



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

**ANÁLISIS DOSIMÉTRICO COMPARATIVO  
ENTRE PELÍCULA RADIOGRÁFICA EDR2 Y  
ARREGLO DE MATRIZ DE DIODOS EN 2D  
PARA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE  
RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA  
(IMRT).**

**LEINA PATRICIA GUTIÉRREZ DÍAZ**

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias Básicas

Bogotá, Colombia

2012

**ANÁLISIS DOSIMÉTRICO COMPARATIVO  
ENTRE PELÍCULA RADIOGRÁFICA EDR2 Y  
ARREGLO DE MATRIZ DE DIODOS EN 2D  
PARA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE  
RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA  
(IMRT).**

**LEINA PATRICIA GUTIÉRREZ DÍAZ**

**Proyecto presentado como requisito para optar**

**Al título de Máster en Física Medica.**

Director (a):

**Ph.D. MARÍA CRISTINA PLAZAS DE PINZÓN**

Línea de Investigación:

**Física Médica**

Grupo de Investigación:

**Física Medica UNALB**

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias Básica

Bogotá, Colombia

2012

**A Dios**

Por haberme permitido llegar a este punto y haberme dado salud y fuerza para lograr mis objetivos, además de su infinita bondad y amor.

**A mis padres (Doris Díaz Díaz y José Gutiérrez) y mi hermano (Johan Gutiérrez).**

*Por haberme apoyado en todo momento, por sus consejos, sus valores, por los ejemplos de perseverancia y constancia que me han infundado siempre, pero mas que nada por su amor.*

**Prof. María Cristina Plazas**

*Por su gran apoyo y motivación para la culminación de mis estudios de maestría, por impulsar el desarrollo de mi formación profesional en Física Médica y lo mas importante por enseñarme a creer que los sueños se pueden llegar a realizar, con esfuerzo y dedicación. ¡Muchas gracias!*

## Agradecimientos

Durante todos estos años de formación en la maestría de Física Medica, son muchas las personas e instituciones que han participado en este trabajo y a quienes quiero expresar mi gratitud por el apoyo y la confianza que me han prestado.

En primer lugar quiero agradecer a la Universidad Nacional de Colombia institución que termina uno amando y llevando por siempre en nuestro corazón. Debo un especial reconocimiento al Instituto Nacional de Cancerología-INC por la confianza que mostraron en mí al concederme una beca con la cual fue posible aventurarme en esa travesía; a mi profesor Alfonso Mejía, gran Físico Medico quien me impartió mucho de sus conocimientos en Física Medica. ¡Muchas gracias Ponchito!

También le quiero dar las gracias a muchas personas que me impartieron conocimiento en el Instituto Nacional de Cancerología, pero sobre todo a un gran tecnólogo Sergio Noriega quien me ayudo en la toma de datos de mi tesis.

Un sincero agradecimiento a **Lilibeth Romo, Fabio Cajamarca y Giovanna Varón** por su amistad y ayuda que no tiene precio. También gracias a todas aquellas personas que me ayudaron en los momentos en que más los necesitaba.

Todo esto nunca hubiera sido posible sin la ayuda de Dios, el amparo incondicional de mi familia, mis padres y mi hermano. Esto también es vuestro premio.

## Resumen

En el presente trabajo se estudio y comparo dos sistemas dosimétricos utilizados en controles de calidad específicos para pacientes de Tratamiento de Radioterapia con Intensidad Modulada (Cabeza- Cuello y próstata) en la modalidad dinámica (sliding window): Películas EDR2 y matriz de diodos MapCHECK TM Model 1175. Las mediciones fueron realizadas en las instalaciones del área de radioterapia del Instituto Nacional de Cancerología-INC. Se trabajo con un grupo de 30 planeaciones correspondientes a pacientes con cáncer de cabeza-cuello y próstata. Se realizo la dosimetría absoluta al equipo Clinac IX, mostrando una variación en el rendimiento que no supera el 2% del valor nominal (1cGy/MU) para un haz de radiación de 6MV, con índice de calidad haz  $Q_{(20,10)}$  de 0.664. Se examinaron los cálculos arrojados por los sistemas de planeación de tratamiento, mediante chequeos específicamente para haces de radiación fijados por el TECDOC-1583, los cuales mostraron una pequeña variación con respecto a la dosis entregada por el equipo de tratamiento dentro de los valores de tolerancia. Se evaluó la comparación entre la distribución de dosis planar entregada por los sistemas de planeación y los obtenidos tanto con los sistemas de detección EDR-2 y arreglo de diodos 2D (Map Check), para los métodos campo por campo y campos compuestos mediante los parámetros de índice gamma, diferencia de dosis porcentual (D%) y Distance to agreement (DTA), estos dos últimos con valores de tolerancia de 3% y 3mm respectivamente. Se obtuvo con el Map Check un valor de (%D) e índice gamma de  $3,0 \pm 1,5$  % y  $96,41 \pm 3,68$ % respectivamente. Para el caso de la película radiográfica EDR-2 se reportaron los valores [7]: (%D) inferior al 1,7% y un valor de índice gamma de  $0,46 \pm 0,14$ . Los resultados obtenidos tanto con el Map Check como con la película EDR-2, están dentro de los valores de aceptación para control de calidad en IMRT, lo que los hace aptos a los dos sistemas de verificación para control de calidad en dicha técnica. Sin embargo en el caso del arreglo de diodos 2D Map Check se sugiere realizar al sistema (acelerador lineal, TPS) un completo comisionamiento previo a la realización de

controles de calidad en IMRT. Por ultimo, se concluye de la comparación de los dos sistemas de verificación con los que se trabajo en este proyecto que la calidad del proceso de control de calidad en IMRT (especifico para paciente) realizado con película EDR-2 frente al arreglo de diodos 2D- Map Check, se mide dependiendo del proceso de revelado de la película, del scanner y del software de verificación utilizados para el análisis de datos.

**Palabras clave:** 2D arreglo de diodos, Pelicula EDR-2, control de calidad IMRT.

# Contenido

Resumen.....	VIII
Lista de figuras.....	XII
Lista de tablas.....	17
Lista de Símbolos y abreviaturas.....	18
Introducción.....	19
1. VERIFICACIÓN DE PROCEDIMIENTOS Y GARANTÍA DE LA CALIDAD EN IMRT.....	21
1.1 Tratamiento de radioterapia con intensidad modulada (IMRT) y guiada por imágenes IGRT.....	21
1.2 Verificación de los procedimientos y análisis de datos en IMRT.....	25
1.2.1 Descripción específica del tratamiento de radioterapia con intensidad modulada- IMRT.....	25
1.2.2 Verificación en los procedimientos de control de calidad en IMRT.....	28
1.3. Parámetros de análisis en controles de calidad en MRT.....	31
2. CONTROL DE CALIDAD: SISTEMAS DOSIMÉTRICOS APLICADOS PARA LA VERIFICACION IMRT.....	35
2.1 Cámaras de ionización.....	36
2.2 Películas radiográficas y películas radiocrómicas.....	39
2.2.1 Película Radiográfica.....	39
2.2.2 Película Radiocrómica.....	47
2.4 Dispositivo Electrónico de Imagen Portal – EPID.....	49
2.4 El Epid´s como un sistema de verificación de tratamientos.....	52
2.5 Detectores tipo arreglos en dos dimensiones .....	54
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	59
3.1 Descripción de equipos.....	62
• Acelerador Varían Clinac iX de la firma Varian Oncology Systems, Palo Alto CA.....	62
• Sistema de Planeación de tratamientos ECLIPSE de la firma Varian Medical Systems.....	63
• Cámara de ionización cilíndrica FC65-G Scanditronix-Wellhöfer (IC-70 en el TRS 398 de la OIEA).....	63
• Simulador Físico de Agua Solida.....	64
• Electrómetro de alta Precisión PTW Unidos E tipo 10010.....	64
• Termómetro Digital.....	65
• Barómetro.....	65
• Sun Nuclear MapCHECK Modelo 1175.....	66
• Software de Verificación Map Check.....	69

---

• Simulador Físico para IMRT: Dosimetría por película EDR-2 y Equipo Map Check.....	71
• Simulador Físico de IMRT para dosimetría por película EDR-2.....	71.
• Simulador físico para control de calidad en IMRT, arreglo de diodos (Map Check).....	72
• Software ritt 113.....	73
• Scanner Vidar VXR 16.....	74
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	75
4.1 Dosimetría absoluta: rendimiento del acelerador clínico, clinac ix para energía de 6MV.....	78
4.2 Chequeo de Cálculo de Haz de Radiación Bajo Condiciones Geométricas Específicas.....	76
4.3 Verificación de tratamientos de IMRT en pacientes con diagnóstico de CA Próstata y Cabeza-Cuello.....	81
<b>Conclusiones.....</b>	<b>93</b>
<b>Bibliografía.....</b>	<b>95</b>
ANEXO A: PROCESO DE CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DE VERIFICACIÓN MAP CHECK.....	102
A.1 Proceso de calibración del equipo Map Check.....	102
A.1.1 Calibración relativa de la matriz de detectores de diodo.....	104
A.1.2 Calibración para dosis absoluta .....	105

## Lista de figuras

	<b>Pág.</b>
<b>Figura 1-1:</b> Diferencias entre la radioterapia convencional (dibujo de arriba), radioterapia conformal 3D-CRT sin modulación de la intensidad (dibujo de la mitad) y 3D-CFRT con modulación de la intensidad (dibujo de la parte baja)[7].....	22
<b>Figura 1-2:</b> Curvas de Isodosis arrojadas por el TPS para IMRT, paciente masculino de 54 años con un Carcinoma de base de lengua, estadio temprano. (a) Plan inicial, antes de la radioterapia. (b) El mismo plan sobre un nuevo TC tomado al paciente después de 21 fracciones; (c) Plan re-optimizado en base a las nuevas imágenes TC.....	24
<b>Figura 1-3:</b> (a) Cáncer de próstata tratado con técnica IMRT, (b) Comparación de dos técnicas de tratamiento IMRT y 3D-CFRT.....	25
<b>Figura 1-4:</b> Principio del uso de los MLC dinámicos (DMLC) para modular la intensidad del haz[9].....	26
<b>Figura 1-5:</b> Tratamiento de Cabeza y Cuellos con técnica de tratamiento [Imagen de la University of Chicago Medical Center, Department of Radiation and Cellular Oncology].....	27
<b>Figura 1-6:</b> Equipos de control de calidad en IMRT. De izquierda a derecha. (a) Map Check de Sun Nuclear, (b) Portal Visión de Varían y (c) 2D-Array de PTW.....	30
<b>Figura 1-7:</b> Procedimiento de verificación: (a) Imagen de la dosis calculada por los TPS listo para ser exportado al equipo de tratamiento. (b) Exposición de la película/portal en la unidad de tratamiento, (c) Cálculo gamma mediante Software especial [19].....	31
<b>Figura 1-8:</b> Definición del valor gamma, $\gamma(r_m, r_c)$ y ángulo gamma.....	34
<b>Figura 2-1:</b> De izquierda a derecha, pirámide conceptual propuesta por Wagter correlaciona varios niveles de controles dosimétricos en IMRT. (b) metodologías y ventanas apropiadas para cada uno de los niveles. (Cortesía Carlos De Wagter, Ghent University Hospital, Ghent, Belgium, and the Institute of Physics[17].....	36

<b>Figura 2-2:</b> De izquierda a derecha. Cámara de ionización IC-70, modelo Farmer (volumen cavidad 0.67 cm <sup>3</sup> ) Cámara de ionización IC-15, modelo Farmer (volumen cavidad 0.13 cm <sup>3</sup> ) usada para la realización de Dosimetría relativa.....	39
<b>Figura 2-3:</b> Estructura de una película radiográfica.....	40
<b>Figura 2-4:</b> Proceso de revelado de película radiográfica para transformación de imagen latente en visible [29].....	41
<b>Figura 2-5:</b> Curva de densidad Óptica Neta Versus dosis en películas radiográficas [42].....	43
<b>Figura 2-6</b> Dependencia de la respuesta con la energía: (a) tipos de películas radiográficas EDR-2, (b) tipos de películas XV, (c) películas Gaf Chromic EBT para diferentes energías [14].....	44
<b>Figura 2-7</b> Distribución de dosis de un plan de IMRT proyectada en una película radiográfica. Múltiples haces incidentes [40].....	46
<b>Figura 2-8</b> Estructura de laminación de la película dosimétrica GaFChromic EBT [14].....	48
<b>Figura 2-9:</b> (a) Capa activa de la película radiográfica antes de la exposición a la radiación. (b) Resultado de la capa activa de la película radiocrómica después de haber sido expuesta [14].....	49
<b>Figura 2-10:</b> Epid de silicio amorfo (a-Si) instalado en el gantry de un LINAC [44].....	50
<b>Figura 2-11:</b> DRR de los campos de tratamiento y campos grandes para verificar la posición de la isocentro y los campos correspondientes EPID[44].....	51
<b>Figura 2-12:</b> Sistema basado en a-Si Silicón Amorfo.....	53
<b>Figura 2-13:</b> Ejemplos de un perfil de intensidad correspondiente a la verificación de un plan de IMRT, comparados con diferentes arreglos de detectores en 2D comerciales. Medidas hechas a 10 cm de profundidad de agua equivalente. Película EDR-2(izquierda arriba), arreglo de detectores (Map Check, derecha arriba), detector de centelleo (izquierda abajo) y arreglo de cámaras de ionización[17].....	55
<b>Figura 2-14:</b> Todos los diseños comerciales de colimadores multihojas MLC's tienen diseño (a) "Tongue and groove" (b) Efecto "Tongue and groove" para MLC estáticas [17].....	56
<b>Figura 3-1:</b> Acelerador Varían Clinac iX de la firma Varían Oncology Systems.....	62
<b>Figura 3-2:</b> Sistema de Planeación de tratamientos ECLIPSE de la firma Varian Medical Systems.....	64

---

<b>Figura 3-3:</b> Cámara de ionización cilíndrica Scanditronix-Wellhöfer (IC-70 en el TRS 398 de la OIEA).....	65
<b>Figura 3-4:</b> Instrumento Map Check para control de calidad en IMRT. Posicionamiento distancia fuente detectores de diodos 100cm. [42].....	66
<b>Figura 3-5:</b> Esquema de localización de los detectores y geometría del Map Check[42].....	67
<b>Figura 3-6:</b> Ventana de trabajo del software Map Check propio del sistema de verificación [42].....	69
<b>Figura 3-7:</b> Diagrama de análisis DTA.....	70
<b>Figura 3-8:</b> Simulador físico CIRS 002LFC para torax.....	71
<b>Figura 3-9</b> Detalle de las secciones del simulador físico CIR 002LFC (imagen izquierda[7]). Posicionamiento de la película y la cámara de ionización en el simulador físico CIRS 002LFC durante el control de calidad IMRT (imagen derecha).....	72
<b>Figura 3-10</b> Configuración geométrica del posicionamiento del Map Check previo a las medidas.....	73
<b>Figura 3-11</b> Scanner Vidar VXR 16 (Vidar Systems Corporation; Hemdon; V A ; USA) .....	74
<b>Figura 4-1</b> Configuración geométrica experimental para la determinación del índice de calidad del haz $Q(TPR_{20,10})$ [51].....	76
<b>Figura 4-2</b> Configuración geométrica experimental para la determinación del rendimiento del LINAC IX, mediante la dosimetría absoluta.....	78
<b>Figura 4-3</b> Configuración geométrica para la determinación experimental de la dosis absorbida en diferentes puntos dentro del haz de radiación a diferentes profundidades.....	79
<b>Figura 4-4</b> (a) Distribución de dosis medida con el Map Check. (b) Distribución de dosis calculado por el TPS. (c) Vista de datos medidos en 3D en escala de grises, (d) Vista de datos calculados en 3D en escala de grises. (e) Sustracción de mapa de dosis medido y calculado. (f) Comparación de mapa de dosis medido y calculado, en escala de grises.....	82
<b>Figura (4-5 a, b).</b> Resultados de la prueba gamma y diferencia de dosis porcentual, representados en histogramas, obtenidos con los sistemas Map Check.....	84
<b>Figura 4-6</b> Perfil de la distribución de dosis medida con el Map Check y calculada por los sistemas de planeación de tratamiento.....	85

---

<b>Figura 4-7.</b> Obtención grafica de los perfiles de dosis realizadas a las planeaciones de IMRT para pacientes especifico con los sistemas de verificación con película EDR-2.....	87
<b>Figura 4-8</b> Las imágenes de la izquierda muestran la distribución de dosis evaluada con el índice gamma, la áreas en rojo indican zonas donde el criterio de diferencia de dosis y DTA fallan. Las imágenes de la derecha representan el histograma gamma de toda la distribución (Imagen modificada de [7]).....	88
<b>Figura 4-9</b> Histogramas de comparación entre distribuciones de errores para planeaciones con 5 y 4 campos (Haces de radiación).....	89
<b>Figura A.1</b> Posicionamiento del Map Check en la camilla de tratamiento previo al procedimiento de calibración del arreglo de diodos en 2D.....	103
<b>Figura A.1.1</b> Posicionamiento del Map Check en la camilla del acelerador y alineamiento con el centro del haz utilizando el cross-hair del haz.....	105
<b>Figura. A.1.2</b> Datos del perfil de exposición con los factores de calibración aplicados [42].....	106
<b>Figura A .1.3</b> Perfil del haz de radiación a lo largo del eje X, tomado del primer paso de la calibración relativa. Pasó A y B del proceso de calibración relativa.....	106
<b>Figura A .1.4</b> Perfil del haz de radiación a lo largo del eje X, tomado del primer paso de la calibración relativa. Paso C y D del proceso de calibración relativa.....	107
<b>Figura A .1.5</b> Perfil del haz de radiación a lo largo del eje X, tomado del primer paso de la calibración relativa. Paso E y F del proceso de calibración relativa.....	107

## Listado de tablas

	<b>Pág</b>
<b>Tabla 1-1:</b> Resumen de la historia general de la IMRT hasta nuestros días [8].....	23
<b>Tabla 2-1:</b> Diferentes sistemas de EPID's existentes en el mercado.....	50
<b>Tabla 2-2</b> Tabla comparativa de varios detectores dosimétricos tipo arreglo, existentes en el mercado.....	58
<b>Tabla 3-1:</b> Especificaciones del Map heck.....	68
<b>Tabla 4-1:</b> Condiciones de referencia necesaria para la dosimetría absoluta.....	77
<b>Tabla 4-2:</b> Datos obtenidos de la dosimetría absoluta y porcentaje de desviación del valor nominal.....	77
<b>Tabla 4-3:</b> Tabla de datos obtenidos de chequeos en los cálculos de haces específicos.....	80
<b>Tabla 4-4</b> Datos correspondientes a la figura 4-4 Tipo de verificación campo por campo... ..	83
<b>Tabla 4-5:</b> Resultados obtenidos con el Map Check de las pruebas de DTA e índice gamma realizadas a los grupos estudiados en la modalidad de análisis campo por campo y análisis compuesto (combinación de campos). ..	84
<b>Tabla 4-6</b> Valores de Índice Gamma y diferencia de dosis porcentual, obtenidos con la técnica de campos compuestos.....	89
<b>Tabla 4-7</b> Registro de los índices gamma máximo, gamma medio, desviación estándar y porcentaje de valores gamma mayor que uno [7].....	90
<b>Tabla 4.8</b> Resumen de datos obtenidos por el Map Check y del estudio película.....	91
<b>Tabla 4-9</b> Valores de aceptación establecidos para planes de IMRT.....	91
<b>Tabla 4-10.</b> Filtro de evaluación para planes de tratamiento bajo la técnica IMRT, con películas EDR-2[7].....	91

# Lista de Símbolos y abreviaturas

## Símbolos con letras latinas

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
$L$	Longitud	m	$\int dr^3$
$V$	Volumen	$m^3$	
$D$	Diámetro	m	
$T$	Temperatura	K	
$t$	tiempo	s	
Gy	Gray	J/kg	

## Símbolos con letras griegas

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
$\gamma$	Función Gamma		$\Gamma(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\partial r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\partial D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1$

## Abreviaturas

Abreviatura	Término
<i>DMLC</i>	Colimador Multiláminas Dinámico
<i>SMLC</i>	Colimador Multiláminas Segmentario
3D-CFRT	Radioterapia Conformada En Tres Dimensiones
<i>TPS</i>	Sistemas De Planeación De Tratamiento
<i>IMRT</i>	Tratamiento De Radioterapia Con Intensidad Modulada

# Introducción

## Breve historia de la radioterapia

Desde principios del siglo XIX, tiempo en el cual se empezaba a hablar en el mundo científico acerca del trabajo con las radiaciones ionizantes en el ámbito de la Medicina, han surgido a través de los años nuevas técnicas tanto para fines diagnósticos como terapéuticos, los cuales han mejorado de forma drástica el nivel general de la atención al paciente.

Específicamente en el ámbito terapéutico, nació una nueva área llamada Radioterapia en la que dos ciencias muy antiguas se abrieron paso de la mano en el tratamiento del cáncer: la Física y la Medicina. Detrás del tratamiento del paciente con radiación ionizante se generan una serie de reacciones que pueden ser evaluadas desde distintos puntos de vista: físico, químico y biológico, permitiendo dar así una respuesta clínica.

El objetivo de la Radioterapia es irradiar la lesión con la dosis prescrita por el médico radioterapeuta manteniendo la dosis absorbida en los tejidos sanos por debajo de su tolerancia, aumentando así la Probabilidad de Control Tumoral (TCP) y a la vez disminuyendo la Probabilidad de Complicaciones de Tejido Normal (NTCP)[1]. Aunque la mayoría de las células que son irradiadas junto con las tumorales tienen mayor probabilidad de recuperarse debido a su fisiopatología.

