

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**

**FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMATICAS**

**ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA**



**EVALUACION DOSIMETRICA DE  
SISTEMAS DE COLIMACION  
MULTILAMINAS**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO  
EN FISICA**

**CARLOS RICARDO HERRERA CASTILLO**

Callao, Noviembre, 2017

PERÚ

## INDICE

LISTA DE FIGURAS.....	3
LISTA DE TABLAS .....	5
RESUMEN .....	6
ABSTRACT.....	7
CAPITULO I. INTRODUCCION.....	8
CAPITULO II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACION .....	9
2.1. DETERMINACIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.....	9
2.1.1. <i>Problema general</i> .....	10
2.1.2. <i>Problemas específicos</i> .....	10
2.2. OBJETIVOS .....	10
2.2.1. <i>Objetivo general</i> .....	10
2.2.2. <i>Objetivos específicos</i> .....	10
2.3. JUSTIFICACIÓN .....	11
CAPITULO III. MARCO TEORICO.....	12
3.1. ANTECEDENTES.....	12
3.2. MARCO CONCEPTUAL .....	14
3.2.1. <i>Bases teóricas de las variables independientes</i> .....	14
3.2.1.1. <i>Acelerador lineal</i> .....	14
a. Generación de rayos X.....	14
a.1. <i>Rayos X de radiación de frenado (bremsstrahlung)</i> .....	15
a.2. <i>Rayos X característicos</i> .....	16
b. Configuración de los aceleradores lineales .....	17
c. Sistema de colimación en un acelerador lineal .....	23
c.1. <i>Colimador secundario</i> .....	23
c.2. <i>Colimador multiláminas (MLC)</i> .....	23
c.2.1. <i>Configuración del MLC en reemplazo de mordazas superiores</i> .....	25
3.2.2. <i>Bases teóricas de las variables dependientes</i> .....	30
3.2.2.1. <i>Dosis absorbida</i> .....	30
3.2.2.2. <i>Conformación del haz de irradiación</i> .....	30
a. Conformación con sistema MLC .....	31
3.2.2.3. <i>Características dosimétricas del colimador MLC</i> .....	32
a. Penumbra .....	32
a.1. <i>Penumbra de transmisión</i> .....	33
a.2. <i>Penumbra geométrica</i> .....	33
b. Transmisión del sistema MLC .....	35
c. Efecto tongue and groove .....	35
CAPITULO IV. VARIABLES E HIPOTESIS.....	37
4.1. VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN.....	37
4.2. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES .....	37
4.3. HIPÓTESIS GENERAL .....	37
4.4. HIPÓTESIS ESPECÍFICAS .....	38
CAPITULO V. METODOLOGIA.....	39
5.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	39

5.2.	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN .....	39
5.3.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS .....	39
5.3.1.	<i>Películas radiográficas</i> .....	39
5.3.2.	<i>Procesador de películas radiográficas</i> .....	41
5.3.3.	<i>Escáner de películas radiográficas</i> .....	41
5.3.4.	<i>Procedimientos de recolección de datos</i> .....	42
a.	Conformación del haz de radiación .....	42
b.	Determinación del ancho de la penumbra .....	45
c.	Transmisión del MLC.....	45
d.	Efecto tongue and groove .....	47
<b>CAPITULO VI. RESULTADOS Y DISCUSION .....</b>		<b>49</b>
6.1.	CONFORMACIÓN DEL HAZ DE RADIACIÓN .....	49
6.2.	ANCHO DE LA PENUMBRA .....	53
6.3.	TRANSMISIÓN DEL MLC.....	54
6.4.	EFFECTO TONGUE AND GROOVE.....	56
6.5.	CONTRASTACIÓN DE LA HIPÓTESIS CON LOS RESULTADOS .....	58
<b>CAPITULO VII. CONCLUSIONES .....</b>		<b>60</b>
<b>CAPITULO VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS .....</b>		<b>61</b>
<b>CAPITULO IX. ANEXOS .....</b>		<b>65</b>
A.	MATRIZ DE CONSISTENCIA .....	65
B.	PRUEBAS DE ACEPTACION REALIZADAS POR EL FABRICANTE A LOS EQUIPOS LINAC DEL INEN.....	67
C.	CALIBRACION DE SISTEMA DE DOSIMETRIA DE PELICULAS RADIOGRAFICAS .....	67
a.	Calibración del escáner EPSON Epression11000XL .....	67
b.	Calibración de películas radiográficas EDR2 .....	68

## LISTA DE FIGURAS

Fig. 3.1 Esquema del proceso de interacción Bremsstrahlung .....	15
Fig. 3.2 Esquema de la distribución espacial de los fotones emitidos alrededor de un target delgado .....	16
Fig. 3.3 Esquema que explica la producción de radiación característica .....	17
Fig. 3.4 Esquema de LINAC donde se observan sus componentes básicas. ....	18
Fig. 3.5 Corte transversal de las guías de onda aceleradoras de electrones .....	19
Fig. 3.6 Esquema de un cabezal de acelerador lineal .....	21
Fig. 3.7 Esquema de la distribución de emisión de fotones que se originan en el blanco de un LINAC .....	22
Fig. 3.8 Esquema genérico de una lámina usada en un MLC.....	24
Fig. 3.9 Esquema de un colimador de fotones donde se observa las mandíbulas superiores, inferiores y el sistema terciario de multiláminas.....	24
Fig. 3.10 Diseño MLC con Focalización simple .....	25
Fig. 3.11. Esquema de la ubicación del MLC reemplazando las mordazas superiores ....	27
Fig. 3.12 Componentes involucrados en la definición de un campo irregular.....	27
Fig. 3.13 Esquema del Sistema de colimación MLC Agility.....	28
Fig. 3.14 Esquema de un banco de láminas donde se observa la alineación de las láminas y el desenfoque del espacio entre las láminas respecto del haz .....	29
Fig. 3.15 Esquema donde se muestra las zonas de las mandíbulas (diafragmas) del colimador Agility.....	29
Fig. 3.16 Conformación del haz de radiación.....	31
Fig. 3.17 Estrategias para la colocación de las láminas .....	32
Fig. 3.18 Esquema de la penumbra geométrica, que es producto de los fotones que atraviesan los bordes del colimador. ....	33
Fig. 3.19 Esquema donde se observa la penumbra geométrica.....	34
Fig. 3.20 (a) Diagrama esquemático de la sección transversal de las láminas (b) Esquema del efecto Tongue and Groove debido al diseño de los lados de las láminas. ....	35
Fig. 3.21 Diseño de láminas de lados lisos e inclinados ligeramente de forma contraria a la divergencia del haz .....	36
Fig. 5.1 Sección transversal de una película radiográfica.....	40
Fig. 5.2 Procesador automático Kodak 1000 .....	41
Fig. 5.3 Escáner EPSON 11000XL.....	42
Fig. 5.4 Campos circulares para evaluar la conformación que logra cada sistema MLC .	44

Fig. 5.5 Esquema que muestra la configuración geométrica usada para la irradiación de las películas radiográficas.....	44
Fig. 5.6 Gráfico donde se ilustra el método de análisis de la conformación del MLC .....	45
Fig. 5.7 Configuración de los campos de irradiación (campo cerrado con las láminas y campo abierto de 20X20) que se utilizaran para determinar la transmisión de los sistemas MLC.....	46
Fig. 5.8 Imagen una prueba de transmisión del MLC (Izquierda) y Perfil de transmisión correspondiente (Derecha) .....	47
Fig. 5.9 Esquema de los campos de irradiación para determinar el efecto Tongue and Groove.....	48
Fig. 6.1 Película radiográfica digitalizada y las distribuciones de dosis normalizadas para los MLCs (a) MLCi2 y (b) Agility.....	49
Fig. 6.2 Gráfico de la distancia desde el centro del campo (Radio) hasta una isodosis específica versus el ángulo de inclinación para el colimador multiláminas MLCi2. ....	50
Fig. 6.3 Gráfico de la distancia desde el centro del campo (Radio) hasta una isodosis específica versus el ángulo de inclinación para el colimador multiláminas Agility. ....	51
Fig. 6.4 Grafico donde se comparan las oscilaciones en las curvas de isodosis de un mismo nivel de dosis, para ambos sistemas de colimación multiláminas .....	52
Fig. 6.5 Grafico donde se muestra la variación del ancho de penumbra para los sistemas MLCi2 y Agility .....	54
Fig. 6.6 (a) Curva de los patrones de transmisión para los sistemas de colimación MLCi2 y Agility. (b) Imagen digitalizada de la prueba de transmisión para el sistema MLCi2. (c) Imagen digitalizada de la prueba de transmisión para el sistema Agility.....	55
Fig. 6.7 Campos de irradiación usados para la evaluación del efecto Tongue and Groove y la imagen escaneada del resultado obtenido para: (a) el sistema MLCi2 y (b) el sistema Agility .....	57
Fig. 6.8 Perfiles de dosis que muestran el efecto Tongue and Groove para el sistema MLCi2 y Agility .....	58

## LISTA DE TABLAS

<i>Tabla 3.1 Características mecánicas del Colimador multiláminas MLCi2</i> .....	27
<i>Tabla 4.1 Operacionalización de Variables</i> .....	37
<i>Tabla 6.1 Resumen de las medidas mostradas en los gráficos anteriores. Se muestra el radio promedio para los niveles de isodosis de 80%, 50% y 20% así como la desviación estándar y el rango de variación de los datos medidos.</i> .....	53
<i>Tabla 6.2 Medidas del tamaño de la penumbra (20% - 80%) para los sistemas MLC estudiados.</i> .....	53
<i>Tabla 6.3 Valores de transmisión para los sistemas multiláminas analizados en este trabajo.</i> .....	55
<i>Tabla 6.4 Valores de transmisión promedio y máxima reportada en la bibliografía.</i> .....	55

## RESUMEN

La radioterapia es uno de los tratamientos aplicados en tumores cancerosos, para este fin se utilizan aceleradores lineales (LINAC, por sus siglas en inglés) que presentan diversos diseños y versiones. La conformación del campo de tratamiento a irradiar es muy importante para no producir daño en el organismo sano, y con esta finalidad, en la actualidad se utilizan dispositivos denominados colimadores multiláminas (MLC, por sus siglas en inglés). Por ello resulta muy útil conocer las características mecánicas y dosimétricas de los diferentes MLC utilizados en los aceleradores lineales.

En este trabajo se determinaron y evaluaron las características dosimétricas (conformación, penumbra, transmisión y Efecto Tongue and Groove) de dos sistemas MLC adquiridos por el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas modelos MLCi2 y Agility, ambos marca Elekta. En este trabajo se utilizaron películas radiográficas, las cuales fueron irradiadas con diferentes formas de campos de radiación y evaluadas mediante el software RIT 113.

Los resultados muestran que el grado de conformación y el ancho de penumbra dependen de la posición y ángulo de la lámina siendo el sistema Agility ligeramente superior que el sistema MLCi2. Asimismo, el sistema Agility tienen una transmisión intra-lámina e inter-lámina de 0.40% y 0.43% respectivamente frente a 0.66% y 0.70% para el sistema MLCi2. Esto representa un 65.0% y 62.79% menos de dosis transmitida por el sistema Agility en comparación con el sistema MLCi2. Para el efecto Tongue and Groove se observó que ambos sistemas muestran una infra-dosificación de entre 25% y 30%, el cual es un rango coherente según la asociación americana de físicos en medicina (AAPM, por sus siglas en inglés)<sup>[6]</sup>.

Finalmente se concluye que las características dosimétricas analizadas en este trabajo son coherentes con los valores reportados en trabajos similares así como en las recomendaciones internacionales y que el sistema Agility presenta mejoras en sus características dosimétricas en comparación con el modelo MLCi2.

## Abstract

Radiation therapy is a treatment for cancer where linear accelerators (LINACs) are used. Modern linear accelerators have a variety of versions and designs to optimize the treatment of cancer. The conformation of the treatment field is very important to limit the dose to healthy tissue and avoid damaging it. For this purpose, devices called multileaf collimators (MLC) are currently used. Therefore, it's very useful to know the mechanical and dosimetric characteristics from their different MLCs used in the linear accelerators.

In this thesis, we determined the dosimetric characteristics (conformation, penumbra, transmission and Tongue and Groove Effect) of two MLCs acquired by the INEN (MLCi2 and Agility models, both brand Elekta) and for this purpose we have used radiographic films, which were irradiated with different shapes of radiation fields and then evaluated with the RIT 113 software.

The results show that the conformation and the penumbra width are dependent of the position and angle of the leaf. The Agility system is slightly superior to the MLCi2 system because it has an intraleaf and interleaf transmission of 0.40% and 0.43% respectively versus 0.66% and 0.70% of the MLCi2 system. This represents a dose of 65.0% and 62.79% less that is transmitted through the leaves of the Agility system compared to the MLCi2 system. For the Tongue and Groove effect it was observed that both systems show an under-dosification of between 25% and 30%, which is a coherent range according to the American Association of Physicists in Medicine (AAPM)<sup>[6]</sup>

Finally we concluded that the dosimetric characteristics analyzed in this work are coherent with the values reported in similar works as well as in the international recommendations. In addition, the Agility system presents improvements in its dosimetric characteristics compared to the MLCi2 model.

## **CAPITULO I**

### **INTRODUCCION**

El cáncer es una de las principales causas de morbilidad y mortalidad a nivel mundial que en el año 2012 alcanzó 14 millones de casos nuevos y 8.2 millones de defunciones en todo el mundo según la organización mundial de la salud y más del 60% de los casos nuevos de cáncer se producen en África, Asia, América Central y Sudamérica. Estas regiones representan el 70% de las muertes por cáncer en el mundo<sup>[1]</sup>.

En nuestro país, un análisis de la situación del cáncer publicada en el 2013 por el ministerio de salud peruano muestra que en el periodo 2006 – 2011 se presentaron más de 100 mil casos nuevos de cáncer a nivel nacional y que solo en el año 2011 se produjeron más de 30 mil defunciones por cáncer con una tasa de mortalidad de 107 defunciones por 100 mil habitantes. En esta publicación se concluye que los servicios con mayor cantidad de pacientes son los de radioterapia y Trasplante de medula ósea<sup>[2]</sup>.

La radioterapia es considerada una alternativa de tratamiento oncológico en el cual se utilizan radiaciones ionizantes para eliminar las células tumorales. La radiación utilizada en radioterapia puede ser directamente ionizante (partículas cargadas) o indirectamente ionizante (partículas sin carga como fotones o neutrones), de tal forma que se transfiere energía al medio físico (agua, tejido biológico u otros) la cual está vinculada con la dosis absorbida que es la magnitud física fundamental que relaciona un tratamiento de radioterapia con sus efectos físicos.

## CAPITULO II

### PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACION

#### 2.1. Determinación y formulación del problema

El objetivo de la radioterapia es irradiar un volumen tumoral logrando la máxima exactitud y precisión posible y minimizando la dosis absorbida a los tejidos sanos circundantes. Por ello, es vital el conocimiento y la delimitación del volumen a irradiar. En las técnicas modernas de radioterapia uno de los factores más importantes es la capacidad de conformar el haz de radiación para reducir la cantidad de tejido sano irradiado y escalar en la dosis que se entrega al tejido tumoral y con ello obtener un mayor control tumoral.

Actualmente existen varios métodos para conformar el haz de radiación, siendo el más usado el Colimador Multiláminas (MLC), debido a su versatilidad y precisión<sup>[3][4][5]</sup>. Los Aceleradores Lineales (LINAC) modernos poseen una variedad de diseños y/o versiones de MLC que varían en sus características según el año de fabricación. Asimismo las pruebas de aceptación de los equipos LINAC propuestas por los fabricantes (*ver Anexo B*) son generales ya que están orientadas al equipo LINAC en su conjunto y no involucran la evaluación de características específicas relacionadas directamente con la conformación del haz de radiación, es decir con el sistema MLC. Es por ello que surge la necesidad de conocer y evaluar las características mecánicas y las mejoras dosimétricas del MLC antes de usarlos en pacientes. La mejora dosimétrica de un MLC se evalúa mediante sus características más importantes, como son, la transmisión inter e intra lamina, la penumbra y el efecto "Tongue and Groove"<sup>†</sup>.

---

<sup>†</sup> El efecto "Tongue and Groove" es producido debido el diseño geométrico de la lámina que origina una región de subdosificación entre dos campos de radiación adyacentes.

En el año 2013, el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN) adquirió aceleradores lineales marca Elekta que se diferencian en el sistema MLC. Estos sistemas denominados MLCi2 y Agility son versiones de MLC que presentan distinto diseño geométrico.

Esta investigación pretende determinar y evaluar las características dosimétricas de los sistemas de colimación multiláminas MLCi2 y Agility (instalados en los aceleradores modelos Synergy Full y Sinergy Infinity respectivamente) así como el grado de conformación que se logra con cada uno de ellos. Mediante este análisis también se podrá determinar las mejoras dosimétricas introducidas en el MLC Agility.

### **2.1.1. Problema general**

- ¿Las características dosimétricas de los sistemas MLC Elekta (MLCi2 y Agility) instalados en el instituto nacional de enfermedades neoplásicas serán iguales y estas serán similares a los reportados en la bibliografía?

### **2.1.2. Problemas específicos**

- ¿La dirección (ángulo) de la lámina con respecto al eje de Haz tendrá un impacto en la conformación generada por el MLC?
- ¿La penumbra del MLC tendrá dependencia con la posición de la lámina con respecto al eje del haz de tratamiento?

## **2.2. Objetivos**

### **2.2.1. Objetivo general**

- Determinar las características dosimétricas de sistemas MLC Elekta modelos Agility y MLCi2.

### **2.2.2. Objetivos específicos**

- Determinar la influencia de la dirección (ángulo) de la lámina del MLC en la conformación del campo de tratamiento.
- Determinar la dependencia de la penumbra con la posición de la lámina del MLC.

### **2.3. Justificación**

Esta investigación tiene una justificación de tipo práctica ya que permitirá evaluar cualitativa y cuantitativamente las características dosimétricas de los sistemas MLC que se utilizarán en la práctica clínica de pacientes.

Como se mencionó anteriormente, el objetivo de la radioterapia es la irradiación exacta y precisa del tumor, por ello la importancia de su delimitación y de la correcta conformación del haz de tratamiento. Por otra parte en el mercado actual existen diversas marcas de LINAC y por consiguiente diversos diseños y versiones de MLC que varían según el año de fabricación, así como en el precio. La Asociación Americana de Física Médica (AAPM) recomienda la evaluación de las características dosimétricas (penumbra, transmisión, efecto Tongue and Groove) así como la habilidad de conformación de estos sistemas ya que estos parámetros no son evaluados en las pruebas de aceptación (ver anexo B) y además generalmente son introducidos en los sistemas de planificación de tratamientos (SPT) para el cálculo de la dosis<sup>[6]</sup>. La determinación de estos parámetros permite explicar posibles efectos de sub o sobredosificación observados en las distribuciones de dosis calculadas por el SPT lo cual permite conocer con precisión la dosis administrada a los pacientes. Además estos parámetros pueden establecerse como un punto de partida para la posterior evaluación de estabilidad y control de calidad del MLC.

La comparación de los parámetros dosimétricos mencionados entre sistemas MLC del mismo fabricante pero versiones distintas también nos provee una idea del avance tecnológico en el diseño de estos sistemas.

## CAPITULO III

### MARCO TEORICO

#### 3.1. Antecedentes

Desde hace algunos años, los sistemas MLC son considerados como el método moderno para generar diferentes formas (usualmente irregulares) del campo de tratamiento y son considerados lo suficientemente importantes para justificar su estudio separado de otros componentes del LINAC<sup>[7]</sup>.

En el reporte N° 72 de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) publicado en el 2001<sup>[6]</sup> se hace una descripción de los aspectos generales de los sistemas MLC, ya que los fabricantes más importantes de LINAC (Elekta, Siemens y Varian) presentan diseños de MLC que varían con respecto al tamaño máximo de campo, diseño de la lámina, ubicación en el cabezal, etc. Algunas de estas características han sido estudiadas por diferentes autores como por ejemplo:

**Galvin et al.** en su investigación titulada *Characterization of a multileaf collimator system(1993)*<sup>[8]</sup> y **Klein et al.** en su investigación titulada *Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation, and quality assurance(1995)*<sup>[9]</sup> evaluaron parámetros dosimétricos como son la penumbra, la transmisión intra-lámina e inter-lámina y la distribución de dosis en el borde del campo de radiación debido al ancho finito de las láminas para sistemas MLC marca Varian.

