errores desconocidos. Se valora la posibilidad de realizar una normalización adicional al procesado de imagen de la fase anterior.

5. IMPLEMENTACIÓN DE LA APLICACIÓN

5.1 PREPROCESADO DE LA IMAGEN.	56
5.2 ROTACIÓN DE LA IMAGEN	57
5.3 BÚSQUEDA DE LA POSICIÓN DE LOS PARES DE LÁMINAS Y DE LOS GAPS	59
5.4 BÚSQUEDA DE PICOS	62
5.5 CÁLCULO DE TOLERANCIAS	63

Se ha implementado una pequeña aplicación en MATLAB para la cuantificación de los errores del MLC en la prueba del *Fence Test*. En este capítulo se describen las fases de elaboración del programa así como sus características principales.

5.1 PREPROCESADO DE LA IMAGEN.

Tras irradiar la placa radiográfica con los parámetros descritos en el Capítulo 4, se procede a su lectura y almacenamiento en formato DICOM (extensión .dcm). El “*Image Processing Toolbox*” de Matlab dispone de varias funciones específicas para el tratamiento de imágenes en dicho formato. Algunas de las utilizadas en este trabajo son:

- **dicomread()**: extrae los datos de la imagen del fichero DICOM.
- **dicominfo()**: extrae los datos de la cabecera (metadatos) del fichero DICOM, como por ejemplo la fecha y hora de lectura.

La representación directa, sin ningún tipo de preprocesado, da como resultado imágenes como la de la Figura 6.1a, donde se aprecian las 5 líneas verticales donde la radiación total ha sido mayor con tonos más claros. Habitualmente, la imagen radiológica se presenta con la **escala de grises invertida**, es decir:

- Las zonas con tejidos que absorben más radiación (por ejemplo el hueso) harán que la placa radiográfica reciba menos radiación y se suelen representar de color blanco.
- Las zonas con tejido blando, en las que la radiación es más penetrante y alcanza más la placa radiográfica en color negro.

El resultado de invertir la escala de grises de nuestra imagen original se representa en la Figura 5.1b.

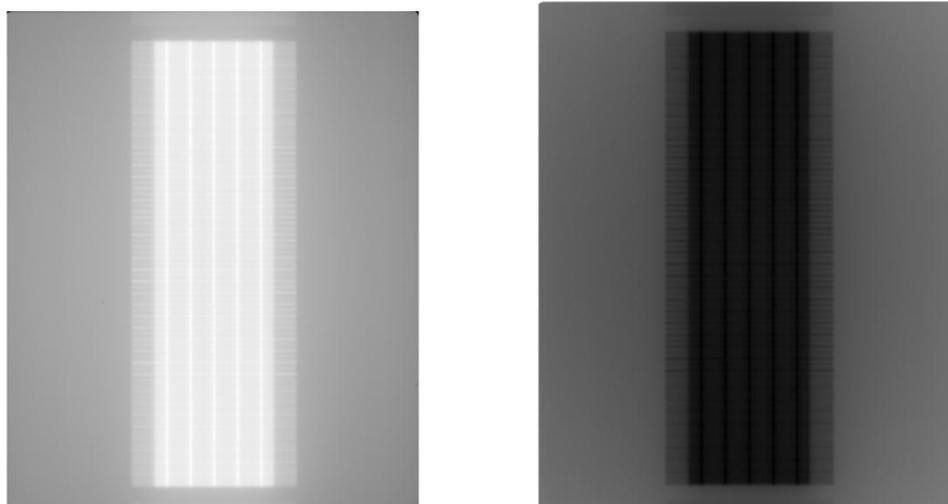


Figura 5.1. a) Imagen original. b) Imagen con la escala de grises invertida, es la representación más habitual en radiología.

El siguiente paso consiste en realizar un recorte de la imagen, puesto que la zona de interés, se reduce a la zona central tal y como puede apreciarse en las imágenes anteriores. Como existe un protocolo para la colocación del chasis radiográfico para su irradiación, se puede realizar un recorte directo de la imagen, con cierto margen de seguridad para no recortar zonas de interés. Un ejemplo de imagen recortada se muestra en la Figura 5.2.

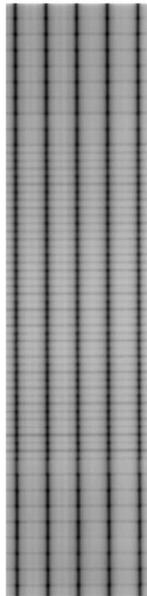


Figura 5.2. Imagen recortada

5.2 ROTACIÓN DE LA IMAGEN

En la Figura 5.3 se representan dos perfiles de intensidades, horizontal (o transversal) y vertical (o longitudinal) respectivamente. Este tipo de representaciones va a ser muy utilizado a lo largo del trabajo puesto que nos indican los valores de gris que toma la imagen en las posiciones seleccionadas y resultan de gran utilidad. En el eje de abscisas (eje X) se representa la posición en píxeles y en el eje de ordenadas (eje Y, longitudinal) el valor de la escala de grises de cada pixel (los valores bajos representan zonas oscuras y los altos claras).

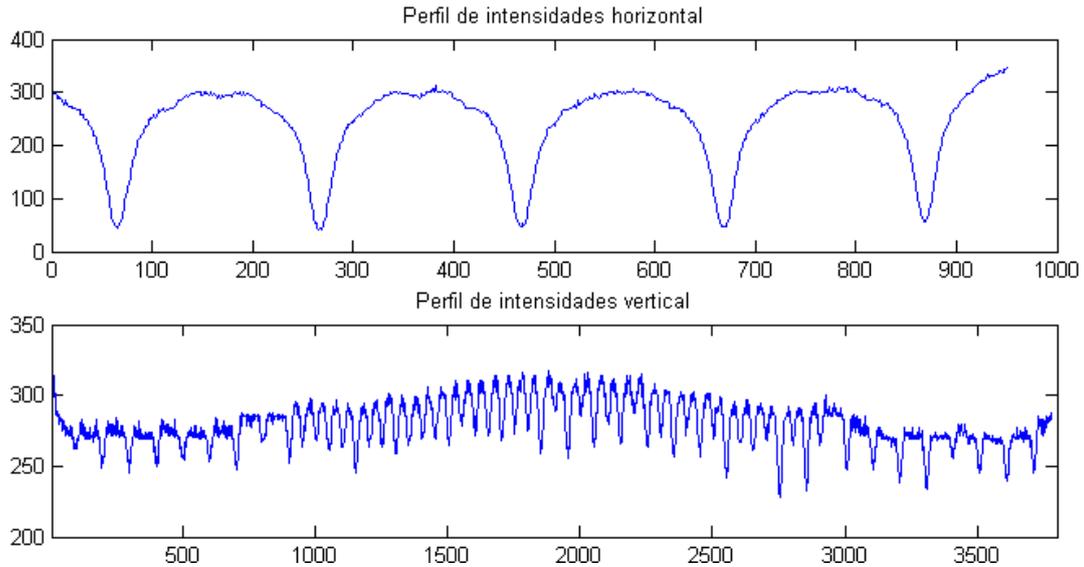


Figura 5.3. Perfiles de intensidad horizontal (arriba) y vertical (abajo). El eje de abscisas representa la posición en píxeles y el eje de ordenadas el nivel de la escala de grises.

La imagen recortada puede presentar una pequeña **rotación** (habitualmente $<1^\circ$) que es difícil percibir a simple vista. Sin embargo, si existe dicha rotación, al trazar el perfil de intensidades en dirección longitudinal se observará una pendiente debido a la diferencia de brillo a lo largo de la línea seleccionada. En la Figura 5.4 se representa una de las imágenes adquiridas con una rotación de 0.2° y en la Figura 5.5 la imagen con la rotación corregida.

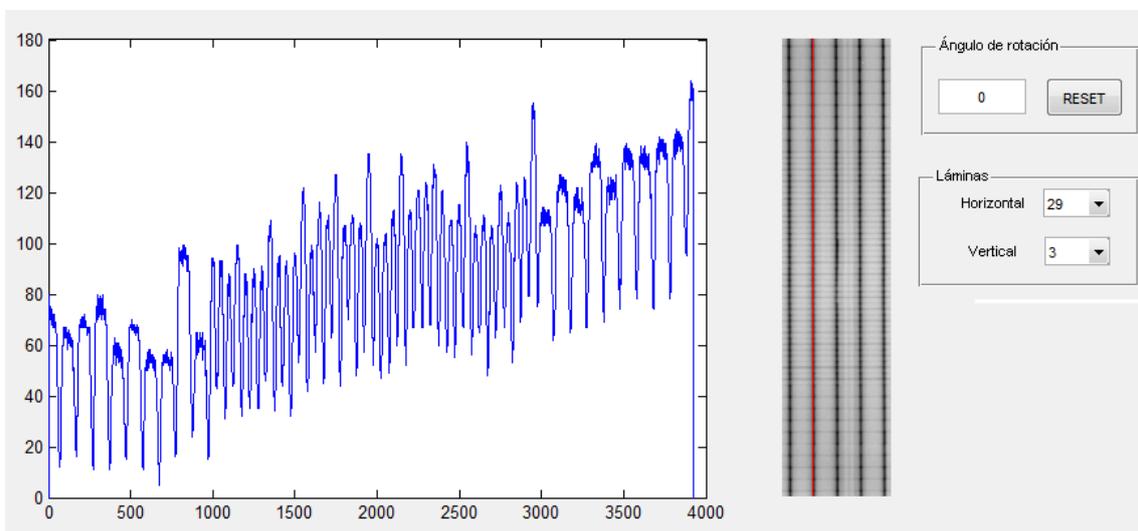


Figura 5.4. El perfil tiene una pendiente vertical, que indica que está ligeramente rotada.