Los tipos de tratamientos en radioterapia comenzaron desde las técnicas de tratamiento convencional hasta hablar hoy en día de tratamientos de radioterapia de alta tecnología como son: IMRT (Tratamiento de radioterapia con intensidad Modulada), VMRT (tratamiento de radioterapia modulada volumétrica), etc..... El advenimiento de estas tecnologías permiten ofrecer nuevas formas de combatir el cáncer pero de igual manera

nuevas formas de hacer daño si no se tiene pleno conocimiento del manejo y la aplicación de dichos tratamientos.

El presente trabajo está centrado en el análisis dosimétrico de equipos para verificación de tratamientos en radioterapia con fotones de alta energía, específicamente en la modalidad de IMRT, en la cual se trabaja con campos de alta complejidad ya que se pretende dar altas dosis de radiación al tumor disminuyendo lo más posible la dosis al tejido sano. Se hace necesario entonces de programas de control de calidad (QA) que garanticen la seguridad y precisión de la técnica por parte del Físico Médico para la correcta aplicación de este tipo de tratamientos a los pacientes.

Hoy en día hay muchos sistemas para la verificación dosimétrica de los tratamientos de IMRT: Las películas radiográficas X-OMAT y EDR2, el arreglo de 2D de 729 cámaras de ionización PTW, el escáner de películas VIDAR, los sistemas de dosimetría termoluminiscentes, los sistemas de dosimetría portal o EPID y el Map Check. Se cuenta también con programas de comparación de dosis, como son: el Verisoft, el sistema de planificación TPS, entre otros [2].

En este trabajo se realiza un análisis dosimétrico comparativo entre los sistemas: Película radiográfica EDR2 y matriz de diodos MapCHECK TM Model 1175 para la realización del control de calidad en tratamientos de IMRT en la modalidad dinámica (sliding window) y para tratamientos de Cabeza- Cuello y Próstata.

Para el control de calidad específicamente para pacientes de IMRT, se asignó un plan de control de calidad (QA) a la planeación de tratamiento original de cada paciente. En el plan QA la planeación original de tratamiento se exporta a un maniquí o simulador físico escaneado para obtener su forma geométrica y componentes internos. Se selecciona uno o varios puntos (coordenada x; y; z) y se re-calcula la dosis para obtener la distribución de dosis en el simulador físico. Se trabajó con dos métodos de entrega de la radiación, los cuales, campo por campo y campos compuestos. En el caso de plan QA campo por campo, para el cálculo de dosis en un plano. (Mapa de dosis), no se varió ninguno de los parámetros que hacían parte de la planeación original (por ejemplo, distancia- fuente-isocentro), excepto la posición del gantry en cada uno de los campos, se resetearon a 0° todos los campos que constituían el plan original. En el plan campos compuestos no se hizo la anterior excepción y se realizó el cálculo de los planes QA bajo las mismas condiciones del plan de tratamiento del paciente.

El siguiente paso es la toma de medidas, los planes QA realizados en el sistema de planeación de tratamiento (TPS) se exportan al software de verificación para poder ser comparados con las medidas obtenidas durante el procedimiento de control de calidad. Se evaluó el grado de concordancia entre el mapa de dosis planeado con el obtenido de la medición fue mediante la función gamma. La cual utiliza como criterio de comparación los valores de dosis y distancia física hallados con la distribución de dosis medidas y los cálculos realizados por los TPS.

## **Capítulo 1**

# **VERIFICACIÓN DE PROCEDIMIENTOS Y GARANTÍA DE LA CALIDAD EN IMRT.**

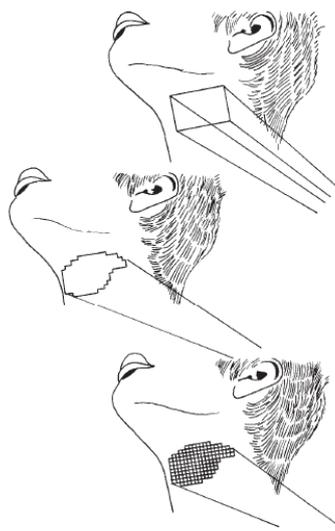
Los avances tecnológicos en los equipos de radioterapia han evolucionado para mejorar aspectos en la entrega de dosis al volumen tumoral, herramientas de visualización de estructuras y órganos, optimización en los algoritmos de cálculos utilizados por los Sistemas de Planeación (TPS), etc.... Del mismo modo, el nivel de complejidad en las modalidades de tratamiento se ha incrementando hasta hablar hoy en día, por ejemplo de tratamientos en radioterapia modulando la intensidad de fluencia de energía del haz de radiación técnica relativamente nueva en Latinoamérica.

### **1.1 Tratamiento de radioterapia por intensidad modulada (IMRT) y guiada por imágenes IGRT**

La IMRT es una de las últimas técnicas de tratamiento relativamente nueva en Latinoamérica como se puede constatar en la Tabla 1-1, esta se abre paso como una

nueva técnica, más avanzada y de mayor complejidad que la radioterapia conformal-CFRT ya que logra administrar la dosis en forma más precisa y permite escalar las dosis mediante la variación de la fluencia del haz dentro del campo de radiación (Ver figura 1-1). Se basa en la modulación del haz de radiación tratando de controlar el número de partículas en cada punto del haz de radiación (la fluencia), para conseguir administrar las dosis más homogéneas en el volumen a irradiar de los pacientes, ayudando en el control local de la enfermedad y además logrando obtener una disminución de la toxicidad en los órganos a riesgo, que se asocian con la radioterapia.

**Figura 1-1** Diferencias entre la radioterapia convencional (dibujo de arriba), radioterapia conformal 3D-CFRT sin modulación de la intensidad (dibujo de la mitad) y 3D-CFRT con modulación de la intensidad (dibujo de la parte baja) [7].



Se puede trabajar en IMRT de la mano con la IGRT (Imagen Guiada en Terapia de Radiación) para lograr resultados clínicos óptimos en los tratamientos ya que se hace un seguimiento controlado de la zona a tratar que comprende el PTV (Volumen de planeación de Tratamiento) y los OAR (Órganos en Riesgo) del paciente antes, durante y después del tratamiento, como vemos en la Figura 1-2.

En la siguiente tabla se relacionan cronológicamente las fechas más relevantes de la evolución de la Radioterapia hasta lo que hoy en día se conoce como IMRT.

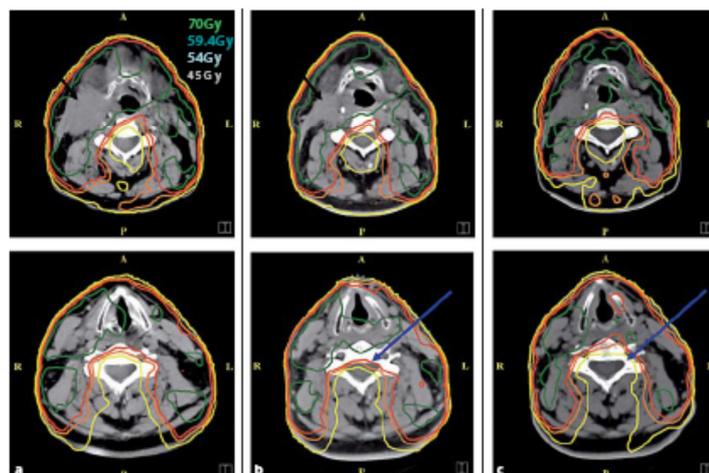
**Tabla 1-1** Resumen de la historia general de la IMRT hasta nuestros días [8]

<b>PEQUEÑO RESUMEN DE LA HISTORIA GENERAL DE LA IMRT HASTA NUESTROS DIAS[8]</b>	
<b>1895</b>	Descubrimiento de los rayos x
<b>1896</b>	Los doctores entendían la necesidad de focalizar o concentrar la radiación en un llamado "blanco", cuya posición no sabían la ubicación precisa.
<b>1950</b>	Takahashi fue el primero en discutir acerca de la terapia conformal
<b>1959</b>	Invencción y patente del primer colimador multilaminas(MLC)
<b>1960</b>	Se desarrolla la radioterapia conformacional de campos mediante bloques
<b>1982</b>	Brahme et al. Habla acerca de planeación inversa para casos especiales de simetría rotacional.
<b>1984</b>	Aparece el primer MLC comercial
<b>1988</b>	Brahme publicó el primer artículo acerca de la planeación inversa algebraicamente
<b>1988</b>	Källman postuló la terapia dinámica con quijadas en movimiento.
<b>1990</b>	Bortfeld introduce la planeación inversa algebraica/interactiva, es el precursor del sistema de planeación de tratamiento KONRAD
<b>1991</b>	Principios del desarrollo de la terapia con campos segmentados (Boyer/Webb)
<b>1992</b>	Se demostró que la técnica de colimador multiláminas dinámico-(DMLC) era posible.
<b>1993</b>	Tomoterapia (la máquina de Wisconsin).
<b>1998</b>	Daniel A. Low, William B. Harms, Sasa Mutic, and James A. Purdy, publican acerca de una técnica para la evaluación cuantitativa de la distribución de dosis en IMRT, siendo ésta una parámetro de calidad establecida para este tipo de técnica de tratamiento.
<b>1999</b>	Se discute la posibilidad de IMRT robótico.
<b>2003</b>	Gran número de TPS y sistemas para la entrega de IMRT compiten en el mercado.
<b>2005</b>	Se empieza a implementar en Latinoamérica este tipo de técnica de tratamiento en los principales centro de radioterapia.
<b>2005</b>	En Latinoamérica las principales casas comerciales de equipos de control de calidad dosimétrico en IMRT, muestran sus productos para realizar análisis dosimétrico en cada una de las planeaciones, empezando por las películas EDR-2, arreglo de cámaras de ionización, TLD's, arreglo 2D de diodos, películas Gaf-cromic, etc...

La complejidad que abarca este tipo de técnica en la administración de la “IMRT” depende en gran parte de los componentes técnicos de los programas y flexibilidad a la hora de definir la dosis y el volumen irradiado; debido a que se pretende dar altas dosis de radiación al tumor disminuyendo lo más posible la dosis al tejido sano.

En esta técnica avanzada de tratamiento se modula la fluencia del campo de radiación de tal forma que se pueda lograr en una misma región de interés puntos fríos y calientes en los límites del campo (dentro del PTV), se hace necesario programas de control de calidad (QA) que garanticen la seguridad y precisión de la técnica para la correcta aplicación de este tipo de tratamientos en los pacientes. Por lo cual se deben tener en cuenta además de los controles de calidad dosimétricos y mecánicos del equipo de tratamiento, un control específico para cada planeación de tratamiento, dado que cada planeación de IMRT consta de diversos campos y a su vez cada uno de dichos campos poseen distintos mapas de fluencia. Lo anterior es precisamente lo que trata el presente Trabajo Final de Maestría, describir cada uno de los sistemas dosimétricos, específicamente el arreglo de diodos en 2D- Map Check y las películas EDR-2, utilizadas en el control de calidad para IMRT, sus ventajas y desventajas y las características de cada uno.

**Figura 1-2** Curvas de Isodosis arrojadas por el TPS para IMRT, paciente masculino de 54 años con un Carcinoma de base de lengua, estadio temprano. (a) Plan inicial, antes de la radioterapia. (b) El mismo plan sobre un nuevo TC tomado al paciente después de 21 fracciones; (c) Plan re-optimizado en base a las nuevas imágenes TC.

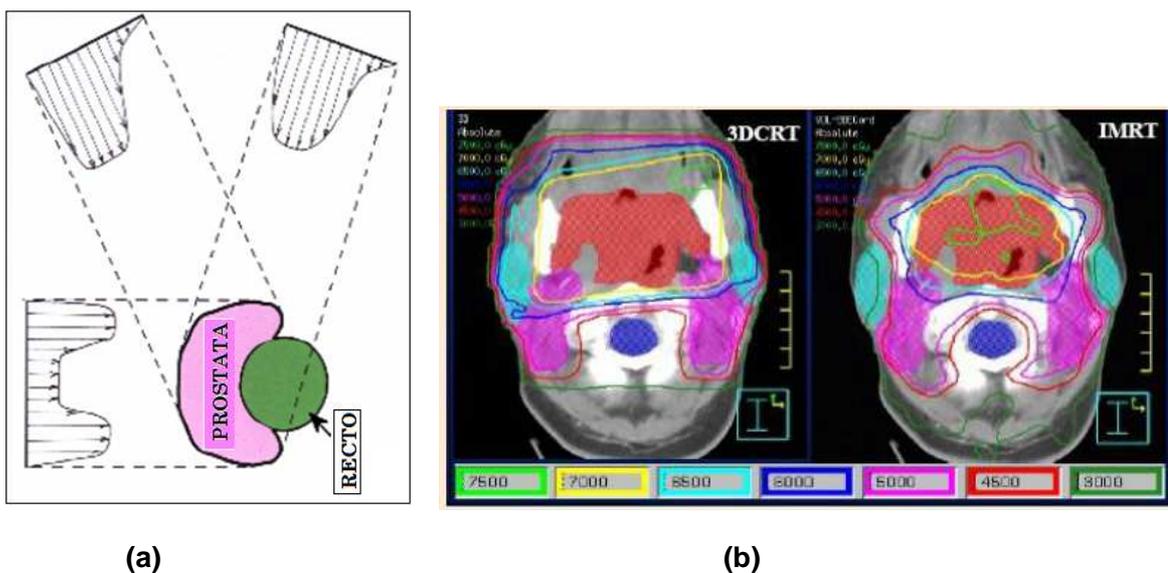


## 1.2 Verificación de los procedimientos y análisis de datos en IMRT

### 1.2.1 Descripción específica del tratamiento de radioterapia con intensidad modulada- IMRT

La IMRT hoy en día se ha convertido en una de las modalidades de tratamiento más precisas en la entrega de la radiación al tumor o blanco de forma localizada durante el tratamiento. Esta nace del proceso de optimización de las herramientas procedentes de la CFRT; muy útil en casos de entrega de radiación a volúmenes blancos con formas irregulares a través de la planeación de tratamiento inverso. Todo lo anterior se puede ver reflejado en la modulación de la fluencia de los perfiles del haz de fotones (Figura 1-3a) [8]. De esta manera se pueden obtener distribuciones de dosis cóncavas; lo cual es muy difícil o casi imposible de lograr en la CFRT, donde los niveles de fluencia dentro del campo de radiación es idealmente homogéneo (Figura 1-3b) [41].

**Figura 1-3** (a) Cáncer de próstata tratado con técnica IMRT, (b) Comparación de dos técnicas de tratamiento IMRT y 3D-CFRT.

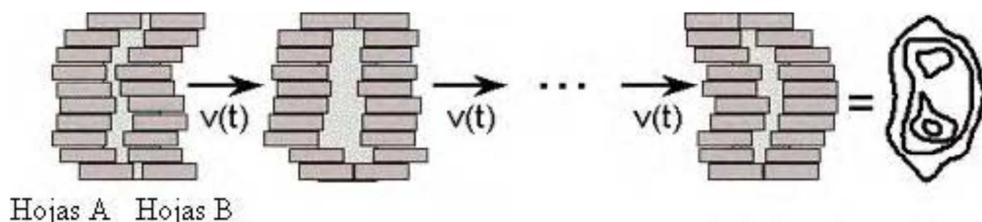


Existen diversos tipos de equipos utilizados para la administración de IMRT [14][15][16] como son las máquinas de Tomoterapia Helicoidal y los Aceleradores Lineales Clínicos. En este trabajo solo nos concentraremos en estos últimos, los cuales pueden trabajar con diferentes accesorios modificadores de la fluencia para obtener la modulación del haz incidente.

EL tipo de accesorio más utilizado en los centros de radioterapia que realizan tratamientos de IMRT, es el colimador multihojas (MLC) citado anteriormente en la CFRT, el cual se encuentra montado en el cabezal del acelerador lineal clínico. Existen dos técnicas de tratamiento con las cuales se pueden administrar IMRT, estos son:

- IMRT dinámica(sliding window): En este caso la intensidad constante de cada haz se modula por el movimiento continuo de las láminas del colimador multiláminas durante el tiempo que dura la irradiación de dicho campo; cada par de láminas opuestas forman una ventana con una determinada posición y anchura que varía en el tiempo (Ver figura 1-4).
- IMRT por multi-segmentos (Step and Shoot): Esta técnica modifica la intensidad de cada haz o campo fijo, utilizando distintas configuraciones. Cada forma del campo viene dada por una determinada posición de las láminas del colimador multiláminas, se mantiene fija durante parte del tiempo de irradiación. Posteriormente se suspende la radiación y se modifica la configuración de las multiláminas para continuar con el tratamiento.

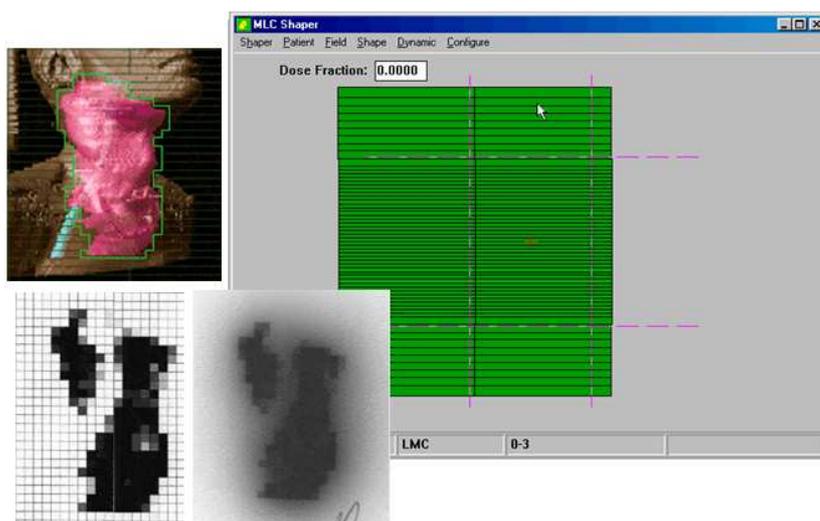
**Figura 1-4** Principio del uso de los MLC dinámicos (DMLC) para modular la intensidad del haz [9]



La modulación de la fluencia del haz de tratamiento se consigue dividiendo cada uno de los campos del haz incidente en una especie de grilla o en pequeños sub-cuadros

llamados Beamlets (ver figura 1-5) los cuales presentan distintos niveles de grises y cuyas medidas van directamente relacionadas con el ancho de las multiláminas, que pueden ser de 0.5 a 1.0 cm proyectados en el isocentro lo cual genera bordes de campo escalonados [1].

**Figura 1-5** Tratamiento de Cabeza y Cuellos con técnica de tratamiento [Imagen tomada de la University of Chicago Medical Center, Department of Radiation and Cellular Oncology].



La determinación de dichos niveles de grises se efectúa mediante un sistema de planificación inversa, en el cual se define el valor de dosis deseado en el PTV y los valores de dosis máxima a los OAR's, penalizándose las diferencias respecto a estos valores; también se pueden definir las restricciones de acuerdo a los histogramas dosis-volumen(DVH), especificando que porcentaje del PTV debe recibir al menos un valor específico de dosis, o que porcentaje del OAR no debe superar cierto valor de dosis, penalizándose así mismo las diferencias[1].

Los sistemas de planificación inversa trabajan con algoritmos de optimización, los cuales buscan encontrar el mejor plan de tratamiento posible que cumpla con los objetivos y restricciones interpuestas a la planeación mediante la definición de una función objetivo en el sistema de planeación de tratamiento, el cual incorpora las restricciones de dosis y a través del proceso de optimización de esta función se encuentran los mapas de fluencia óptimos que dan lugar a las distribuciones de dosis requeridas.

## 1.2.2 Verificación en los procedimientos de control de calidad en IMRT

A partir de la puesta en marcha de tratamientos en radioterapia, como de procesos de comisionamiento, se comenzó a investigar acerca de métodos de verificación que permitieran evaluar el proceso desde el punto de vista dosimétrico, teniendo en cuenta las variables y parámetros que hacen parte de la técnica de entrega del tratamiento. Normalmente un programa de verificación consiste en la medida de la dosis en un punto específico o a lo largo de varios puntos en una trayectoria lineal, por ejemplo curva de dosis en profundidad o perfiles del haz medidos a diferentes profundidades en un simulador físico de agua [17]. Los diferentes estudios hechos alrededor de este tema han arrojado como resultado una concordancia buena entre los valores calculados por los TPS y las medidas obtenidas experimentalmente.

Al introducir la idea de modular la fluencia de los haces de radiación, en la comunidad física se comenzó a realizar verificaciones extensas en planos en 2D y aun en volúmenes en 3D [17]. Un nuevo concepto en controles de calidad en IMRT fue introducido en una publicación hecha por el grupo del Memorial Sloan Kettering Cancer Center en New York (*Burman et al., 1997*), cuyo enfoque incluía los siguientes puntos:

- Verificación de la distribución de la dosis planificada mediante la realización de un cálculo independiente de dosis;
- Comparación de la secuencia de las hojas prevista con la registrada en los archivos de registro del colimador Multihojas -MLC's;
- Confirmación de las posiciones iniciales y finales de las MLC para cada campo en el registro y sistema de verificación.
- Comparación de la distribución de dosis medida en un simulador físico plano y la dosis calculada por el TPS en las mismas condiciones.
- Medidas de la dosis in vivo.