Ellos presentan las siguientes conclusiones:

- La variación del ancho de la penumbra en la dirección del movimiento de las láminas es muy pequeño y que la conformación del campo de radiación se degrada debido al ancho de las láminas.
- La transmisión promedio a través de las láminas es de aproximadamente 2% y 2.5% para la transmisión entre laminas.

**Das et al.** en su investigación titulada *Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator(1998)*<sup>[10]</sup> estudia las características de un MLC marca Siemens y presentan las siguientes conclusiones:

- La transmisión promedio a través de las láminas fue de aproximadamente 0.92% con un máximo de 1.1% para la transmisión entre laminas en haces de fotones de energía máxima de 6 MeV. Estos niveles de transmisión son menores en comparación a otros diseños.
- El ancho de penumbra varía entre 7.8 mm y 11 mm para campos cuadrados desde (5x5) cm<sup>2</sup> hasta (35x35) cm<sup>2</sup> para fotones de energía máxima de 6 MeV.

Por su parte **Jordan y Williams** en su investigación *The design and performance characteristics of a multileaf collimator(1994)*<sup>[11]</sup> describen y estudian en detalle las características mecánicas y dosimétricas de un sistema MLC marca Elekta. Ellos presentan las siguientes conclusiones:

- Que la transmisión entre láminas contiguas es variable pero que tiene un máximo menor al 4% y que en promedio es menor al 2%. Todos los valores de transmisión fueron relativos a un campo de (10x10) cm<sup>2</sup>.
- La penumbra medida a través de películas radiográficas para campos desde (5x5) cm<sup>2</sup> hasta (30x30) cm<sup>2</sup> varía desde 3.9 mm hasta 7.5 mm respectivamente.

Asimismo, **Huq et al.** en su investigación titulada *A dosimetric comparison of various multileaf collimators(2002)*<sup>[12]</sup> hace una comparación de las características dosimétricas de MLCs de marca Elekta, Varian y Siemens de 1 cm de ancho de lámina proyectado a isocentro donde evalúan el factor de dispersión del MLC, el tamaño de la penumbra como función de la posición del MLC, la transmisión inter-lámina e intra-lámina, la subdosificación debido al efecto "Tongue and Groove", etc., Ellos presentan las siguientes conclusiones:

- El MLC Elekta presenta un menor factor de dispersión pero mayor ancho de penumbra comparado con el MLC Varian y que este ancho de penumbra no varía significativamente con la posición de las láminas del MLC.
- También concluyeron que el MLC Siemens atenúa de forma más eficiente la radiación ya que presenta la menor transmisión de los tres MLC comparados. Ellos también concluyeron que la subdosificación debido al efecto Tongue and Groove es mayor en el MLC Elekta.

Es importante mencionar que, debido a la variedad de sistemas MLC en el mercado, resulta complicado comparar sistemas MLC de diferentes marcas ya que estos presentan características de diseño muy diferentes y que en general cuando los fabricantes desarrollan ciertas ventajas en sus diseños de MLC, es común encontrar desventajas asociadas al nuevo diseño<sup>[12]</sup>.

### **3.2. Marco conceptual**

#### **3.2.1. Bases teóricas de las variables independientes**

##### **3.2.1.1. Acelerador lineal**

Los equipos LINAC de uso médico son, en la actualidad, la fuente más importante de radiaciones ionizantes utilizadas en radioterapia. En los LINAC se aceleran electrones siguiendo una trayectoria recta a través de una estructura denominada guía de ondas hasta energías de 4 MeV a 25 MeV, que luego pueden impactar directamente en el paciente para tratamientos superficiales, o bien pueden impactar a un blanco (generalmente tungsteno) para generar rayos X que se utilizan para tratar lesiones en profundidad<sup>[13]</sup>.

##### **a. Generación de rayos X**

Los haces de rayos X para uso clínico son generados cuando electrones con energía cinética entre 10KeV y 50MeV son impactados en un blanco metálico (target) que por lo general es de tungsteno. La mayor parte de la energía cinética del electrón que impacta en el blanco, se transforma en

calor y una pequeña fracción de la energía se emite en forma de fotones de Rayos X<sup>[13]</sup>. Los Rayos X emitidos de esta forma pueden dividirse en dos grupos: Rayos X característicos y Rayos X de radiación de frenado (bremsstrahlung).

### **a.1. Rayos X de radiación de frenado (bremsstrahlung)**

El proceso de interacción de bremsstrahlung (radiación de frenado) es el resultado de una interacción entre un electrón de alta velocidad y el núcleo atómico. Este fenómeno es predicho por la teoría de electromagnetismo de Maxwell que indica que la energía se propaga en el espacio a través de campos electromagnéticos. A medida que el electrón, con su campo electromagnético asociado, pasa en las proximidades de un núcleo atómico, experimenta una desviación en su dirección y una aceleración repentina por acción de la fuerza de interacción coulombiana, de tal manera que parte o la totalidad de su energía es emitida como radiación electromagnética (Fig. 3.1)<sup>[17]</sup>.

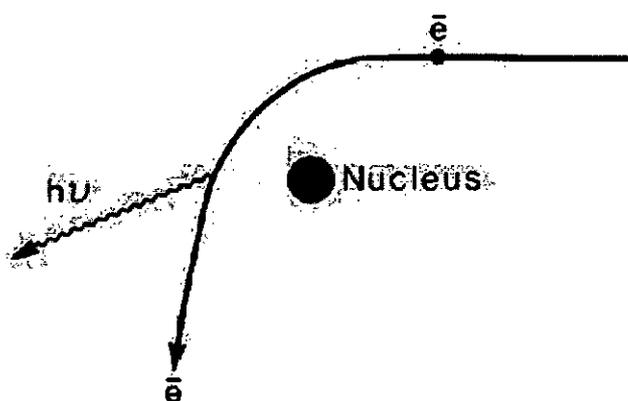


Fig. 3.1 Esquema del proceso de interacción Bremsstrahlung<sup>[17]</sup>

El electrón puede tener una o varias interacciones de bremsstrahlung a lo largo de su trayectoria en el material del blanco y cada una de ellas puede resultar en la pérdida parcial o total de su energía, debido a esto los fotones de bremsstrahlung resultantes pueden tener cualquier energía hasta un máximo igual a la energía del electrón incidente. Asimismo la dirección de

los mencionados fotones depende de la energía del electrón incidente y del número atómico del material del blanco. Cuando la energía del electrón incidente incrementa, la dirección de los fotones emitidos se hace cada vez más en dirección a los electrones incidentes (hacia adelante) (Fig. 3.2)<sup>[17]</sup>.

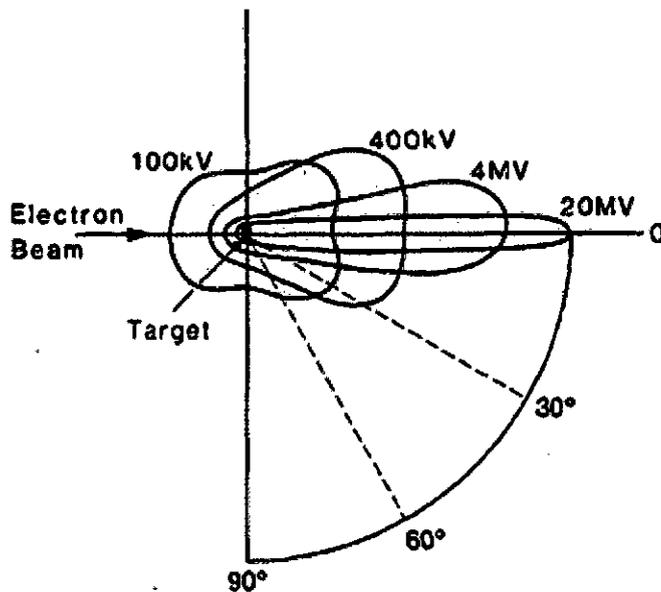


Fig. 3.2 Esquema de la distribución espacial de los fotones emitidos alrededor de un target delgado<sup>[17]</sup>

### a.2. Rayos X característicos

El electrón que incide sobre el blanco (target) también puede producir Rayos X característicos. El mecanismo consiste en que un electrón con energía cinética  $E_0$  interactúa con los átomos del blanco expulsando un electrón de un nivel orbital, por ejemplo un electrón de los niveles orbitales (capas) K, L, o M. De esta forma el átomo queda ionizado. El electrón original se desviará con una energía  $E_0 - \Delta E$ , donde  $\Delta E$  es la energía transmitida al electrón orbital. Una parte de esta energía ( $\Delta E$ ) se utiliza para superar la energía de enlace del electrón y el resto es transmitida al electrón eyectado en forma de energía cinética. El electrón expulsado de su orbital deja una vacante en dicho orbital que es ocupada por un electrón de una capa externa del átomo y se emite radiación electromagnética producto de la diferencia de energía entre los niveles de energía de los orbitales, esta radiación es denominada "radiación característica" ya que es característica

de los átomos en el material blanco y de los orbitales entre los que se producen las transiciones<sup>[17]</sup>. Un esquema de la producción de Rayos X característicos se observa en la Fig. 3.3.

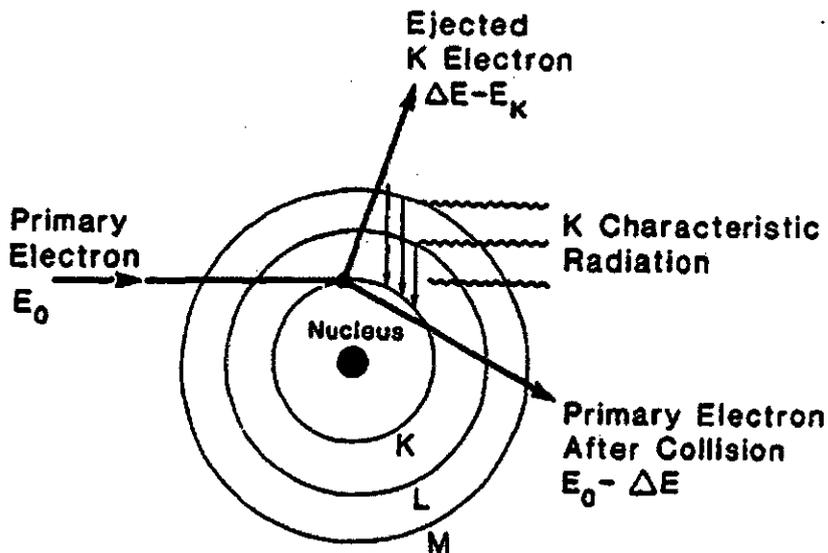


Fig. 3.3 Esquema que explica la producción de radiación característica<sup>[17]</sup>

Para materiales blancos de alto número atómico y transiciones que involucran a las capas internas K, L, M y N, la radiación característica tiene suficiente energía para ser considerada en el espectro de rayos X<sup>[13]</sup>.

A diferencia de la radiación de frenado (Bremsstrahlung), la radiación característica presenta un espectro discreto de energía.

### **b. Configuración de los aceleradores lineales**

Los aceleradores lineales (LINAC) son construidos de tal manera que sean isocéntricos<sup>‡</sup> y en general está dividido en cinco secciones fácilmente identificables <sup>[13]</sup>:

- Brazo o Gantry.
- Soporte del gantry (Stand).
- Gabinete de modulación.
- Camilla de tratamiento.
- Consola de control

<sup>‡</sup> El término isocéntrico se utiliza para indicar que todos los parámetros geométricos del LINAC giran alrededor de un punto en el espacio denominado isocentro.

En la Fig. 3.4 se observa un esquema de las componentes más básicas de un LINAC.

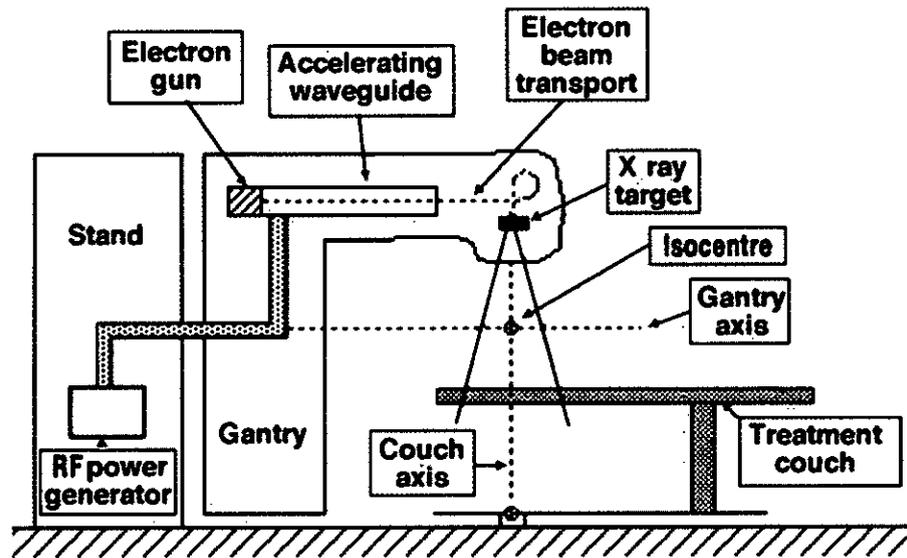


Fig. 3.4 Esquema de LINAC donde se observan sus componentes básicas<sup>[13]</sup>.

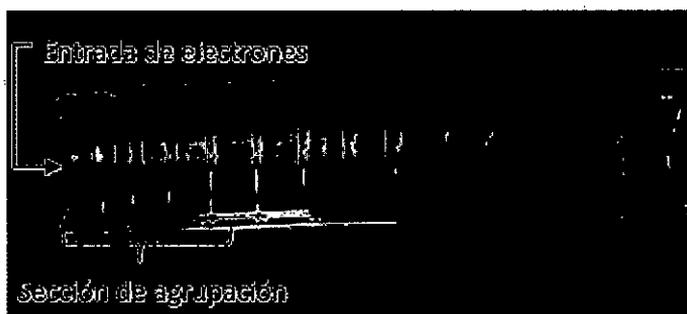
El gantry puede rotar 360° alrededor de un eje horizontal y la camilla de tratamiento puede rotar alrededor de un eje vertical. El isocentro es un punto en el espacio donde se intersectan el eje de rotación del colimador y el eje de rotación del gantry. En los LINAC actuales, este punto se encuentra a 100 cm del Blanco de Rayos X. La rotación del gantry permite que la fuente de rayos X se posicione alrededor del paciente permitiendo que se proyecte haces de radiación desde distintos ángulos concentrando así la dosis en el isocentro.

En la parte interna del gantry se encuentra una estructura muy importante llamada guía de ondas aceleradora (Fig. 3.4), en la cual los electrones son acelerados en forma cíclica siguiendo una trayectoria recta por medio de la transferencia de energía desde campos electromagnéticos en el espectro de radiofrecuencia (RF).

Básicamente la guía de ondas aceleradora de electrones es un tubo de cobre al que internamente se le adicionan discos con agujeros circulares en el centro que divide la estructura en cavidades a través de toda su

longitud. Ondas de radiofrecuencia de gran potencia entran a la guía y establecen campos eléctricos y magnéticos en cada cavidad los cuales aceleran a los electrones a lo largo del eje de la guía<sup>[18]</sup>.

Existen dos diseños de guía de ondas aceleradora de electrones: El diseño de estructura de onda viajera (Fig. 3.5a) utilizada por la compañía Elekta y el diseño de estructura de onda estacionaria (Fig. 3.5b) utilizada por la compañía Varian.



(a)



(b)

Fig. 3.5 Corte transversal de las guías de onda aceleradoras de electrones (los electrones se aceleran de izquierda a derecha). (a) Estructura de guía de ondas viajera<sup>[18]</sup> y (b) estructura de onda estacionaria<sup>[13]</sup>.

En la estructura de guía de onda viajera, las microondas entran a la guía aceleradora por el lado del cañón de electrones<sup>§</sup> (extremo izquierdo en la Fig. 3.5a y Fig. 3.5b) y se propagan hacia el otro extremo de alta energía de la guía aceleradora, donde son absorbidas. En este diseño, solo una de

<sup>§</sup> El cañón de electrones es un dispositivo que emite electrones mediante el calentamiento de un cátodo por el proceso de emisión termoiónica.

cada cuatro cavidades en algún momento dado es apropiada para acelerar electrones, proveyendo un campo eléctrico en la dirección de propagación<sup>[13]</sup>.

En la estructura de guía de onda estacionaria, las microondas se reflejan en cada extremo de la guía de ondas, lo que resulta en la creación de una onda estacionaria. En este diseño hay cavidades en las que el campo eléctrico neto es siempre cero (una de cada dos cavidades), por lo que no participan en el proceso de aceleración de los electrones ya que no producen ganancia de energía para los electrones. Estas cavidades sirven solo para acoplar la potencia de las microondas entre las cavidades que si aceleran electrones y pueden ser desplazadas hacia los lados del eje central de la estructura (Fig. 3.5b) acortándola de forma eficaz en un 50%<sup>[13]</sup>.

Los electrones que son acelerados en la guía de onda posteriormente son deflectados por un campo magnético para hacerlos colisionar con un blanco (target) y de esa forma generar rayos X. El blanco es de un material de numero atómico (Z) alto, generalmente tungsteno<sup>[18]</sup>.

El cabezal del Acelerador lineal (LINAC), contiene muchas componentes que influyen en la producción, conformación, localización y monitoreo de los haces clínicos de fotones y electrones (Fig. 3.6). Entre las más importantes se encuentran<sup>[13]</sup>:

- El blanco o target (Fuente de rayos X).
- El filtro aplanador.
- Filtro dispersor para los tratamientos con haces de electrones.
- Colimador primario.
- Colimador secundario.
- Cámaras de ionización.
- Luz de campo y localizador de rango.
- Colimador Multilámina.

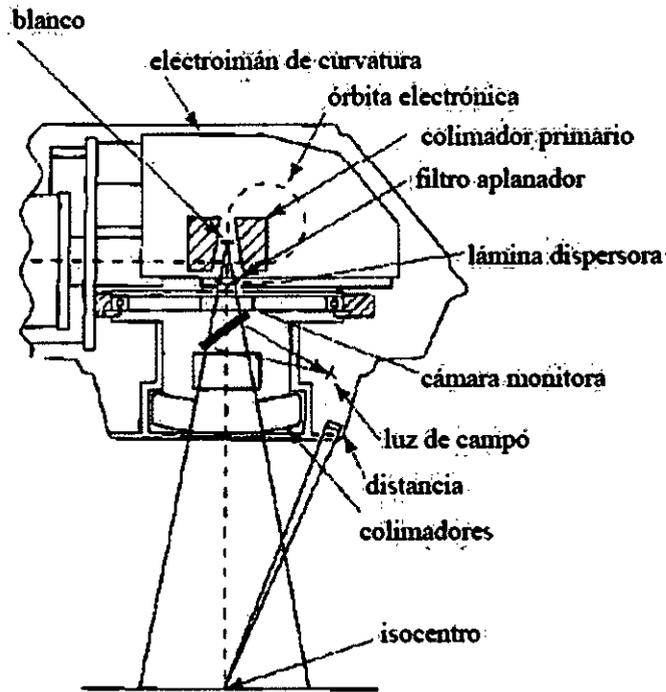


Fig. 3.6 Esquema de un cabezal de acelerador lineal<sup>[19]</sup>.

El colimador primario consiste en un bloque de tungsteno con una apertura cónica que define un campo circular máximo. Se encuentra debajo del blanco por el extremo superior y sobre el filtro aplanador en el extremo inferior de la apertura cónica. El grosor de este bloque cónico se diseña generalmente para atenuar la intensidad de rayos X a menos de 0.1% del valor inicial<sup>[13]</sup>. De acuerdo a las recomendaciones de la comisión electrotécnica internacional (IEC, por sus siglas en inglés) a transmisión de este colimador no debe exceder el 0.2% del haz primario<sup>[20]</sup>.