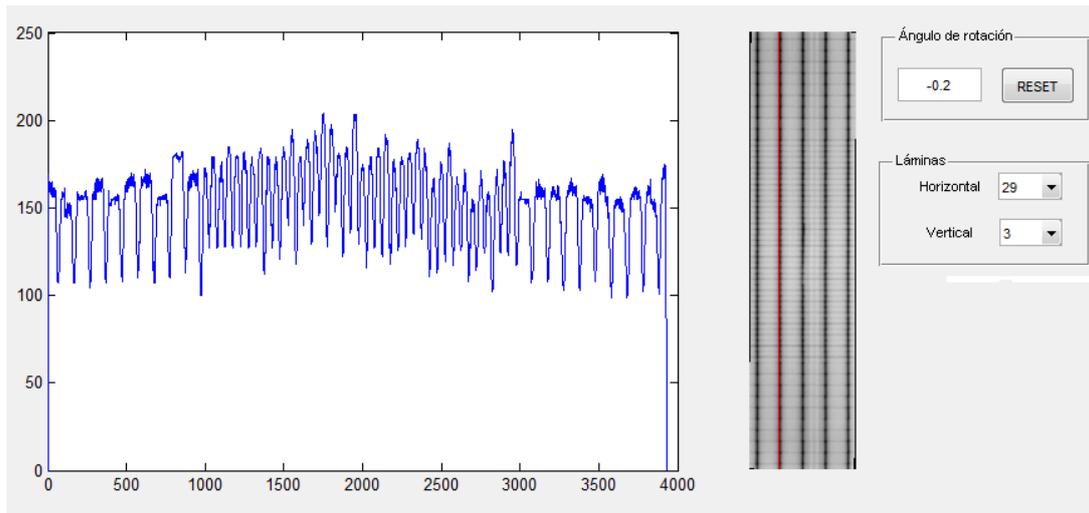


Figura 5.5. Se ha corregido la rotación de la imagen anterior en 0.2° . Se observa que la pendiente de la curva se ha suavizado y ahora es prácticamente nula.

5.3 BÚSQUEDA DE LA POSICIÓN DE LOS PARES DE LÁMINAS Y DE LOS GAPS

Una vez rotada la imagen, se traza un perfil horizontal y otro vertical de intensidades para encontrar la posición exacta de cada par de láminas con ayuda de los picos. Los pasos a seguir son:

- **Inversión de la escala de grises:** puesto que algunos algoritmos de búsqueda de picos sólo detectan máximos, puede resultar necesario invertir la escala de grises de la señal para que los niveles más oscuros tomen valores más altos.
- **Filtrado paso bajo de la señal:** de esta forma se elimina el ruido de alta frecuencia, lo que produce un suavizado de la señal.

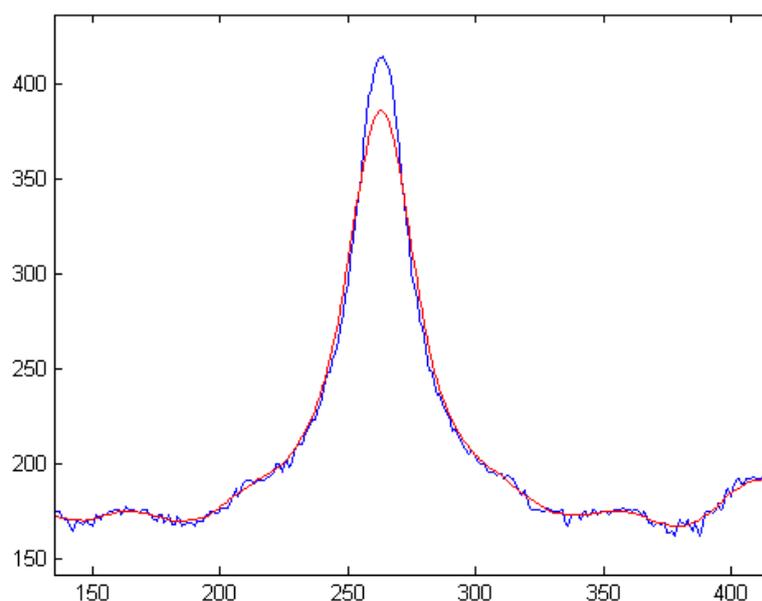
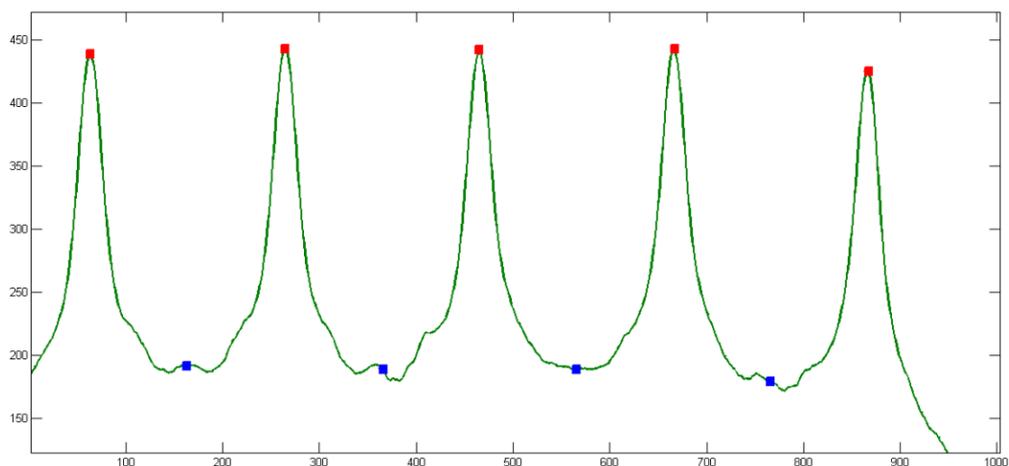


Figura 5.6. En azul se representa un segmento de un perfil de intensidades horizontal y en rojo la misma porción de señal suavizada.

- **Búsqueda de picos** mediante algoritmos de detección de máximos/mínimos: en el caso de este estudio, para cada uno de los perfiles seleccionados se buscan los máximos, y se almacena su posición. Matlab tiene una función denominada **findpeaks()** capaz de detectar máximos locales o picos mediante la comparación con sus vecinos de cada elemento del vector de datos que se le proporciona. En ciertas ocasiones, resulta necesario administrarle argumentos a dicha función, tales como:
 - **Minpeakheight**: para que devuelva sólo los picos con valores superiores al valor de “*minpeakheight*” y obvie el resto.
 - **Minpeakdistance**: para que devuelva sólo los picos con posiciones con una separación mayor que “*minpeakdistance*” y descarte el resto. Este parámetro resulta muy útil en nuestro caso para evitar la detección de otros picos producidos por ruido en la imagen ya que la distancia entre *gaps* del *Fence Test* es conocida.
- **Verificación de la rotación**: se comprueba con varios perfiles que la posición de los picos no cambia dentro de una tolerancia reducida, lo que indica que la imagen se ha rotado correctamente.
- **Almacenamiento de las posiciones de pares de láminas y *gaps***: las posiciones de los picos almacenadas se corresponden para el caso de los cortes transversales con cada uno de los *gaps* y en el caso de los cortes longitudinales con cada uno de los espacios entre láminas. Se estudia cada situación por separado:
 - Perfiles transversales: se detectan 5 máximos tal y como puede verse en la Figura 5.7a (puntos rojos). Para completar el análisis se añaden otros cuatro puntos (señalados en color azul) colocados en el punto medio de cada par de puntos rojos consecutivos.