---

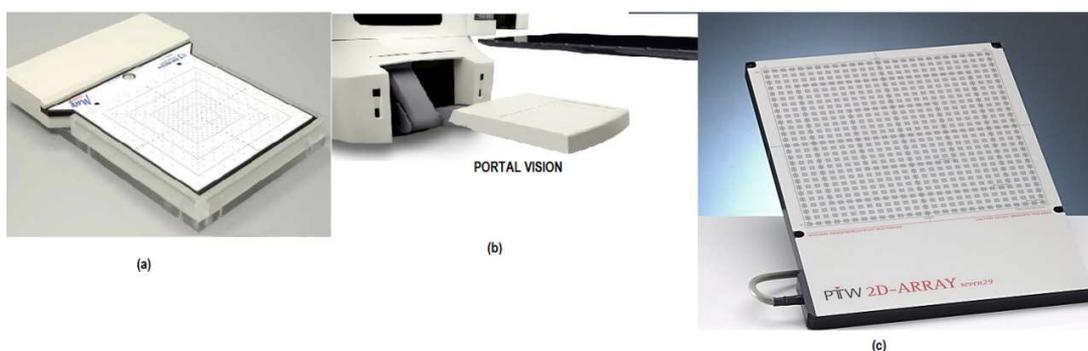
Este tipo de enfoques mostraba una diferencia en los controles o chequeos que se realizaban generalmente durante el proceso de comisionamiento de un nuevo TPS o antes de la implementación de una nueva técnica, lo cual permitió concluir que los controles de calidad en IMRT para un paciente específico debían ser requeridos y además cada plan debería ser chequeado antes de la entrega del tratamiento. Lo anterior de cierta forma genera cierto grado de subestimación entre las técnicas de tratamiento previas a la IMRT, debido a que en comparación a la CFRT, la verificación del cálculo de dosis y la distribución de dosis en múltiples planos en una planeación para un paciente en específico no es común, pero entonces ¿por qué es necesario realizar estos procesos de control de calidad en IMRT.

La respuesta va relacionada con el mapa de fluencia obtenido del tratamiento entregado con la técnica IMRT, en la cual se tiene en cuenta la verificación de haces por separados y su correspondiente subdivisión en segmentos o beamlets cuya intensidad de grises es directamente proporcional a la fluencia de haz de radiación, esto hace que la dosimetría y la incertidumbre espacial de esta técnica sea de gran importancia y deba ser determinadas experimentalmente. Además debemos tener en cuenta la escala ascendente en dosis que se hace en IMRT, por ejemplo en carcinomas de cabeza y cuello o de próstata, patologías en donde normalmente al tumor lo rodean órganos en riesgo y cuya ubicación compromete la entrega de altas dosis de forma localizada al tumor (Figura 1-3). Lo anterior hace necesario la realización de control de calidad dirigido específicamente a los pacientes cuya técnica de tratamiento es IMRT, debido a los fuertes gradientes que se presentan, especialmente en las regiones cercanas a los órganos en riesgo.

Un sin número de técnicas y sistemas de detección dosimétrica (Figura 1.6) han sido diseñados especialmente para controles de calidad en IMRT específicamente para pacientes, los cuales serán expuestos de forma resumida en el capítulo 2.

Para realizar el control de calidad específico de pacientes de IMRT, los TPS tienen la opción de exportar una copia del plan de IMRT a un fantoma, dicha copia es llamada "plan QA" que corresponde a la planeación de control de calidad. El plan de tratamiento contiene información del número de campos de radiación o entradas del haz, la dosis clínica a suministrar a la profundidad deseada, permitiendo hacer la verificación del tratamiento mediante los métodos campo por campo y campos compuestos.

**Figura 1-6** Equipos de control de calidad en IMRT. De izquierda a derecha. (a) Map Check de Sun Nuclear [42], (b) Portal Visión de Varian [49] y (c) 2D-Array de PTW [50].



La metodología utilizada para QA en IMRT se puede realizar de dos formas: campo por campo y campos compuestos. En el caso de campo por campo, se crea un plan QA de tratamiento por cada campo; lo anterior permite realizarle a cada campo de tratamiento un plan QA para verificación del cálculo de dosis en un plano obtenido por el TPS y lo medido experimentalmente. En el plan campos compuestos, el plan de verificación QA a exportar al fantom contiene todos los campos combinados del plan original de IMRT en un solo plan QA.

La necesidad de análisis de algunos aspectos relevantes dentro de un proceso de control de calidad en los tratamientos de IMRT como son resolución espacial, rápida respuesta, fácil análisis de datos en las verificaciones de campo por campo y campos compuestos utilizando un solo sistema dosimétrico de verificación, resultó en el desarrollo de detectores en 2D que pudieran satisfacer dichos requerimientos en los tratamientos de intensidad modulada y para poder entrar a competir en el mercado con los sistemas de dosimetría por película. El uso del Map Check (Figura 1-6a), PTW 2D Array (Figura 1-6b), Sistema de Imagen Portal de Silicio Amorfo (Figura 1-6c), los cuales son detectores de radiación tipo arreglo, destinados para controles dosimétricos en IMRT, han ido tomando ventajas debido a su constante desarrollo y logrando adaptarlos a otras técnicas de tratamiento de alta complejidad en el ámbito radioterapéutico como es el caso de la radiocirugía. En el capítulo 2, se hará un breve resumen de las principales características de los tipos de equipos de verificación dosimétrica existentes en el mercado.

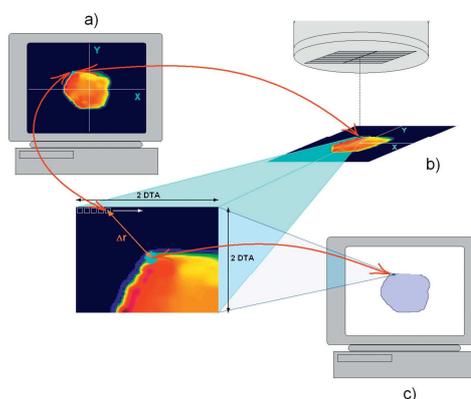
Al desarrollar nuevos sistemas de verificación para tratamientos con modulación de la intensidad, estos dispositivos deben identificar las limitaciones de por ejemplo, los algoritmos de cálculo de dosis de los TPS para tratamientos específicos de 3D-CFRT, adaptados a realizar cálculos de dosis de alta complejidad para IMRT, además de permitir medir la precisión y reproducibilidad de la entrega de los haces de radiación propios del tratamiento.

### 1.3 Parámetros de Análisis en Controles de Calidad en IMRT

En el análisis por superposición entre las distribuciones de dosis en 2D calculada en los TPS y la medida por sistemas dosimétricos sólo puede subrayar o indicar las áreas de desacuerdo, pero no permite especificar el nivel de acuerdo / desacuerdo de una manera cuantitativa. Si se quiere cuantificar los resultados que arrojó la comparación entre las dos distribuciones de dosis, se puede utilizar el análisis de parámetro de diferencia de dosis porcentual (%DA), DTA (Distance to agreement), o el parámetro gamma.

- El parámetro de diferencia porcentual (%DA), es un parámetro de análisis que es utilizado principalmente para las regiones de bajo gradiente, compara punto a punto la dosis en ambas distribuciones.

**Figura 1-7** Procedimiento de verificación: (a) Imagen de la dosis calculada por los TPS listo para ser exportado al equipo de tratamiento. (b) Exposición de la película/portal en la unidad de tratamiento, c) Cálculo gamma mediante software especial [19].



- El DTA (Distance to agreement), en una región de alto gradiente es definida como la mínima distancia en el plano, entre un punto en la distribución de dosis de referencia (imagen de referencia) y el punto más cercano en la distribución de dosis medida (imagen blanco) que tiene la misma dosis. Esta herramienta busca puntos de igual dosis dentro de un radio cercano al punto de referencia, y entrega como resultado la distancia entre el punto de la distribución o imagen de referencia y el punto más cercano en la imagen blanco que tiene la misma dosis [1].

El DA% y el DTA son aplicados en las distribuciones de dosis de IMRT en regiones predefinidas para cada parámetro. Sin embargo se han introducido en todas las regiones de dosis y de penumbra, es decir, en los casos en que la diferencia entre los gradientes altos y bajos no es ambigua. Por lo tanto, en las regiones de gradiente intermedias como las que se encuentran en IMRT dentro de los bordes del campo, ninguno de dichos parámetros es totalmente representativo.

Para superar estos problemas, un nuevo parámetro ha sido introducido por el grupo de Low et al.[20]. Este parámetro, se conoce como índice  $\gamma$ , el cual ha ganado amplia difusión en la comunidad científica que trabaja en IMRT, ya que incluye en un solo conjunto de datos el % DA y DTA [18].

Esta herramienta es muy útil para comparar la distribución de dosis calculada por los TPS y la distribución de dosis medida (Figura 1-7), y permite utilizar los criterios de aceptación tanto para regiones de alto gradiente como de bajo gradiente, haciendo un análisis combinado de diferencia de dosis y de DTA. La medida de aceptación corresponde a la distancia multidimensional entre los puntos comparados, en dosis y en distancias físicas, escalada como fracción de los criterios individuales [1].

El parámetro gamma ofrece un análisis compuesto con las dos variables, unidas en un solo [22]. Es definida como la raíz cuadrada de una suma cuadrática de dos factores

$\frac{\partial r^2}{\Delta d_M^2}$  y  $\frac{\partial D^2}{\Delta D_M^2}$  (definidos a continuación), dando como resultado una magnitud relativa

para su criterio de aceptación. Dado un punto en la distribución de referencia,  $r_c$ , y la dosis relativa  $D_r$ , una "elipsoide de aceptación" para el punto  $r_p$  es definida de la siguiente forma:

$$\sqrt{\frac{\partial r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\partial D^2}{\Delta D_M^2}} = 1 \quad (1)$$

Donde  $\partial r = |r_r - r_c|$  es la distancia entre los puntos  $r_r$  y el punto  $r_c$ , escogido en la distribución secundaria,  $\partial D = D_r(r_r) - D_c(r_c)$  es la correspondiente dosis de referencia,  $\Delta d_m$  y  $\Delta D_M$  son el criterio de aceptación para la distancia y la dosis respectivamente (Figura 1.8). Las dos distribuciones de dosis satisfacen los límites impuestos en el punto  $r_r$ , si existe en la segunda distribución al menos un punto  $r_c$ , para el cual:

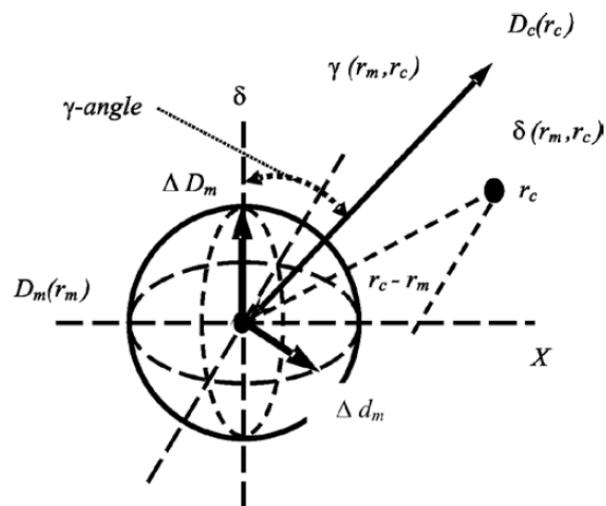
$$\Gamma(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\partial r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\partial D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (2)$$

Esta función es llamada “Función gamma- $\Gamma$ ”. Definimos el “índice  $\gamma$ ” del punto  $r_r$  como el mínimo valor de  $\Gamma$  sobre el espacio del plano de dosis calculado que contiene al punto  $r_c$ , es decir:

$$\gamma(r_r) = \min \left[ \sqrt{\frac{\partial r(r_r, r_c)^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\partial D(r_r, r_c)^2}{\Delta D_M^2}} \right] \forall r_c \quad (3)$$

En la práctica hay dos tipos de enfoques para el cálculo del índice  $\gamma$ . Por decirlo de otra forma, el cálculo del índice gamma es binario: el resultado de la prueba es aceptado si  $|D(r_r) - D(r_c)| \leq \Delta D_M$  o si dentro del círculo de radio  $\Delta D_M$  y centro  $r$ , existente al menos un punto  $r_c$  donde  $|D(r_r) - D(r_c)| \leq 0$  y uno donde  $|D(r_r) - D(r_c)| \geq 0$ . Usando este método simple se acorta significativamente el tiempo de tiempo, pero pierde información significativa sobre los resultados intermedios. La cantidad  $\gamma$  conserva toda la información disponible sobre el acuerdo entre las dos distribuciones de dosis, en este caso los valores de  $\gamma$  pueden ser estadísticamente analizados o representados como histogramas.

**Figura 1-8** Definición del valor gamma,  $\gamma(r_m, r_c)$  y ángulo gamma.



Algunas características muy importantes de índice  $\gamma$  deben ser resaltados.

- Es claro que  $\gamma$  es una función puntual, por lo cual es también disponible para trabajar, por ejemplo, sobre un único punto medido con una cámara de ionización.

La distribución de dosis secundaria (la medida) deberá tener una resolución muy alta para minimizar los errores de cuantificación

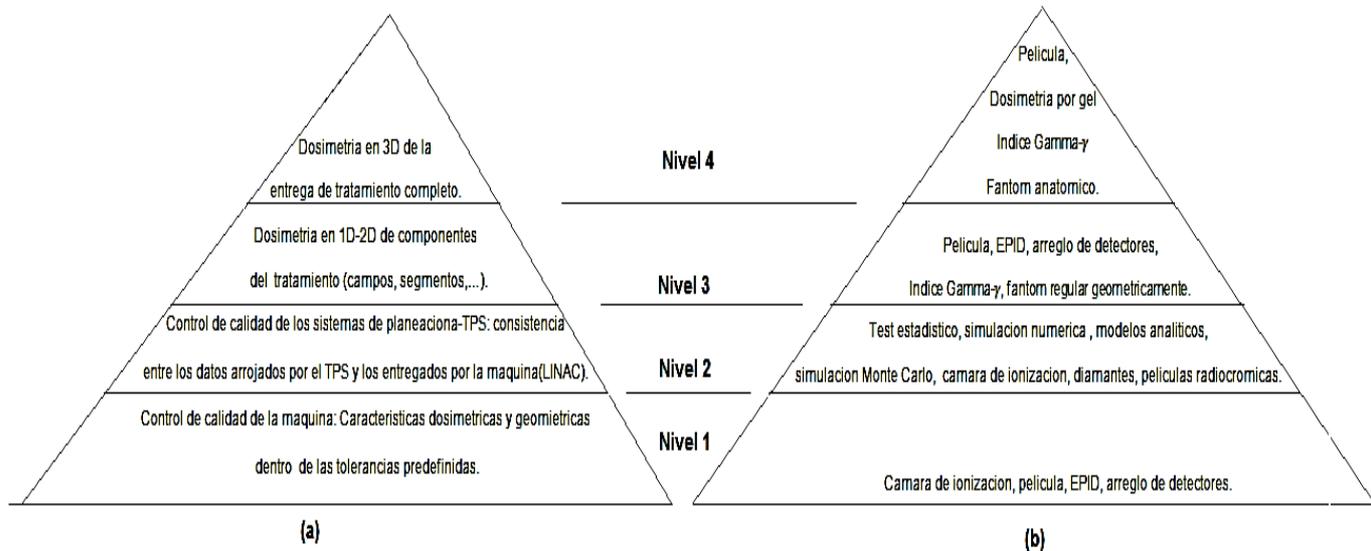
## Capítulo 2

### **Control de calidad: Sistemas dosimétricos en la verificación de imrt.**

En la actualidad existen muchos sistemas dosimétricos comerciales que son usados para la verificación de IMRT. La selección de estos depende del número de parámetros en el tratamiento a ser verificados y la extensión de tiempo del proceso de control de calidad deseado. A diferencia de la radioterapia convencional, en IMRT la intensidad del haz de radiación de cada campo se modula de forma bastante compleja, ya sea basándose en el uso de colimadores multiláminas o filtros compensadores, etc. Dentro de la modulación de la intensidad se incluyen campos pequeños, irregulares, campos fuera del eje resultando muchas veces distribuciones de isodosis mas conformadas al volumen blanco del tumor que los planes de tratamientos convencionales. Estas características de IMRT hacen necesarios nuevos requerimientos para el control de calidad específicos tanto para la planeación de tratamiento en cada paciente como para la maquina (acelerador Lineal).

De Wagter[45] estableció mediante una “pirámide conceptual” los niveles de aceptación de sistemas dosimétricos requeridos específicamente para controles de calidad en IMRT (Figura 2-1). En la pirámide izquierda, los dos niveles más bajos pueden ser parte de los procedimientos de control de calidad de los equipos usados para la planeación y entrega del tratamiento, los que siguen en orden ascendente corresponden a la verificación dosimétrica completa de los tratamientos en 1D, 2D y 3D, con su correspondiente metodología apropiada para el proceso de verificación.

**Figura 2-1** De izquierda a derecha, pirámide conceptual propuesta por Wagter correlaciona varios niveles de controles dosimétricos en IMRT. (b) metodologías y ventanas apropiadas para cada uno de los niveles. (Cortesía Carlos De Wagter, Ghent University Hospital, Ghent, Belgium, and the Institute of Physics [17].



## 2.1 Cámaras de ionización

La utilización de las cámaras de ionización calibradas para determinar la dosis absorbida en combinación con un protocolo de dosimetría bien establecido como por ejemplo el de la IAEA [46] es la mejor opción para realizar la dosimetría a los equipos de radiación de altas energías en cualquier centro clínico de radioterapia. Si se tiene una guía para el proceso de la toma de medidas de dosis absorbidas de altas energías acompañadas de la experticia de los físicos médicos; se pueden lograr valores de incertidumbre en la toma de medidas cercanas al 1.5% [17]. Las cámaras de ionización cilíndricas son usadas para medidas con haces de radiación en megavoltaje debido a que cumplen las siguientes características:

- Excelente estabilidad.
- Respuesta lineal para la dosis absorbida.
- Pequeña dependencia direccional.
- Independencia de la respuesta con la calidad del haz.
- Trazabilidad a un patrón de calibración primario.

Al realizar la toma de medidas con la cámara de ionización en un campo típico de IMRT, las condiciones de referencia no prevalecen mucho en comparación con los haces no-IMRT. Lo anterior es debido a que las medidas se ven afectadas por la variación de ciertos factores como poder de frenado/aire/agua,  $S_{a/w}$ . Los factores de perturbación; por ejemplo, la corrección de los efectos de fluencia promedio. Actualmente ciertos estudios como el realizado por Sánchez-Doblado et al., 2003[48], han arrojado valores de desviación del poder de frenado para agua/aire en los alrededores de las multiláminas (zona de alto gradiente y bajas dosis) del 3% con respecto al valor de referencia para un haz de 6MeV.

Otros factores que contribuyen en la incertidumbre total de la dosis entregada en una medida con cámara de ionización para un campo de IMRT dependen de la calidad del haz, el tipo de específico de la cámara de ionización (tamaño o volumen sensible de la cámara, material de que está hecha las paredes de la cámara, etc...) y su orientación con respecto al eje del haz. Según estudios[47], para una calidad del haz de 6MV y micro cámaras de ionización (cilíndricas y plano-paralelas) se ha observado que cuando la cámara de ionización es puesta en el haz de IMRT, las medidas se ven afectadas 0.3%. Inclusive estas diferencias pueden alcanzar hasta un 9% relativo a la dosis específica si la cámara de ionización es colocada en áreas de alto gradiente como por ejemplo; en la región de penumbra, bajo las MLC, o si la medida del segmento es comparable a la medida de la cámara de ionización [17].

Laub and Wong (2003), Leybovich *et al.* (2003)[48], y el grupo de Bouchard and Seuntjens (2004)[49], determinaron un factor de corrección  $C_q^{IMRT}$  mediante algoritmos de Monte Carlo, el cual convierte un factor de calibración de una cámara de ionización para un campo de referencia en un factor de calibración válido para los campos de IMRT de interés. El factor fue validado experimentalmente usando una cámara de ionización tipo Farmer y películas radiocrómicas con las técnicas Step and Shoot ;asi como *sliding Windows* en IMRT. Los resultados mostraron una corrección del orden del 10% para un solo campo con técnica *sliding Windows*. La magnitud de los errores dosimétricos estuvo asociados con los efectos de perturbación de la fluencia. Los autores recomendaron el uso de cámaras de ionización que tuvieran pequeños volúmenes.No obstante, cuando se usan microcámaras de ionización, son requeridas grandes correcciones por fuga, como es expuesto por Leybovich *et al.* (2003)[50].

Frecuentemente sucede esto para campos pequeños de IMRT; por ejemplo cuando una cámara de ionización es, empleada, la incertidumbre en la dosis medida en un punto en el PTV o en OAR es, para un tratamiento completo, en la mayoría de los casos por debajo del 3% relativa a la dosis específica en ese punto (Laub and Wong, 2003 and Sánchez-Doblado *et al.*, 2005a,b). Pero si se quiere tener en cuenta los efectos de volumen de una cámara de ionización con medida finita, se debe realizar en el sistema de planeación de tratamiento el cálculo de dosis sobre un volumen y no en un punto como específica Leybovich.

Las cámaras de ionización en muchas instituciones de radioterapia se utilizan en los procedimientos de verificación de IMRT dependiendo del tamaño de la cámara de ionización usada, la cual se coloca generalmente en regiones de dosis altas y relativamente homogéneas. Para estas regiones, se ha podido constatar que experimentalmente los resultados de las medidas de cámara de ionización están usualmente dentro del 4% de desviación de los cálculos [21]. Se puede intentar utilizar la cámara de ionización para medir regiones de bajas dosis, ya que a menudo estas muestran medidas más altas que las arrojadas por los sistemas de planeación [21]. Esto se debe a que los cálculos arrojados por los TPS, no tienen en cuenta la transmisión entre las multiláminas, las fugas, (efecto “tongue and groove”), las dosis de dispersión precisamente en regiones de bajas dosis y en parte a la dificultad de encontrar un área de dosis relativamente uniforme para estas regiones.