Como se mencionó en la sección 3.2.1.1, los haces de fotones para uso clínico se generan en un blanco (target) y en el caso de los LINAC, estos se generan predominantemente por interacción bremsstrahlung. La radiación bremsstrahlung generada cuando un haz de electrones de alta energía impacta el blanco es principalmente dirigida hacia adelante (Fig. 3.7a). Por esta razón es necesario usar un filtro aplanador (Fig. 3.6) cuyo efecto se esquematiza en la Fig. 3.7b. El uso de un filtro aplanador permite compensar la falta de dispersión en los bordes del campo de fotones<sup>[18]</sup>.

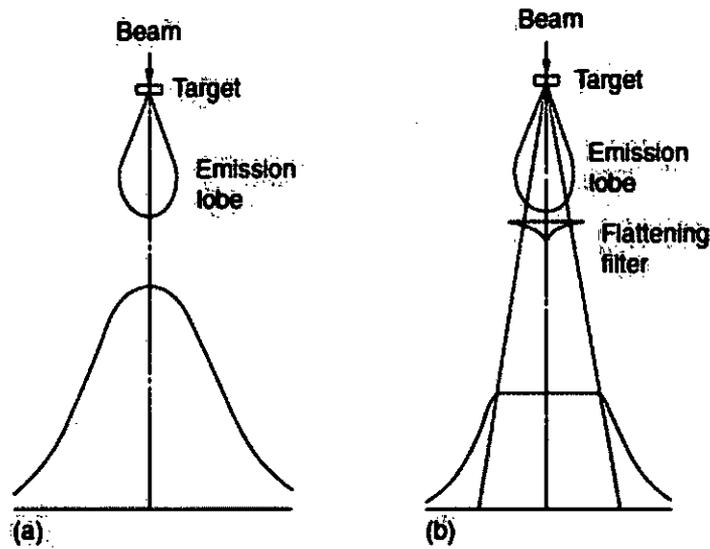


Fig. 3.7 Esquema de la distribución de emisión de fotones que se originan en el blanco de un LINAC, (a) sin filtro aplanador y (b) con filtro aplanador.<sup>[18]</sup>

Dentro del cabezal hay dos dispositivos denominados cámaras de ionización que permiten monitorear la cantidad de radiación entregada durante el tratamiento. Estas cámaras se ubican entre el filtro aplanador y los colimadores secundarios (Fig. 3.6) ubicadas perpendicularmente al haz de radiación. Las cámaras están selladas de forma que estén aisladas de los cambios de temperatura y presión del ambiente, y ambas realizan mediciones completamente independientes. Las lecturas de ambas cámaras se visualizan como unidades monitoras\*\* (UM) y el sistema puede calibrarse de tal forma que una UM corresponda a una dosis de 1cGy (1 Gy = 1 J/Kg) en condiciones de referencia<sup>[13][18]</sup>.

Existen condiciones de referencia dependiendo de la energía del haz de radiación. En el caso de un haz de fotones de energía máxima 6 MeV utilizado en este trabajo. Las condiciones de referencia corresponden a la dosis absorbida en un fantoma de agua en el eje central del haz, a un

\*\* Se entiende por unidad monitora (UM) a la cantidad de carga colectada por las cámaras de ionización al interior del cabezal que corresponden a 1 cGy en condiciones de referencia.

campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , a una distancia fuente superficie del fantoma de 100 cm y a una profundidad de 10 cm según lo indica el protocolo TRS-398<sup>[21]</sup>.

### ***c. Sistema de colimación en un acelerador lineal***

El haz de radiación debe ser espacialmente limitado para asegurar que solamente se irradie la zona requerida del paciente. Con este objetivo y con el de garantizar las bajas dosis fuera del campo de radiación, los aceleradores tienen un colimador primario de forma cónica. Esto limita el campo a una forma circular. Adicionalmente los LINAC presentan dos dispositivos de colimación, los cuales son: Un colimador secundario un colimador multiláminas (opcional).

#### ***c.1. Colimador secundario***

El colimador secundario está formado por cuatro bloques denominados mandíbulas. Dos mandíbulas superiores (Y1 e Y2) y dos inferiores (X1 y X2) perpendiculares entre sí. En los LINAC modernos el movimiento de estas mandíbulas son independientes de tal forma que permiten generar campos cuadrados o rectangulares simétricos o asimétricos respecto de eje del haz.<sup>[13]</sup>

#### ***c.2. Colimador multiláminas (MLC)***

El colimador multiláminas (MLC), está formado por muchas láminas individuales (entre 20 y 80 láminas) estrechamente ligadas que se mueven independientemente una de las otras y son controladas por software para generar formas irregulares en el campo deseado<sup>[6]</sup>.

El sistema MLC está determinado por el número de láminas, el ancho de estas, las dimensiones máximas de campo, la posibilidad de las láminas a extenderse más allá del eje del colimador, la integración del MLC como parte del cabezal. En la Fig. 3.8 se puede observar un esquema de un diseño de lámina usadas en los MLC y la terminología común para designar sus partes.

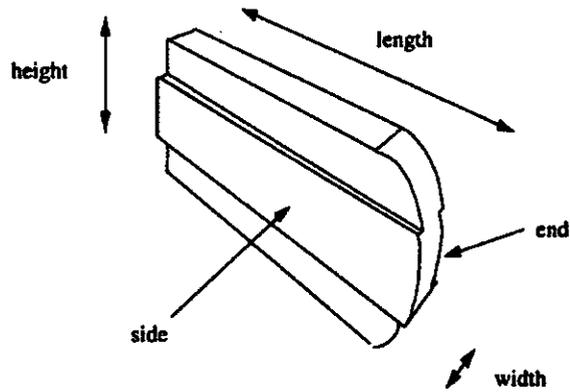


Fig. 3.8 Esquema genérico de una lámina usada en un MLC. Se observa la terminología de sus partes.<sup>[6]</sup>

Los MLC disponibles comercialmente pueden clasificarse de acuerdo a su ubicación en el LINAC, esto es si reemplazan las mandíbulas superiores (Elekta), las inferiores (Siemens) o si son ubicados como un sistema de colimación terciaria (Varian). La Fig. 3.9 muestra el esquema de un cabezal de fotones con la ubicación de las mandíbulas superiores (Upper Jaws), inferiores (Lower Jaws) y el sistema MLC terciario (Tertiary Collimators).

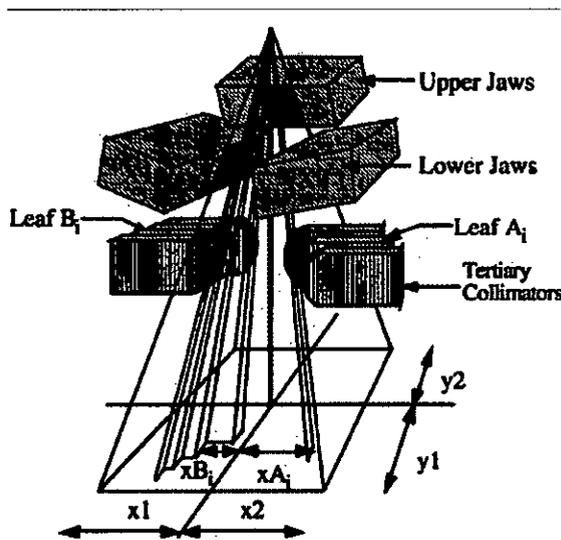


Fig. 3.9 Esquema de un colimador de fotones donde se observa las mandíbulas superiores, inferiores y el sistema terciario de multiláminas.<sup>[6]</sup>

En el informe publicado por la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) en el 2001<sup>[6]</sup> se hace una descripción general de las particularidades físicas de los principales MLCs en el mercado.

Los sistemas MLC (MLCi2 y Agility) utilizados para este trabajo son fabricados por Elekta y presentan la configuración de reemplazo de las mandíbulas superiores del cabezal del LINAC.

### c.2.1. Configuración del MLC en reemplazo de mordazas superiores

Este diseño de MLC es usado por Elekta<sup>TM</sup> y una de sus características es que las láminas presentan un lado divergente al haz y un borde redondeado (Focalización simple) como se esquematiza en la Fig. 3.10. Se mueven de forma paralela a lo largo del eje cross-plane, perpendicular al eje del haz.

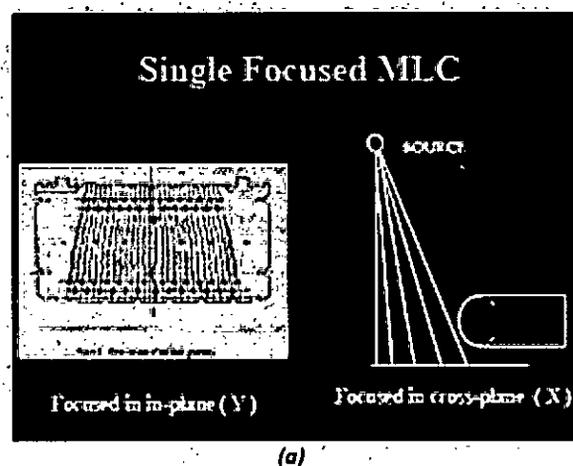


Fig. 3.10 Diseño MLC con Focalización simple.<sup>[15]</sup>

Una de las principales ventajas de este diseño es que, debido a su posición cercana a la fuente, la lámina recorre menor distancia para conformar un campo irregular. Pero como el MLC está cerca a la fuente, las láminas son físicamente más pequeñas y se obliga que se tenga mucha precisión en las dimensiones y en el desplazamiento de las láminas, es decir las tolerancias aplicadas a estos parámetros son más ajustadas que para otros diseños de MLC<sup>[6]</sup>. En este diseño de MLC, las láminas pueden moverse una distancia

total de 30.5 cm, lo que significa que pueden extenderse 12.5 cm después del centro del campo.<sup>[22]</sup>

- **Sistema de colimación Elekta MLCi2**

Este colimador está diseñado para producir campos simples o complejos. El tamaño de campo está definido por las láminas a lo largo del eje Y (crossplane) y por las mandíbulas a lo largo del eje X (inplane). El MLCi2 está compuesto de 80 láminas de tungsteno independientes agrupadas en dos bancos de 40 láminas cada uno. Además se utiliza un colimador adicional ("backup Jaw") localizado por debajo del banco de láminas y por encima de la mandíbula inferior (Fig. 3.11) cuyo objetivo es reducir la transmisión del banco de láminas. El backup Jaw se mueve junto con el banco de láminas cuando se está formando un campo rectangular o con la lámina más exterior si se está formando un campo irregular.<sup>[11]</sup>

Cada lámina tiene una altura de 7.5 cm con la cual se consigue atenuar aproximadamente el 99% de la radiación incidente y un ancho de lámina proyectado a isocentro de 1cm. El rango de movimiento de cada lamina es de 20cm alejándose del centro del eje central del haz y 12.5 cm cruzando el eje central del haz. Esto permite formar un tamaño de campo máximo de 40 cm.<sup>[11]</sup>

La definición del campo de tratamiento se realiza principalmente con las láminas que se ubican a una distancia del Eje Y (Fig. 3.12). En el eje ortogonal (Eje X) el campo se aproxima inicialmente mediante el cierre de los pares de láminas en posiciones a penas mayores al tamaño requerido. Las mandíbulas a lo largo del eje X produce el tamaño de campo exacto situándose al menos a 2 mm del borde del campo. Estas mandíbulas tienen una altura de 7 cm y se mueven de forma independiente. El colimador de backup tiene una altura de 3 cm y se mueve detrás del banco de láminas a lo largo de todo su recorrido.<sup>[11]</sup>

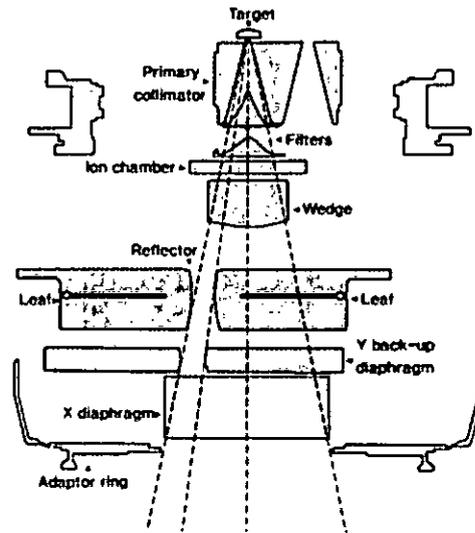


Fig. 3.11. Esquema de la ubicación del MLC reemplazando las mordazas superiores. Se observa la ubicación del colimador adicional (Back-up Jaw)<sup>(6)</sup>

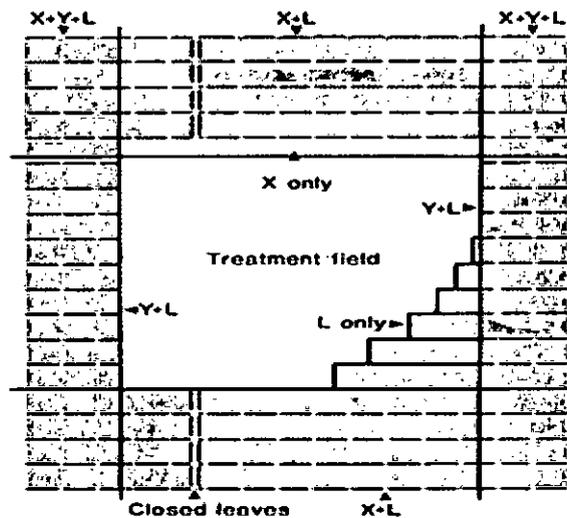


Fig. 3.12 Componentes involucrados en la definición de un campo irregular. "X" son las mandíbulas, "Y" son las mandíbulas de backup situadas debajo de las láminas y L son los bancos de láminas<sup>(11)</sup>.

Algunas de las principales características mecánicas del colimador MLCi2 se resumen en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 Características mecánicas del Colimador multiláminas MLCi2

Fabricante	Láminas	Espesor de láminas	Distancia Porta bandeja - Isocentro	Alto de Lámina	Tamaño de campo Máximo (IMRT)	Precisión de Posición	Rango
Elekta	80	1 cm	45 cm	7.5cm	40x40cm <sup>2</sup>	0.1 cm	+20cm a -12.5cm

- **Sistema de colimación Elekta Agility**

Este sistema MLC consiste de 160 láminas de tungsteno de 9 cm de altura ubicado a una distancia de la fuente de 35.1 cm. Estas láminas están agrupadas en dos bancos de 80 láminas cada uno. Se pueden entrecruzar (interdigitación) unas contra otras y cada lamina tiene un ancho de 0.5 cm proyectado a isocentro. En la Fig. 3.13 se observa un esquema del MLC Agility.<sup>[23]</sup>

Este MLC presenta focalización simple y se puede definir un tamaño de campo máximo de 40x40 cm<sup>2</sup> con una resolución de 0.5 cm. Las láminas están montadas en un soporte guía dinámica de lámina (DLG, por sus siglas en inglés) que permite un movimiento rápido a través de un movimiento simultaneo de las láminas y el DLG<sup>[24]</sup>. Las láminas pueden extenderse 20cm relativo a la guía dinámica de láminas que a su vez puede moverse 15 cm<sup>[23]</sup>.

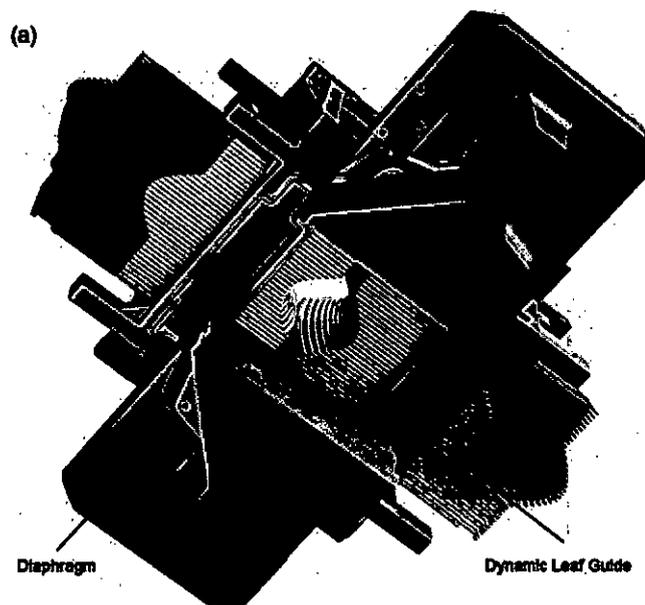


Fig. 3.13 Esquema del Sistema de colimación MLC Agility<sup>[24]</sup>.

Los lados de las láminas son planos y están ligeramente inclinados para reducir la transmisión entre las láminas (Fig. 3.14) que están espaciadas aproximadamente una distancia 90µm.

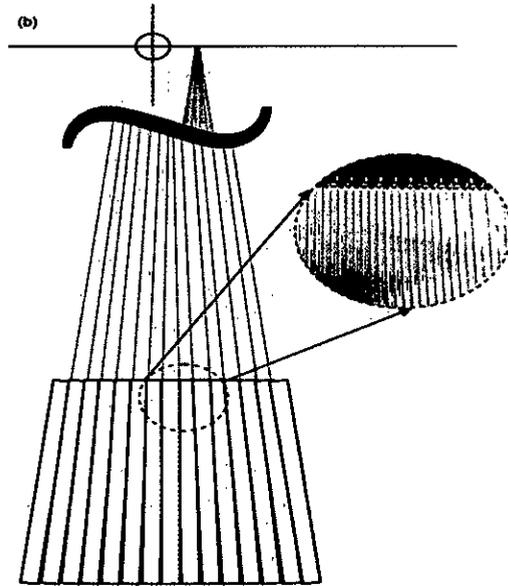


Fig. 3.14 Esquema de un banco de láminas donde se observa la alineación de las láminas y el desenfoque del espacio entre las láminas respecto del haz<sup>[24]</sup>.

El sistema MLC Agility también incluye un nuevo diseño de mandíbulas (Diafragmas) en las cuales se tiene una zona en forma de Y de altura 7.7cm que comprende la zona del borde del campo y una zona central (Fig. 3.13) y la sección restante tiene una altura de 3 cm. Las mandíbulas se mueven en dirección perpendicular a la dirección de movimiento de las láminas. En la Fig. 3.15 se muestran en colores las zonas mencionadas y la transmisión de cada zona.

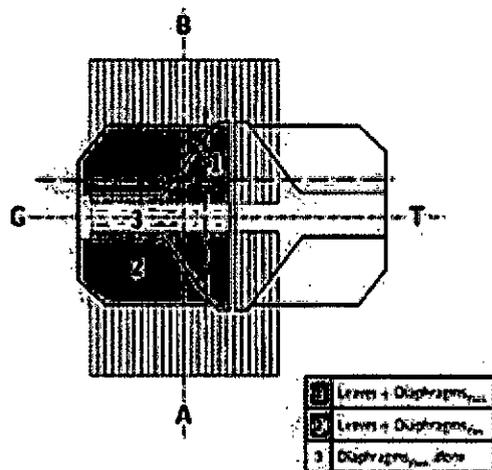


Fig. 3.15 Esquema donde se muestra las zonas de las mandíbulas (diafragmas) del colimador Agility. En verde esta la región en Y que presenta mayor altura (menor transmisión) y en naranja la zona con menor altura (mayor transmisión)<sup>[23]</sup>.

### 3.2.2. Bases teóricas de las variables dependientes

#### 3.2.2.1. Dosis absorbida

La dosis absorbida es una cantidad no estocástica aplicable tanto a la radiación indirectamente ionizante como a la directamente ionizante<sup>[13]</sup>. En Radioterapia la radiación indirectamente ionizante más utilizada son los fotones, los cuales imparten su energía en dos etapas. En la primera etapa se transfiere energía en forma de energía cinética a las partículas cargadas del medio a través de interacciones como el efecto fotoeléctrico, interacción Compton o producción de pares. En el rango de energías usadas en radioterapia, el proceso dominante es el efecto Compton. En la segunda etapa, las partículas cargadas transfieren parte de su energía cinética al medio (dosis absorbida) por medio de ionizaciones y excitaciones atómicas, a la vez también pierden parte de su energía en forma de pérdidas radiativas (Efecto Bremsstrahlung, proceso de aniquilación).