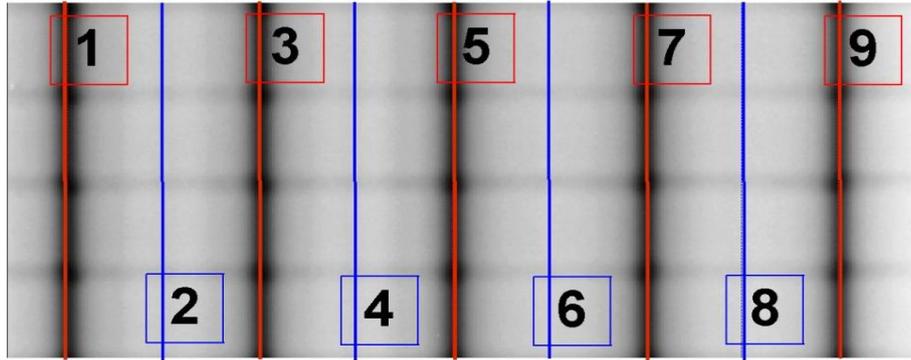


Figura 5.7. a) Perfil de intensidades transversal. En rojo se destacan los máximos (*gaps*) y en azul los puntos medios entre *gaps* consecutivos. b) Recorte de 4 pares de láminas de la imagen obtenida al realizar el *Fence Test* que muestra la numeración elegida.

- Perfiles longitudinales: como se ha explicado en el Capítulo 4, el MLC del acelerador bajo estudio cuenta con 2 bancos de 60 láminas (120 láminas en total). Los pares de láminas están numerados del 1 al 60, con 20 pares de 1 cm de grosor y 40 pares centrales de 0.5 cm de anchura:
 - 1 a 10: láminas de 1 cm de anchura.
 - 11 a 50: láminas de 0.5 cm de anchura.
 - 51 a 60: láminas de 1 cm de anchura.

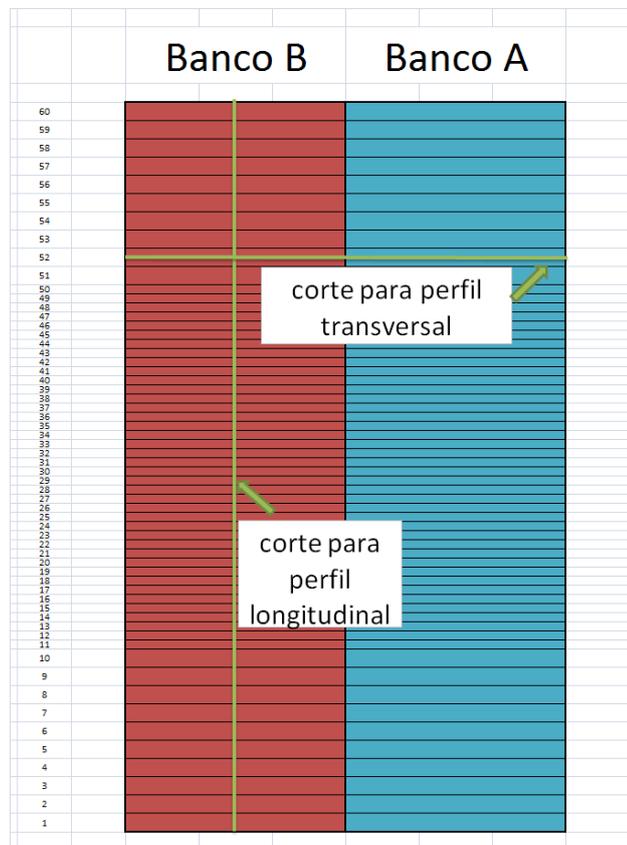


Figura 5.8. Esquema del MLC del acelerador Varian Clinac DHX. Cuenta con dos bancos (A y B) con 60 láminas cada uno. Las láminas centrales tienen menor anchura que el resto.

En este caso se encuentran todos los máximos y después se almacena la posición del punto medio de cada par de máximos consecutivos (marcas rojas en la Figura 5.9a). Se mantiene la numeración de láminas como en 5.9b, de abajo hacia arriba.

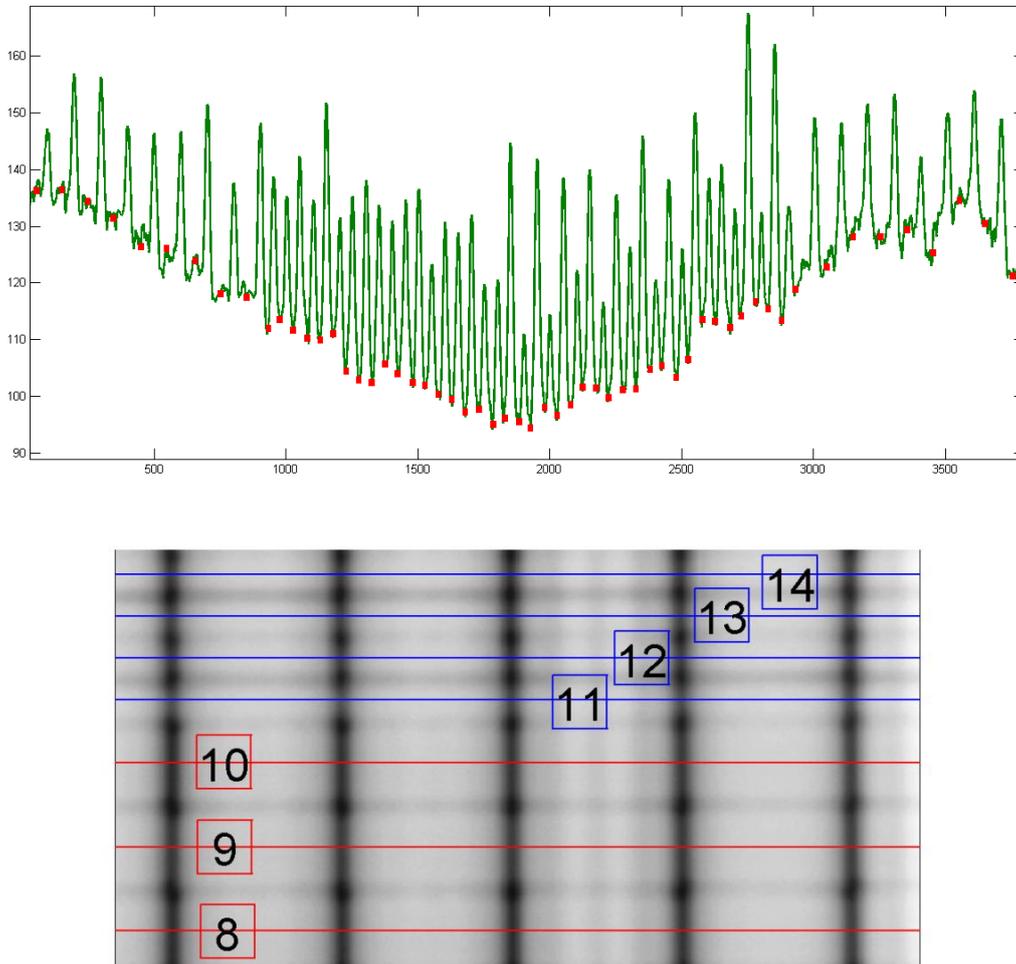


Figura 5.9. a) Perfil longitudinal de la imagen. En rojo aparecen las posiciones intermedias de los máximos, lo que se corresponde con el centro de cada lámina. b) Recorte de la imagen. Se muestran los pares de láminas 8 a 14. (8 a 10 tienen una anchura de 1cm y 11 a 14 de medio centímetro).

De esta forma, se tiene un vector con las posiciones del centro de cada par de láminas y otro con las posiciones de los *gaps* formados al realizar el *Fence Test* y sus posiciones intermedias.