Uno de los proyectos realizados por la ESTRO (EUROPEAN SOCIETY FOR RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY) en el año del 2008, permitió establecer un conjunto de normas para la verificación de IMRT en base a las conclusiones obtenidas del proyecto ESTRO-QUASIMODO [17], en el cual se hicieron estudios de las características de diferentes tipos de detectores a ser usados para la verificación de medidas de IMRT, las cuales serán resumidas a continuación

- Al comparar las microcámaras de ionización con las cámaras de ionización tipo Farmer (Figura 2-2) se observa en esta última una marcada tendencia de desviación en la entrega de dosis real administrada por un tratamiento de IMRT. Esta desviación, claramente está correlacionada con el tamaño del volumen de la cámara empleada, porque es causada principalmente por la falta de equilibrio electrónico lateral, no tanto por el promedio de la dosis en el volumen del detector. El efecto es más importante para las técnicas de IMRT Step and Shoot que Sliding Windows y generalmente se presenta por mejor efecto de compensación en la penumbra. En consecuencia las cámaras de ionización con un volumen pequeño son más adecuadas para la verificación de IMRT que las cámaras con gran volumen como las cámaras tipo Farmer.
  
- Un gran número de discrepancias fueron observados en algunos casos estudiados, por lo cual sugirieron que siempre es de mucha ayuda hacer una inspección visual de la posición de la cámara en campos individuales preferiblemente en combinación con la examinación de mapas de fluencia.
  
- En las cámaras de ionización con volúmenes activos más pequeños la incertidumbre adicional estándar en la determinación de la dosis debido a efectos de volumen es cercana a (1.0 -1.5) %.

**Figura 2-2** De izquierda a derecha. Cámara de ionización IC-70, modelo Farmer (volumen cavidad 0.67 cm<sup>3</sup>), cámara de ionización IC-15 (volumen cavidad 0.13 cm<sup>3</sup>) usada para la realización de dosimetrías relativas.

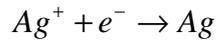


Para concluir, la cámara de ionización es el dosímetro más empleado para haces clínicos. No permite el registro de las variaciones espaciales de los campos de intensidad modulada, a menos que se realicen arreglos de ellas, ya sean bidimensionales o lineales sobre soportes móviles. Pero la complejidad de la implementación de un sistema de dosimetría bidimensional mediante arreglos de cámaras de ionización, ha impulsado el desarrollo de diferentes instrumentos para este fin [27] (como lo veremos en las siguientes secciones). Los más comúnmente empleados son: películas radiográficas, sistemas electrónicos de imágenes portales y sistemas de placas de fósforo, entre otros.

## 2.2 Películas radiográficas y películas radiocrómicas

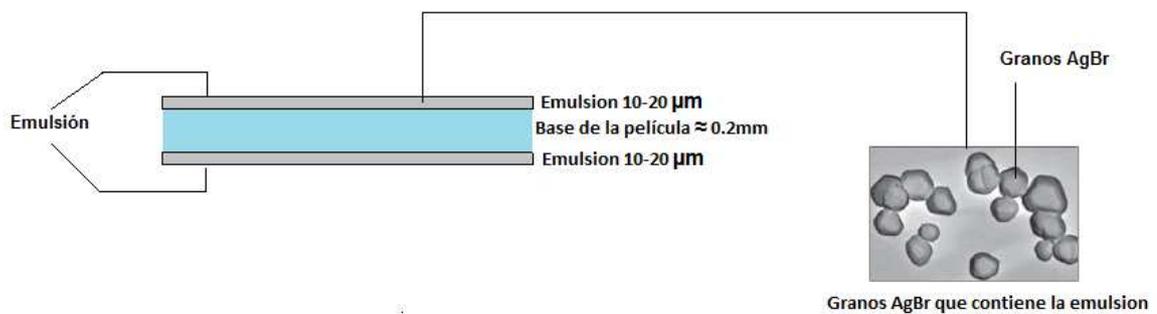
### 2.2.1 Película Radiográfica

Las películas radiográficas han sido empleadas como un método de verificación de distribuciones de dosis o para llevar a cabo pruebas de control de calidad de los haces de radiación. Esta es una lámina de diferentes tamaños que posee una base de acetilcelulosa (material plástico indeformable con cierto grado de transparencia) o de resina de poliestireno. Su superficie está cubierta por una emulsión que esta constituida por cristales de haluros de plata (95 %) y bromuro de plata (5 %), los cuales son de diferentes tamaños y están dispuestos de forma arbitraria, determinando así la respuesta de éstas a la radiación incidente (Figura 2-3). La ionización producida cerca de los granos reduce la plata iónica Ag<sup>+</sup> en plata metálica Ag.



Los átomos de plata metálica reducidos por la radiación incidente constituyen la imagen latente, esta se define como los cambios que se inducen en los granos por efecto de la radiación y que hacen al grano susceptible a la acción del revelador.

**Figura 2-3** Estructura de una película radiográfica [imagen modificada de [14].

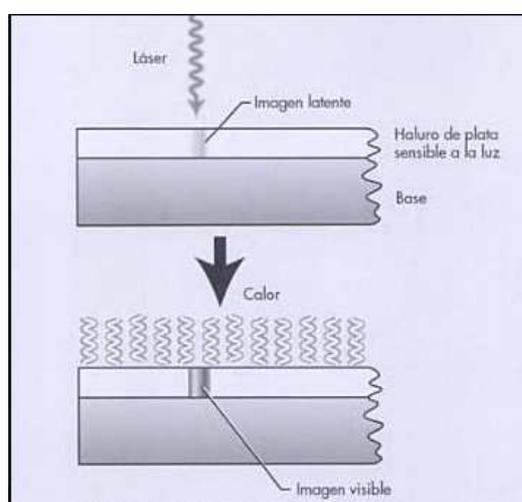


### ▪ Proceso de revelado de la película radiográfica

El proceso de revelado consta de tres pasos, uno de ellos es la humificación y revelado de la película. En este proceso el revelador se encarga de reducir los iones de  $Ag^+$  a  $Ag$  metálica, en todos los granos, independientemente de que hayan sido ionizados o no. Sin embargo, aquellos granos que contienen una imagen latente se reducen mucho más rápido, de manera que si el proceso se detiene en un tiempo determinado, los granos que se han reducido por efecto del revelador, son aquellos en los cuales existía una imagen latente. El siguiente paso es el proceso de baño en una solución ácida o Baño de frenado, se realiza en un baño de ácido acético diluido, el cual termina rápidamente con el revelado de los granos de  $AgBr$ . El tercer paso es el de fijado de la película, generalmente se utiliza tiosulfato de sodio, este se encarga de disolver los granos de  $AgBr$  sub-revelados, es decir, aquellos que no poseen una imagen latente. Y los dos últimos pasos son el lavado y secado final de la película, los cuales eliminan el exceso de todos los productos químicos utilizados y la humedad de la película para su visualización y almacenamiento respectivamente.

En el proceso de revelado el depósito de algunos átomos de plata metálica alrededor de la partícula sensible, ocurrido en algunos cristales como consecuencia de la acción de los rayos x o la luz de las pantallas intensificadoras, se multiplica varios millones de veces durante el proceso del revelado hasta que todos los iones de plata se transforman en plata metálica convirtiéndose así la imagen latente en imagen visible (Figura 2-4).

**Figura 2-4** Proceso de revelado de película radiográfica para transformación de imagen latente en visible [29].



Hay diferentes tipos de respuestas de la película ante la radiación incidente que clasifican el grado de sensibilidad de las películas, el sistema para medir la sensibilidad de las películas es el estándar internacional denominado ISO. Los tipos de grado de sensibilidad de las películas (Sensibilidad ISO) se clasifican en:

- Lenta ([25 – 50] ISO): En este caso el tamaño de los gránulos de bromuro de plata son de alrededor de un décimo  $\left(\frac{1}{10}\right)$  más pequeño que los granos que hacen parte de las películas súper rápidas y ultra rápida, por lo cual necesitan mucho más tiempo de exposición para el paciente posee elevado contraste, excelente nitidez y una escasa nivel de variación de la exposición que admite una película sin cambios apreciables en su respuesta (latitud de exposición).

Intermedias ([100 - 200] ISO): El tamaño de los gránulos va aumentando, así como la sensibilidad característica a la luz por lo que tenemos un contraste normal, muy buena nitidez y la latitud de exposición a la radiación es normal.

Súper Rápidas ([400 - 800] ISO): El tamaño promedio de los gránulos es de  $2\mu\text{m}$ . Actualmente se fabrican películas súper rápidas para menor tiempo de exposición a la radiación para el paciente por lo tanto presenta mayores beneficios, poseen bajo contraste, buena nitidez y un elevado nivel de latitud de exposición.

Ultra rápida ([1000-3200] ISO): El tamaño de los gránulos son más gruesos que en el caso anterior, tienen un tiempo de exposición muy corto, su velocidad es muy rápida, su respuesta es muy rápida, pero la imagen no es tan detallada en comparación con la de las películas Lentas.

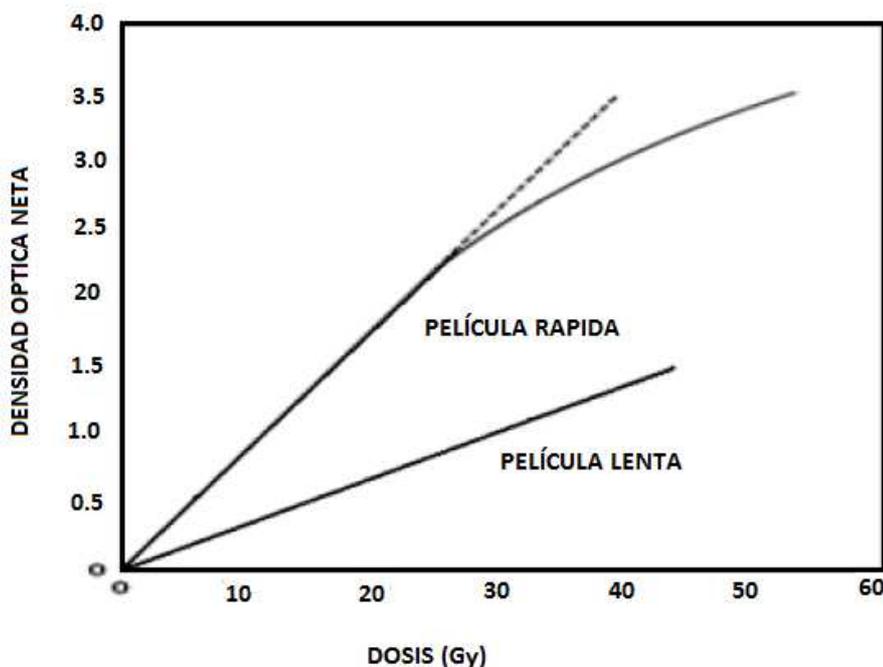
### ▪ Densitometría y curva de respuesta

El grado de ennegrecimiento de las películas radiográficas es medido con un densitómetro, el cual tiene una fuente de luz, dirigida por una pequeña apertura hacia una fotocelda (detector) que mide la intensidad de la luz transmitida a través de la película.

Como la densidad óptica está definida por la ecuación  $OD = \text{Log}_{10} \frac{I_o}{I_t}$ , donde  $I_o$ , es la

señal correspondiente a la cantidad de luz incidente sobre la película, e  $I_t$ , es la cantidad de luz transmitida a través de la película. La medida de la densidad óptica se obtiene restando a la lectura de la densidad óptica, la medida de la base o velo (densidad óptica neta). y la gráfica de la densidad óptica neta Vs la dosis, es la denominada curva sensitométrica o curva *H&D*[42]. En la figura 2-5, se muestra como en el caso de la película rápida (por ejemplo las películas XV) se tiene una curva de ennegrecimiento súbito (pendiente grande), en comparación con aquellas películas cuya pendiente es más pequeña (ejemplo las películas radiográficas EDR-2).

**Figura 2-5** Curva de densidad óptica neta versus dosis en películas radiográficas [42].

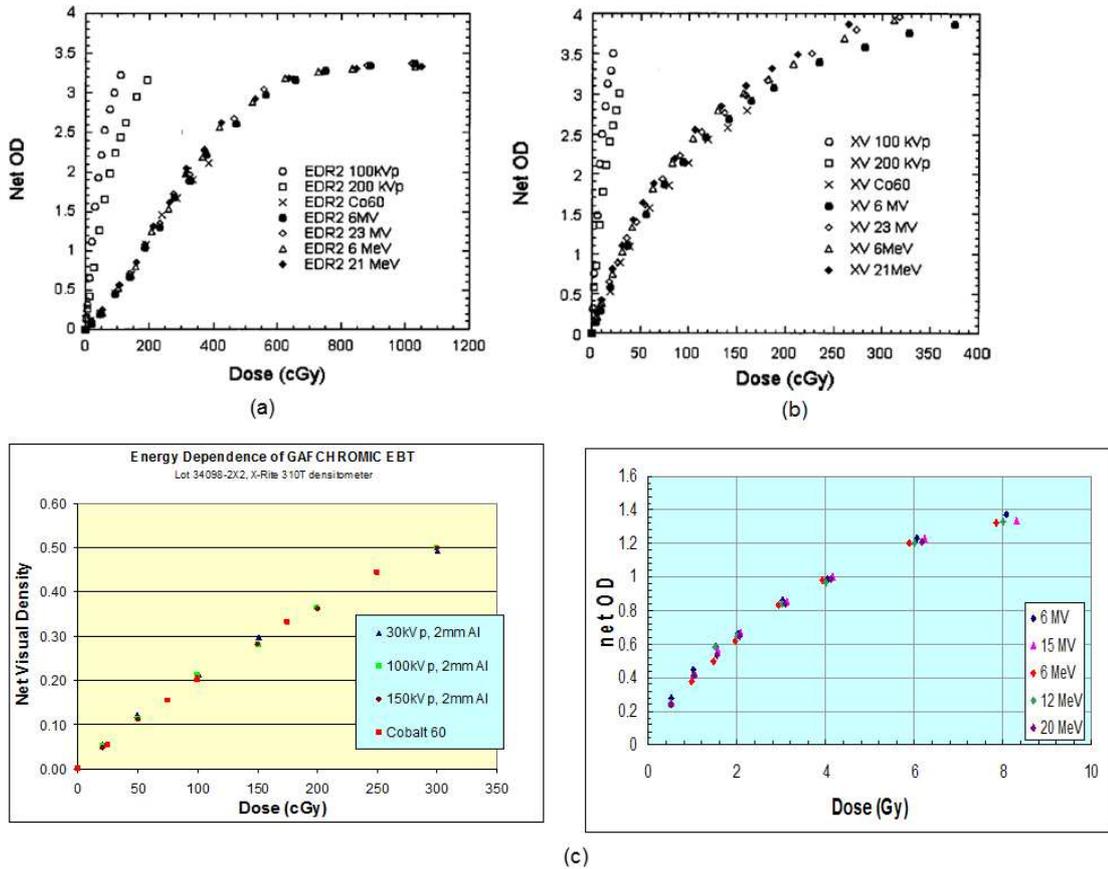


En la figura 2-6 aparecen 4 gráficas de *H&D*, donde se muestra la dependencia con la energía, para los tipos de película: EDR-2, XV, y Gaf Chromic EBT. Se observa como en el caso de las películas EDR-2 y Gaf Chromic EBT se saturan con una dosis cercana a los 700 cGy. A diferencia de la película XV, las cuales con dosis cercanas a 200cGy ya están presentando saturación.

Las películas radiográficas son el principal método usado durante la etapa de comisionamiento de cualquier centro donde se requiera implementar la técnica de IMRT por sus excelentes características, como son [18]:

- Alta resolución espacial del orden de los  $\mu\text{m}$ , limitado solo por el sistema de lectura de la película.
- Integración dosimétrica.
- Fácil manejo.

**Figura 2-6** Dependencia de la respuesta con la energía: (a) tipos de películas radiográficas EDR-2, (b) tipos de películas XV, (c) películas Gaf Chromic EBT para diferentes energías [14].



Sin embargo también poseen ciertos problemas debido a la existencia de varios parámetros que pueden influenciar la sensibilidad de ésta y determinar la precisión del resultado final. Entre los más relevantes se encuentran:

- La energía del haz de fotones:

La dependencia en la energía del haz de fotones es una de las variables más importante. Como sabemos el espectro de energía para una calidad del haz cambia con la profundidad y la medida del campo debido a la variación por dispersión del simulador físico y endurecimiento del haz de radiación [26].

- La orientación del plano de la película con respecto a la dirección del haz:

---

La propiedad más característica de un haz de IMRT es su distribución de intensidad en un plano ortogonal. Por ejemplo la posición de la película perpendicular al haz de radiación, mientras que la variación de la dosis con respecto a la profundidad es menos específica. El posicionamiento ortogonal de la orientación de la película con respecto al haz de radiación es generalmente considerada más precisa en regiones de alta y baja dosis, como lo demuestran en sus artículos varios autores [51].

Por otra parte, *Childress et al(2002)* mostraron que la variación en la orientación del haz de radiación a través de la verificación de los tratamientos de IMRT, cambia el espectro de los fotones a lo largo de la película. Lo anteriormente mencionado establece una diferencia direccional en la sensibilidad de la película. De hecho, la película XV2(Oldham and Webb, 1997, Danciu et al, 2001) y la película EDR-2 (Gillis et al., 2005) muestra una alta sensibilidad, típicamente del orden del 4%, cuando la película es orientada perpendicularmente que cuando está ubicada paralelamente al haz de radiación entrante.

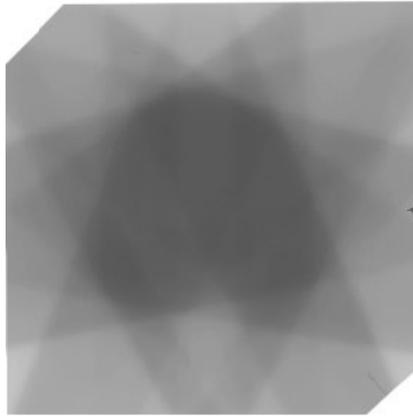
- Diferencias en la cantidad de emulsión entre las películas de diferentes lotes, del mismo lote o incluso en la misma película y las condiciones de procesamiento, tipo de densitómetro o lector de película:

La diferencia en la composición química del procesamiento de líquidos, la temperatura y el tiempo de proceso afectan la forma de la curva sensitométrica [27]. Bos et al, encontró que este efecto sobre la forma de la curva sensitométrica es mayor que cuando se tiene una diferencia en la composición del lote. El efecto del procesamiento de la película y sensibilidad reduce el rango dinámico de la película debido a que la saturación ocurre a valores de dosis muy bajos.

- Tipo de densitómetro o lector de película:

Las películas radiográficas poseen una alta resolución, limitada solo por el sistema de lectura. Es utilizada normalmente para la medida del perfil del haz y curvas de isodosis. Estas muestran un rango dinámico muy pequeño, no lineal y una dependencia con la energía en la curva dosis-respuesta (Ver figura 2-6); aunque la dosimetría por película requiere mucho tiempo para el procesamiento si se quiere altos niveles de precisión en la determinación de la dosis absoluta. Esta es una de las principales razones por lo cual se reportan las películas para los mapas de dosis relativas. Uno de los problemas existente con la película se presenta cuando una multitud de haces contribuyen a la respuesta de la película (Figura 2-7), ya que se debe tener en cuenta que la película radiográfica no es equivalente a agua, especialmente debido a los átomos de plata en la capa de la emulsión. Lo anterior trae como consecuencia un aumento a la sensibilidad de los electrones y fotones de más bajas energías, lo que implica una alta dependencia tanto de la profundidad y tamaño del haz de radiación, así como el tamaño de campo.

**Figura 2-7** *Distribución de dosis de un plan de IMRT proyectada en una película radiográfica. Múltiples haces incidentes [40].*



- **Dispositivo de escaneo digitalización de películas.**

Una imagen de película es representada electrónicamente por formas de curva análoga continua. Los valores análogos son continuos. Una imagen digital es representada por valores digitales derivados del muestro de la imagen análoga (consiste en una subdivisión de la imagen analógica en porciones, en forma de matriz). Los valores digitales son pulsos electrónicos discretos que han sido traducidos en una serie de ceros y unos, los únicos dígitos en un sistema de numeración binario. Digitalizar es traducir información como textos, imágenes o sonidos, a un formato que puedan entender los microprocesadores, y éstos sólo están capacitados para manejar los valores unos y ceros. Los dispositivos digitalizadores de imágenes son los escáneres y las cámaras fotográficas digitales, Un escáner está formado por los siguientes elementos:

- 1) Una fuente de luz fluorescente o incandescente para iluminar el objeto que se desea digitalizar.
- 2) Un sistema óptico, generalmente formado por espejos, que recoge la luz reflejada por el objeto y la dirige hacia el fotosensor.
- 3) Un fotosensor que recoge la luz reflejada por el objeto y la transforma en una señal eléctrica analógica, normalmente un chip CCD.

- 4) Un conversor analógico/digital (ACD o A/D), que convierte la señal eléctrica que produce el fotosensor en impulsos digitales en formato binario (0,1) entendibles por un equipo informático.
- 5) Una memoria que se encarga de almacenar esa imagen o de traspasarla a un ordenador para que sea almacenada allí.
- 6) Un software para poder tratar las imágenes que se obtienen: programas para digitalizar imágenes en mapas de bits y programas OCR (Optical Character Recognition) para digitalización de textos [45].