La dosis absorbida está relacionada con la cantidad estocástica denominada energía impartida y se define como la energía promedio impartida ( $\bar{\epsilon}$ ) por la radiación ionizante a un volumen  $V$  finito de masa  $m$ <sup>[16]</sup>.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{Ec. 3.1})$$

La energía impartida  $\bar{\epsilon}$  es la suma de todas las energías que entran en el volumen de interés menos toda la energía que deja el volumen, tomando en cuenta las conversiones de masa y energía al interior del volumen. Se debe notar que, ya que los electrones viajan en el medio y depositan toda su energía a lo largo de su trayectoria, la absorción de la energía no es en el mismo lugar donde se transfiere la energía de los fotones a las partículas cargadas del medio. La unidad de la dosis absorbida es el Gray (Gy), donde  $1\text{Gy} = 1\text{ J/Kg}$ .

#### 3.2.2.2. Conformación del haz de irradiación

El objetivo de la radioterapia es entregar y adaptar una dosis de radiación tumoricida a un volumen de tratamiento irradiando con una dosis tan baja

como sea posible los tejidos sanos cercanos. Bajo este concepto se entiende por conformación que los niveles de dosis alta se ajusten a dicho volumen de tratamiento. Esto se logra dándole forma a los haces de radiación mediante diversos métodos como bloques conformadores individualizados de plomo o dispositivos de colimación multiláminas (Fig. 3.16).

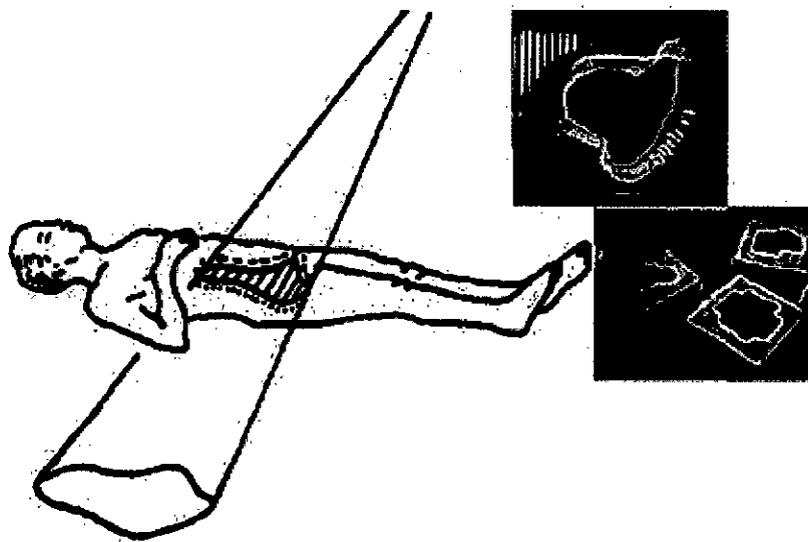


Fig. 3.16 Conformación del haz de radiación.<sup>[7]</sup>

#### **a. Conformación con sistema MLC**

Los sistemas de colimación MLC permiten crear formas irregulares con distintas posiciones de las láminas, que proyectan un campo de borde escalonado. Durante el proceso de planificación, los sistemas de planificación de tratamientos utilizan un sistema automatizado para la ubicación de las láminas, de tal forma que la posición de cada una de estas se define de modo que el campo encierra la proyección del volumen de tratamiento, debido a esto la definición del volumen de tratamiento es crucial para la determinación de la posición de cada lámina.<sup>[22]</sup>

Para la ubicación automática de las láminas del MLC de acuerdo con la forma del volumen de tratamiento, se pueden usar algunas estrategias donde cada una de ellas utiliza una posición diferente de la lámina en relación con el contorno del campo que queremos generar.

La estrategia “*Fuera del campo*” (*Out of field*) evita tapar cualquier parte del volumen de tratamiento el cual es irradiado completamente (Fig. 3.17a).

La estrategia “*Dentro del campo*” (*In field*) que se muestra en la Fig. 3.17b no irradia completamente el volumen de tratamiento pero los tejidos fuera de este volumen, que suelen ser tejidos sanos, quedan protegidos.

La estrategia más utilizada es un método intermedio entre los dos anteriores el cual se esquematiza en la Fig. 3.17c. En este método (*Cross boundary*), una parte de las láminas cruzan el contorno del campo y cubren parte del volumen a irradiar.

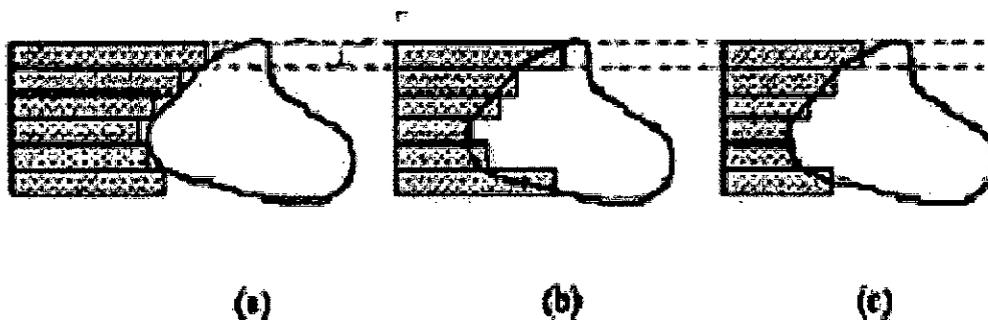


Fig. 3.17 Estrategias para la colocación de las láminas. (a) “Fuera del campo” (*Out of field*), (b) “Dentro del campo” (*In field*), (c) Estrategia intermedia (*Cross boundary*).<sup>[22]</sup>

### 3.2.2.3. Características dosimétricas del colimador MLC

#### a. Penumbra

Podemos definir la penumbra como una medida de la definición del campo de radiación. Idealmente los bordes del campo de radiación debe tener un gradiente elevado de 0% a 100% de dosis, pero en la realidad esto no sucede así y se define a la penumbra como la zona comprendida entre el 80% y el 20% de dosis normalizada en el centro del haz. Este efecto de

penumbra es causado principalmente por dos aspectos físicos, la penumbra geométrica que es el efecto predominante y la transmisión a través de la lámina.

### **a.1 Penumbra de transmisión**

Corresponde a la región que es irradiada por fotones transmitidos a través del borde del colimador. Si suponemos una fuente puntual, cuando el borde del colimador es paralelo al eje central del haz, los rayos lo cruzan de forma oblicua a medida que se aleja del eje, generándose una penumbra más ancha para tamaños de campo mayores, tal como lo muestra la Fig. 3.18. Este efecto podría ser minimizado con bloques cuya dirección sea siempre convergente a la fuente, de manera que el borde sea paralelo al haz, pero no puede ser eliminado completamente.

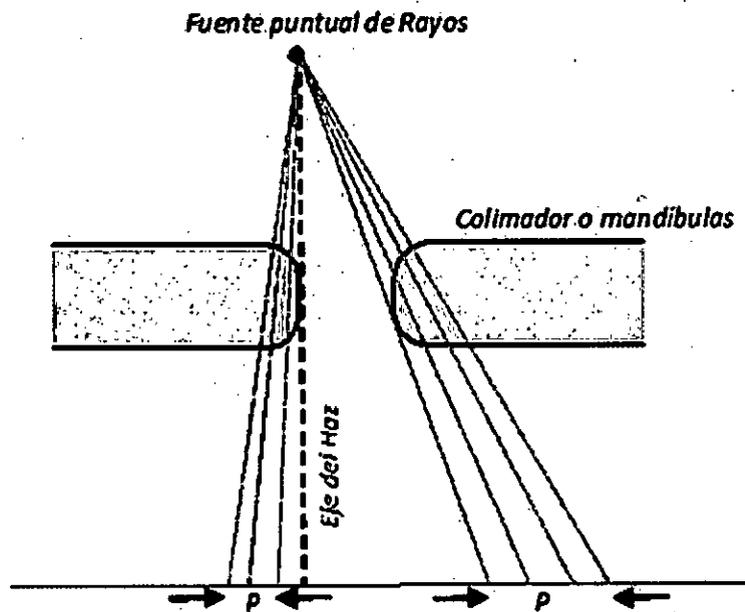


Fig. 3.18 Esquema de la penumbra geométrica, que es producto de los fotones que atraviesan los bordes del colimador. (Fuente: Diseño propio)

### **a.2 Penumbra geométrica**

Se produce debido al tamaño finito de la fuente de rayos X y por la transmisión en línea recta de los fotones. Si no consideramos transmisión a través de los bordes del colimador, es imposible trazar una recta desde ambos extremos de la fuente al borde del campo definido por los

colimadores, por lo que hay una región que es irradiada solo por una parte de la fuente. Esto se esquematiza en la Fig. 3.19.

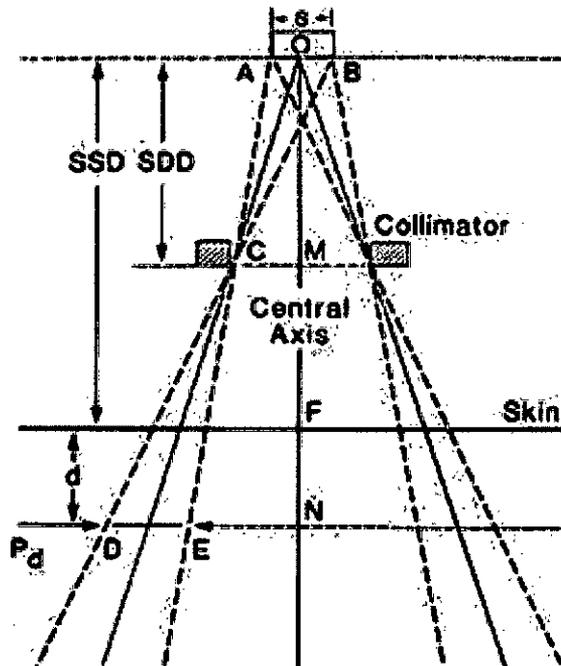


Fig. 3.19 Esquema donde se observa la penumbra geométrica. SSD es la distancia desde la fuente a la superficie. SDD es la distancia desde la fuente a los diafragmas o colimadores.<sup>[17]</sup>

El ancho de la penumbra geométrica aumenta con el tamaño de la fuente, la distancia fuente superficie (SSD) y profundidad de medida, pero disminuye cuando aumenta la distancia fuente colimador (SDD).<sup>[17]</sup>

Además de la penumbra de transmisión y la penumbra geométrica, siempre existirá un componente no despreciable debido a la dispersión de la radiación al interior del medio. Esta componente se denomina penumbra de dispersión, que será mayor cuando la profundidad sea mayor.

La penumbra total entonces se refiere a la suma de las tres componentes individuales de la penumbra. Se usa el término penumbra física o penumbra dosimétrica, cuyo ancho está definido por la distancia lateral entre dos curvas de isodosis, generalmente las del 20% y 80%, a una profundidad específica.<sup>[13]</sup>

### **b. Transmisión del sistema MLC**

La transmisión del MLC describe la cantidad de radiación que atraviesa el MLC cuando las láminas están cerradas. La transmisión del MLC tiene dos componentes, la transmisión intra-lámina y transmisión inter-lámina. La transmisión intra-lámina se relaciona con la cantidad de radiación que atraviesa la lámina debido a la absorción limitada del material. Esta depende de la composición física y especialmente de la altura de la lámina.

La transmisión inter-lámina está relacionada con la radiación que atraviesa el espacio entre láminas adyacentes. Este espacio evita la fricción entre láminas. Existen múltiples diseños de láminas (Fig. 3.20 (a)) cuyo objetivo es reducir la transmisión inter-lámina, uno de ellos es usar una lengüeta (tongue) en un lado de la lámina y una ranura (Groove) correspondiente en el otro lado (Fig. 3.20 (b)). Otra técnica es inclinar levemente las láminas en contra de la divergencia del haz de radiación.

### **c. Efecto tongue and groove**

Como se mencionó en la sección anterior, existen diseños de láminas cuyo objetivo es el de reducir la transmisión entre láminas contiguas. En este sentido, cada fabricante de LINACs utiliza un diseño propio (Fig. 3.20(a)). Por ejemplo el diseño utilizado por el fabricante de aceleradores Varian es fabricar la lámina con una lengüeta (Tongue) en un lado y una ranura (Groove) en el lado opuesto de tal forma que cuando las láminas sean colocadas una a continuación de otra, encajen perfectamente (Fig. 3.20(b)).

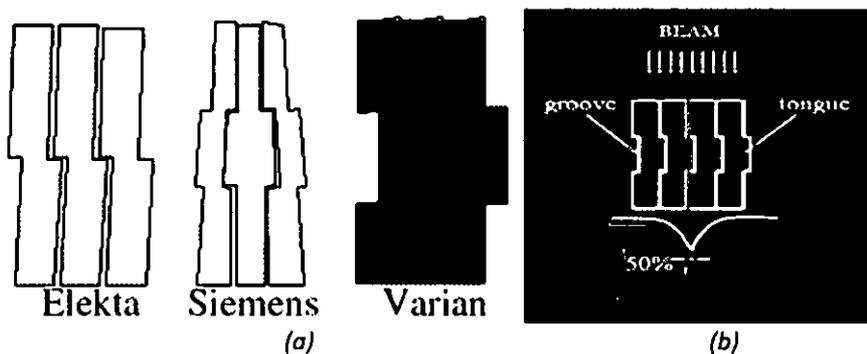


Fig. 3.20 (a) Diagrama esquemático de la sección transversal de las láminas<sup>[12]</sup>. (b) Esquema del efecto Tongue and Groove debido al diseño de los lados de las láminas<sup>[15]</sup>.

Otro diseño de lámina, utilizado por la marca Elekta en su MLC Agility, para reducir la transmisión entre laminas adyacentes, es fabricar ambos lados de las láminas con superficies lisas, separadas una distancia del orden de micrómetros para evitar la fricción e inclinarlas ligeramente al contrario de la divergencia del haz, disminuyendo la transmisión entre las láminas (Fig. 3.21).

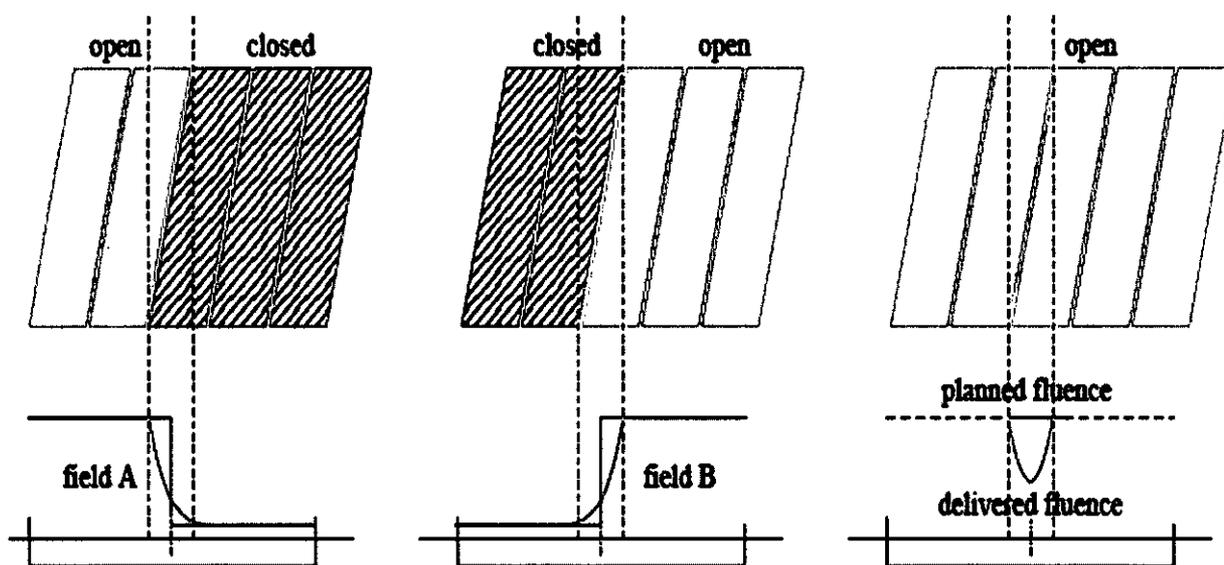


Fig. 3.21 Diseño de láminas de lados lisos e inclinados ligeramente de forma contraria a la divergencia del haz. Este diseño es usado en el MLC modelo Agility de marca Elekta<sup>[27]</sup>.

Estos diseños de las láminas que conforman el MLC originan que los campos de tratamiento no sean definidos de forma exacta por los bordes de las láminas. Por ejemplo la lengüeta de un lado de la lámina se extiende ligeramente en el campo de tratamiento y absorbe radiación provocando una reducción adicional en dicho borde como se puede observar en los esquemas de la Fig. 3.20(b) y Fig. 3.21. <sup>[27]</sup>

## CAPITULO IV

### VARIABLES E HIPOTESIS

#### 4.1. Variables de la investigación

En el presente trabajo de investigación se ha identificado variables dependientes e independientes las cuales son:

*Variables Independientes:* Sistema de Colimación Multiláminas (Posición de la lámina del MLC, Dirección (ángulo) de la lámina del MLC).

*Variable Dependiente:* Evaluación dosimétrica (penumbra, conformación, transmisión y efecto Tongue and Groove) del sistema MLC.

#### 4.2. Operacionalización de variables

Se utilizará el método descriptivo, explicativo, para evaluar las características dosimétricas en los sistemas MLC mencionados.

Tabla 4.1 Operacionalización de Variables.

<b>Variable</b>	<b>Tipo de variable</b>	<b>Indicadores</b>	<b>Escala</b>	<b>Instrumento</b>
Sistema de Colimación Multilámina (MLC)	Continua - Independiente	Posición de la lámina del MLC Dirección de la lámina del MLC	intervalo	Película Radiográfica
Evaluación dosimétrica del MLC	Cuantitativa - Dependiente	Características del MLC	intervalo	Película Radiográfica

#### 4.3. Hipótesis general

Las características dosimétricas de los sistemas MLC Elekta instalados en el instituto de enfermedades neoplásicas están dentro de los valores reportados en la bibliografía y el MLC Agility presenta una mejora en sus

características dosimétricas en comparación con su modelo anterior (MLC<sub>i2</sub>).

#### **4.4. Hipótesis específicas**

- La dirección (ángulo) de la lámina tiene influencia en la conformación del campo de tratamiento.
- La penumbra no depende de la posición de la lámina del Sistema de Colimación Multiláminas (MLC).

## **CAPITULO V**

### **METODOLOGIA**

#### **5.1. Tipo de investigación**

Esta investigación es de tipo descriptiva cuantitativa en la que se estudiarán los valores de las variables dosimétricas de los sistemas MLC (Agility y MLCi2) a fin de validar las hipótesis.

#### **5.2. Diseño de la investigación**

Se utilizará un diseño de investigación cuasi experimental ya que no se tiene un control total de las variables independientes. Además también es transversal ya que los valores cuantitativos de las variables se midieron en una perspectiva temporal concreta actual.

#### **5.3. Técnicas e instrumentos de recolección de datos**

Se utilizarán técnicas de observación y medición cuantitativa que consisten en procedimientos de irradiación de Películas radiográficas para cada una de las características dosimétricas definidas anteriormente. La recolección de los datos se hará a partir de la digitalización de estas películas mediante escáner digitalizador y un software de análisis especializado.

##### **5.3.1. Películas radiográficas**

Las películas radiográficas han sido usadas durante mucho tiempo en la dosimetría de radiaciones debido a su uso simple y a que provee información de alta resolución. El revelado y el escaneado de estas películas son etapas muy importantes en este proceso las cuales cuentan con equipos que son parte del sistema de medición y deben cumplir con ciertos requisitos para garantizar un resultado confiable.