5.4 BÚSQUEDA DE PICOS

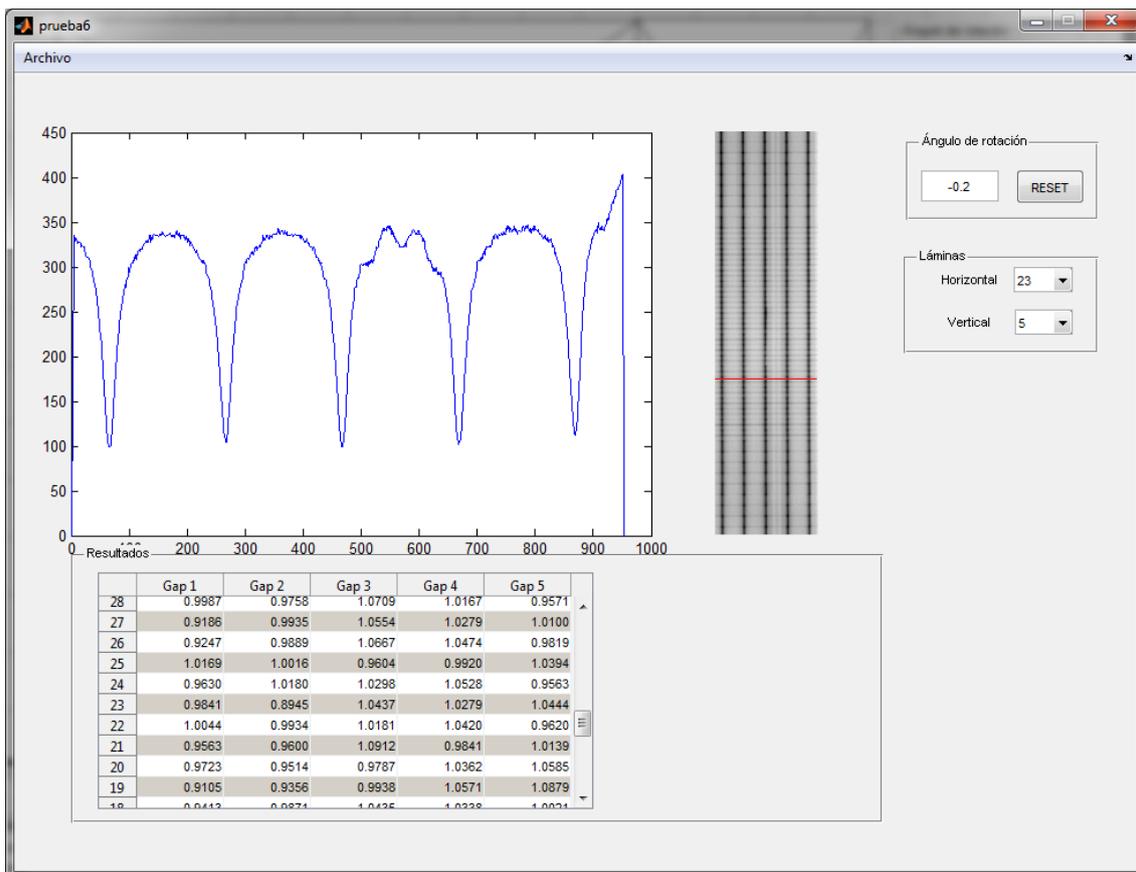
Se traza un perfil transversal de la imagen para la posición de cada uno de los pares de láminas y se vuelve a ejecutar el algoritmo de búsqueda de picos para encontrar el **valor extremo** de cada uno de los *gaps*. Si ha habido un error en la precisión del posicionamiento de las láminas o en su velocidad de desplazamiento, la dosis que recibe la placa radiográfica en ese punto se verá afectada, y con ello, el nivel de gris. Los

niveles de gris de los puntos de interés se almacenan en una matriz de tamaño 60x5 (60 pares de láminas y 5 *gaps*). Con estos datos es posible realizar diferentes tipos de procesamiento y análisis: normalizaciones, filtrados, variación de tolerancias, etc. En el Capítulo de Resultados se explican los diferentes tipos de análisis elegidos y la valoración de sus resultados.

5.5 CÁLCULO DE TOLERANCIAS

La interfaz de la aplicación diseñada tiene 2 partes bien diferenciadas.

- En la zona superior aparece una figura que representa el perfil de intensidades seleccionado junto con un mapa de la imagen que indica en color rojo cuál es el corte elegido. También permite realizar la rotación de la imagen, en caso de que fuera necesario.
- En la zona inferior aparece una tabla con los resultados del análisis de los datos. Al analizar los datos se establecen unas tolerancias para determinar si ha habido error o no en el posicionamiento de las láminas el ejecutar el *Fence Test*.



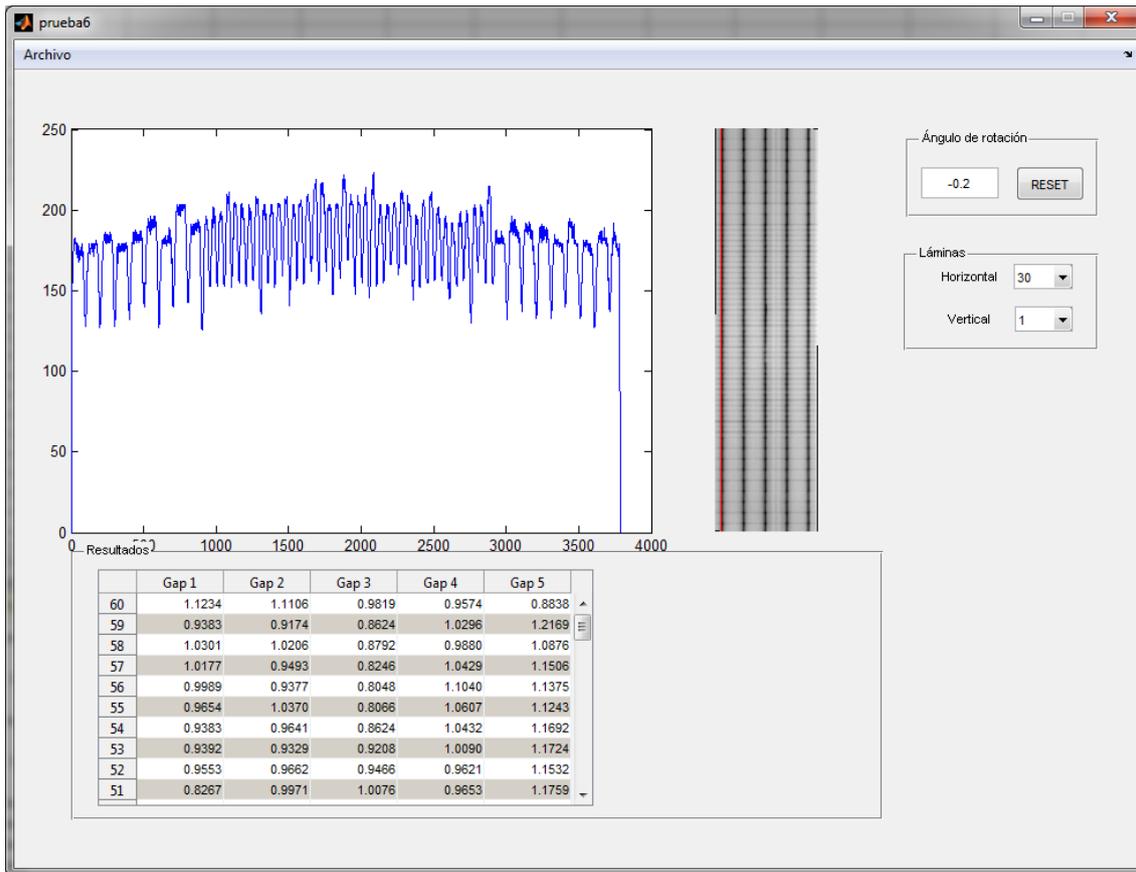


Figura 5.10. a) Interfaz gráfica del programa. En este caso se visualiza un perfil de intensidades transversal. b) Misma interfaz con perfil de intensidades longitudinal

La aplicación realiza una serie de cálculos para obtener estos resultados:

- Una vez conocidas las posiciones de las láminas y de los picos, se almacena su valor, es decir, se almacena el valor del nivel de gris de cada uno de los 5 *gaps* para cada par de láminas. Si las láminas se posicionan de forma incorrecta o se desplazan a una velocidad inadecuada, la dosis que llega al CR es distinta de la esperada y cambia el nivel de gris registrado.
- Se realiza una normalización en función de la posición, puesto que el nivel de radiación que llega a la placa varía según su distancia al isocentro.
 - Valores mayores que la unidad indican que el *gap* recibe menos radiación que el promedio de su fila y columna.
 - Valores menores que la unidad indican que el *gap* recibe más radiación que el promedio de su fila y columna.
- Una vez realizadas las pruebas con errores, se establece una tolerancia para detectarlos. Dependiendo del tipo de prueba realizada, el criterio puede variar. La aplicación diseñada permite ajustar estas tolerancias.

6. RESULTADOS, CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

6.1 ELECCIÓN DE PARÁMETROS	66
6.2. NORMALIZACIÓN POR POSICIÓN.....	66
6.3. PRUEBAS CON ERRORES FORZADOS	69

6.1 ELECCIÓN DE PARÁMETROS

En una fase previa a las primeras pruebas del *Fence Test* se realizaron varios experimentos con el fin de fijar los parámetros de adquisición de la imagen. Se evaluó la respuesta de las placas de fósforo en función del nivel de exposición al cual se somete y se definió el rango de exposiciones en el cual la placa y el sistema de lectura presentan una sensibilidad apreciable. Se observó, por ejemplo, que con 100 unidades monitor se saturaba la imagen, por lo que se descartó la realización de la prueba con 100 UM y se fijó en 50 UM.

Sin embargo, se observó que ni la variación de la energía (6 ó 15 MV) ni la variación de la tasa de radiación (de 100 a 600 UM/min, en intervalos de 100 UM/min) suponen ningún cambio significativo en los resultados de la prueba. Para realizar el experimento siempre bajo las mismas condiciones se fijó una energía de 6MV y una tasa de radiación de 300UM/min, aunque como se ha comentado, la elección de otros valores no comprometería los resultados de la prueba.