## 2.2.2 Películas radiocrómicas

Se llama reacción radiocromica a la coloración directa de un medio por la absorción de la radiación cuando son irradiados. Inicialmente sufren una polimerización parcial que cambia su transmitancia volviéndola mas oscura a la luz visible. Esta opacidad es proporcional a la dosis recibida [52]. La película radiocrómica está compuesta por un tipo de monómero incoloro sensitivo a la radiación, el cual se convierte en un polímero azul al incidir radiación gamma, rayos x ó UV. El color del polímero se oscurece a medida que aumenta la exposición, este cambio en la absorbancia esta relacionado con la dosis.

La película radiocrómica es conocida por ser casi equivalente a tejido y por consiguiente muestra poca dependencia con la energía y direccionalidad [17], aunque posee desventajas como la manipulación engorrosa de la película, variaciones de la sensibilidad a través de la película y la baja sensibilidad a las dosis de radiación utilizadas en oncológica[53].

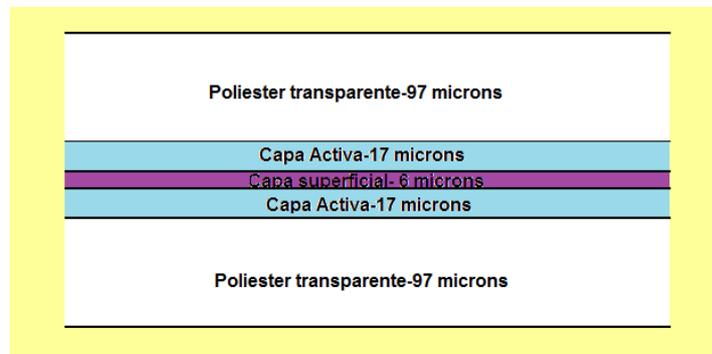
Debido a las desventajas anteriormente mencionadas, recientemente se ha diseñado un nuevo modelo de película radiocrómica GafChromic EBT, para solucionar todas las limitantes que impiden su aplicación en oncología.

Las películas GafCromic poseen una alta sensibilidad comparada con otro tipo de películas radiocrómicas (figura 2-8) lo cual permite por ejemplo la determinación de la

dosis absoluta con una baja sensibilidad espectral. Provee una excelente resolución de la imagen, no requiere procesamiento químico (como otros tipos de películas radiocrómicas), muestra una mejora en la colorización después de la irradiación (el tiempo entre la irradiación y la lectura debe ser mayor a 2 horas), no necesita de cuarto oscuro para su revelado, entre otras características.

Debido a que la película EBT cumple con la mayoría de las características básicas que debe tener un sistema dosimétrico por película ideal para la verificación de IMRT, se considera actualmente apta para la realización de dosimetrías de alta calidad en aplicaciones de tratamiento con intensidad modulada.

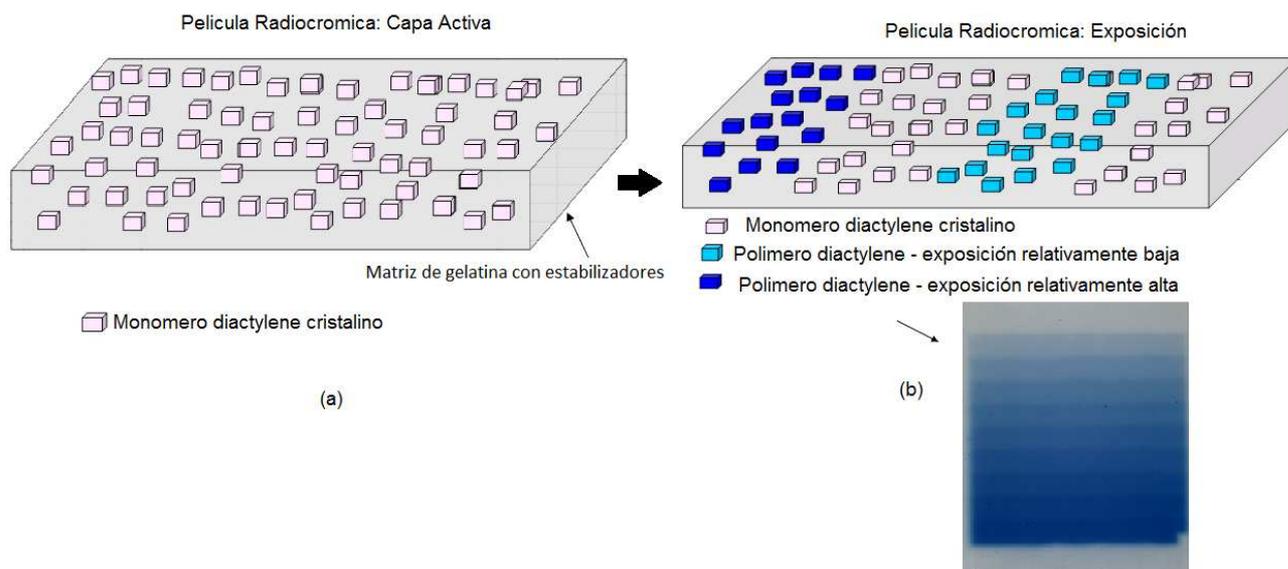
**Figura 2-8** Estructura de laminación de la película dosimétrica GaFChromic EBT [14].



La película GaFChromic EBT, está compuesta por hojas de 8"x10" para un rango de dosis de 2-800cGy. La estructura de una película EBT consiste en un dos capas activas (total de espesor 34  $\mu\text{m}$ ) separadas por una capa en la superficie (6 $\mu\text{m}$ ) recubierto por una base de poliestere (97  $\mu\text{m}$  en cada lado) (Figura 2-8), una resolución espacial de menos de 0.1mm. La composición atómica del material de la películas es: 42.3%C(Z=6), 39.7%H(Z=2), 16.2%O(Z=8), 1.1%N(Z=7), 0.3%Li(Z=3) y 0.3%Cl(Z=17)), y con un numero atomico efectivo de  $Z_{\text{eff}}=6.98$ , obligando a que la absorción fotoeléctrica de fotones de baja energía sean impulsados con el fin de minimizar la dependencia con la energía.

La composición química de la capa activa que contiene la película antes de ser irradiada es de color lila como se ve en la Figura 2-9a, inmediatamente después de la exposición cambia a color azul (Cheung et al, 2005), como se muestra en la figura 2-9 b.

**Figura 2-9** (a) Capa activa de la película radiográfica antes de la exposición a la radiación. (b) Resultado de la capa activa de la película radiocrómica después de haber sido expuesta [14].



En conclusión, cada sistema de dosimetría por película consta de tres componentes principales que determinan la precisión global: el tipo de película, el dispositivo de escaneo y la digitalización de las películas.

### 2.3 Dispositivo Electrónico de Imagen Portal (EPID)

Nuevas técnicas de tratamiento en radioterapia como la Radioterapia 3DCRT y la Radioterapia con Intensidad Modulada, permiten acercarse mucho más al objetivo propuesto en los tratamientos de radioterapia. Sin embargo existen ciertos factores que provocan desviaciones entre la distribución de dosis calculada por los sistemas de planeación y durante la entrega del tratamiento al paciente. Estas desviaciones aparecen como resultado de los errores sistemáticos y aleatorios en el posicionamiento del paciente, así como los desplazamientos internos del blanco. Numerosos estudios han caracterizado la magnitud y la naturaleza de los errores en el posicionamiento para una variedad de tratamientos de radioterapia. Errores sistemáticos de hasta 6 mm ( $\sigma$ ) han sido reportado en previos estudios [37] [38] [39] [40].

Un medio efectivo para reducir los errores por posicionamiento podría ser incrementando la frecuencia de verificación de tratamiento con un portal de imágenes (Películas y dispositivos de imágenes portal electrónicos) [42]. Hoy en día los aceleradores lineales de última tecnología vienen con software capaz de generar una imagen radiográfica virtual llamada D.R.R. (Digitally Reconstructed Radiograph). Estas D.R.R. muestran el campo conformado y permiten comparar las placas obtenidas en el simulador, asegurando la calidad del tratamiento.

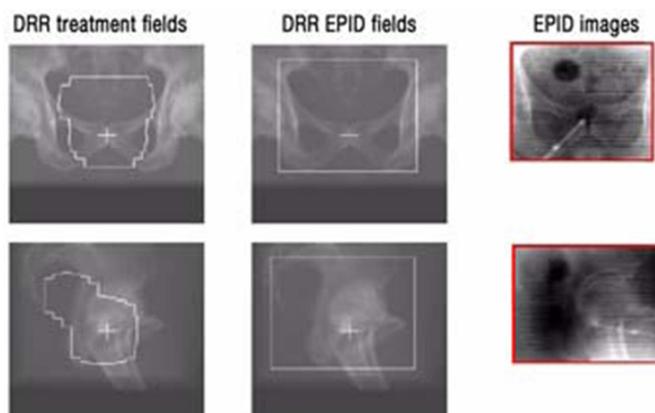
**Figura 2-10** Epid de silicio amorfo (a-Si) instalado en el gantry de un LINAC [44].



La era moderna del portal electrónico de imágenes tienen sus inicios a comienzos de los años 80 con la demostración por el fallecido Norman Baily del uso de un sistema de fluoroscopia para adquirir imágenes de transmisión de megavoltajes [41].

El Dispositivo Electrónico de Imagen Portal (EPID) es una importante herramienta utilizada por los Físicos Médicos para verificar la forma y la localización del haz de tratamiento con respecto a la anatomía del paciente (ver figura 2-10). Los campos de tratamiento son definidos durante la planificación del tratamiento para asegurar la irradiación completa del tumor, evitando dañar en la medida de lo posible los tejidos sanos que se encuentran a su alrededor [43].

**Figura 2-11** DRR de los campos de tratamiento y campos grandes para verificar la posición de la isocentro y los campos correspondientes EPID [44].



En la verificación de tratamiento se hace una comparación de la imagen portal obtenida por el EPID (formada a partir del haz de megavoltaje durante una fracción de tratamiento) con la imagen de referencia adquirida antes del inicio de tratamiento (figura 2-11), con un haz de kilovoltaje, megavoltaje o radiografía reconstruida digitalmente.

Se sabe que la imagen obtenida usando rayos x de megavoltaje es mas pobre en términos de resolución que la adquirida con rayos x de kilovoltaje; además de la disminución en el contraste de la imagen del objeto (i.e atenuación diferencial entre hueso o aire y tejido blando). Esto es debido a que la energía del haz de rayos x incrementa.

En el mercado existen tres diferentes sistemas comerciales de EPID's:

- Sistema basado en video.
- Matriz de cámaras de ionización.
- Sistema basado en Silicio Amorfo(a-Si).

Debido a que el presente trabajo lo estamos enfocando desde el punto de vista dosimétrico para controles de calidad en tratamientos de IMRT, se deben evaluar ciertas características como; curva dosis-respuesta, reproducibilidad de la señal, temperatura, tasa de dosis, dependencia de dosis por pulso y variaciones de la respuesta con respecto a la angulación del gantry [17]. A continuación se muestra un resumen de los resultados presentados por algunos autores, quienes han trabajado con los distintos EPID's que existen en el mercado (Tabla 2-1).

**Tabla 2-1 Diferentes sistemas de EPID's existentes en el mercado**

Resultados de la medición	Ventajas	Desventajas
Sistema basado en video	Muy buena respuesta lineal y rápida (Pasma et al., 1999).	Necesitan correcciones relativamente grandes por dispersión de la luz en el detector, el cual es dependiente de la posición.
Cámara de ionización		Respuesta no lineal y relativamente baja, por ejemplo: son necesarias más Unidades Monitor para la misma señal comparada con otros sistemas (Boellaard et al., 1998).
Sistemas de Silicon Amorphous	Respuesta casi lineal y rápida (McCurdy et al., 2001, Grein et al., 2002, Green and Popescu, 2003, McDermott et al., 2004, 2006 <sup>a</sup> , Van Esch et al., 2004, Moran et al., 2005b, Winkler et al., 2005).	

## 2.4 El EPID como un sistema de verificación de tratamientos

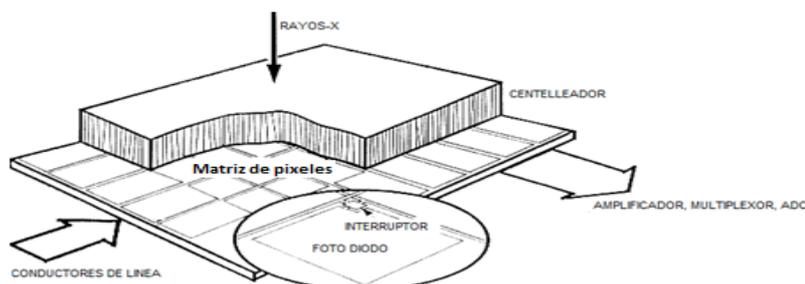
Actualmente las casas comerciales de los recientes modelos de LINAC's clínicos vienen equipados con un a-Si EPID (figura 2-12) lo que prevé el aumento de su uso como dispositivo para verificación de IMRT en el futuro. Este sistema puede adquirir imágenes con muy buenas calidad de áreas grandes. Son altamente resistentes al daño por radiación y presentan una respuesta lineal intrínseca lo cual hace el dispositivo apto para aplicaciones dosimétricas [18].

El sistema EPID, incluye una unidad de detección de imágenes y una unidad que controla y lee dichas imágenes detectadas. La unidad de detección de imágenes es esencialmente una matriz activa de 512 x 384 pixeles, con una resolución de 0.784 x 0.784 mm<sup>2</sup> y un área sensitiva total de ≈ 40 x 30 cm<sup>2</sup>. Cada pixel consiste de un fotodiodo

sensible a la luz y un transistor de películas delgadas para permitir la lectura. Un centellador de fósforo convierte la radiación incidente (rayos x) en fotones ópticos [46,47]. Detrás del centellador se coloca una capa de silicio amorfo fotoconductor, cuya misión es transformar la luz producida en el centellador en cargas eléctricas mediante un fotodiodo de silicio amorfo que existe en cada elemento de la matriz activa, esta carga se va almacenando en el condensador de cada pixel, hasta que arranca el proceso de lectura al finalizar el disparo de rayos x.

Los paneles de silicio amorfo son detectores indirectos de radiación, debido a que los paneles no producen carga eléctrica directamente a partir de los rayos x con el detector, sino que utilizan una fase intermedia en la que la energía absorbida de dicha interacción se transforma en luz, y luego, ésta en carga.

**Figura. 2-12** Sistema basado en a- Si Silicón amorpho.



Sin embargo existen dos problemas relacionados con el uso del EPID basado en el sistema a-Si para uso dosimétrico:

1. Manejo de señales fantasmas o adicionales después de que la irradiación se ha detenido (Siewerdsen and Jaffray, 1999, McDermott et al., 2004, 2006a, Winkler et al., 2005):
  - El efecto memoria es la persistencia de señal residual de imágenes anteriores en una imagen adquirida posteriormente y, dependiendo de su magnitud, resulta un obstáculo para la utilización de un EPID como detector de radiación.
  - Es de mucha importancia durante la verificación de IMRT donde los pixeles son

irradiados de forma irregular, debido a que no es uniforme la fluencia de radiación dentro del campo de tratamiento y por consiguiente se hace difícil corregir por falta de señal [7].

## 2. Dependencia energética de la respuesta:

- Debido a la presencia de materiales de alto número atómico-Z, el EPID constituido con silicio amorfo exhibe una sobre respuesta para fotones de baja energía. Cuya sensibilidad da como resultado:
- Dependencia con la profundidad y tamaño de campo. Si es posicionado en un maniquí similar a los de dosimetría por película (e.g., Nicolini et al., 2006).
- La dependencia con la energía puede ser reducida añadiendo una placa de cobre de 2 a 3 cm de espesor (McDermott et al., 2004).
- Presenta variación en la sensibilidad fuera del eje de campo (Greer, 2005).

De igual forma el EPID puede servir durante el proceso de verificación de IMRT para:

1. Verificación de las multilaminas ya sea durante la técnica estática (Step and Shoot) y/o MLC dinámica (sliding window).
2. Chequear la correcta transferencia de archivos de secuencias de las multilaminas a la máquina de tratamiento.

La mayoría de EPID's requieren métodos de calibración de la imagen (factor de corrección y características) que son necesarios para eliminar la influencia del fondo, interpolando los píxeles inactivos, corrigiendo las diferencias de respuesta a la radiación entre los píxeles y las inhomogeneidades de la distribución de dosis en el plano de haz; para la obtención de imágenes de alta calidad.

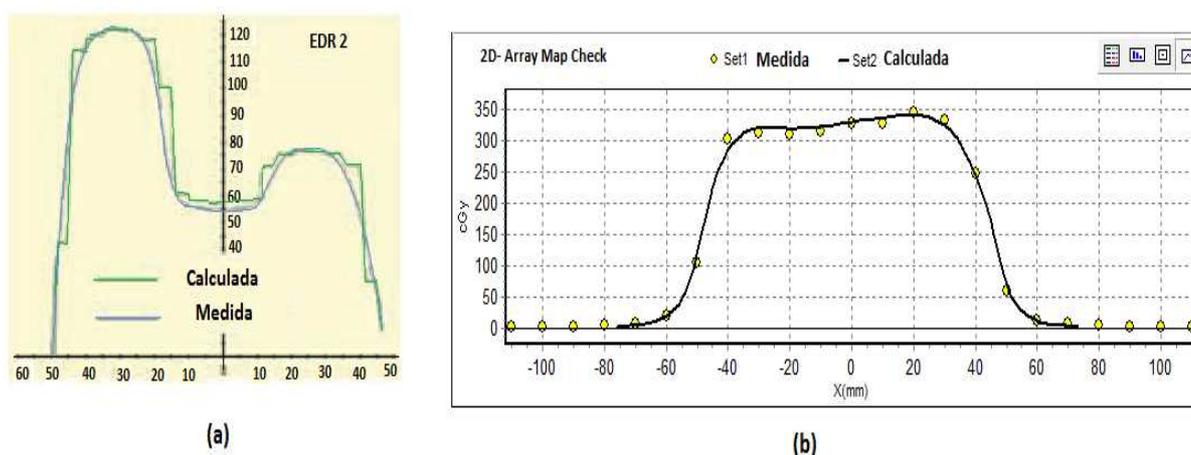
## 2.5 Detectores tipo arreglos en dos dimensiones

El hecho de que el procedimiento de dosimetría por película consuma tanto tiempo y adicionalmente el incremento del número de pacientes en los centros oncológicos de radioterapia que ofrecían IMRT, propicio la entrada con gran auge en la comunidad del

mercado de QA en IMRT a los sistemas de arreglos 2D (cámaras de ionización, diodos, etc....) como una herramienta rápida y mas eficiente.

La necesidad de implementar detectores en dos dimensiones como, por ejemplo, las películas radiográficas en los controles de calidad para las cuñas dinámicas o IMRT (e.g Watts, 1998, Amerio et al., 2004, Stasi et al., 2005) se ha visto limitada por ciertos factores que afectan su densidad óptica, tal como la energía y composición espectral, profundidad y medida del campo, orientación y condiciones de procesamiento.

**Figura 2-13** Ejemplos de un Perfil de dosis correspondiente a la verificación de IMRT, comparados con diferentes arreglos de detectores en 2D comerciales. Medidas hechas a 10 cm de profundidad de agua equivalente. Película EDR-2 (izquierda), arreglo de detectores de diodo (map Check, derecha), imagen modificada de [17].



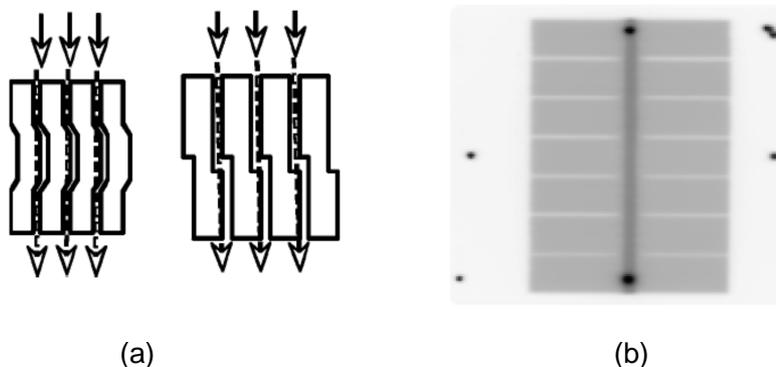
Las matrices de detectores son arreglos planos de detectores, los cuales pueden variar de acuerdo al modelo. Algunas de las consideraciones clínicas hechas por algunos autores [17] [18] concernientes a las ventajas y desventajas de los detectores tipo arreglo aplicados a los controles de calidad en IMRT, se pueden resumir en las siguientes conclusiones:

- Una matriz de detectores no puede sustituir la dosimetría por película en el comisionamiento de IMRT, porque no puede ser utilizado para adquirir el perfil del haz.
- El principal problema de los arreglos de detectores en comparación con la película (figura 2-13) es la baja resolución espacial (~ 7mm)

Lo anterior da como consecuencia las medidas poco confiables en regiones de alto gradiente y en pequeños campos. Además algunos equipos no son buenos sistemas para control de calidad de MLC.