A pesar de que esta dosimetría presente incertezas esperadas asociadas a la respuesta individual de cada una de las películas que pertenece a un lote o al revelado y escaneado. Las películas radiográficas son consideradas dosímetros ideales para la dosimetría en radioterapia debido

a sus características deseables como son su resolución espacial, la posibilidad de generar distribuciones de dosis en dos dimensiones con una única irradiación y que son un registro permanente de la medición.

Las películas radiográficas están compuestas por capas finas de diferentes materiales. En general presentan una base transparente de acetato de celulosa o resina de poliestireno recubierta por una emulsión que contiene granos pequeños de haluros de plata esparcidos sobre dicha emulsión y cuyo diámetro es de aproximadamente  $0.2\mu\text{m}$ . La emulsión contiene una combinación de granos de bromuro de plata y yoduro de plata (la composición exacta varía según el fabricante y la aplicación), asimismo dependiendo de la aplicación, la emulsión puede estar en uno o ambos lados de la base. En la Fig. 5.1 se muestra un esquema de sección transversal de una película radiográfica.

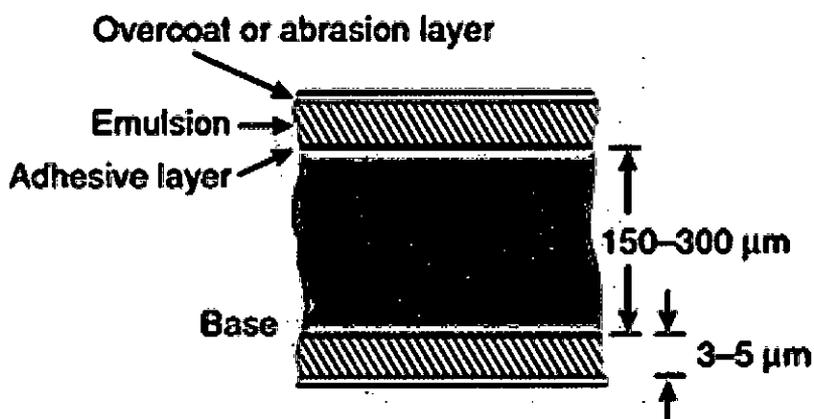


Fig. 5.1 Sección transversal de una película radiográfica.  
(Recuperado de <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/x-ray+film>)

Las películas comúnmente usadas en radioterapia son relativamente insensibles en rangos de rayos X de baja energía. De acuerdo al fabricante, el rango de dosis de las películas EDR2 es de 0 a  $700\text{cGy}$  con una respuesta lineal del aproximadamente de 0 a  $500\text{cGy}$  y saturación a los  $700\text{cGy}$ .

### 5.3.2. Procesador de películas radiográficas

En el instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN) se cuenta con un procesador de películas radiográficas (Kodak 1000) automático y de carga media. Este procesador presenta tres secciones por las cuales pasa la película radiográfica a través de rodillos para el proceso de obtención de la imagen (revelado, fijado y lavado), además el equipo presenta una sección donde la película se seca. En la Fig. 5.2 se observa el procesador Kodak 1000).

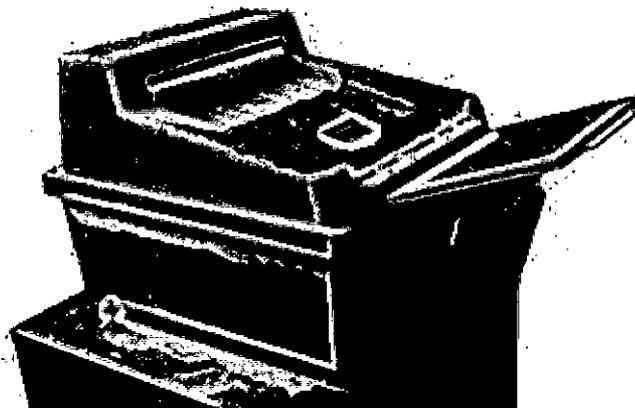
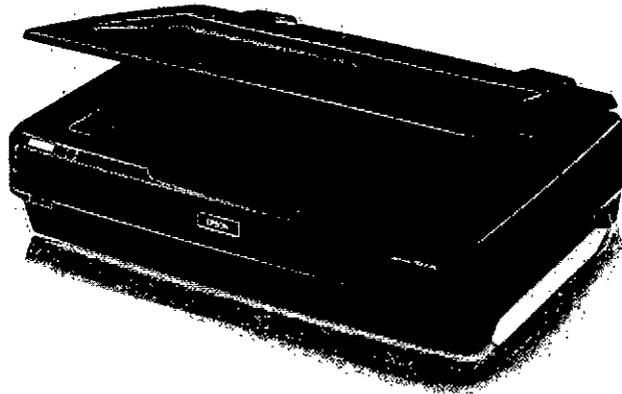


Fig. 5.2 Procesador automático Kodak 1000. (Recuperado de <https://www.cgh.org.tw/>)

### 5.3.3. Escáner de películas radiográficas

El escáner usado en este trabajo es el EPSON Epression11000XL que es un escáner plano con capacidad de digitalizar películas radiográficas en modo transmisión y reflexión. El escáner emplea una lámpara fluorescente de Xenón y un arreglo lineal de 6 cámaras CCD como componentes de emisión y recepción. La resolución máxima (según el fabricante) es de 2400 puntos por pulgada (dpi) y puede producir una imagen RGB de 48 bits. Para este trabajo, el escáner se utilizó en conjunto con el software RIT 113 para el análisis de las imágenes escaneadas, en la Fig. 5.3 se puede observar una imagen del escáner EPSON 11000XL.



*Fig. 5.3 Escáner EPSON 11000XL.(Recuperado de <https://epson.com>)*

Las películas son colocadas en la parte superior del escáner. Durante la digitalización los componentes de emisión y recepción se mueven a lo largo de la película. El escáner mide la luz transmitida a través de la película y la convierte en una señal análoga en valores digitales con un rango entre 0 a 65535 unidades A/D (unidades análogo digitales). En el anexo B se describe el proceso de calibración del sistema de dosimetría de películas radiográficas usadas en este trabajo.

#### **5.3.4. Procedimientos de recolección de datos**

##### ***a. Conformación del haz de radiación***

Para determinar la capacidad del MLC para conformar un haz de radiación nos centraremos en evaluar la conformación de las líneas de isodosis a una forma específica del campo de radiación. Las posiciones de las láminas serán determinadas haciendo coincidir el centro de cada lámina al borde de la forma del campo deseada. Este método de conformación es el método usado en la práctica clínica en el INEN y al igual que otros métodos, se describe en la sección 3.2.2.2.

Para evaluar la capacidad de conformación del MLC sin tomar en cuenta el número de láminas, la forma del campo debe ser fácilmente configurable por el MLC con las láminas disponibles en cada diseño. Es por ello que en este trabajo se utilizó campos circulares debido a que estas formas dan como resultado un rango de ángulos entre el borde del campo prescrito y las láminas del MLC. Trabajos anteriores<sup>[25][26]</sup> también han usado de forma efectiva campos circulares para la evaluación dosimétrica de otros MLC. La ventaja de usar campos circulares radica en que una conformación ideal es cuando las isodosis sean perfectamente circulares y concéntricas. Podemos evaluar la conformación del MLC examinando como las líneas de isodosis difieren de la forma ideal bien definida de un círculo perfecto.

En la Fig. 5.4 se observa los campos usados para evaluar la conformación de cada MLC estudiado. Para la obtención de las curvas de isodosis se utilizaron películas radiográficas que fueron irradiadas en los aceleradores Sinergy Full y Sinergy Infinity (con sistemas multiláminas Agility y MLCi2 respectivamente). Se utilizó una geometría de irradiación (Fig. 5.5) en la cual se colocó la película radiográfica (al interior de un sobre negro) orientada perpendicular al eje del haz y entre planchas de un material sólido equivalente al agua (RW3 – PTW). Se utilizó un espesor de 5 cm de este

material por encima y por debajo de la película radiográfica a la distancia fuente – película radiográfica de 100 cm.

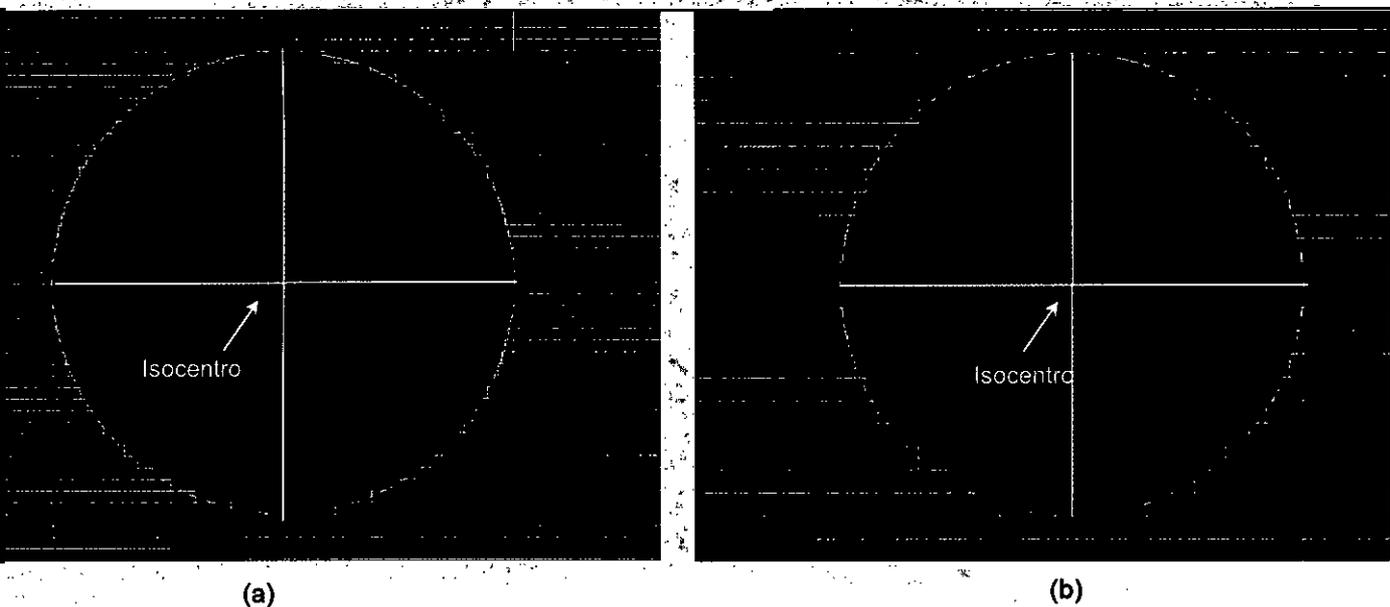


Fig. 5.4 Campos circulares para evaluar la conformación que logra cada sistema MLC. (a)MLC Agility, (b)Sistema MLCi2. (Fuente: Diseño propio)

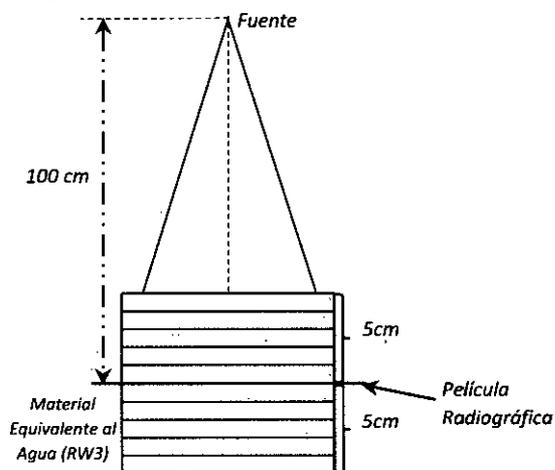


Fig. 5.5 Esquema que muestra la configuración geométrica usada para la irradiación de las películas radiográficas. (Fuente: Diseño propio)

Las películas radiográficas fueron digitalizadas utilizando el escáner Epson 11000XL y las imágenes convertidas a distribuciones de dosis usando el software RIT 113 y la curva de calibración obtenida según el procedimiento descrito en la sección 5.3.3.

Para el análisis de la conformación del MLC se utilizó las distribuciones de dosis normalizadas al centro del círculo y se determinó la distancia (Radio) desde el origen del campo hasta puntos específicos en una determinada curva de isodosis (Fig. 5.6). Esta distancia fue graficada en función al ángulo de inclinación del radio. Las curvas de isodosis analizadas en este trabajo son las correspondientes a las isodosis de 80%, 50% y 20% ya que están relacionadas con los parámetros a evaluar.

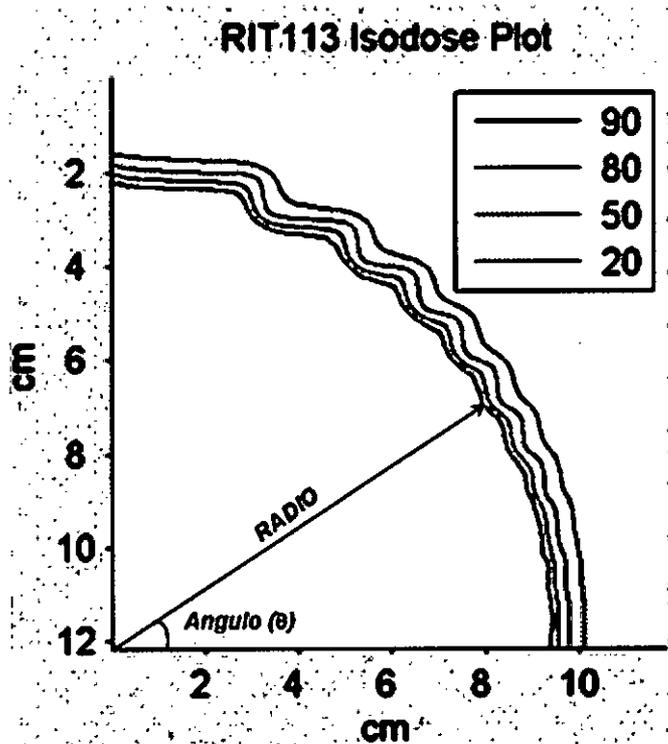


Fig. 5.6 Gráfico donde se ilustra el método de análisis de la conformación del MLC (Isodosis idealmente circulares). (Fuente: Diseño propio)

**b. Determinación del ancho de la penumbra**

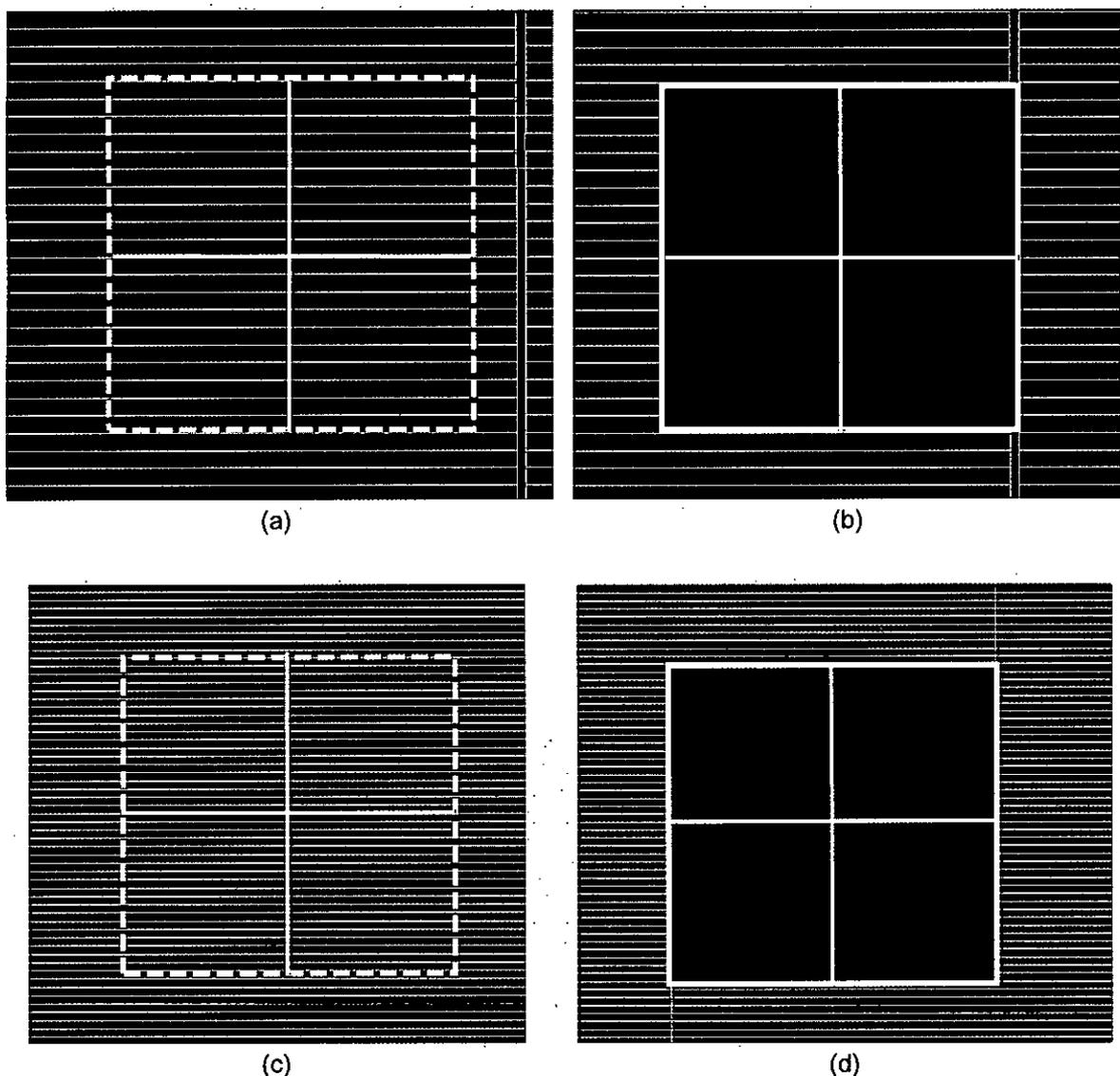
En esta prueba se busca determinar el ancho de la penumbra en relación a la posición de las láminas en un campo conformado. Para esto haremos uso de las distribuciones de dosis conseguidas en la sección anterior y la definición de penumbra indicada en la sección 3.2.2.3.

**c. Transmisión del MLC**

Para determinar la transmisión intra-lámina e inter-lámina promedio se utilizó películas radiográficas con la misma disposición geométrica descrita

en la sección anterior. En cada LINAC se irradiará una película radiográfica con un campo de radiación donde las láminas estén completamente cerradas (Fig. 5.7(a) y Fig. 5.7(c)). Posteriormente en el sistema de planificación de tratamientos (SPT) se calculará la dosis para un campo similar al anterior pero abierto de 20X20 cm<sup>2</sup> (Fig. 5.7(b) y Fig. 5.7(d)).

La dosis medida en las películas radiográficas se referenciará a la dosis calculada por el SPT para determinar la transmisión de los sistemas MLC.



*Fig. 5.7 Configuración de los campos de irradiación (campo cerrado con las láminas y campo abierto de 20X20) que se utilizaran para determinar la transmisión de los sistemas MLC. (a) y (b) Campo cerrado y abierto del sistema MLCi2. (c) y (d) Campo cerrado y abierto del sistema Agility. (Fuente: Diseño propio)*

En la Fig. 5.8 se observa un perfil de dosis debajo de las láminas y perpendicular a su movimiento donde los puntos negros en los picos representan la dosis en la unión entre láminas (Transmisión Inter-lámina) y los puntos rojos en los valles se corresponden con la dosis debajo de la lámina (Transmisión Intra-lámina). Para determinar la transmisión intra-lamina e inter-lamina promedio, el software RIT 113 identifica los valores de dosis en los picos y valles por separado los promedia y divide este valor por la dosis en el campo correspondiente calculado en el SPT.