La primera fase consiste en verificar la repetibilidad y reproducibilidad del experimento. Se realizan un total de 10 pruebas bajo las mismas condiciones, resumidas en la Tabla 6.1:

Tamaño de campo	14cmx40cm
Energía	6MV
Unidades monitor	50UM
Tasa de radiación	300UM/min
Ángulo colimador	90°
Ángulo <i>gantry</i>	0°
Distancia fuente-superficie	100cm
Distancia mínima entre bancos de láminas	0.5mm
Distancia máxima entre bancos de láminas	20.5mm

Tabla 6.1. Parámetros finales seleccionados para la realización del *Fence Test*.

6.2. NORMALIZACIÓN POR POSICIÓN

Esta fase del trabajo consiste en realizar la misma prueba al menos 10 veces para verificar la repetibilidad del experimento.

Una vez irradiada la placa de fósforo según los parámetros establecidos en el apartado anterior, se lleva al lector y se transfiere la imagen en formato crudo (*Raw Data 100%*), sin ningún tipo de procesado para obtener el fichero en formato DICOM.

Cada uno de los ficheros se analiza con la aplicación y los resultados obtenidos se almacenan en una hoja de cálculo EXCEL. Se calcula la media y el coeficiente de variación de todas las pruebas realizadas para cada posición. Las medias obtenidas se muestran en la Tabla 6.2 y los coeficientes de variación en la Tabla 6.3.

	Gap1	Gap2	Gap3	Gap4	Gap5
60	1,062	1,080	1,007	0,975	0,911
59	0,967	1,009	0,983	1,003	1,033
58	0,968	1,009	0,976	0,991	1,047
57	0,970	0,988	1,006	0,978	1,051
56	0,910	0,969	0,976	0,962	1,155
55	0,955	1,010	0,995	0,963	1,070
54	0,920	0,972	0,962	1,035	1,096
53	0,977	0,984	0,972	0,991	1,071
52	1,022	1,046	1,032	0,933	0,983
51	0,958	1,012	0,941	0,991	1,088
50	0,952	1,004	0,937	1,016	1,079
49	0,997	1,000	0,979	0,986	1,039
48	0,977	0,969	0,982	1,001	1,061
47	0,955	0,952	0,996	1,065	1,029
46	0,967	0,981	0,951	1,049	1,046
45	0,949	0,992	1,006	1,034	1,018
44	0,954	0,995	0,970	0,989	1,083
43	0,999	0,989	1,035	1,012	0,978
42	0,982	1,005	0,959	0,998	1,053
41	0,997	0,949	0,987	1,021	1,043
40	0,999	0,964	1,028	0,942	1,065
39	0,990	0,986	1,015	1,019	0,997
38	1,002	0,951	1,020	0,992	1,034
37	0,992	1,008	1,027	1,030	0,961
36	0,976	0,981	1,023	1,002	1,022
35	0,962	0,996	1,024	1,035	0,994
34	0,970	0,990	1,043	1,006	0,998
33	1,021	0,995	1,048	1,003	0,953
32	0,990	0,984	1,068	1,004	0,966
31	0,987	0,975	1,056	1,012	0,982
30	0,997	0,918	1,097	1,012	0,981
29	0,959	0,957	1,056	1,020	1,011
28	0,945	1,026	1,032	1,013	0,994
27	0,978	0,977	1,034	1,034	0,986
26	0,973	0,977	1,029	1,013	1,013
25	1,019	1,017	0,995	1,010	0,975
24	0,982	1,022	1,019	1,001	0,989
23	1,002	0,998	1,033	1,006	0,978
22	0,987	0,971	1,048	0,982	1,017
21	1,007	0,925	1,049	0,974	1,041
20	1,005	1,014	0,981	1,016	0,995
19	0,995	0,998	1,010	1,003	1,004
18	0,968	0,957	0,979	1,034	1,054
17	0,955	0,934	1,022	1,005	1,070
16	0,955	0,928	1,022	1,029	1,056
15	0,961	0,970	1,009	1,034	1,023
14	0,937	0,940	1,015	1,011	1,082
13	0,974	0,953	0,970	1,039	1,056
12	0,932	0,991	0,956	1,009	1,096
11	1,009	1,010	1,044	1,006	0,947
10	0,901	0,971	1,004	0,993	1,117
9	0,986	0,969	1,013	0,992	1,037
8	0,929	0,907	0,947	1,027	1,162
7	0,988	0,947	0,952	1,026	1,076
6	0,987	1,034	0,866	1,014	1,090
5	0,984	0,945	0,892	1,071	1,091
4	1,007	0,953	0,944	1,040	1,050
3	1,050	0,999	0,939	0,982	1,033
2	0,976	0,990	0,879	1,026	1,113
1	1,101	1,094	0,981	0,957	0,910

Tabla 6.2. Media normalizada de los resultados de las pruebas de repetibilidad del *Fence Test*.

	Gap1	Gap2	Gap3	Gap4	Gap5
60	0,054	0,045	0,045	0,021	0,042
59	0,068	0,087	0,077	0,087	0,076
58	0,088	0,075	0,081	0,074	0,096
57	0,058	0,053	0,055	0,055	0,050
56	0,060	0,077	0,084	0,062	0,068
55	0,057	0,062	0,056	0,063	0,051
54	0,047	0,050	0,050	0,059	0,029
53	0,035	0,052	0,059	0,058	0,037
52	0,041	0,027	0,043	0,067	0,049
51	0,027	0,053	0,046	0,042	0,032
50	0,051	0,029	0,034	0,027	0,044
49	0,025	0,050	0,038	0,018	0,031
48	0,046	0,047	0,033	0,034	0,059
47	0,036	0,044	0,032	0,026	0,027
46	0,034	0,030	0,027	0,024	0,041
45	0,035	0,021	0,027	0,028	0,034
44	0,037	0,033	0,021	0,040	0,034
43	0,026	0,033	0,023	0,023	0,021
42	0,044	0,021	0,027	0,044	0,047
41	0,033	0,026	0,039	0,025	0,027
40	0,034	0,028	0,036	0,018	0,038
39	0,024	0,036	0,008	0,020	0,024
38	0,031	0,029	0,043	0,017	0,032
37	0,037	0,027	0,022	0,020	0,022
36	0,046	0,026	0,042	0,027	0,019
35	0,016	0,034	0,023	0,018	0,023
34	0,033	0,022	0,033	0,020	0,043
33	0,020	0,027	0,016	0,013	0,018
32	0,030	0,027	0,028	0,020	0,037
31	0,026	0,040	0,024	0,015	0,025
30	0,036	0,041	0,044	0,018	0,066
29	0,042	0,031	0,033	0,022	0,032
28	0,046	0,032	0,023	0,021	0,039
27	0,024	0,028	0,019	0,023	0,023
26	0,036	0,024	0,030	0,015	0,026
25	0,021	0,025	0,024	0,020	0,019
24	0,024	0,048	0,030	0,023	0,023
23	0,015	0,038	0,028	0,020	0,020
22	0,038	0,031	0,030	0,018	0,037
21	0,034	0,061	0,031	0,028	0,046
20	0,035	0,036	0,033	0,026	0,038
19	0,021	0,041	0,033	0,027	0,020
18	0,043	0,034	0,044	0,037	0,051
17	0,035	0,077	0,043	0,033	0,038
16	0,042	0,036	0,043	0,042	0,052
15	0,052	0,041	0,039	0,017	0,049
14	0,050	0,046	0,054	0,033	0,048
13	0,046	0,049	0,049	0,038	0,044
12	0,042	0,055	0,047	0,046	0,052
11	0,051	0,069	0,047	0,025	0,036
10	0,071	0,046	0,040	0,036	0,057
9	0,048	0,053	0,047	0,044	0,059
8	0,034	0,059	0,049	0,040	0,026
7	0,038	0,047	0,066	0,036	0,068
6	0,044	0,030	0,057	0,061	0,053
5	0,046	0,061	0,070	0,041	0,064
4	0,034	0,053	0,087	0,048	0,065
3	0,045	0,028	0,090	0,079	0,032
2	0,052	0,047	0,075	0,059	0,059
1	0,045	0,042	0,073	0,025	0,058

Tabla 6.3. Coeficiente de variación de los resultados de las pruebas de repetibilidad del *Fence Test*.

Los resultados indican que el coeficiente de variación es inferior al 10% en todos los casos, y que es mayor en las láminas de los extremos que en las centrales. Este último hecho puede verse representado gráficamente en la Figura 6.1, donde se ha dibujado el valor del coeficiente de variación en función del número de lámina para uno de los *gaps* de la prueba. La representación para el resto de *gaps* tiene una forma similar, por tanto, los resultados que obtengamos serán más precisos y fiables en las láminas centrales que en las de los extremos.