- Otra desventaja de los arreglo de detectores en 2D, es el hecho de que solo pueden ser usados en el plano coronal. Esto imposibilita su aplicación en el plano axial para los controles de verificación en técnicas como la Arcoterapia.
- El tiempo requerido para la adquisición y análisis de datos es sustancialmente corto en comparación con el requerido en la dosimetría por película, reduciendo la carga de trabajo para el físico a la hora de realizar los controles de calidad específicos para pacientes así como los requeridos para chequeos del acelerador.
- Beneficio debido al fácil manejo de estos sistemas ya que se conecta a una PC y la disponibilidad de la información es *on line* en tiempo real, permitiendo verificar durante la toma de medidas los posibles errores.
- En el efecto “tongue and groove”, el sistema MLC tiene un diseño tal que la transmisión entre las hojas disminuye, pero debido al diseño que ellas tienen se presenta el efecto conocido como Tongue and Groove por su forma particular como se ilustra en la Figura 2-14. La ventaja de los arreglos de detectores es la capacidad de medición de dicha transmisión.

**Figura 2-14** Todos los diseños comerciales de colimadores multihojas MLC's tienen diseño (a) “Tongue and groove” (b) Efecto “Tongue and groove” para MLC estáticas [17].



- Los tamaños de los detectores juegan un papel muy importante en las áreas de gradiente fuerte. Si el tamaño del detector es grande con relación a los gradientes de dosis, algunas correcciones deben ser hechas en el software antes de comparar la distribución de dosis calculada con la medida.
- Para el control de calidad los arreglos de detectores en 2D, tienen todas las especificaciones requeridas usadas como dosímetro y para la dosimetría absoluta posee grandes ventajas como la rapidez. No requiere tener cuidado en el posicionamiento como se debe tener en el caso de la cámara de ionización en las áreas de alto y bajo gradiente.
  
- Al momento de determinar si un sistema dosimétrico tipo arreglo es apto para controles de calidad en IMRT, es importante tomar en consideración no solo los detectores, sino también la calidad del software asociado. La calidad de un software muy pobre puede hacer que un muy buen arreglo de detectores pueda ser inadecuado para la implementación clínica.

Los arreglos de detectores 2D también pueden ser usados para el control de calidad de aceleradores lineales usados para tratamientos convencionales, en los cuales se pueden realizar medidas de constancia en la salida, simetría y planicidad del haz

A continuación se expondrá de forma resumida en la tabla 2-2, los diferentes detectores tipo arreglo, existentes en el mercado de sistemas dosimétricos para control de calidad en IMRT.

**Tabla 2-2.** Tabla comparativa de varios detectores dosimétricos tipo arreglo, existentes en el mercado.

FABRICANTE		Sun Nuclear	Sun Nuclear	IBA	PTW	
Detector tipo arreglo		MapCHECK	MapCHECK 2	MatriXX	729	
CLASE DE DETECTORES		DIODOS TIPO N	DIODOS TIPO N	CAMARAS DE IONIZACIÓN	CAMARAS DE IONIZACIÓN	
ÁREA ACTIVA		22 X 22 cm <sup>2</sup>	32 x 26 cm <sup>2</sup>	24.4 x 24.4 cm <sup>2</sup>	27 x 27 cm <sup>2</sup>	
# DETECTORES		445	1527	1020	729	
Ventajas	1	Dimensión activa (mm)	0.8 x 0.8	0.8 x 0.8	4.5*	5.0 x 5.0
		Área activa (mm <sup>2</sup> )	0.64	0.64	15.9	25.0
	2	Espesor activo (mm <sup>2</sup> )	0.03	0.03	5.9	5.0
		Volumen Activo (cm <sup>3</sup> )	0.000019	0.000019	0.08	0.125
	3	Sensibilidad (nC/Gy)	32.0	32.0	2.4	3.3

\* DIAMETRO

Como podemos ver de la tabla 2-2 el área activa del detector de diodo tipo N del Map Check es aproximadamente 1/25 veces el área del detector de MatriXX (15.9mm<sup>2</sup>) y 1/39 veces el área del detector PTW-729(25mm<sup>2</sup>). Lo anterior se traduce en una sobrestimación de la dosis en las área de penumbra, debido al tamaño superior de las cámaras de ionización frente a los detectores de diodo [55].

De igual forma vemos que el detector de diodo tipo N es aproximadamente 18.000 veces más sensible que la cámara de ionización. Esto es debido a que el volumen activo del detector de diodo tiene un volumen activo 4200 veces mas pequeño que la de los detectores de cámara de ionización usadas en MatriXX y 6500 veces mas pequeña que en los detectores de cámara de ionización de la PTW (729), su sensibilidad general a la radiación es aproximadamente 10 veces mayor [55].

## Capítulo 3

### Materiales y métodos

Debido a la complejidad inherente de la técnica de IMRT, los controles de calidad realizados a la 3DCRT no son suficientes para garantizar la entrega precisa de la dosis prescrita en el paciente. Los procedimientos de IMRT son mucho más susceptibles de error sino se manejan programas de calidad que se apliquen tanto en los sistemas de planeación de tratamientos, así como controles mecánicos y dosimétricos realizados en el equipo de radiación. Sin embargo dado que cada tratamiento de IMRT consta de diversos campos con distintos mapas de fluencia, la forma correcta de asegurar que la distribución de dosis planeada para cada paciente es la que se entrega durante el tratamiento se debe realizar un control de calidad específico para cada paciente en que se verifique la correcta ejecución del tratamiento.

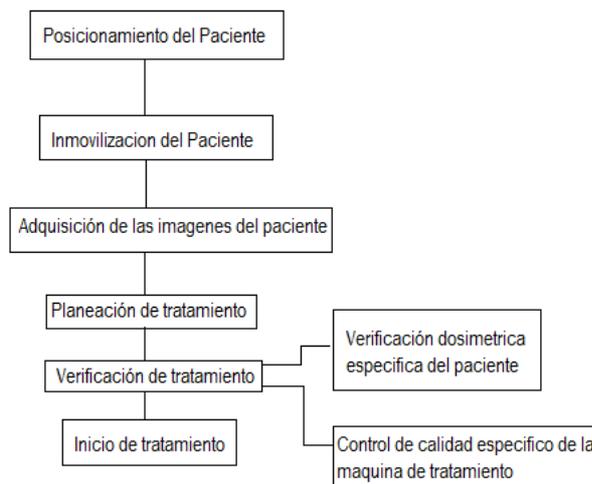
Las instalaciones donde se realizaron las medidas del presente trabajo fueron las del servicio de radioterapia del Instituto Nacional de Cancerología INC Bogota. A

continuación se hará una descripción muy resumida de los equipos utilizados para la realización de este proyecto.

## Procedimiento de Verificación en IMRT

La figura 3-1 muestra el diagrama de flujo de los procedimientos de verificación en IMRT. En este proyecto solo se hará énfasis en la verificación dosimétrica específica del paciente dentro del paso de verificación de tratamiento.

**Figura 3-1** Diagrama de flujo procedimiento de IMRT.



Previo a la realización de control de calidad en IMRT específico para paciente. se realizo la dosimetría absoluta para calibrar el equipo emisor de radiación (acelerador lineal) con el cual se trabajo; En la dosimetría absoluta se registra la información sobre la dosis absorbida directamente en Gy. Esta medición dosimétrica absoluta también se denomina calibración. Todas las mediciones ulteriores se comparan entonces con esta dosis conocida en condiciones de referencia [45]. De igual forma se realizaron pruebas de chequeo a los TPS, para verificar que la dosis calculada en un plano por los TPS, es la dosis entregada por el acelerador lineal.

Luego de haber realizado las correspondientes calibraciones del equipo con el cual trabajaremos y a los TPS, se realizo los cálculos del plan de control de calidad (QA) específico para pacientes de IMRT.

El primer paso en el procedimiento de QA en IMRT es siempre la producción del cálculo de una matriz de dosis a ser comparada con una medida [15]. Para las mediciones de QA en IMRT, los TPS permiten exportar un plan QA a un fantoma, sobre el cual se realizaran los cálculos de dosis en un plano. Se exporta el plano dosis calculado a cada uno de los software de verificación (Map Check y Ritt 3.1) para más adelante realizar la verificación entre el plano de dosis medido y el calculado mediante la aplicación del parámetro Gamma.

De igual forma se envían los planes QA al equipo de tratamiento (LINAC), para reproducir el tratamiento del paciente sobre un fantom con las mismas propiedades y geometría del fantom utilizado en el cálculo del TPS. De esta forma se garantiza la toma de medidas en igualdad de condiciones con cada uno de los sistemas de verificación dosimétrica (Película EDR-2 y Map Check).

En el caso de la toma de medidas campo por campo se realizó con el arreglo de diodos (Map Check). La geometría de irradiación es ortogonal: el plano de los detectores es perpendicular al eje del haz, en este caso el plano del arreglo de detectores se encuentra paralelo a la camilla y el ángulo del gantry (cabezal del acelerador) es  $0^\circ$  (Figura 4.8). De igual manera a partir de las medidas obtenidas campo por campo se procedió a realizar la combinación de los campos en el software del Map Check, la combinación de los campos queda registrada como una sola distribución de dosis (campos compuestos).

En el método de verificación de campos compuestos de IMRT con la película EDR-2 [7] se empleó un simulador físico, llamado fantom CIRS, la posición de la película en dicho fantom es paralela al haz de radiación, simulando de cierta forma el corte axial en un paciente ideal, permitiendo que las medidas fueron tomadas manteniendo la posición de cada uno de los campos en la planeación original de IMRT del paciente.

Por último, las medidas obtenidas con los sistemas de verificación, proceden a ser evaluadas en conjunto con el plano de dosis calculado por el TPS, mediante la función gamma.

### 3.1 Descripción de equipos

- **Acelerador Varían Clinac iX de la firma Varían Oncology Systems, Palo Alto CA (Figura 3-2)**

Posee energías de fotones: 6 MV y 18 MV con sistema MLC Millenium 120 en conjunto con el software MLC Shaper versión 6.3, este ultimo es utilizado para crear formas de campos con los MLC de manera directa o digitalizando campos (los cuales pueden adoptar la técnica dinámica o de steep and shoot) a partir de una imagen radiográfica utilizando una mesa digitalizadora. De igual forma permite visualizar la representación del sistema MLC que se quiere utilizar y modificar la posición de cada hoja. Para este equipo, la distancia foco - isocentro de 100 cm, distancia foco - mandíbulas de 28 cm y 36.7 cm, distancia foco - MLC de 50.9 cm, tamaños de campo de hasta 40cm x 40 cm.

**Figura 3-1** Acelerador Varían Clinac iX de la firma Varían Oncology Systems.



- **Sistema de planeación de tratamientos eclipse de la firma varian medical systems**

Simplifica la planeación de la Radioterapia moderna para todas las clases de tratamiento incluyendo 3D Conformal, Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), radioterapia guiada por imágenes (IGRT) electrones, protones y braquiterapia (Figura 3-2). Este sistema brinda la posibilidad de obtener los valores de dosis dentro del volumen en el cual inciden los campos para el tratamiento para las diferentes geometrías y accesorios posibles (número de campos, ángulos de incidencia, angulación de colimador, bloques protectores, MLC, cuñas, bolus). El sistema combina imágenes obtenidas de un scanner de TAC o imágenes generadas a partir de ellas con los métodos de cálculo de dosis en un PC con sistema operativo Windows®. El sistema Eclipse está integrado con el acelerador lineal incluyendo su sistema de colimación multihojas utilizando una red interna [46].

En IMRT, los TPS trabajan con un programa especial de planeación inversa para conseguir la variación de la fluencia a través de los colimadores multilaminas. El concepto fundamental de la planeación inversa libera al planeador de hacer una variedad de configuraciones con el haz, cuñas y pesos de los campos hasta que logre un resultado en la planeación que se ajuste a la dosis prescrita, en su lugar, éste planeador suministra la dosis de prescripción, la geometría de los campos de tratamiento y las restricciones de dosis-volumen de los OARs para que el sistema de planeación produzca el mejor resultado que se pueda con los parámetros introducidos inicialmente. La tarea es algo compleja porque el criterio de optimización debe ser expresado como una entidad matemática en la forma de una función objetivo [43].

- **Cámara de ionización cilíndrica FC65-G Scanditronix-Wellhöfer (IC-70 en el TRS 398 de la OIEA)**

Cámara de ionización cilíndrica Scanditronix-Wellhöfer (IC-70 en el TRS 398 de la OIEA) utilizada para la dosimetría absoluta, cavidad de aire de  $0.67 \text{ cm}^3$ , volumen de la longitud de la cavidad 23.0 mm, radio de la cavidad 3.1 mm y espesor de la pared (material grafito) de  $0.068 \text{ g/cm}^2$  y el electrodo central de aluminio ( figura 3.3).

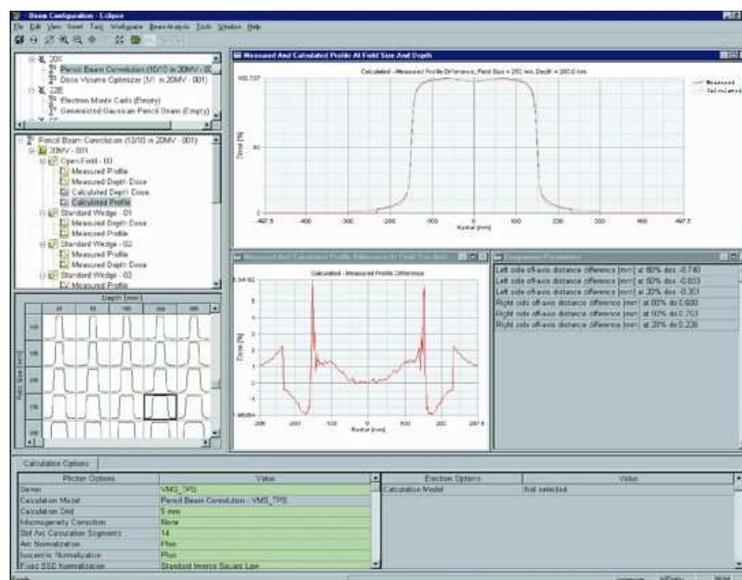
- **Simulador Físico de Agua Solida**

Construido de RMI -457 (Gammex RMI Wisconsin, USA), material compuesto en pesos por: carbono (67.22%), oxígeno (19.84 %), hidrógeno (8.09 %), nitrógeno (2.40 %), calcio (2.32%) y cloro (0.13%). Tiene una densidad de 1.03 g/cm<sup>3</sup> y un número atómico efectivo Z de 5.96. El material viene en presentación de láminas de 30x30 cm<sup>2</sup> y espesores de 0.2 a 5.0 cm.

- **Electrómetro de alta precisión PTW unidos E tipo 10010**

Trabaja con en un rango de voltajes de colección entre -400V y +400V con incrementos de 50 V. Posee una sensibilidad para medidas de corriente  $1 \times 10^{-15}$  A, resolución para las medidas de carga de  $1 \times 10^{-4}$  C; Las medidas se pueden expresar en las siguientes unidades: exposición (unidades Roengent), dosis (Gy) y tasa de dosis (Gy/min) y carga (nC).

**Figura 3-2** Sistema de Planeación de tratamientos ECLIPSE de la firma Varian Medical Systems.



**Figura 3-3** Cámara de ionización cilíndrica Scanditronix-Wellhöfer (IC-70 en el TRS 398 de la OIEA)



- **Termómetro digital**

Fabricado por Nuclear Associates/ Victoreen modelo 07- 402. Su rango de medida esta entre -40 hasta 150°F (-40°C-65.6°C), resolución de 0,1°C y una exactitud de  $\pm 0.5$  % sobre todo el rango de medida.

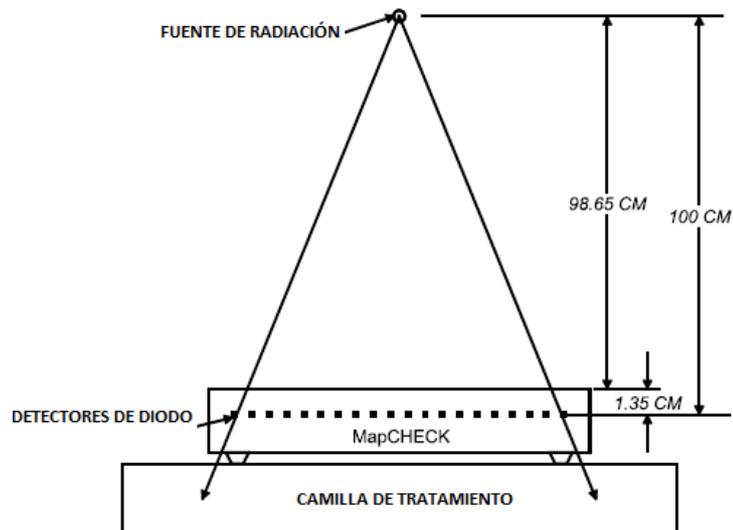
- **Barómetro**

Marca Negrety & Zambra (Croydon), tipo Precisión Aneroid Barometer MK2, modelo M2236. Medidas total del equipo de medición: 135 mm x 175 mm x 110 mm, 1.925kg.

### ▪ Sun nuclear MapCHECK modelo 1175

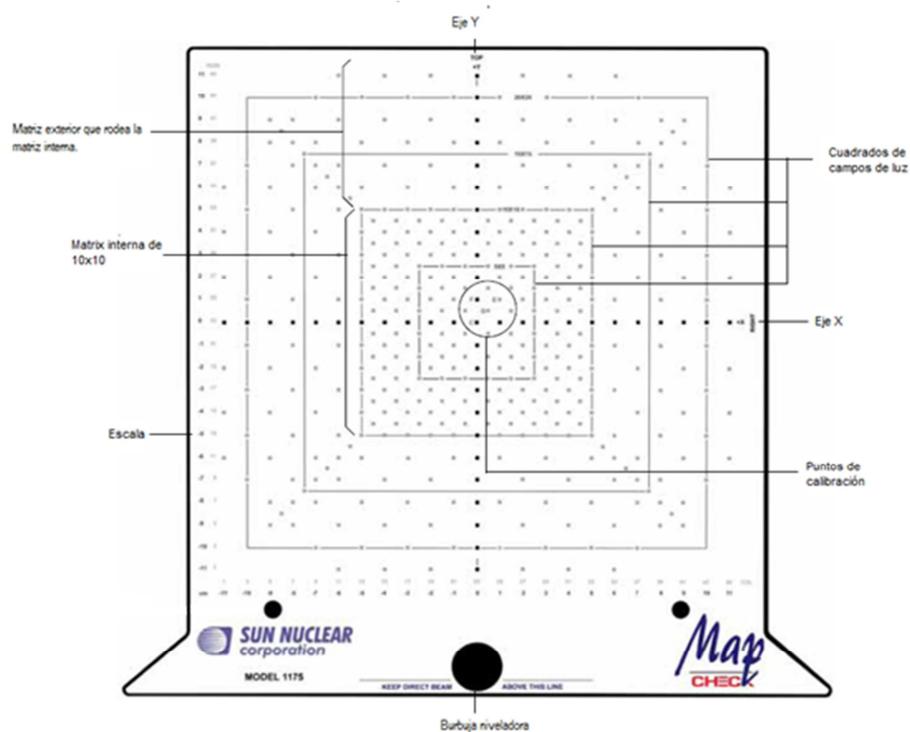
Sistema de arreglo de detectores de diodo bidimensional, utilizado para la verificación rápida y precisa de planeaciones dosimétricas realizadas bajo la técnica de tratamiento de intensidad modulada-IMRT u otro campo de radiación. El Map Check es un arreglo de 445 detectores de diodo de silicio tipo-N (Sun nuclear, Melbourne, Florida, EE.UU.), dispuestos en una grilla con área de 22x22 cm<sup>2</sup> separados de forma variable (Ver figura 3-5). La porción central posee un área de 10x10cm<sup>2</sup> con 7mm de espaciado. Los alrededores del área central de la grilla contienen los diodos con 14 mm de espaciado. El Map Check posee un buildup de 2.0 cm de espesor cuyo material es de agua equivalente que va desde la superficie del equipo hasta la altura del plano donde se encuentran ubicados los detectores de(Figura 3-4). Cada diodo tiene un área activa de 0.8x0.8 mm<sup>2</sup>.

**Figura 3-4** Instrumento Map Check para control de calidad en IMRT. Posicionamiento distancia fuente detectores de diodos 100cm. [42]



Estos diodos tipo *n* poseen un diseño único que los hace muy resistentes a los daños por causa de la radiación. Los diodos de silicio tipo *n* o *p* tienen una dependencia de la dosis por pulso, esto solo ocurre cuando se obtienen altas dosis acumuladas. La respuesta de los diodos Vs la dosis se mantiene lineal hasta cercanías de los 300cGy.

**Figura 3-5** Esquema de localización de los detectores y geometría del Map Check[42].



En la tabla 3-1 se presentan algunas especificaciones del Map Check. Durante la exposición, cada diodo genera una carga eléctrica proporcional a la dosis recibida en ese punto. Cada carga es evaluada e integrada, convertida de forma análoga a digital y enviada al computador.

Este último produce un mapa de dosis normalizado mediante la aplicación de un factor de corrección (seleccionado por el usuario) a cada medición de los detectores, un segundo factor de corrección para calibración de dosis absoluta puede ser aplicado al mapa de dosis normalizado para producir un mapa de dosis absoluto.