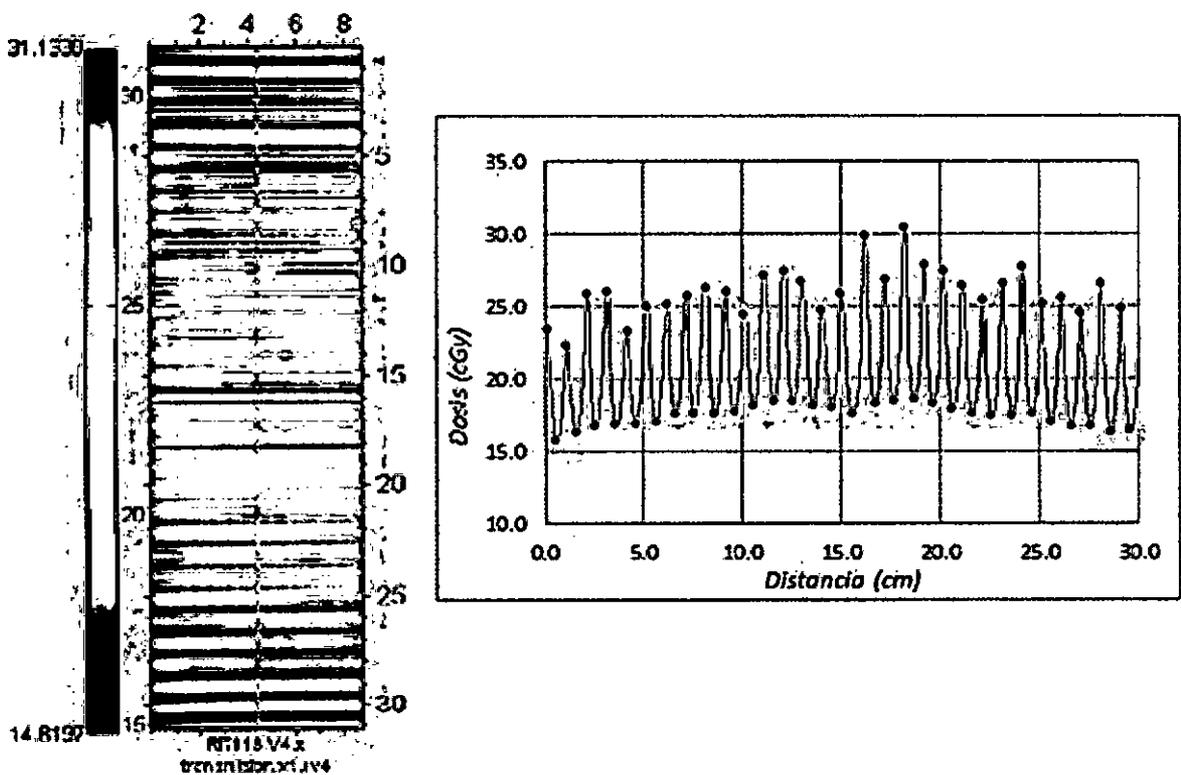


Fig. 5.8 Imagen una prueba de transmisión del MLC (Izquierda) y Perfil de transmisión correspondiente (Derecha). (Fuente: Diseño propio)

#### d. Efecto tongue and groove

Para evaluar el efecto Tongue and Groove se utilizó películas radiográficas en la misma disposición de irradiación descrita en las secciones anteriores. Se utilizó técnica de doble exposición<sup>[8]</sup> que consiste, en primer lugar, en la



## CAPITULO VI

### RESULTADOS Y DISCUSION

#### 6.1. Conformación del haz de radiación

Al realizar la irradiación y la digitalización de las películas radiográficas según el procedimiento descrito en la sección 5.3.4 se obtuvieron imágenes del campo circular y de las curvas de isodosis normalizadas al centro del campo según se muestra en la Fig. 6.1. En esta imagen se observan que dichas curvas de isodosis se aproximan a círculos concéntricos.

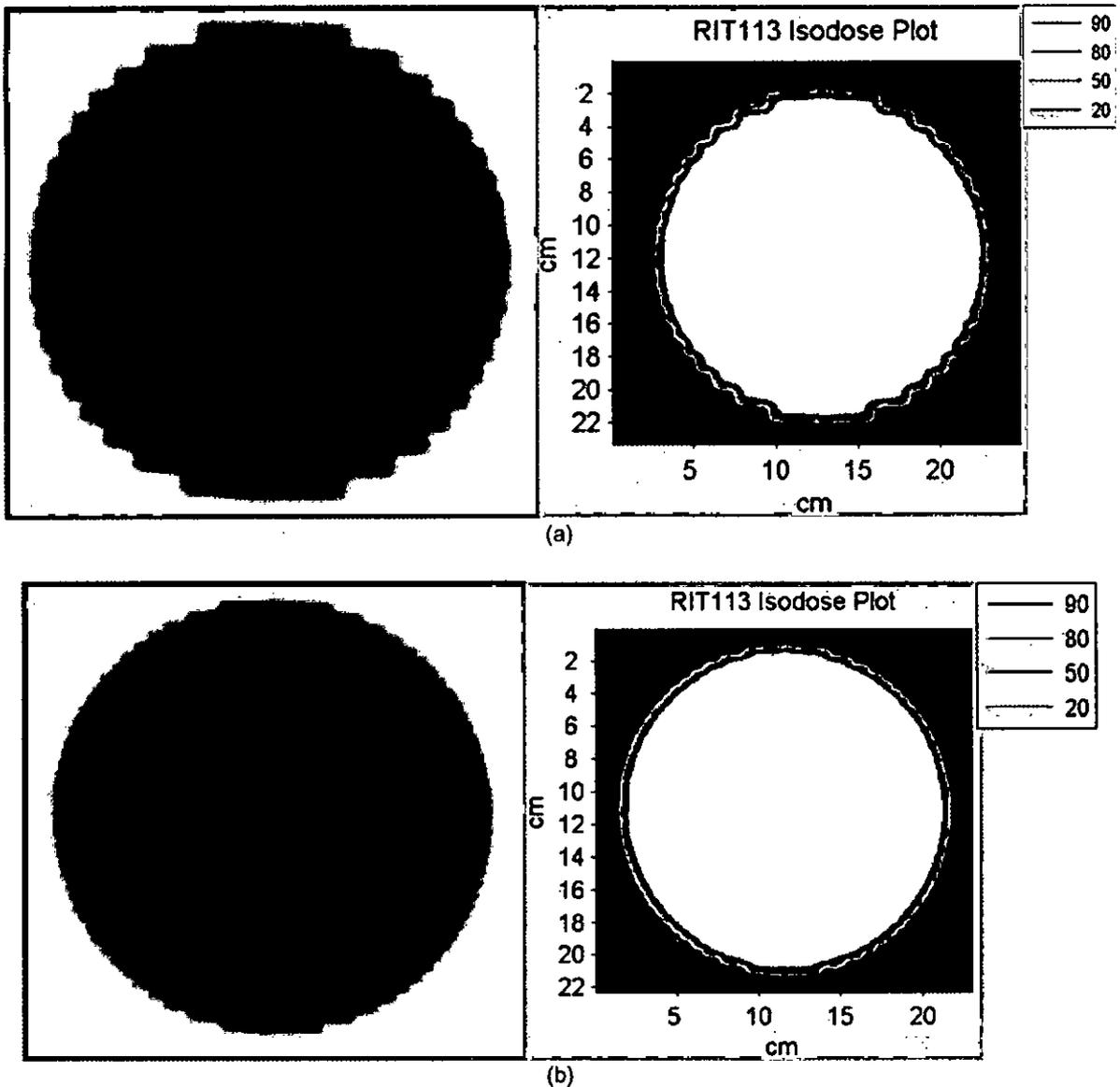


Fig. 6.1 Película radiográfica digitalizada y las distribuciones de dosis normalizadas para los MLCs (a) MLCi2 y (b) Agility. (Fuente: Diseño propio)

Los resultados obtenidos de las medidas del Radio con respecto al ángulo de inclinación se muestran en la Fig. 6.2 y Fig. 6.3 para las isodosis de 80%, 50% y 20% (no se utilizó la isodosis del 90% para el análisis). Para un sistema de conformación ideal las curvas deberían ser rectas horizontales. Las oscilaciones en las líneas de isodosis que se observan en la Fig. 6.1 son resultado del ancho finito de las láminas usadas para conformar el campo de irradiación (1 cm para el MLCi2 y 0.5 cm para el MLC Agility) y la magnitud de estas oscilaciones dependen del ángulo en el cual las láminas interceptan el campo circular, siendo mayor esta oscilación en los ángulos cercanos a 90° y 270°. El sistema MLC que presenta mayor grado de oscilaciones en las curvas de isodosis es el modelo MLCi2 ya que este modelo presenta mayor ancho de lámina (1cm medido a nivel del isocentro) y por consiguiente se aleja en mayor grado del sistema de conformación ideal.

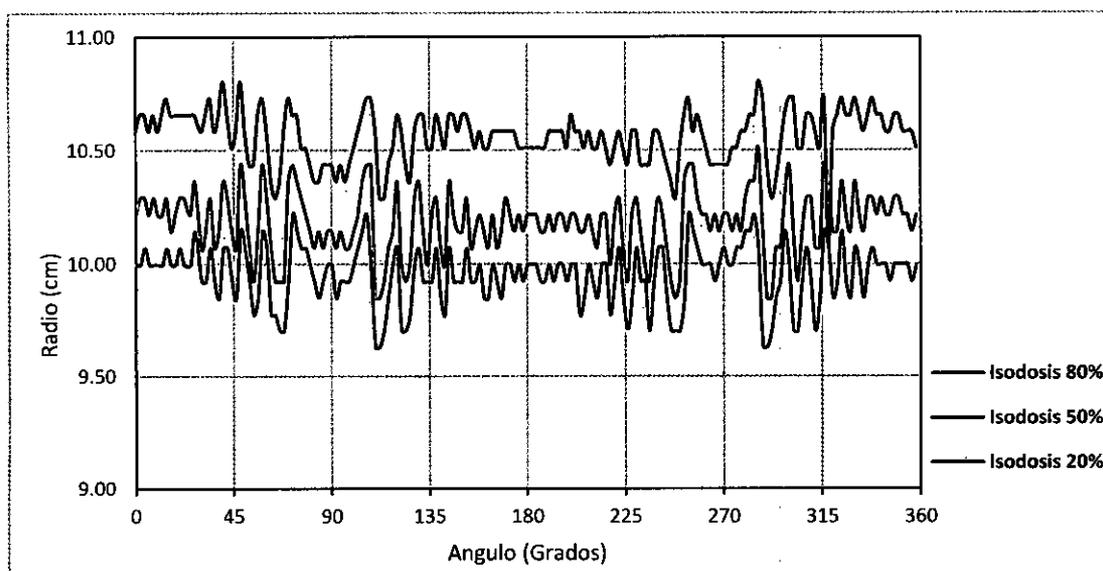


Fig. 6.2 Gráfico de la distancia desde el centro del campo (Radio) hasta una isodosis específica versus el ángulo de inclinación para el colimador multiláminas MLCi2. (Fuente: Diseño propio)

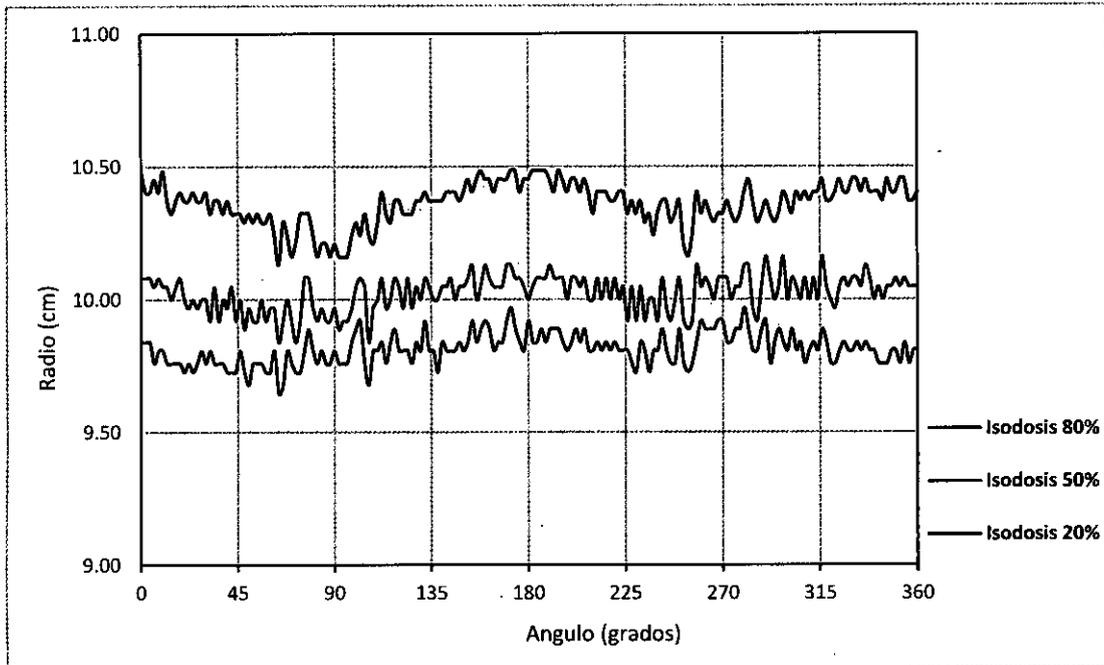


Fig. 6.3 Gráfico de la distancia desde el centro del campo (Radio) hasta una isodosis específica versus el ángulo de inclinación para el colimador multiláminas Agility. (Fuente: Diseño propio)

Asimismo, en la Fig. 6.4 se muestra los mismos datos de la Fig. 6.2 y Fig. 6.3 pero se compara las gráficas de las oscilaciones producidas en las curvas de isodosis de 80%, 50% y 20%. Aquí se puede observar, tal como se mencionó anteriormente, que el MLCi2 presenta mayor grado de oscilación de las isodosis y que las isodosis del MLC Agility forman campos aproximadamente circulares de radio ligeramente menor.

En la Tabla 6.1 se hace un resumen de los datos mostrados en los gráficos anteriores para comparar el radio medio de los niveles de isodosis de 80%, 50% y 20%. También se muestran la desviación estándar de los datos y su rango de valores. Como se observa, los radios medios de ambos sistemas MLC están dentro de los 2mm de diferencia, pero el sistema MLCi2 presenta mayor variación como se observó en las gráficas anteriores.

De los datos obtenidos se puede considerar que el sistema MLC que más se aproxima al campo deseado (campo circular) es el MLC Agility.

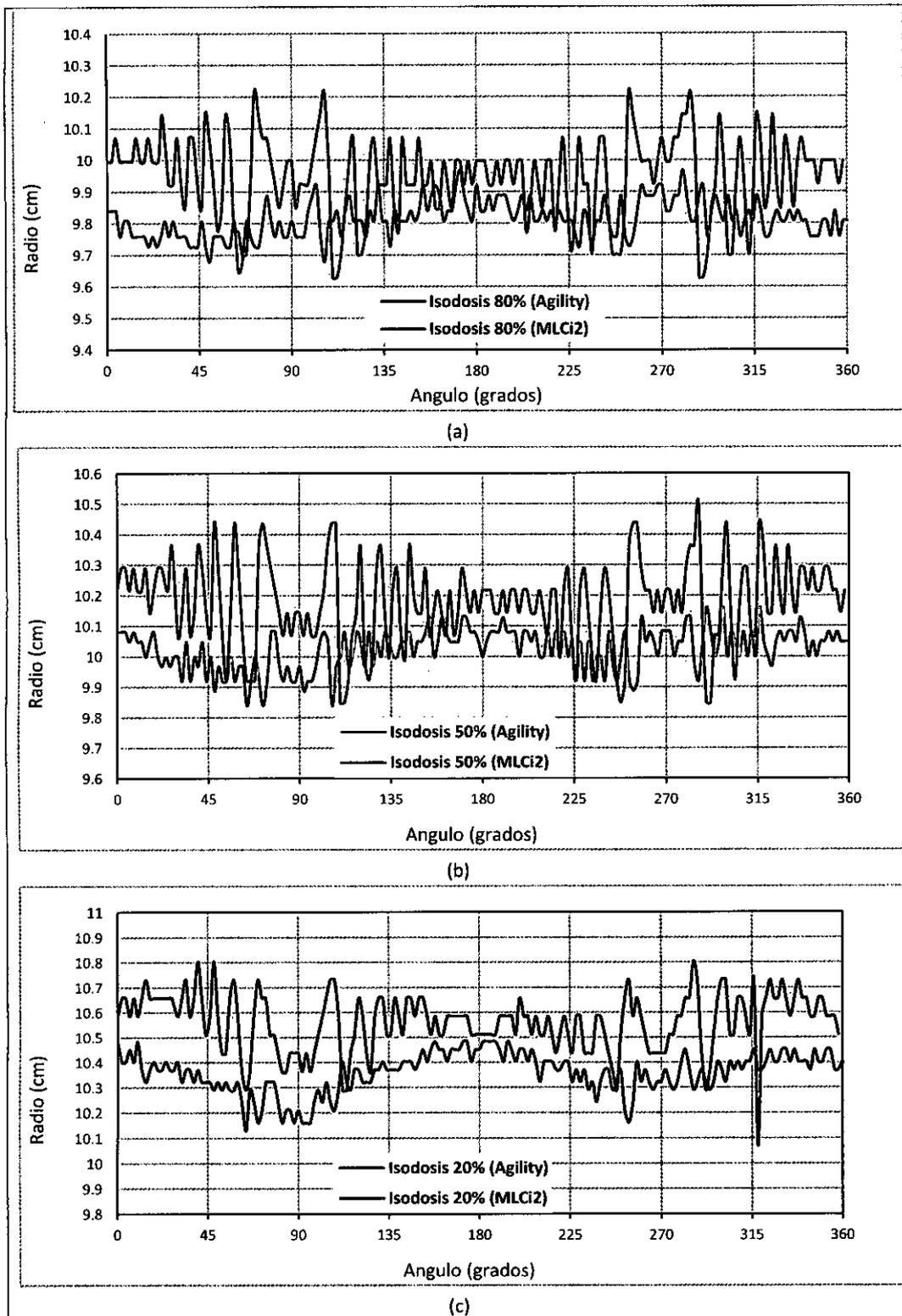


Fig. 6.4 Grafico donde se comparan las oscilaciones en las curvas de isodosis de un mismo nivel de dosis, para ambos sistemas de colimación multiláminas. (a) Isodosis del 80%, (b) Isodosis del 50% e (c) Isodosis del 20%. (Fuente: Diseño propio)

Tabla 6.1 Resumen de las medidas mostradas en los gráficos anteriores. Se muestra el radio promedio para los niveles de isodosis de 80%, 50% y 20% así como la desviación estándar y el rango de variación de los datos medidos.

	Isodosis 80%			Isodosis 50%			Isodosis 20%		
	Radio (cm)	$\pm\sigma$	Rango (cm)	Radio (cm)	$\pm\sigma$	Rango (cm)	Radio (cm)	$\pm\sigma$	Rango (cm)
<b>MLCi2</b>	9.95	0.13	0.59	10.18	0.14	0.66	10.56	0.12	0.73
<b>AGILITY</b>	9.81	0.06	0.32	10.02	0.07	0.32	10.36	0.08	0.35

## 6.2. Ancho de la penumbra

En la Tabla 6.2 se presenta la penumbra promedio (20% - 80%) para ambos sistemas MLC determinada como el promedio de las diferencias de los radios entre las isodosis del 20% y 80% para cada ángulo de inclinación. De igual forma se muestra el valor máximo que alcanza la penumbra (entre paréntesis se tiene el ángulo al cual la penumbra toma este valor).

En general, el sistema de colimación MLCi2 presenta un ancho de penumbra promedio mayor en comparación con el sistema Agility y también una mayor variación en la penumbra que depende de la ubicación de la lámina respecto del borde del campo que se quiere conformar. El sistema Agility presenta un ancho de penumbra menor y más uniforme.

Tabla 6.2 Medidas del tamaño de la penumbra (20% - 80%) para los sistemas MLC estudiados.