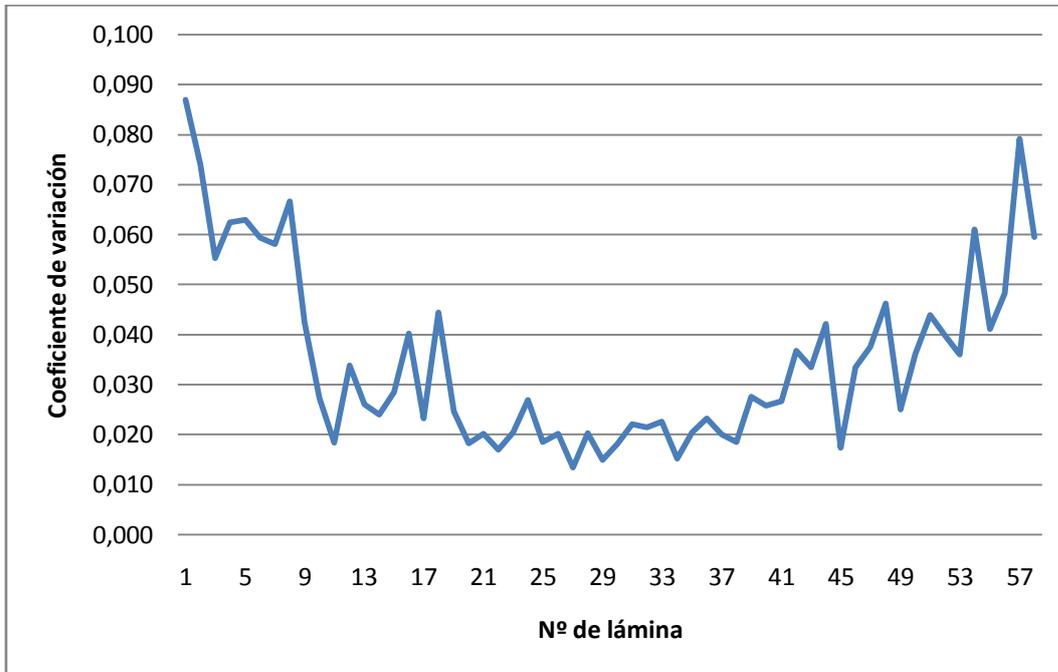


Figura 6.1. Coeficiente de variación de las pruebas de repetibilidad en función del número de lámina.

La tabla con los valores normalizados por posición servirá posteriormente para detectar errores en nuevas pruebas del *Fence Test*.

6.3. PRUEBAS CON ERRORES FORZADOS

En esta fase, el primer paso consistió en diseñar varias pruebas que se pudieran realizar con los mismos parámetros que el *Fence Test* original y empleando la misma técnica, pero introduciendo errores en la anchura de los *gaps*. El *Fence Test* original va desplazando las láminas dejando *gaps* de 0.5 mm; en esta fase las pruebas se diseñan con *gaps* desde 0.1 mm hasta 1 mm, en pasos de 0.1 mm.

En este Trabajo Fin de Máster se van a presentar dos de las pruebas implementadas, la primera con errores aleatorios, y la segunda con errores en las láminas centrales del *gap* central. En las Tablas 6.4 y 6.5 se presenta un resumen de los errores introducidos en dichas pruebas.

Nº de lámina	Anchura <i>gap</i> (mm)	Nº de <i>gap</i>
3	0.7	1
8	0.3	2
14	0.8	3
15	0.4	4
20	0.9	5
25	0.2	1
30	0.6	2
32	0.4	3
38	1.0	4
44	0.1	5
46	0.6	1
47	0.4	2
50	0.7	3
54	0.3	4
55	0.6	5

Tabla 6.4. Errores introducidos en el *Test* con errores N°1

Nº de lámina	Anchura <i>gap</i> (mm)	Nº de <i>gap</i>
25	0	3
26	0.1	3
27	0.2	3
28	0.3	3
29	0.4	3
31	0.6	3
32	0.7	3
33	0.8	3
34	0.9	3
35	1	3

Tabla 6.5. Errores introducidos en el *Test* con errores N°2

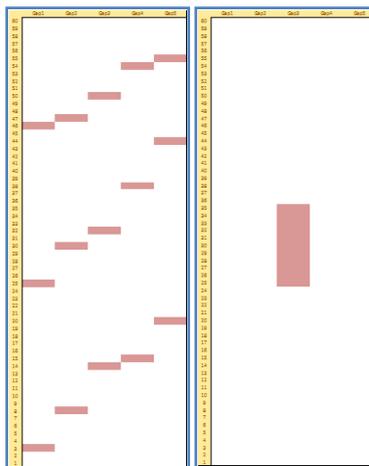


Figura 6.2 Posiciones en las que se introducen errores en los *tests* N°1 y N°2, respectivamente. Cada fila corresponde a un par de láminas, numerados de 60 a 1.

Las pruebas se realizan siguiendo el mismo procedimiento que con los *Fence Tests* originales sin errores, y se procesan con el mismo *software*.

Resulta necesario introducir una tolerancia que indique en qué posición del MLC se ha producido error y en qué posición el error no es significativo. Una vez realizada la normalización se fija dicha tolerancia en un 20%, es decir, se determinará que hay error cuando el valor que nos da el programa para una posición determinada del nivel de gris normalizado sea inferior a 0.8 o superior a 1.2. Una tolerancia más pequeña introduciría muchos falsos positivos, detectando errores donde realmente no los hay.

En la Tabla 6.7 se muestran los resultados obtenidos al procesar la prueba con errores nº1. El *test* se repitió en 5 ocasiones, obteniendo en todos los casos resultados similares, sin diferencias significativas entre ellos.

Como se puede ver en la Tabla 6.7, para el *Fence Test* con errores aleatorios (nº1), se han detectado 11 de los 15 errores introducidos. Los 4 errores no encontrados corresponden a las láminas 15, 32, 47 y 55, todos ellos con *gaps* de 0.4 mm o de 0.6 mm, es decir, con tan solo 0.1 mm de diferencia respecto al *gap* original que es de 0.5 mm. El resto de errores introducidos son detectados correctamente, lo que indica que el programa implementado es capaz de detectar errores en la posición de 0.2 mm o superiores. En la Tabla 6.6 se resume la información de esta prueba.

Adicionalmente, se detectan otros 2 errores que no se habían introducido intencionalmente, ambos en el último *gap* que dibuja el *Fence Test*, en las láminas 14 y 38. Resulta interesante que en estos dos pares de láminas se ha introducido intencionalmente error en otro *gap* anterior, y que en los dos casos se trata de un *gap* mayor (0.8 mm y 1 mm, respectivamente) que el del *test* original. Esto podría indicar que un error en la posición de las láminas para una configuración determinada del MLC puede acarrear errores posteriores ligados al desplazamiento de las mismas.

Nº lámina	Nº <i>gap</i> del error	Detectado	Esperado
3	1	✓	✓
8	2	✓	✓
14	3	✓	✓
14	5	✓	×
15	4	×	✓
20	5	✓	✓
25	1	✓	✓
30	2	✓	✓
32	3	×	✓
38	4	✓	✓
38	5	✓	×
44	5	✓	✓
46	1	✓	✓
47	2	×	✓
50	3	✓	✓
54	4	✓	✓
55	5	×	✓

Tabla 6.6. Resumen de los errores detectados en el *Fence Test* con errores nº1.

	Gap1	Gap2	Gap3	Gap4	Gap5
60	1,154	1,026	0,987	1,033	0,869
59	0,865	1,111	1,126	0,890	1,008
58	0,836	1,101	1,112	0,854	1,076
57	0,858	1,047	1,145	0,903	1,038
56	0,834	1,015	1,062	0,972	1,094
55	0,946	1,061	1,165	1,035	0,843
54	0,803	0,939	0,950	1,374	0,950
53	0,952	0,987	1,079	0,993	1,000
52	1,016	1,046	1,095	0,912	0,959
51	0,939	1,042	1,052	0,958	1,017
50	0,944	1,052	0,696	1,085	1,197
49	0,948	1,034	0,978	0,969	1,068
48	0,919	0,983	0,989	0,976	1,116
47	0,903	1,128	0,965	1,003	1,009
46	0,788	1,039	0,964	1,059	1,120
45	0,930	1,036	0,965	1,042	1,033
44	0,824	0,895	0,808	0,807	1,553
43	0,945	0,972	1,037	1,028	1,025
42	0,950	0,944	0,956	0,950	1,172
41	0,983	0,972	0,999	0,990	1,059
40	0,963	0,923	1,059	0,915	1,122
39	0,970	1,005	1,017	0,992	1,026
38	1,083	1,044	1,113	0,518	1,209
37	0,959	0,976	1,099	0,971	1,005
36	0,937	0,956	0,979	1,050	1,074
35	0,860	1,009	1,029	1,060	1,037
34	0,895	0,939	1,001	1,028	1,116
33	1,012	0,963	1,075	0,988	0,984
32	0,979	0,927	1,159	0,933	1,012
31	0,940	0,998	1,059	1,030	0,988
30	0,963	0,798	1,111	1,009	1,105
29	0,885	0,982	1,039	0,999	1,081
28	0,896	1,012	1,021	0,996	1,067
27	0,969	0,983	1,016	1,014	1,027
26	0,965	0,925	1,019	0,994	1,090
25	1,405	0,940	0,876	0,973	0,896
24	0,954	1,005	0,982	1,049	1,020
23	1,012	1,022	1,033	1,028	0,941
22	0,967	0,939	1,057	0,966	1,068
21	0,942	0,977	0,991	0,994	1,088
20	1,109	1,094	1,098	1,140	0,671
19	0,951	0,999	1,003	1,014	1,039
18	0,914	0,932	0,941	1,072	1,123
17	0,917	0,971	0,997	1,024	1,082
16	0,919	0,884	0,972	1,010	1,182
15	0,853	0,947	0,981	1,174	1,042
14	0,999	0,998	0,609	1,072	1,282
13	0,892	0,962	0,955	1,040	1,128
12	0,896	0,986	0,942	0,966	1,176
11	0,935	1,076	1,022	0,961	1,015
10	0,971	0,989	0,998	1,008	1,041
9	0,913	1,037	1,100	0,892	1,053
8	0,857	1,216	0,976	0,917	1,032
7	0,921	0,970	1,051	0,964	1,083
6	0,952	1,019	0,956	0,993	1,076
5	0,963	0,934	1,029	1,047	1,033
4	0,916	0,960	1,100	1,021	1,009
3	0,786	1,065	1,108	1,005	1,025
2	0,861	1,013	0,992	1,007	1,105
1	1,189	1,035	0,977	1,019	0,856