**Tabla 3-1 Especificaciones del Map Check.**

<b>Categoría</b>	<b>Características</b>	<b>Especificación</b>
<b>Matriz de detectores</b>	Cantidad	445 detectores de estado sólido
	Tipo	Tipo n, resistente a la radiación.
	Geometría de la matriz	Matriz del centro, 10cm x10m- Espacio entre detectores 7.07mm.  Matriz exterior que rodea la matriz interna (6cm de ancho)- Espacio entre los detectores 14. 14mm.
	Longitud lineal de la matriz: axial y transversal(X,Y)	22cm x22cm, 10 mm de espaciado
	Área activa del detector	0.8x0.8 mm <sup>2</sup>
<b>Buildup y backscatter</b>	Buildup Inherente	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Polycarbonato, 0.97 cm = 1.16 g/cm<sup>2</sup></li> <li>•Mylar, 0.038 cm = 0.05 g/cm<sup>2</sup></li> <li>•Paquete de detectores = 0.41 ±.09 g/cm<sup>2</sup></li> <li>•Total buildup para la juntura de los detectores: 2.0 ± 0.1 g/cm<sup>2</sup></li> <li>•Profundidad lineal para juntura de detectores desde la parte superior del map check: 1.35 ± 0.1 cm</li> </ul>
	Backscatter Inherente	<p>Polycarbonato, 1.60 cm = 1.92 g/cm<sup>2</sup></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>•Total backscatter Para la juntura de detección: 2.7 ± 0.1 g/cm<sup>2</sup></li> </ul>
	Medidas de radiación	Electrones, 6 MeV a 25 MeV  Fotones, Co-60, a 25 MV
	Dosis límite	330 cGy
	Condiciones de operación	Las condiciones normales de laboratorio:  18 a 30°C (64° a 86°F)  20 a 80% de humedad relativa )
	Almacenamiento	-30° a 50 °C (-22 a 122°F)  10 a 90% de humedad relativa, sin condensación

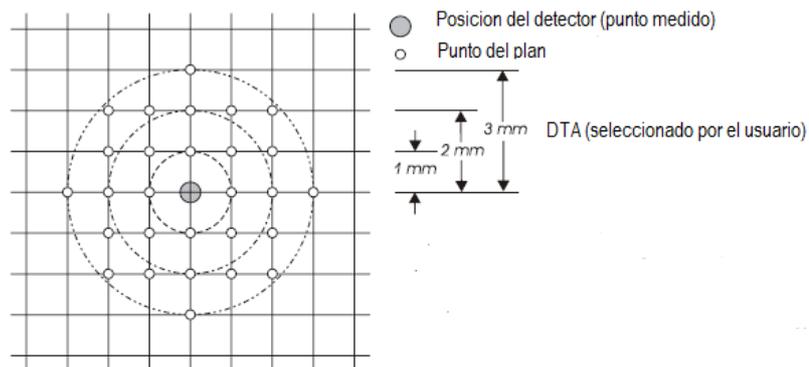


La tercera ventana se utiliza para realizar las comparaciones de los dos archivos abiertos en los set 1 y 2. En el lado izquierdo de este panel se puede encontrar los parámetros de dosis absoluta AD, DTA, dosis relativa RD e índice gamma  $\gamma$ . Cabe la pena señalar que los datos mostrados en cualquiera de estas ventanas (set 1, set 2 y comparación) pueden verse tanto en 2D como en 3D.

Por último en el cuarto set se utiliza para tener vistas tanto de histogramas como del perfil del mapa de dosis tanto en las direcciones X, Y y diagonales.

El software del Map Check usa la técnica descrita en el artículo de B. Nelms [58]. Si un punto de medición no están de acuerdo en porcentaje con la dosis de plan en esa posición, entonces los puntos del plan de dosis se ponen a prueba para ver si hay un valor más alto y un valor más bajo dentro de la radio "r" en torno al punto de medición. Si tanto un valor alto y uno inferior se encuentra, entonces se supone que existe un acuerdo en algún punto intermedio dentro del radio, y la dosis en el punto medido se considera aceptable (Figura 3-7) [44]

**Figura 3-7** Diagrama de análisis DTA



## Simulador físico para IMRT: Dosimetría por película EDR-2 y equipo Map Check

- **Simulador físico para IMRT para dosimetría por película EDR-2**

Como simulador físico para la dosimetría por película EDR-2, se utilizó el modelo phantom CIRS 002LFC para torax, diseñado para la dosimetría por película y cámara de ionización. Su configuración geométrica (Figura 3-8) permite realizar la verificación de dosis en un punto a partir de la contribución de cada uno de los campos dispuestos en el plan, así como la verificación geométrica y dosimétrica de los mapas de dosis usando el sistema dosimétrico por película EDR-2, técnica isocéntrica, la distancia fuente-isocentro fue de 100cm. Se obtuvo el valor de dosis absoluta mediante una cámara de ionización tipo Farmer [7].

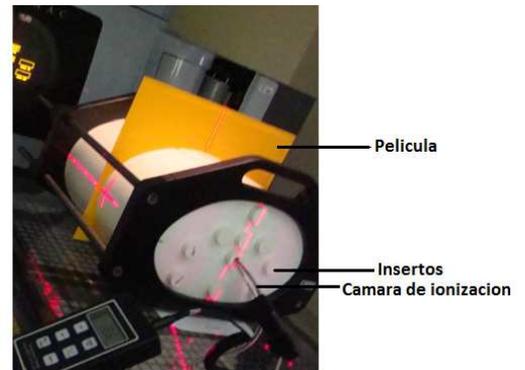
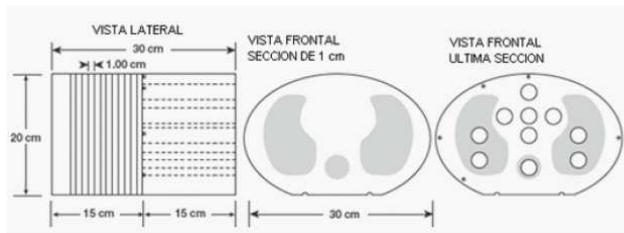
**Figura 3-8** Simulador físico CIRS 002LFC para torax



El simulador físico CIRS, es un cilindro de sección elíptica ya que representa un torso humano en proporción, densidad y estructuras en 2D. Este simulador posee las siguientes medidas: 30 cm de longitud, 30cm de ancho, y 20cm de espesor. Las propiedades de los materiales con lo que esta construido el phantom son de tejido equivalente. Posee insertos equivalente al agua, hueso y pulmón, cada uno de estos insertos son intercambiables para permitir medir la dosis con la cámara de ionización en

cada uno de esos puntos [7]. Tiene 12 cortes, cada uno con 1cm de igual espesor para colocar la película en su interior en orientación transversal (ver figura 3-9).

**Figura 3-9** *Detalle de las secciones del simulador físico CIR 002LFC(imagen izquierda[7]). Posicionamiento de la película y la cámara de ionización en el simulador físico CIRS 002LFC durante el control de calidad IMRT (imagen derecha).*

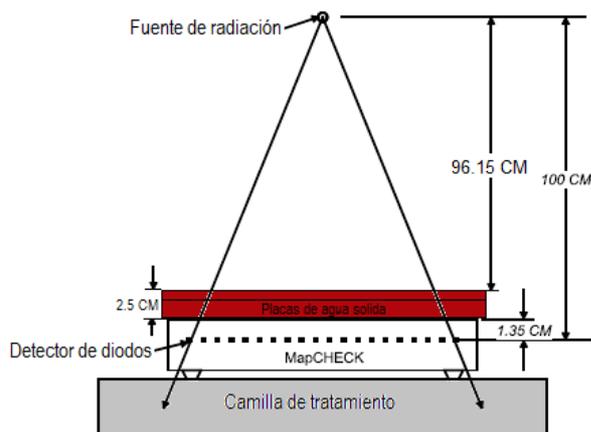


- **Simulador físico para IMRT para control de calidad en IMRT, arreglo diodos (Map Check)**

En el presente proyecto se utilizó el mismo equipo Map Check como simulador físico (siguiendo las recomendaciones del fabricante). Se reconstruyó el dispositivo Map Check como un simulador físico, mediante la toma de un CT al arreglo de diodos con la configuración geométrica que aparece en la figura 3-10.

Sobre el fantom del Map Check, el TPS realizó los cálculos de dosis en un plano, para luego poder comparar los resultados arrojados por los TPS con las mediciones que se obtuvieron en el control de calidad IMRT con el Map Check, bajo las mismas condiciones. La técnica utilizada es isocéntrica y la distancia fuente- isocentro(altura a la que se encuentran los detectores) es de 100cm.

**Figura 3-10** Configuración geométrica del posicionamiento del Map Check previo a las medidas.



Durante la toma de CT se aseguro que el Map Check sea escaneado en la misma posición (orientación con respecto al gantry del acelerador) y con las mismas condiciones que se utilizara en el acelerador a la hora de la verificación de tratamiento. La configuración de posicionamiento del Map Check es la descrita en la figura 3-10. Se le adiciono un build up adicional (placas de agua solida) de 2.5 cm con densidad  $1.030\text{g/cm}^3$  (ubicado sobre el Map Check).

Luego de la toma de CT al dispositivo Map Check con la configuración descrita en la figura 3-10, se procedió a importar las series de imágenes CT al TPS (sisteme de planeación de tratamiento) por red, para realizar los correspondientes cálculos de dosis.

### ▪ Software ritt 113

Es el software de verificación en IMRT que se utilizo en el trabajo a comparar "Implementación de un protocolo de control de calidad para el tratamiento del paciente especifico de radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) usando la película Kodak EDR-2. El cual utiliza la función gamma como criterio de comparación cuantitativa a la

hora de realizar comparaciones entre las distribuciones de dosis obtenidas con el simulador físico CIRS y las que arroja el TPS(sistema de planeación de tratamiento).

Este sistema de verificación emplea para el análisis comparativo entre las distribuciones de dosis calculada por el TPS y la medida, el concepto gamma propuesto por *D. A. Low* [23], descrito en el capítulo 1, del presente trabajo.

El software de verificación, define para cada punto de referencia varias regiones contiguas (ROI) que son evaluadas relativamente de acuerdo al valor del punto de referencia. De esta manera se define un ROI 1 como el punto que tiene las mismas coordenadas tanto en la distribución de referencia (película) como en la calculada (sistema de planeación); el ROI 2 son los pixeles que rodean al ROI 1, el ROI 3 son los pixeles que rodean al ROI 2 y así sucesivamente [7]

- **Scanner Vidar VXR 16,**

Para el proceso de escaneo de todas las películas EDR-2, se uso el scanner Vidar VXR 16(figura 3-11), (Vidar Systems Corporation; Herndon; V A; USA) el cual opera con una resolución de 72 DPI (Dots Per Inch; 0,36mm/pixel), equipado con una fuente de luz blanca flouorescente.[7].

**Figura 3-11.** Scanner Vidar VXR 16 (Vidar Systems Corporation; Herndon; V A; USA)



## Capitulo 4

### Resultados y discusión

A continuación se presentan los resultados de las pruebas control de calidad realizada al equipo Clinac IX. De igual forma se realizaron pruebas de chequeo de los sistemas de planeación de tratamiento. Por ultimo se realizo las pruebas de control de calidad de IMRT específicamente para paciente, realizado en el Instituto Nacional de Cancerología - INC en pacientes de diagnostico de cáncer de próstata y cabeza - cuello. Los resultados fueron obtenidos a partir de la aplicación de los parámetros de análisis Distance to Agreement (DTA), diferencia de dosis porcentual y análisis gamma  $\gamma$ , utilizados en el proceso de verificación y control de calidad en IMRT, específicos para pacientes.

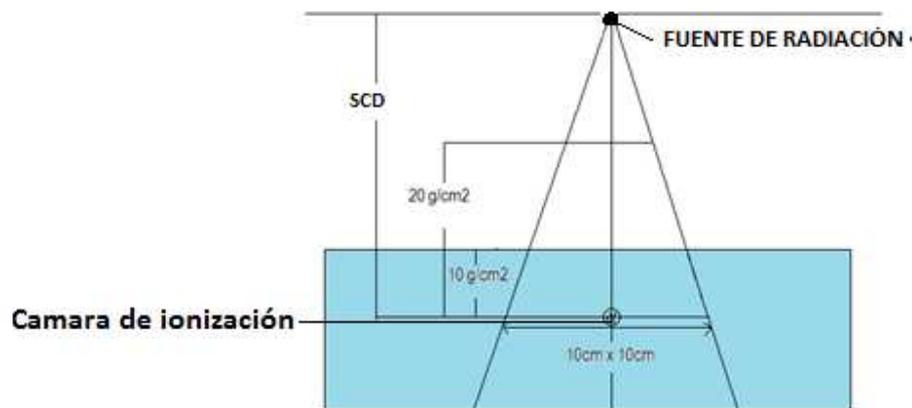
Las medidas hechas fueron realizadas con el sistema de arreglo de detectores de diodos en 2D Map Check model 1175. Estas medidas son comparadas con los resultados obtenidos con el sistema de verificación por película descrita en el proyecto de investigación "Implementación de un protocolo de control de calidad para el tratamiento del paciente específico de radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) usando la película Kodak EDR-2". Efectuado por el Físico Medico Luis Edison Cáceres Maldonado.

## 4.1 Dosimetría absoluta: Rendimiento del acelerador clínico CLINAC IX para energía de 6MV

Objetivo: Realizar el control de calidad: al equipo CLINAC IX y a los sistemas de planeación de tratamientos "TPS" donde se harán las planeaciones de los tratamientos y por último a los tratamientos de radioterapia con IMRT. En esta última parte se trabajará con los dos sistemas de verificación: el Map Check y el de radiografía por película EDR2.

- Determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia del acelerador clínico CLINAC IX S/N 3368 para energía de 6MV.

**Figura 4-1** Configuración geométrica experimental para la determinación del índice de calidad del haz  $Q(TPR_{20,10})$ [51].



Se obtuvo un valor de índice de calidad del haz  $Q TPR_{(20,10)}$  de 0.664, con una configuración experimental como aparece en la figura 4-1. La distancia fuente-cámara (SCD) se mantiene constante a 100cm y las medidas se realizan con 10g/cm<sup>2</sup> y 20g/cm<sup>2</sup> de agua sobre la cámara de ionización (IC-15, modelo Farmer), el tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara es de 10cm x10cm [51]. Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida  $D_{w,Q}$  en la unidad de tratamiento de radiación CLINAC IX S/N 3368 aparecen en la tabla 4-1.

**TABLA 4-1** Condiciones de referencia necesarias para la dosimetría absoluta en un acelerador Lineal

Condiciones de referencia y datos de la unidad de tratamiento	Valor
Tasa de dosis nominal	300 Unidades Monitor min-1
Tipo de cámara	IC-15, modelo Farmer
Phantom de referencia	Agua
Profundidad de referencia	10gcm-2
Energía nominal	6MV
Técnica de Posicionamiento	SCD
Distancia de referencia	100cm

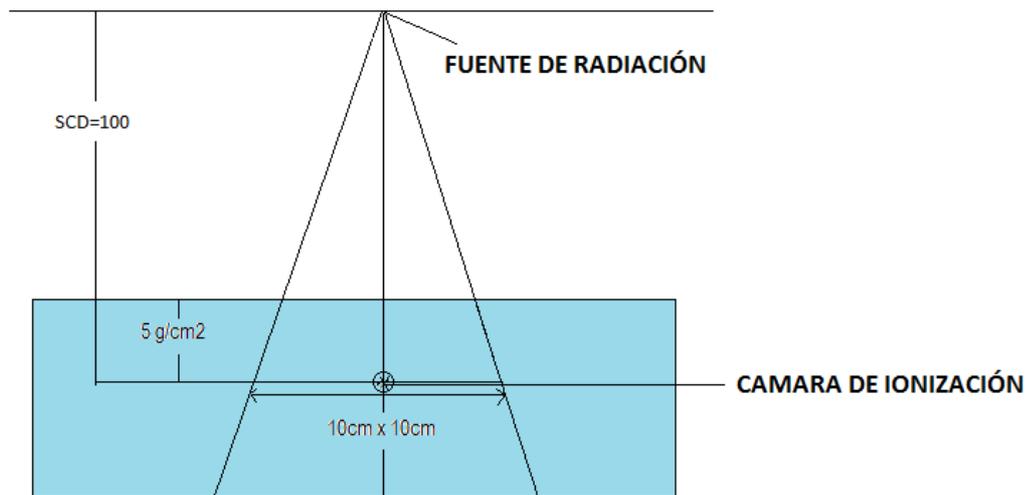
La geometría que se utilizó para la realización de la dosimetría absoluta es como aparece en la figura 4-2. Se trabajó con una cámara de ionización tipo IC-15, modelo Farmer, fantom de agua, electrómetro, barómetro y termómetro (debidamente calibrados) bajo condiciones de referencia y de igual forma considerando los factores de influencia establecidos en el reporte TRS 398[51]. Se realizó la dosimetría absoluta para verificar que el rendimiento del CLINAC IX, sea de 1cGy por UM en la profundidad del máximo de dosis ( $d_{MAX}$ ).

**TABLA 4-2** Datos obtenidos de la dosimetría absoluta y porcentaje de desviación del valor nominal.

# Prueba	Valor esperado	Tasa de dosis absorbida en la profundidad del máximo (Valor medido)	Diferencia porcentual
1	1cGy/UM	1.0182 cGy /UM	1.80 %

Los resultados obtenidos de la dosimetría absoluta (tabla 4-2) realizada al equipo CLINAC IX, muestran una variación en el rendimiento del equipo que no supere el 2% del valor nominal (1cGy/MU).

**Figura 4-2.** Configuración geométrica experimental para la determinación del rendimiento del LINAC IX, mediante dosimetría absoluta.



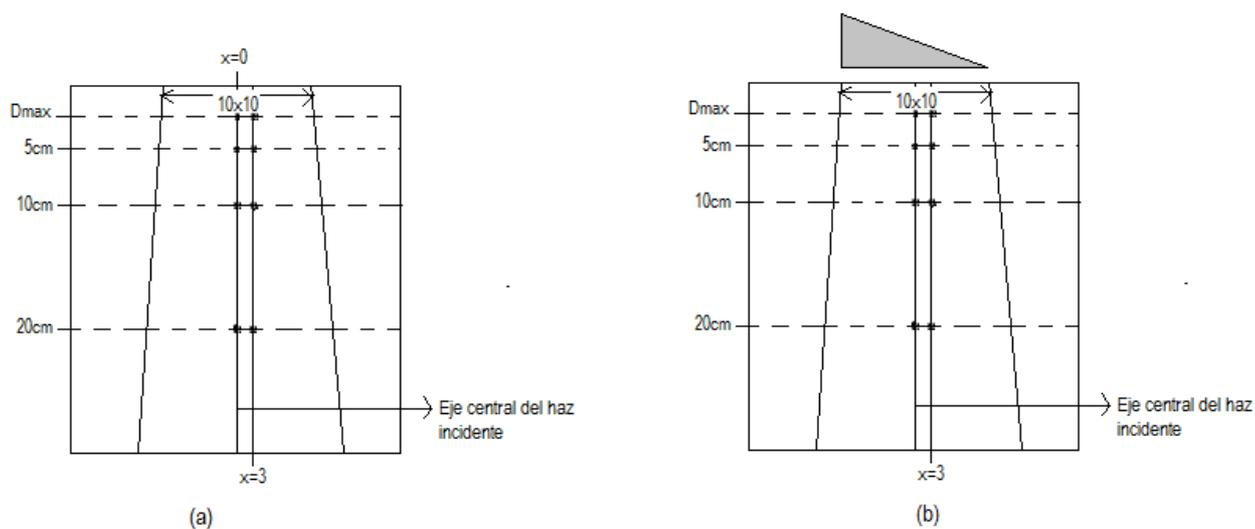
## 4.2 Chequeo de cálculo del haz de radiación bajo Condiciones geométricas específicas

Objetivo: Evaluar mediante chequeos los cálculos arrojados por los sistemas de planeación de tratamiento- TPS.

Los chequeos en los cálculos de haces específicos son descritos por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) en el reporte TECDOC-1583. 2008, en el cual se establecen las pautas de verificación entre los cálculos de dosis arrojado por los sistemas de planeación con respecto a la dosis entregada por el equipo de tratamiento, para poder determinar si las discrepancias halladas se encuentre dentro de los límites de tolerancia.

En este caso solo se chequeo la dosis a determinadas profundidades (5cm, 10cm, 15cm, 20cm), en el centro del haz y en un punto ( $x=3\text{cm}$ ) fuera del haz primario del campo de tratamiento (Figura 4-3 a). Se trabajo con la técnica  $\text{SSD}=100\text{cm}$  y campo de  $10\times 10\text{cm}^2$ .

**Figura 4-3** Configuración geométrica para la determinación experimental de la dosis absorbida en diferentes puntos dentro del haz de radiación a diferentes profundidades.