	Penumbra (20% - 80%)		
	Promedio (cm)	$\pm\sigma$	Max(cm)
<b>MLCi2</b>	0.61	0.12	1.10 (288°)
<b>Agility</b>	0.55	0.08	0.69 (340°)

En la Fig. 6.5 se graficó el ancho de penumbra con respecto al ángulo de inclinación y se puede apreciar que para el sistema de colimación MLCi2 la penumbra es mayor alrededor de los ángulos 90° y 270° que es donde las líneas de isodosis presentan mayor grado de oscilación debido al mayor ancho de lámina y a la inclinación de esta respecto del borde del campo a conformar. A su vez también se puede observar que la penumbra para sistema Agility es uniforme en todos los ángulos.

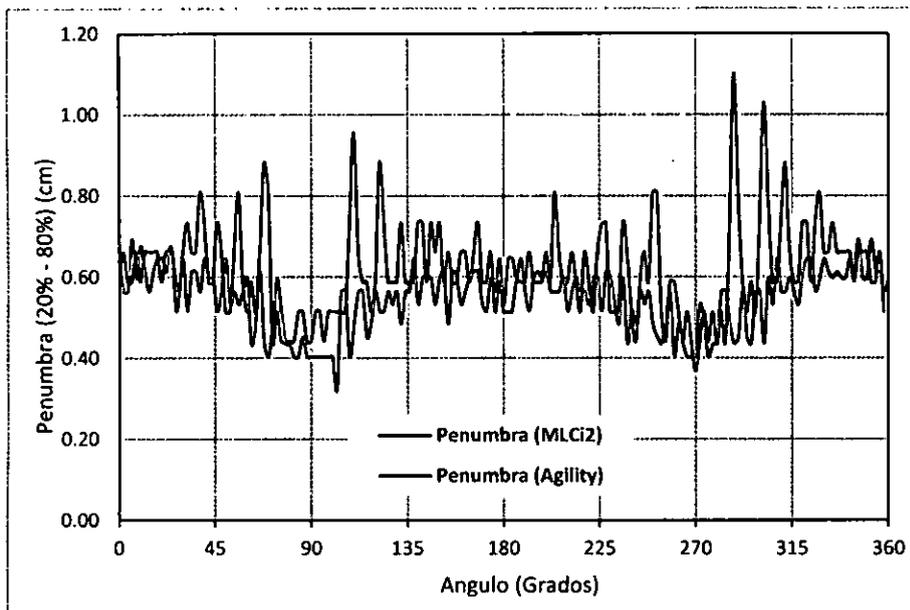


Fig. 6.5 Grafico donde se muestra la variación del ancho de penumbra para los sistemas MLCi2 y Agility

### 6.3. Transmisión del MLC

Los resultados de las pruebas de transmisión realizadas a los sistemas de colimación MLCi2 y Agility se muestran en la Fig. 6.6. Aquí se puede observar el patrón de transmisión que cada uno de los sistemas multiláminas (Fig. 6.6(a)) como también las imágenes digitalizadas. Se observa que la transmisión es mayor en la zona central del campo formado por el MLC ya que el campo es más intenso en esa zona. También se puede observar que el sistema MLCi2 presenta picos de dosis de mayor valor en comparación con el sistema Agility que presenta un patrón de transmisión más homogénea y de menor valor.

Esta diferencia se debe a que las láminas del sistema Agility presentan mayor espesor (9 cm de alto) en comparación al sistema MLCi2 (7.5 cm de alto).

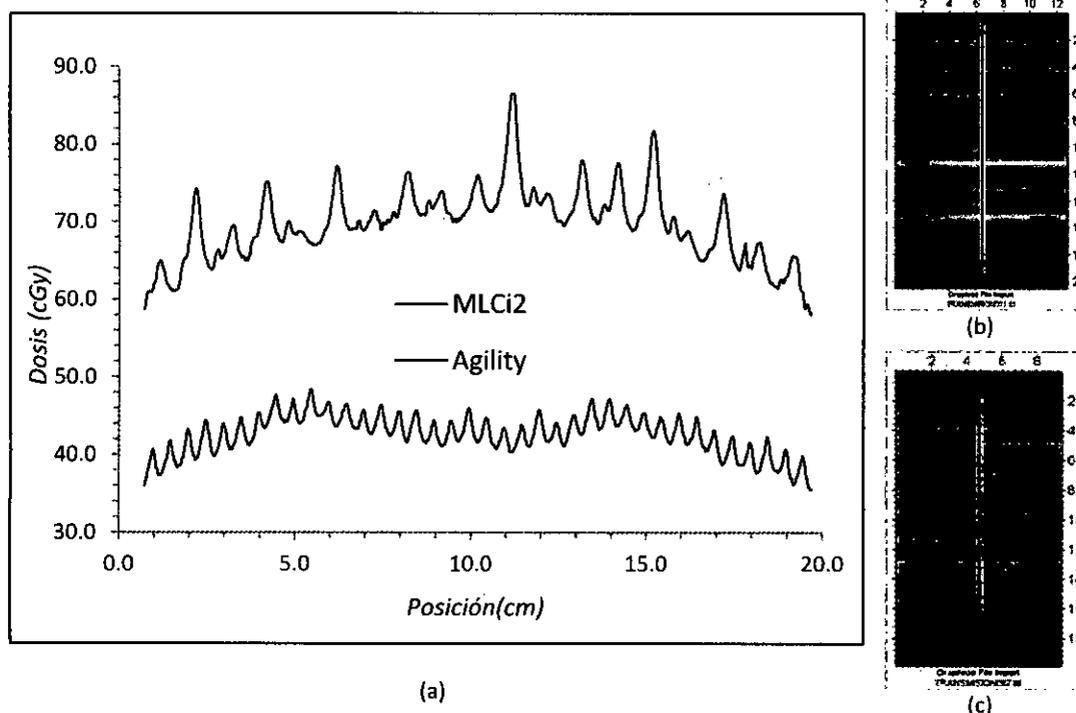


Fig. 6.6 (a) Curva de los patrones de transmisión para los sistemas de colimación MLCi2 y Agility. (b) Imagen digitalizada de la prueba de transmisión para el sistema MLCi2. (c) Imagen digitalizada de la prueba de transmisión para el sistema Agility. (Fuente: Diseño propio)

En la Tabla 6.3 se muestran los valores de transmisión calculados por el software RIT 113 que utiliza el algoritmo descrito en la sección 5.3.4c. En esta tabla se puede observar que la variación en los valores de transmisión del MLC Agility son más bajos en comparación del sistema MLCi2 mostrando que el sistema Agility presenta una mejor atenuación de la radiación y por consiguiente una mayor protección a los órganos sanos que se desea proteger durante un tratamiento de radioterapia.

Tabla 6.3 Valores de transmisión para los sistemas multiláminas analizados en este trabajo.

	Transmisión Inter-lámina (%)				Transmisión Intra-lámina (%)			
	Promedio	Max.	Min.	$\pm\sigma$	Promedio	Max.	Min.	$\pm\sigma$
<b>MLCi2</b>	0.70	0.84	0.58	0.05	0.66	0.71	0.38	0.04
<b>Agility</b>	0.43	0.47	0.36	0.02	0.40	0.44	0.29	0.02

Tabla 6.4 Valores de transmisión promedio y máxima reportada en la bibliografía.

	<b>MLCi2</b>	<b>Agility</b>
<b>promedio</b>	0.60 <sup>[31]</sup>	0.50 <sup>[23]</sup>
<b>Máxima</b>	--	0.60 <sup>[23]</sup>

Los valores de transmisión mostrados en la Tabla 6.3 son muy cercanos a los reportados por algunos autores<sup>[23][24][31]</sup> que se muestran en la Tabla 6.4 (0.6% de transmisión promedio para el sistema MLCi2 y 0.5% de transmisión máxima para el sistema Agility).

#### **6.4. Efecto tongue and groove**

En la Fig. 6.7 se muestran las imágenes escaneadas de las películas que fueron irradiadas siguiendo el método descrito en la sección 5.3.4(d). En ambos casos se observa el efecto de infra-dosificación que ocurre debido a la forma de los lados de las láminas del MLC.

Asimismo para cuantificar esta infra-dosificación se graficó un perfil vertical de dosis para cada imagen escaneada que corresponden a cada modelo de MLC estudiado. Las líneas verticales celeste y roja que se observan en la Fig. 6.7 representan el lugar donde se trazaron los perfiles de dosis.

En la Fig. 6.8 se puede observar una comparación de dichos perfiles de dosis que fueron normalizados al centro del campo de radiación. En ambos casos la infra-dosificación es de alrededor del 25% - 30% de dosis con respecto al centro del campo centro del campo. Algunos autores<sup>[8][28][29][30]</sup> indican que el efecto Tongue and Groove para tratamientos usando varios campos de radiación y técnicas de reducción de este efecto puede causar una infra-dosificación de entre 10% a 25%.

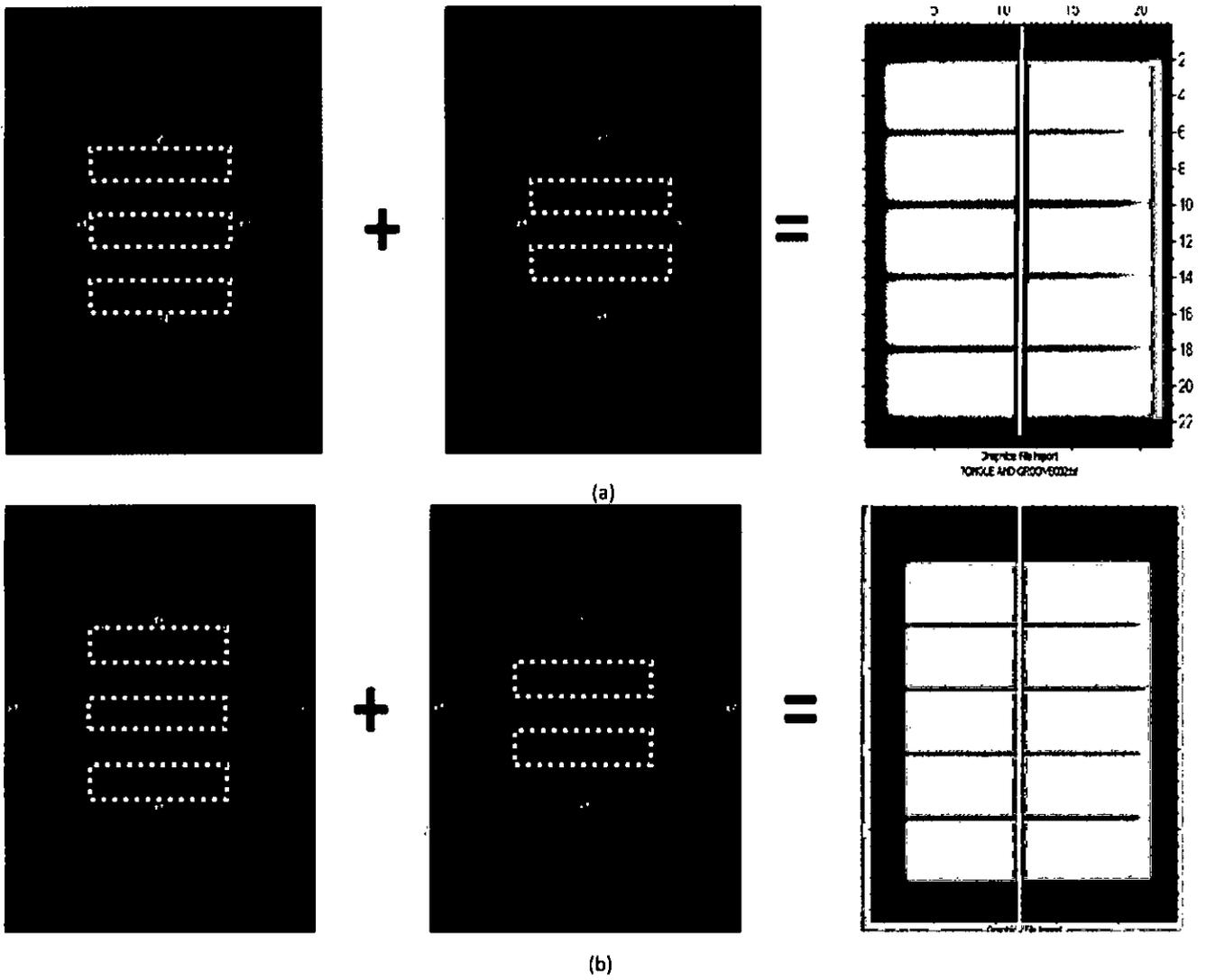


Fig. 6.7 Campos de irradiación usados para la evaluación del efecto Tongue and Groove y la imagen escaneada del resultado obtenido para: (a) el sistema MLC12 y (b) el sistema Agility. (Fuente: Diseño propio)

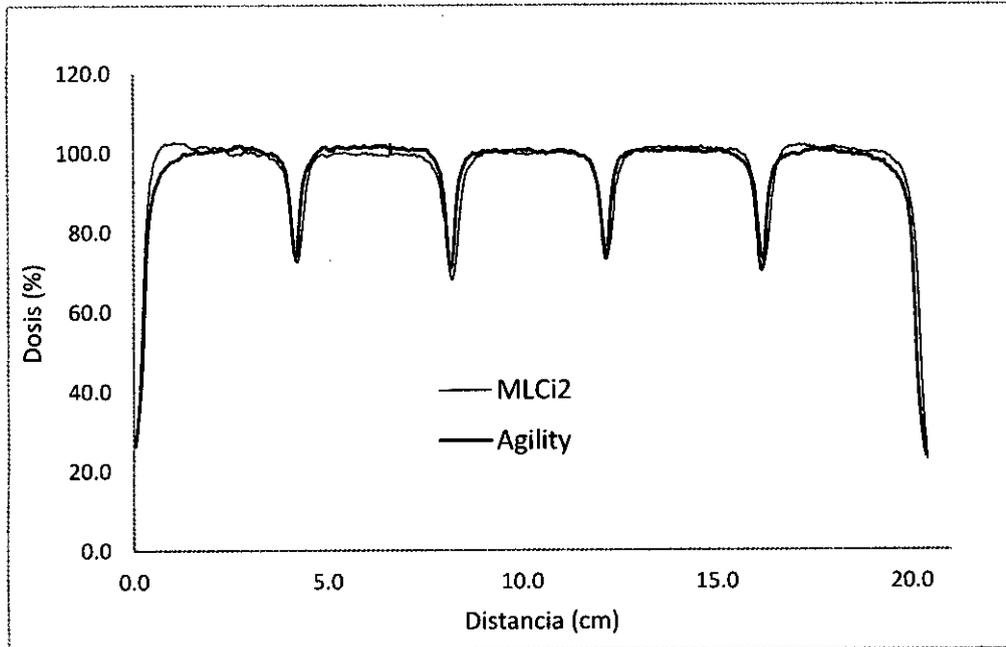


Fig. 6.8 Perfiles de dosis que muestran el efecto Tongue and Groove para el sistema MLCi2 y Agility. (Ambos perfiles están normalizados al centro del campo). (Fuente: Diseño propio)

### 6.5. Contrastación de la hipótesis con los resultados

Los resultados obtenidos referentes a la conformación del haz de radiación en ambos sistemas MLC muestran que para la curva de isodosis del 50%, el sistema MLCi2 presenta un radio promedio 1.6% mayor que el radio promedio para el sistema Agility, asimismo se ven diferencias porcentuales de 1.4% y 1.9% para las curvas de isodosis del 80% y 20%. Esto nos indica que el sistema Agility presenta una ligera mejora en la conformación del haz de radiación (entre 1.4% y 1.9%) para la prueba propuesta en este trabajo. También se puede observar en la Fig. 6.1, Fig. 6.2 y Fig. 6.3 que la conformación varía según la dirección (ángulo) de la lámina con el borde del campo que se desea conformar.

En referencia al ancho de la penumbra, se observa que el sistema MLCi2 presenta un mayor ancho de penumbra 10.9% mayor en comparación al sistema Agility. Esto indica que el sistema Agility presenta una mejor definición en el campo de tratamiento. Asimismo de la Fig. 6.5 podemos mencionar que la penumbra varía con la posición de la lámina siendo mayor

esta variación cuando nos acercamos a los bordes superior e inferior del campo (ángulo  $90^\circ$  y  $270^\circ$  respectivamente).

Los valores promedio de transmisión de los sistemas MLC evaluados son similares a los reportados en la bibliografía y están mostrados en la Tabla 6.4. Asimismo se puede observar que el sistema MLCi2 presenta una mayor transmisión inter-lámina e intra-lámina respecto del sistema Agility (62.8% y 65.0% respectivamente). Esto es debido a que las láminas del sistema Agility presentan mayor altura (9 cm contra 7.5 cm del sistema MLCi2).

Los resultados muestran que el sistema Agility presenta mejoras en sus características dosimétricas comparadas con el sistema MLCi2. Asimismo se puede mencionar que el ángulo y la posición de la lámina son parámetros que influyen en la conformación y el ancho de penumbra.

## **CAPITULO VII**

### **CONCLUSIONES**

- Conclusión 1.** En el análisis de la conformación que pueden lograr los sistemas analizados se concluye que este parámetro depende del ancho, posición y ángulo de la lámina con respecto al borde del campo que se quiere conformar.
- Conclusión 2.** Se concluye que el sistema Agility presenta mejoras en sus características dosimétricas en comparación con su modelo anterior MLCi2. Estas mejoras suponen también una mejora en la calidad de los tratamientos de radioterapia. Asimismo los valores de transmisión de los sistemas MLC son similares a los reportados por otros autores en trabajos similares.
- Conclusión 3.** Se concluye que el ángulo de la lámina con respecto al borde del campo que se requiere conformar influye en la conformación del sistema MLC y a su vez el ancho de la lámina aumenta esta influencia.
- Conclusión 4.** Se concluye que el ancho de la penumbra varía dependiendo de la posición de las láminas con respecto al borde del campo conformado.

## CAPITULO VIII

### REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1]. World Health Organization. Cancer. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>. Fact Sheet N°297. Consultada el 08 de Junio del 2016.
- [2]. Ramos, W., Venegas, D., Medina, J., Guerrero, C., & Cruz, A. (2013). **Análisis de la situación del cáncer en el Perú 2013**. Lima: MINSA/DGE.
- [3]. Fernandez, E. M., Shentall, G. S., Mayles, W. P. M., & Dearnaley, D. P. (1995). **The acceptability of a multileaf collimator as a replacement for conventional blocks**. *Radiotherapy and Oncology*, 36(1), 65-74.
- [4]. Brewster, L., Mohan, R., Mageras, G., Burman, C., Leibel, S., & Fucks, Z. (1995). **Three dimensional conformal treatment planning with multileaf collimators**. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, 33(5), 1081-1089.
- [5]. Helyer, S. J., & Heisig, S. (1995). **Multileaf collimation versus conventional shielding blocks: a time and motion study of beam shaping in radiotherapy**. *Radiotherapy and Oncology*, 37(1), 61-64.
- [6]. American Association of Physicists in Medicine. (2001). **Basic applications of multi-leaf collimators**. AAPM Task Group, 50.
- [7]. Webb, S. (1993). **The physics of three dimensional radiation therapy: Conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning**. CRC Press.
- [8]. Galvin, J. M., Smith, A. R., & Lally, B. (1993). **Characterization of a multileaf collimator system**. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, 25(2), 181-192.
- [9]. Klein, E. E., Harms, W. B., Low, D. A., Willcut, V., & Purdy, J. A. (1995). **Clinical implementation of a commercial multileaf collimator:**

- dosimetry, networking, simulation, and quality assurance.** International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics, 33(5), 1195-1208.
- [10]. Das, I. J., Desobry, G. E., McNeeley, S. W., Cheng, E. C., & Schultheiss, T. E. (1998). **Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator.** Medical physics, 25(9), 1676-1684.
- [11]. Jordan, T. J., & Williams, P. C. (1994). **The design and performance characteristics of a multileaf collimator.** Physics in medicine and biology, 39(2), 231.
- [12]. Huq, M. S., Das, I. J., Steinberg, T., & Galvin, J. M. (2002). **A dosimetric comparison of various multileaf collimators.** Physics in medicine and biology, 47(12), N159.
- [13]. Podgorsak, E. B. (2005). **Radiation oncology physics. a handbook for teachers and students,** Vienna: International Atomic Energy Agency, 657.
- [14]. Galvin, J. M., Han, K., & Cohen, R. (1998). **A comparison of multileaf-collimator and alloy-block field shaping.** International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 40(3), 721-731.
- [15]. Xia, P., **LINAC and MLC QA for IMRT - Consequences in Treatment Plans,** oral presentation at the 50th AAPM Annual Meeting, Houston, Texas, USA. <https://www.aapm.org/education/VL/vl.asp?id=41>
- [16]. Seltzer, S. M., Bartlett, D. T., Burns, D. T., Dietze, G., Menzel, H. G., Paretzke, H. G., & Wambersie, A. (2011). **Fundamental quantities and units for ionizing radiation.** ICRU Journal, 11(1), 1-41.
- [17]. Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). **The physics of radiation therapy.** Lippincott Williams & Wilkins.
- [18]. Mayles, P., Nahum, A., & Rosenwald, J. C. (Eds.). (2007). **Handbook of radiotherapy physics: theory and practice.** CRC Press.