Tabla 6.7. Resultados del *Fence Test* con errores nº1. Se han marcado en rojo las posiciones en las que se ha detectado error.

Los mismos pasos se repiten para el *Fence Test* con errores intencionados nº2. En la Tabla 6.10 se muestran los resultados obtenidos al procesar la prueba. El *test* se repitió también en 5 ocasiones, obteniendo en todos los casos resultados similares, sin diferencias significativas entre ellos.

Como se puede ver en la Tabla 6.10, para el *Fence Test* con errores en el *gap* central de las láminas centrales (nº2), se han detectado 8 de los 10 errores introducidos. Los 2 errores no encontrados corresponden a las láminas 29 y 31, correspondientes a *gaps* de 0.4 mm y de 0.6 mm, respectivamente. Como en el caso anterior, los errores de tan solo 0.1 mm de diferencia respecto al *gap* original no son detectados.

El resto de errores introducidos son detectados correctamente, lo que indica que el programa implementado es capaz de detectar errores en la posición de 0.2 mm o superiores. En la Tabla 6.8 se resume la información de esta prueba. En este caso, no se detectan errores adicionales a los intencionales.

Nº lámina	Nº <i>gap</i> del error	Detectado	Esperado
25	3	✓	✓
26	3	✓	✓
27	3	✓	✓
28	3	✓	✓
29	3	x	✓
31	3	x	✓
32	3	✓	✓
33	3	✓	✓
34	3	✓	✓
35	3	✓	✓

Tabla 6.8. Resumen de los errores detectados en el *Fence Test* con errores nº2.

Los resultados de las pruebas con errores forzados indican que podemos detectar errores tan pequeños como 0.2 mm en la posición de las láminas del MLC. Los valores de las tablas 6.7 y 6.9 pueden procesarse para tratar de realizar una correspondencia con los valores de error de *gap*. Si el número que aparece en la tabla es mayor que 1.2, indica que en esa posición hay un desplazamiento del par de láminas correspondiente superior a 0.2 mm, concretamente, indica que el par de láminas está más cerrado de lo esperado. En el caso contrario, en el que el valor de la tabla sea inferior a 0.8, indicará que el par de láminas está más abierto de lo esperado. Se han calculado unos rangos en función de los resultados experimentales obtenidos para poder traducir esos valores en anchura real del *gap*, y por tanto, poder cuantificar el error. Se presentan en la Tabla 6.9. Estos rangos se van optimizando a medida que se realizan más pruebas.

Rango	<i>Gap</i> (mm)	Error absoluto(mm)
>1.42	<0.1	>0.4
1.30-1.42	0.2	0.3
1.20-1.30	0.3	0.2
0.71-0.8	0.7	0.2
0.63-0.71	0.8	0.3
0.50-0.63	0.9	0.4
<0.50	>1	>0.5

Tabla 6.9. Cuantificación del error en función del valor del nivel de gris normalizado.

	Gap1	Gap2	Gap3	Gap4	Gap5
60	1,077	0,947	1,172	0,937	0,893
59	1,040	1,019	1,032	0,968	0,952
58	0,955	1,160	1,066	0,907	0,923
57	1,011	1,027	1,101	0,926	0,949
56	0,979	0,960	1,054	0,930	1,071
55	0,858	1,060	1,135	0,939	1,007
54	0,900	0,814	1,129	0,995	1,146
53	0,958	0,850	1,094	1,043	1,052
52	1,062	1,066	1,102	0,876	0,916
51	0,970	0,911	1,112	0,949	1,057
50	0,952	1,000	0,961	1,004	1,071
49	1,003	1,038	0,995	0,919	1,041
48	1,060	0,997	0,958	1,001	0,987
47	0,984	0,958	0,964	1,092	0,999
46	0,978	0,994	0,955	1,042	1,024
45	1,027	0,994	1,019	1,069	0,904
44	0,950	1,023	0,989	0,969	1,060
43	1,049	0,996	1,030	1,007	0,931
42	1,028	0,997	0,925	1,016	1,029
41	0,983	0,962	0,949	1,027	1,067
40	1,005	0,986	0,982	0,976	1,046
39	0,995	1,015	1,019	1,024	0,955
38	0,919	1,005	1,034	0,995	1,040
37	0,971	1,015	1,039	1,025	0,956
36	0,972	1,054	0,927	0,997	1,040
35	1,067	1,141	0,484	1,140	1,129
34	1,087	1,134	0,562	1,164	1,030
33	1,132	1,086	0,660	1,118	0,994
32	1,072	1,094	0,778	1,082	0,970
31	1,020	1,032	0,936	1,030	0,982
30	0,993	0,993	1,048	1,018	0,955
29	0,954	0,994	1,129	0,952	0,979
28	0,852	0,961	1,289	0,951	0,960
27	0,906	0,939	1,302	0,969	0,906
26	0,892	0,886	1,423	0,905	0,921
25	0,934	0,939	1,437	0,886	0,843
24	0,990	1,018	0,993	1,008	0,991
23	0,991	1,004	1,022	0,985	0,998
22	1,025	1,018	0,972	0,943	1,039
21	1,015	0,965	0,995	0,999	1,025
20	1,010	1,005	0,908	1,050	1,021
19	1,002	1,040	0,948	0,994	1,013
18	1,008	0,948	0,895	1,024	1,107
17	1,010	1,005	0,931	1,017	1,031
16	0,989	0,917	0,878	1,101	1,097
15	0,966	0,992	0,925	1,086	1,022
14	0,991	0,931	0,910	1,070	1,083
13	1,057	0,950	0,853	1,070	1,058
12	1,013	1,021	0,848	1,033	1,070
11	1,051	1,063	0,963	0,996	0,936
10	0,901	0,917	0,992	1,103	1,072
9	1,021	0,992	1,059	0,950	0,986
8	0,971	0,888	0,950	1,052	1,121
7	1,052	0,999	1,012	0,959	0,985
6	1,090	1,025	0,965	0,946	0,981
5	1,029	0,958	1,012	1,025	0,981
4	1,085	1,052	1,054	0,841	0,981
3	1,090	1,099	0,991	0,904	0,930
2	0,955	1,041	0,947	1,054	0,998
1	1,108	1,092	0,970	0,930	0,916

Tabla 6.10. Resultados del *Fence Test* con errores n^o2. Se han marcado en rojo las posiciones en las que se ha detectado error.

Según la Tabla 3.1, el *Fence Test* se evalúa mediante inspección visual y basta con detectar errores de posicionamiento de las láminas superiores a 1 mm (AAPM TG-142). Con la automatización de los resultados realizada en este Trabajo Fin de Máster, es posible detectar errores de 0.2 mm, tolerancia considerablemente inferior a la indicada en el *Report* de la AAPM, y que ayudará a detectar de forma anticipada y prevenir errores mecánicos del MLC.

6.4. LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

Finalmente, en este último apartado se realizan propuestas para continuar con este trabajo tras la fase inicial de cuantificación de los errores de las láminas del MLC al realizar el *Fence Test*. A continuación se enumeran dichas propuestas:

- Ajuste de las tolerancias para la detección de errores y la cuantificación de los mismos en función del número de la lámina, es decir, en función de su posición o distancia al isocentro. Se deberían introducir tolerancias más elevadas para las láminas de los extremos que para las centrales debido al mayor coeficiente de variación del nivel de gris existente en los extremos del MLC.
- Repetición del *test* para diferentes posiciones del *gantry*. Esta prueba permitiría analizar los efectos de la gravedad en las láminas del MLC. Podría ocurrir que las dos láminas de un par de láminas determinado se desplazaran por efecto de la gravedad en la misma dirección dejando el mismo espaciado entre láminas. Debería introducirse una herramienta en el programa implementado para detectar también los desplazamientos del *gap*, no solamente la variación de la anchura del mismo.
- Unificación de los *tests* de coincidencia del campo de luz y del haz de radiación y del control de calidad del MLC del acelerador en una sola prueba.
- Análisis del *Fence Test* desde el sistema de imagen portal del propio acelerador, es decir sin emplear radiografías computarizadas.

GLOSARIO

AAPM: Asociación Americana de Física Médica (*American Association of Physicists in Medicine*).

AFC: Control de Frecuencia Automático (*Automatic Frequency Control*).

CR: Radiografía Computarizada (*Computed Radiography*).

DICOM: Imagen Digital y Comunicaciones en Medicina (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).

EPID: Dispositivos Electrónicos de Imagen Portal (*Electronic Portal Imaging Devices*).

IGRT: Radioterapia Guiada por Imagen (*Image-Guided Radiation Therapy*).

IMAT: Terapia de Intensidad Modulada con Arco (*Intensity-Modulated Arc Therapy*).

IMPT: Terapia de Intensidad Modulada con Protones (*Intensity-Modulated Proton Therapy*).

IMRT: Radioterapia de Intensidad Modulada (*Intensity-Modulated Radiation Therapy*).

LINAC: Acelerador lineal (*Linear Accelerator*).

MLC: Sistema de Colimación Multiláminas (*Multileaf Collimator*).

MRI: Imagen por Resonancia Magnética (*Magnetic Resonance Imaging*).

PCC: Programa de Control de Calidad.

PET: Tomografía por Emisión de Positrones (*Positron Emission Tomography*).

RTC-3D: Radioterapia Conformacional en 3 dimensiones (*Conformal Radiation Therapy- 3D*).

RTE: Radioterapia Externa.

SPECT: Tomografía Computerizada por Emisión de Fotón Único (*Single-Photon Emission Computed Tomography*).

TC: Tomografía Computerizada (*Computed Tomography*).

TG: Task Group.

UM: Unidades Monitor.

BIBLIOGRAFÍA

AAPM Report 23. American Association of Physicist in Medicine, 1987 “Total skin electron therapy: Technique and dosimetry”. Report 23.

AAPM TG-40, Report 46, “Comprehensive QA for radiation oncology”, Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.*, 21, 581–618 (1994).

AAPM TG-50, Report 72, A. Boyer, P. Biggs, J. Galvin, E. Klein, T. LoSasso, D. Low, K. Mah, and C. Yu, “Basic applications of multileaf collimators,” *AAPM Radiation Therapy Committee Task Group*. 50 (2001).

AAPM TG-142. Report 142, E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth, et al., “Quality assurance of medical accelerators”, AAPM Quality Assurance and Outcome Improvement Subcommittee Task Group, *Med Phys*. 2009;36(9):4197–212.

J. E. Bayouth and S. M. Morrill, “MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications,” *Med. Phys.* 30, 2545–2552 (2003).

A W Beavis, “Is tomotherapy the future of IMRT?”, *Br. J. Radiat.* 77, 285-95, 2004.

T. Bortfeld, J. Burkelbach, R. Boesecke and W. Schegel, "Methods of image reconstruction from projections applied to conformal radiotherapy". *Phys Med Biol* 35, 1423-1434, 1990.

A. L. Boyer, T. G. Ochrn, C. E. Nyerick, T. J. Waldron, and C. J. Huntzinger, “Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator”, *Med. Phys.*, 19: 1255–1261, 1992.

Brahne A. Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiother Oncol* 1988;12:129.

J. Chang, C. H. Obcemea, J. Sillanpaa, J. Mechalakos, and C. Burman, “Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment,” *Med. Phys.* 31, 2091–2096 (2004).

C. Chui, T. LoSasso, S. Spirou, "Dose calculation for photon beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimators", *Med Phys* 21(8) 1237-1244, 1994.

V. P. Cosgrove, U. Jahn, M. Pfaender, S. Bauer, V. Budach, and R. E. Wurm, “Commissioning of a micro multi-leaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery,” *Radiother. Oncol.* 50, 325–336 (1999).

I. J. Das, G. E. Desobry, S. W. McNeeley, E. C. Cheng, and T. E. Schultheiss, “Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator,” *Med. Phys.* 25, 1676–1684 (1994).

J. M. Galvin *et al.*, “Evaluation of multileaf collimator design for a photon beam,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 23, 789–801 (1992).

J. M. Galvin, A. R. Smith, and B. Lally, “Characterization of a multi-leaf collimator system,” *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 25, 181–192 (1993).

T. J. Jordan and P. C. Williams, “The design and performance characteristics of a multileaf collimator,” *Phys. Med. Biol.* 39, 231–251 (1994).

- F. Khan, "The Physics of Radiation Therapy", Williams and Wilkins, 1994.
- E. E. Klein, W. B. Harms, D. A. Low, V. Willcutt, and J. A. Purdy, "Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: Dosimetry, networking, simulation, and quality assurance," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 33, 1195–1208 (1995).
- E. E. Klein and D. A. Low, "Interleaf leakage for 5 and 10 mm dynamic multileaf collimation systems incorporating patient motion," *Med. Phys.* 28, 1703–1710 (2001).
- M. Mamaloui-Hunter, H. Li, and D. A. Low, "MLC quality assurance using EPID: A fitting technique with subpixel precision," *Med. Phys.* 35, 2347–2355 (2008).
- C. D. Mubata, P. Childs, and A. M. Bidmead, "A quality assurance procedure for the Varian multi-leaf collimator," *Phys. Med. Biol.* 42, 423–431 (1997).
- B. Longobardi, E. De Martin, C. Fiorino, et al. "Comparing 3DCRT and inversely optimized IMRT planning for head and neck cancer: equivalence between step-and-shoot and sliding window techniques." *Radiother Oncol*;77:148–156, 2005.
- T. Losasso, "IMRT delivery performance with a varian multileaf collimator," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 71, S85–S88 (2008).
- T. Losasso, C. Chui, C. Ling, "Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy". *Med Phys* 25(10) 1919-1927, 1998.
- Norma UNE-EN 60601-2-1. Equipos electromédicos. Parte 2-1: Requisitos particulares en la seguridad de los aceleradores de electrones en el rango de 1 MeV a 50 MeV. 2000.
- Norma UNE-EN 60976. Equipos electromédicos. Aceleradores de electrones para uso médico. Características funcionales. 2001.
- Norma UNE-EN 61217. Equipos utilizados en Radioterapia. Coordenadas, movimientos y escalas. 1999.
- A.J. Olch, "Evaluation of a computed radiography system for megavoltage photon beam dosimetry", *Medical physics*, 2005.
- Palta et al., "Dosimetric considerations for a multileaf collimator system. *Med.Phys.*, 23: 1219-1224, 1996.
- RD 1566/1998. Criterios de calidad en radioterapia, REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. (BOE nº 206/1998 de 28-VIII-98).
- J A Rowlands, "The physics of computed radiography", *Phys. Med. Biol.* 47 R123, (2002).
- M Saiful Huq, Indra J Das, Todd Steinberg and James M Galvin. A dosimetric comparison of various multileaf collimators, *Phys. Med. Biol.* 47 N159, 2002.
- S. S. Samant, W. Zheng, N. A. Parra, J. Chandler, A. Gopal, J. Wu, J. Jain, Y. Zhu, and M. Sontag, "Verification of multileaf collimator leaf positions using an electronic portal imaging device," *Med. Phys.* 29, 2900–2912 (2002).
- M. Sastre-Padro, C. Lervag, K. Eilertsen, E. Malinen. The performance of 9 multileaf collimators evaluated by the stripe test. *Med Dosim*, 34(3):202–06, 2009.
- A. M. Stell, J. G. Li, O. A. Zeidan, and J. F. Dempsey, "An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors," *Med. Phys.* 31, 1593–1602 (2004).

E. Sternick "The theory and practice of intensity modulated radiation therapy" *Advanced Medical Physics Publishing*, 1997.

C. D. Venencia and P. Besa, "Commissioning and quality assurance for intensity modulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator: Experience of the Pontificia Universidad Catolica de Chile," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 5, 37–54 (2004).

D. Verellen, M. De Ridder, K. Tournel, et al. "An overview of volumetric imaging technologies and their quality assurance for IGRT". *Acta Oncol (Stockholm, Sweden)*, 47:1271–1278, 2008.

Webb, "The Physics of conformal radiotherapy advances in technology" *IOP publishing*, 1997.

Williams and Thwaites, "Radiotherapy", *Physics Oxford Medical Publications*, 1993.

|