- [19]. Galiano, P. S. (2005). **Introducción a la física de la radioterapia**. Viena, Austria: Hospital Central de Asturias, Unidad de Radiofísica, 1-72.
- [20]. International Electrotechnical Commission. (1989). **Medical electrical equipment: medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV—guidelines for performance characteristics**. IEC 977. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- [21]. Andreo, P., Burns, D. T., Hohlfeld, K., Huq, M., Kanai, T., Laitano, F., & Vynckier, S. (2001). **TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water**. International Atomic Energy Agency, 420.
- [22]. Jeraj, M., & Robar, V. (2004). **Multileaf collimator in radiotherapy**. *Radiology and Oncology*, 38(3), 235-40.
- [23]. Cosgrove, V. P., Thomas, M. D. R., Weston, S. J., Thompson, M. G., Reynaert, N., Evans, C. J. & Warrington, A. P. (2009). **Physical characterization of a new concept design of an Elekta radiation head with integrated 160-leaf multi-leaf collimator**. *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics*, 75(3), S722-S723.
- [24]. Thompson, C. M., Weston, S. J., Cosgrove, V. C., & Thwaites, D. I. (2014). **A dosimetric characterization of a novel linear accelerator collimator**. *Medical physics*, 41(3).
- [25]. Zhu, X. R., Klein, E. E., & Low, D. A. (1998). **Geometric and dosimetric analysis of multileaf collimation conformity**. *Radiotherapy and oncology*, 47(1), 63-68.
- [26]. Frazier, A., Du, M., Wong, J., Vicini, F., Taylor, R., Yu, C., & Yan, D. (1995). **Dosimetric evaluation of the conformation of the multileaf collimator to irregularly shaped fields**. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 33(5), 1229-1238.

- [27]. Tacke, M. (2009). **Adaptation of High-Precision Radiotherapy to Moving Target Volumes in Real-Time Using Dynamic Multileaf Collimators** (Doctoral dissertation).
- [28]. Deng, J., Pawlicki, T., Chen, Y., Li, J., Jiang, S. B., & Ma, C. M. (2001). **The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose distributions.** *Physics in Medicine and Biology*, 46(4), 1039.
- [29]. Luan, S., Wang, C., Chen, D. Z., Hu, X. S., Naqvi, S. A., Wu, X., & Yu, C. X. (2006). **An improved MLC segmentation algorithm and software for step-and-shoot IMRT delivery without tongue-and-groove error.** *Medical physics*, 33(5), 1199-1212.
- [30]. Salari, E., Men, C., & Romeijn, H. E. (2011). **Accounting for the tongue-and-groove effect using a robust direct aperture optimization approach.** *Medical physics*, 38(3), 1266-1279.
- [31]. Lafond, C., Chajon, E., Devillers, A., Louvel, G., Toubanc, S., Olivier, M., & Manens, J. P. (2013). **Impact of MLC leaf width on volumetric-modulated arc therapy planning for head and neck cancers.** *Journal of applied clinical medical physics*, 14(6), 40-52.
- [32]. Brown K, Thompson G. (2010) **Agility: intelligent design.** Elekta Whitepaper. Disponible en <https://www.elekta.com/>.
- [33]. Elekta (2012) **Elekta Digital Linear Accelerator. Customer Acceptance Test for Elekta Infinity.**

## CAPITULO IX

### ANEXOS

#### A. MATRIZ DE CONSISTENCIA

#### TITULO: EVALUACION DOSIMETRICA DE SISTEMAS DE COLIMACION MULTILAMINAS

<b>Problema</b>	<b>Objetivos</b>	<b>Hipótesis</b>	<b>Variables</b>	<b>Metodología</b>
<p><b>Problema General:</b></p> <p>¿Las características dosimétricas de los sistemas MLC Elekta (MLCi2 y Agility) instalados en el instituto nacional de enfermedades neoplásicas serán iguales y estos serán similares a los reportados en la bibliografía?</p> <p><b>Problemas Específicos:</b></p> <p>¿La dirección (ángulo) de la lámina con respecto al eje de Haz tendrá un impacto en la conformación generada por el MLC?</p> <p>¿La penumbra del MLC tendrá dependencia con la posición de la lámina con respecto al eje del haz de tratamiento?</p>	<p><b>Objetivo General:</b></p> <p>Determinar las características dosimétricas de sistemas MLC Elekta modelos Agility y MLCi2.</p> <p><b>Objetivos Específicos:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Determinar la influencia de la dirección (ángulo) de la lámina del MLC en la conformación del campo de tratamiento.</li> <li>Determinar la dependencia de la penumbra con la posición de la lámina del MLC</li> </ol>	<p><b>Hipótesis General:</b></p> <p>Las características dosimétricas de los sistemas MLC Elekta instalados en el instituto de enfermedades neoplásicas están dentro de los valores reportados en la bibliografía y el MLC Agility presenta una mejora en sus características dosimétricas en comparación con su modelo anterior (MLCi2).</p> <p><b>Hipótesis Específica:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>La dirección (ángulo) de la lámina tiene influencia en la conformación del campo de tratamiento.</li> <li>La penumbra no depende de la posición de la lámina del MLC.</li> </ol>	<p><b>Variables Independientes:</b></p> <p><i>Sistema de Colimación Multiláminas (Posición de la lámina del MLC, Dirección (ángulo) de la lámina del MLC).</i></p> <p><b>Variable Dependiente:</b></p> <p><i>Evaluación dosimétrica (penumbra, conformación, transmisión y efecto Tongue and Groove) del sistema MLC.</i></p>	<p><b>Tipo de Investigación:</b></p> <p>Esta investigación es de tipo cuantitativa.</p> <p><b>Diseño de la Investigación:</b></p> <p>Se utilizará un diseño cuasi experimental transversal donde medirá valores cuantitativos de las variables en una perspectiva temporal actual.</p>

**B. PRUEBAS DE ACEPTACION REALIZADAS POR EL FABRICANTE  
A LOS EQUIPOS LINAC DEL INEN**

<b><i>PRUEBAS<sup>[33]</sup></i></b>	<b><i>DESCRIPCION</i></b>
<b><i>Determinación del isocentro mecánico</i></b>	En esta prueba se verifica la precisión del isocentro mecánico de rotación del colimador, gantry y camilla de tratamiento
<b><i>Coincidencia del tamaño de campo de luz y el tamaño de campo de radiación</i></b>	En esta prueba se verifica que el tamaño de campo programado sea el correcto y que los bordes del campo luminoso coincidan con los bordes del campo de radiación. Esta prueba se realiza irradiando una película radiográfica.
<b><i>Características de la dosis en profundidad para Rayos X</i></b>	En esta prueba se determina la calidad del haz mediante el porcentaje de dosis en profundidad a 10 cm medida en relación a la dosis máxima absorbida en el eje del haz de radiación.
<b><i>Características de la dosis en profundidad para Haces de electrones</i></b>	En esta prueba se verifica la calidad del haz de electrones mediante la determinación de la profundidad a la cual el haz se atenúa hasta el 80% de la dosis máxima absorbida en el eje del haz de radiación.
<b><i>Uniformidad del haz de rayos X</i></b>	En esta prueba se verifica la planicidad y simetría del haz de rayos X.
<b><i>Uniformidad del haz de electrones</i></b>	En esta prueba se verifica las características de planicidad y simetría del haz de electrones.

## C. CALIBRACION DE SISTEMA DE DOSIMETRIA DE PELICULAS RADIOGRAFICAS

### a. Calibración del escáner EPSON Epression11000XL

La calibración del escáner EPSON 11000XL consiste inicialmente en la obtención de la relación entre unidades A/D y densidades ópticas a través de una película patrón. Para la realizar están calibración usamos una película con densidades ópticas conocidas la cual es escaneada e incorporada al sistema de análisis de imágenes RIT 113. En la Fig. C.1 podemos apreciar esta película.

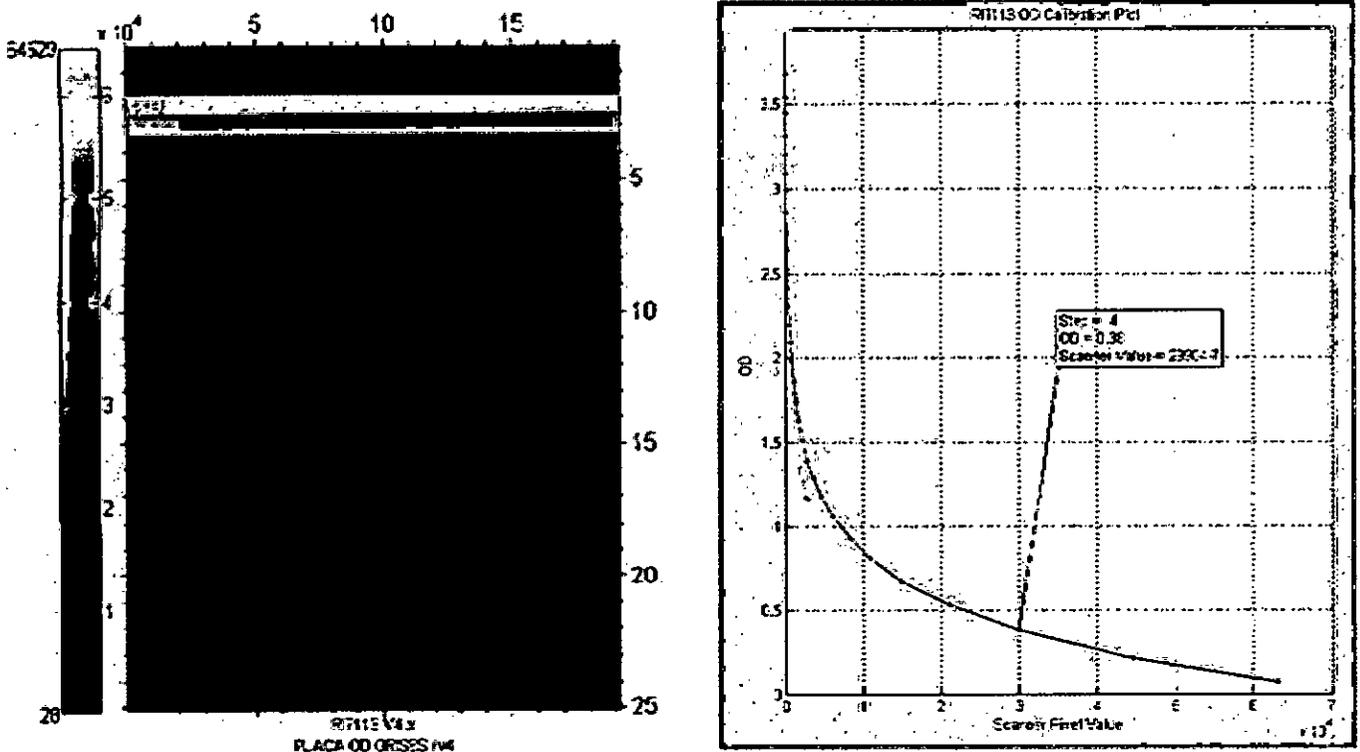


Fig. C.1 Película patrón digitalizado para calibrar el escáner EPSON y curva de calibración.

(Fuente: Diseño propio)

Se digitaliza la película y se obtiene una imagen con franjas de diferentes niveles de grises, el sistema muestra una curva de DO vs unidades de A/D para cada franja usando valores predeterminados de DO que son proporcionados por el fabricante. El objetivo de esta calibración es crear la

curva característica del digitalizador DO vs unidades A/D, además de proporcionar datos de DO para la curva sensitométrica H&D

### ***b. Calibración de películas radiográficas EDR2***

En la calibración se establece una relación entre los niveles de grises de la película escaneada y el valor de dosis asociado a este. Por lo general se recomienda un mínimo de 12 valores de dosis que incluyan un valor mínimo de cero de dosis, es decir, una película sin irradiar (0 cGy). El máximo valor de dosis deberá sobrepasar la máxima dosis con la que se irradian los campos de tratamiento. La calibración de las películas se llevó a cabo exponiéndolos a valores de dosis en el rango lineal entre dosis y densidad óptica (0 – 400cGy).

La irradiación se realizó en un fantoma de agua sólida donde la película es ubicada a nivel del isocentro (100 cm desde la película hasta la fuente) y se coloca un espesor de agua sólida de 5 cm por encima para el equilibrio electrónico y 3 cm por debajo para la retrodispersión. Previo a la irradiación de las películas se midió la tasa de dosis con una cámara de ionización cilíndrica (PTW TN30013 de 0.6cm<sup>3</sup>) en la misma profundidad y demás parámetros geométricos con los que se irradian las películas. En la Fig. C.2 se muestra la configuración de irradiación. De acuerdo a la tasa de dosis medida con la cámara de ionización se determinaron tiempos de irradiación para lograr los valores de dosis deseados a las películas y lograr así construir las curvas de calibración.

El método empleado es denominado campos monoisocéntricos donde se emplea 4 películas radiográficas, y en cada uno se irradia 4 campos rectangulares de 17 x 5 cm<sup>2</sup> en diferentes lugares de la placa mediante movimientos asimétricos de las mandíbulas, la posición de la mesa de tratamiento permanece fija y se mantuvo una separación mínima de 4 cm por cada campo, uno de estas películas no se irradia y se usó como base para determinar el valor de fondo o background (cero).

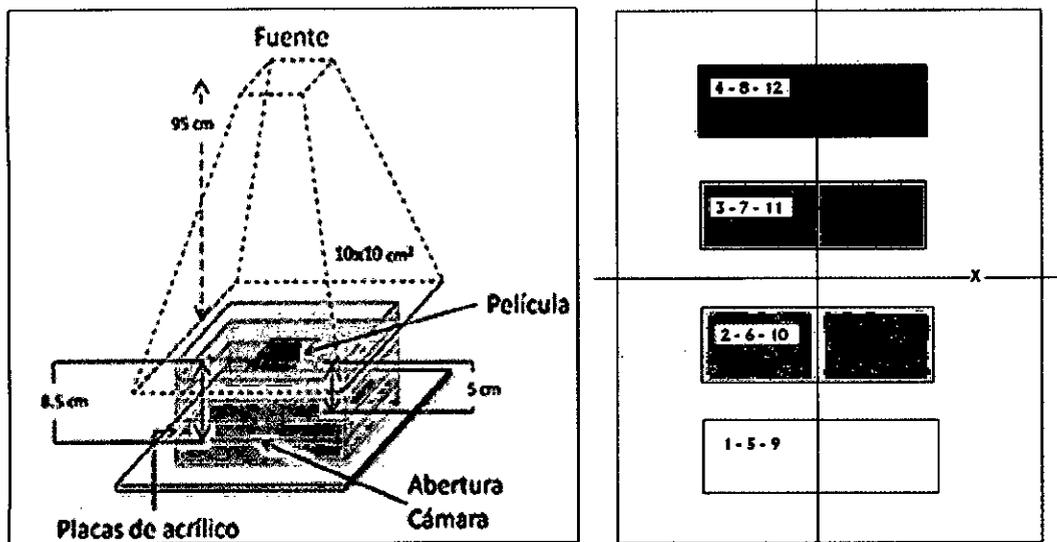


Fig. C.2 Configuración geométrica para la irradiación de las películas EDR2.

(Fuente: Diseño propio)

Las películas fueron reveladas en el procesador Kodak 100 y luego se digitalizaron en el escáner EPSON y se generó una curva de calibración de densidad óptica en función de la dosis usando el software RIT 113. La Fig. C.3 muestra una de las películas digitalizada (izquierda) y a la derecha se muestra la curva de calibración generada luego de irradiar las tres películas con 4 sub campos de diferentes dosis. Cada sub campo corresponde a un punto en la curva de calibración. Este procedimiento se repite por cada lote de películas que se va a utilizar.

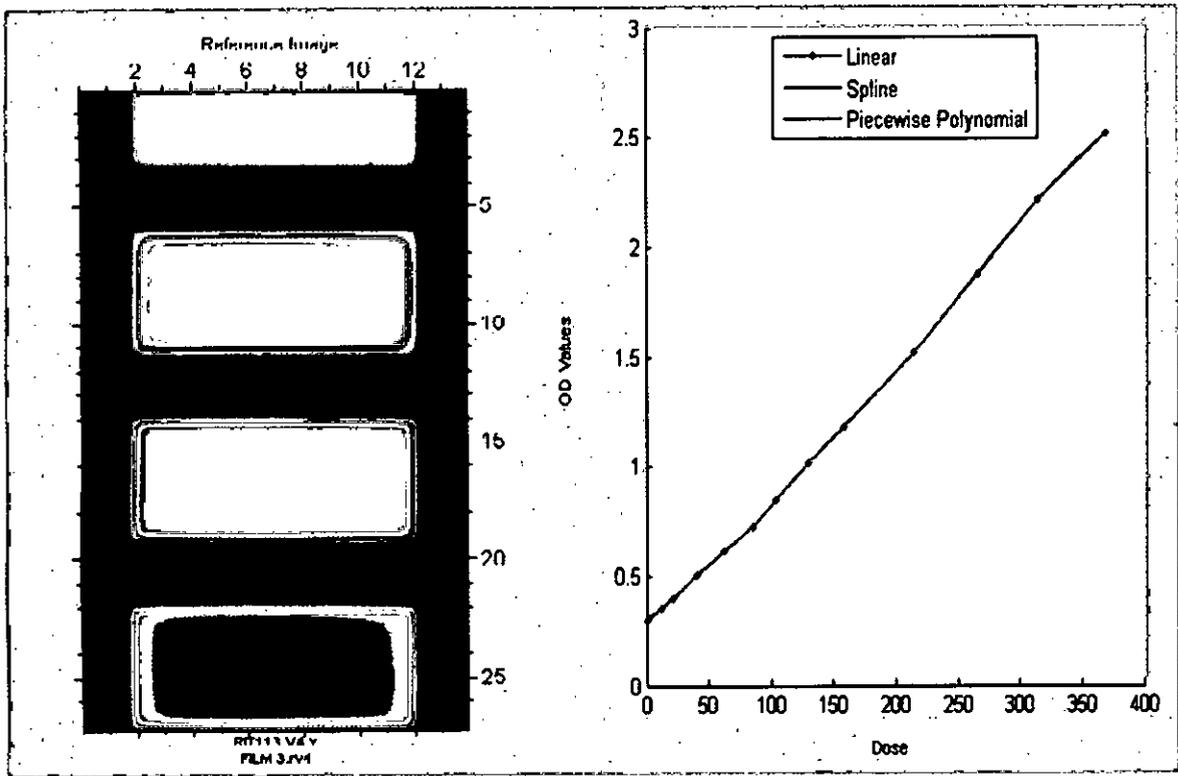


Fig. C.3 Película radiográfica digitalizada y curva de calibración (OD Vs. Dosis-) de las películas EDR2 usados. (Fuente: Diseño propio)