De igual forma se trabajó bajo las condiciones anteriormente descritas pero esta vez se introduce dentro del haz de radiación una cuña de  $30$  grados con dirección hacia la derecha (Figura 4-3b). Los registros obtenidos de los chequeos en los cálculos de haces específicos aparecen consignado en la tabla 4-3

**Tabla 4-3** Tabla de datos obtenidos de chequeos en los cálculos de haces específicos.

Configuración geométrica fig. 5.2a, x=0 cm (eje central del haz de radiación)					
Profundidad	Lectura (nC)	Dosis medida (Gy)	Dosis Calculada (Gy)	% Error relativo [%]	Tolerancia*
5	31.72	2.030	2.00	1.47	2
10	24.44	1.564	1.538	1.66	2
15	18.52	1.185	1.171	1.18	2
20	13.98	0.883	0.884	0.110	2
Configuración geométrica fig. 5.2a, x=3 cm					
Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Dosis medida (Gy)	Dosis Calculada (Gy)	% Error relativo [%]	Tolerancia*
5	31.64	2.024	1.999	1.23	3
10	24.22	1.549	1.530	1.23	3
15	18.27	1.169	1.159	0.85	3
20	13.77	0.881	0.875	0.68	3
Configuración geométrica fig. 5.2b, x=0 cm, (cuña 30° right)					
Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Dosis medida (Gy)	Dosis Calculada (Gy)	% Error relativo [%]	Tolerancia*
5	31.45	2.012	2.00	0.60	2
10	24.48	1.566	1.559	0.45	2
15	18.78	1.202	1.199	0.25	2
20	14.35	0.918	0.919	0.11	2
Configuración geométrica fig. 5.2b, x=3cm, (cuña 30° right)					
Profundidad (cm)	Lectura (nC)	Dosis medida (Gy)	Dosis Calculada (Gy)	% Error relativo [%]	Tolerancia*

5	28.94	1.852	1.851	0.05	3
10	22.55	1.443	1.443	0	3
15	17.35	1.110	1.115	0.45	3
20	13.32	0.852	0.858	0.70	3

\*Valores de tolerancia tomados del Anexo E, tabla E.1 del IAEA-TECDOC-1583. 2008

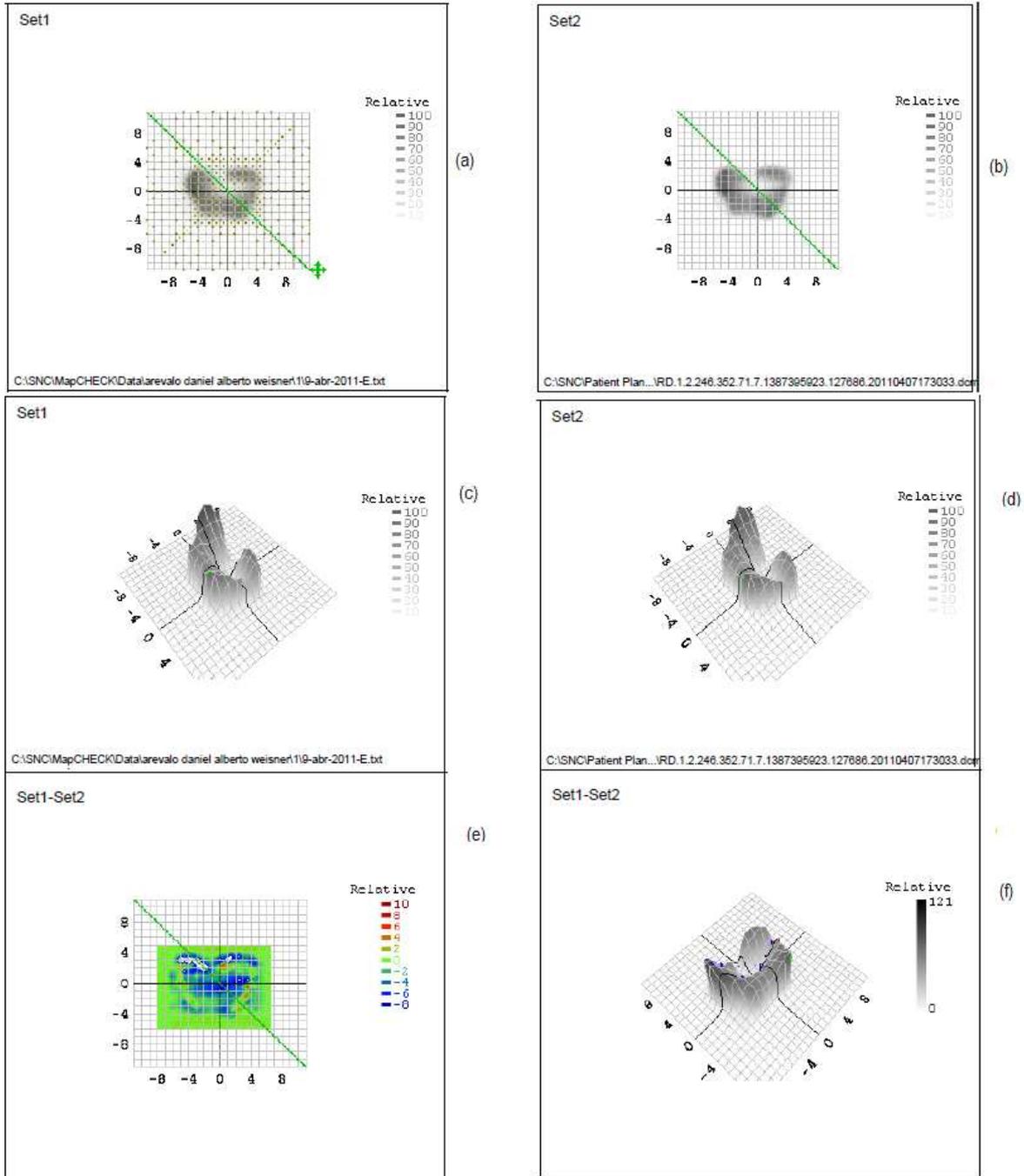
### 4.3 Verificación de tratamientos de IMRT en pacientes con diagnóstico de CA Próstata y Cabeza-Cuello

**Objetivos:** Analizar los resultados de los mapas de fluencia obtenidos por cada uno de los sistemas de verificación película EDR2 y “el Map Check”, así como trabajar con la función gama en el análisis como parámetro de tolerancia para cada uno de los sistemas de verificación.

Previo a la toma de medidas con el Map Check se calibro el arreglo de diodos en 2D. Los resultados obtenidos de la calibración relativa se pueden ver en el apéndice A, así como los pasos para realizar dicha calibración.

Realizada la calibración del Map Check, se procedió a la realización del control de calidad paciente-específico en IMRT con el Map Check. Primero se procedió a la verificación de IMRT campo por campo. Las distribuciones de dosis medidas y calculadas de uno de los campos se muestran en las figuras 4-4a y 4-4b. El software realizó un análisis gamma (solo para el campo que se está analizando) con una tolerancia de 3% de diferencia de dosis, 3mm de DTA). Se obtuvo que 113 puntos pasaron el análisis gamma de un total de 114, es decir que de los puntos considerados el 99,1% tienen  $\gamma < 1$ , solo un punto fallo en el análisis gamma (Tabla 4-4). De igual forma podemos ver en 3D las áreas de altas dosis como picos, las caídas en dosis en cercanías a órganos en riesgo y los mapas de dosis con formas irregulares que se generan por la modulación de la fluencia del haz en la contribución de cada uno de los campos (4-4 c, 4-4 d). Otra de las opciones utilizadas con el software del Map Check es la diferencia de dosis (figura 4-4 e), en el cual se visualiza los resultados de la sustracción de los mapas de dosis calculado y medido. En donde los puntos azules y rojos significan las áreas de altas y bajas dosis respectivamente, las áreas verdes representan los valores de dosis esperados de la comparación. Por último en la figura 4-4f, podemos resaltar una buena concordancia entre los puntos de medición con respecto a lo calculado por el planificador.

**Figura 4-4** (a) Distribución de dosis medida con el Map Check. (b) Distribución de dosis calculado por el TPS. (c) Vista de datos medidos en 3D en escala de grises, (d) Vista de datos calculados en 3D en escala de grises. (e) Sustracción de mapa de dosis medido y calculado. (f) Comparación de mapa de dosis medido y calculado, en escala de grises



**Tabla 4-4** Datos correspondientes a la figura 4-4 Tipo de verificación campo por campo

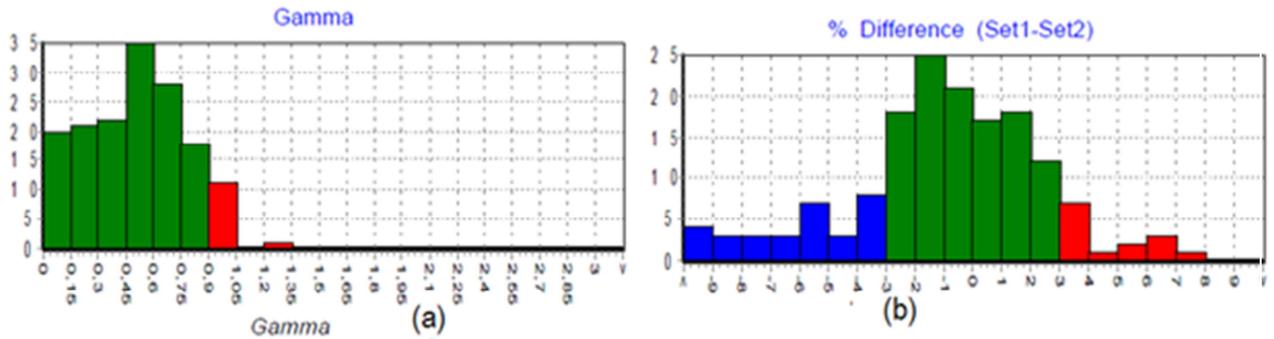
Índice gamma( $\gamma$ )				Diferencia de dosis porcentual	DTA		
Campo	Pasan	Total	Fallan	(%)	Pasan	Total	Fallan
1	113(99.1)	114	1	3,16	119(95,2%)	125	6

La figura 4-4f, presenta una comparación entre la distribución de dosis calculada y la medida en escala de grises, mostrando una relativa buena coincidencia entre las dos distribuciones, los valores numéricos de la tabla 4-4 indican que el porcentaje de puntos que cumplen el criterio de tolerancia índice gamma es alto, sin embargo el valor obtenido correspondiente para el parámetro DA% con un valor medio de diferencia de dosis porcentual por encima del valor de tolerancia. Se relaciona este último valor con fallas en el proceso de calibración del Map Check en dosis.

En las figuras (4.5a) y (4.5.b) se muestran los histogramas resultantes de las pruebas de análisis gamma y diferencia de dosis respectivamente, obtenidos con el Map Check de la comparación entre el mapa de dosis calculado y el medido de un plan de IMRT. En el histograma resultante chequeo del análisis gamma así como las prueba de diferencia de análisis porcentual, las barras con color verde corresponden al número de valores de detectores que cumplen los criterios de aceptación, las rojas muestran los valores de detección que son superiores a los criterios de aceptación y las barras azules muestran la distribución de los valores de detección que están por debajo de la prescripción clínica (puntos fríos).

Por otra parte se analizaron los planes de tratamiento de 4 pacientes representativos, con las pruebas de DTA e índice gamma en las modalidades campo por campo y todos los campos combinados en una sola planeación (ver tabla 4.5). Los resultados que aparecen en dicha tabla, muestran lo importante y riguroso que es realizar controles de calidad con la modalidad campo por campo debido a que es más fácil detectar puntos en desacuerdo en un solo campo que si se tiene una extensa área de dosis compuesto en donde se traslapan cada uno de los campos en uno solo como sucede en la verificación por película. Aunque el tiempo se reduce significativamente cuando se realiza la verificación de IMRT con película bajo la modalidad campos compuestos en comparación a cuando se realiza de la forma campo por campo, debido a que aumenta el número de placas radiográficas a las que habría de realizarle el proceso de revelado y análisis. Una buena opción los sistemas de dosimetría que permiten la obtención de la distribución de la dosis en un plano de la forma campo por campo, para luego poder hacer la correspondiente combinación de campos, este último es equivalente a la toma de medidas por campos compuestos.

**Figura (4-5 a, b).** Resultados de la prueba gamma y diferencia de dosis porcentual, representados en histogramas, obtenidos con los sistemas Map Check.



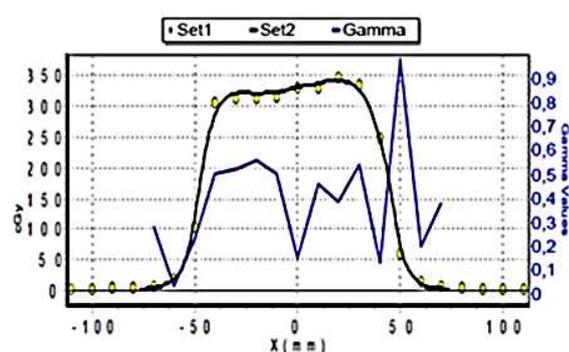
**Tabla 4.5** Resultados obtenidos con el Map Check de las pruebas de DTA e índice gamma realizadas a los grupos de verificación QA IMR, estudiados en la modalidad de análisis campo por campo y campos compuestos (combinación de campos).

	DTA				Índice gamma( $\gamma$ )		
	Campo	Pasan	Total	Fallan	Pasan	Total	Fallan
Primer grupo analizado	1	104(94.5%)	110	6	161(94.7%)	170	9
	2	139(95.9%)	145	6	143(98.6%)	145	2
	3	123(94.6%)	130	7	126(96.9%)	130	4
	4	119(95.2%)	125	6	119(97.6%)	122	3
	5	144(91.7%)	157	13	148(94.3%)	157	9
<b>Combinación</b>	<b>1,2,3,4 y 5</b>	<b>171(99.4%)</b>	<b>172</b>	<b>1</b>	<b>113(99.1%)</b>	<b>114</b>	<b>1</b>
Segundo grupo analizado	1	133(93.7%)	142	9	129(94.2%)	137	8
	2	119(94.4%)	126	7	134(94.4%)	142	8
	3	146(98.6%)	148	2	147(99.3%)	148	1
	4	97(80.2%)	121	24	102(84.3%)	121	19
<b>Combinación</b>	<b>1,2,3,4 y 5</b>	<b>154(98.7%)</b>	<b>156</b>	<b>2</b>	<b>155(99.4%)</b>	<b>156</b>	<b>1</b>

Tercer grupo analizado	1	114(89.8%)	127	13	122(97,0%)	128	6
	2	125(87.4%)	143	18	132(92.3%)	143	11
	3	121(87.7%)	138	17	125(90.6%)	138	13
	4	123(91.1%)	135	12	127(94.1%)	135	8
	5	135(91.2%)	148	13	139(93.9%)	148	9
<b>Combinación</b>	<b>1,2,3,4 y 5</b>	<b>156(100%)</b>	<b>156</b>	<b>0</b>	<b>156(100%)</b>	<b>156</b>	<b>0</b>
Cuarto grupo analizado	1	140(100%)	140	0	140(100%)	148	0
	2	127(96.2%)	132	5	128(97.0%)	132	4
	3	120(93.0%)	129	9	120(93.0%)	129	9
	4	129(100%)	129	0	129(100%)	129	0
	5	148(94.3%)	157	9	147(96.7%)	152	5
<b>Combinación</b>	<b>1,2,3,4 y 5</b>	<b>147(98.7%)</b>	<b>149</b>	<b>2</b>	<b>144(99.3%)</b>	<b>145</b>	<b>1</b>

En la figura 4.6 se muestra los resultados de las comparaciones entre los perfiles de los mapas de dosis medidos con el Map Check y calculados por el TPS, superpuesta en la misma ventana el perfil gamma vertical, horizontal y a través de los ejes diagonales y mostrar para la verificación de la calidad en los planes de tratamiento en IMRT.

**Figura 4-6** Perfil de la distribución de dosis medida con el Map Check y calculada por los sistemas de planeación de tratamiento



Set 1: Perfil de la distribución de dosis medida por el Map Check.

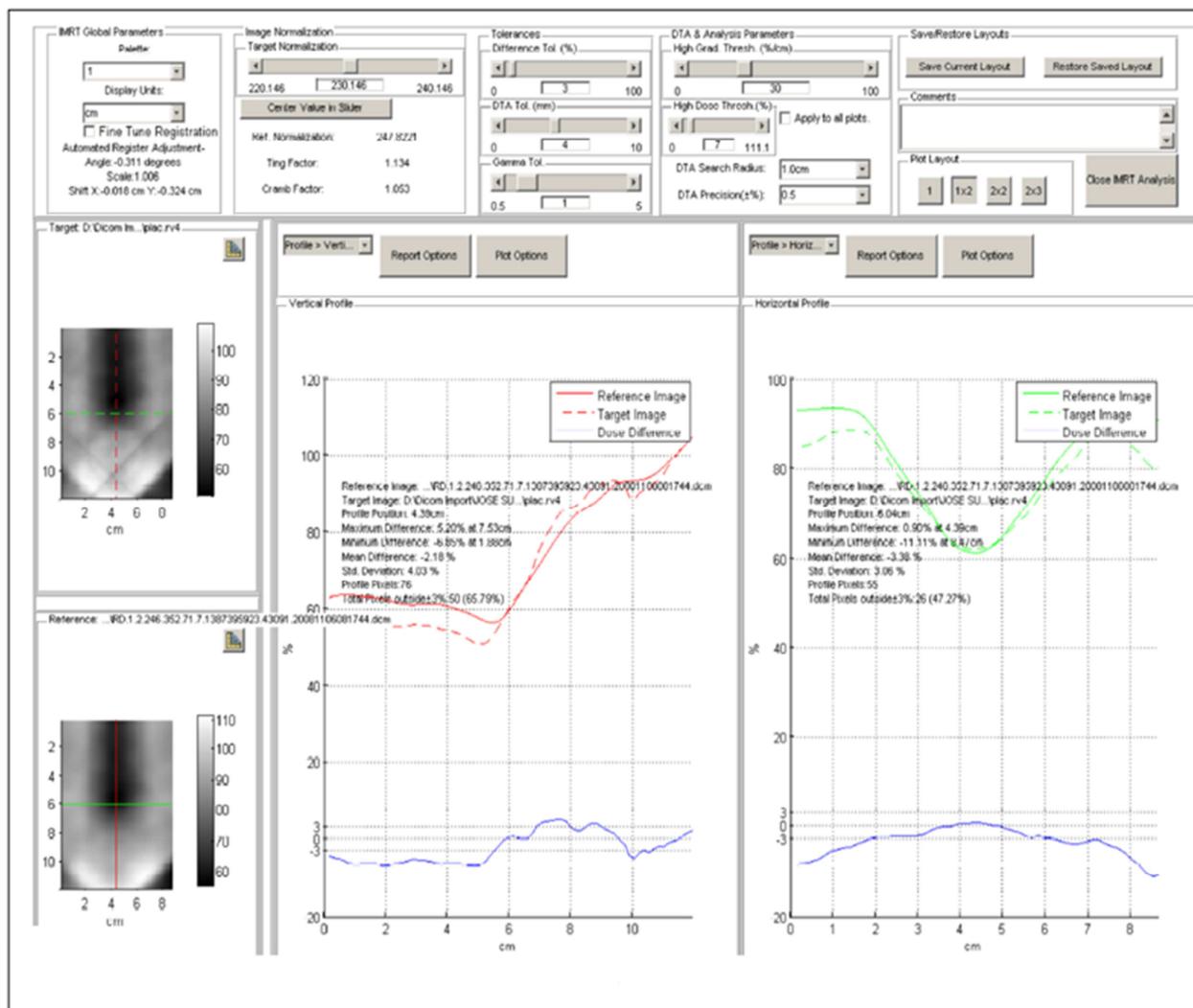
Set 2: Perfil de la distribución de dosis calculada por el TPS.

— Grafica de la distribución gamma

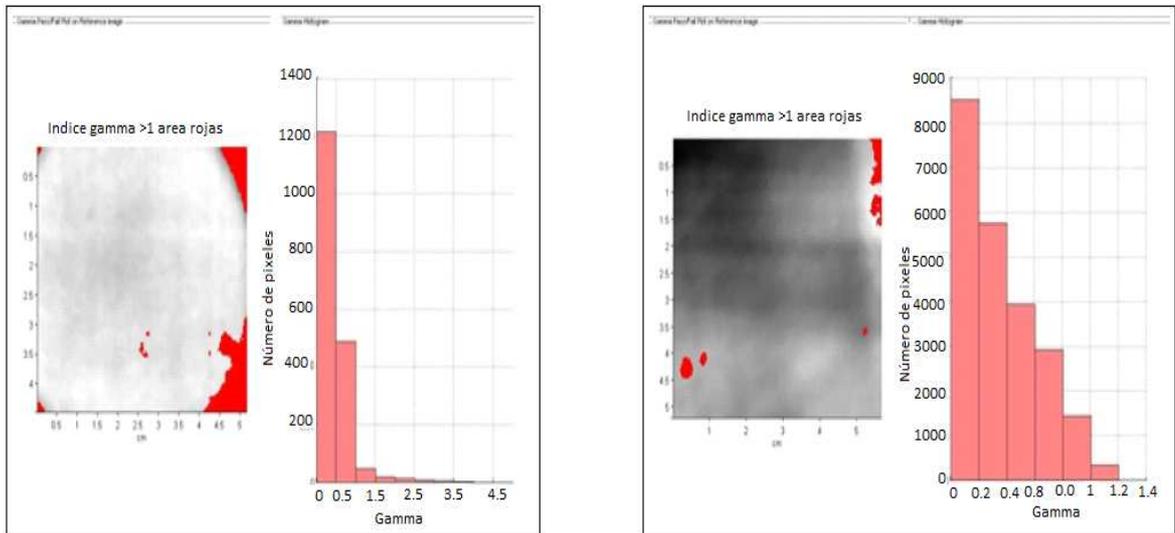
De este modo podemos ver como con el software de verificación Map Check posee las mismas herramientas que el Software de verificación Ritt 113 para análisis con película EDR-2, solo que factores tan importantes como la resolución del sistema de verificación marcan la diferencia en los dos sistemas de verificación, sin embargo todo depende de la aplicación que le demos al equipo (figura 4-6). En este caso se ha encontrado poco efectivo el uso rutinario del Map Check para control de calidad de IMRT para paciente específico debido a la resolución del equipo, sin embargo se puede utilizar para chequeos de simetría y planicidad del haz de radiación cuando halla algún percance en el acelerador, en el que se vea afectado el espectro del haz de radiación propio de la maquina ó cualquier otro momento que amerite el estudio del comportamiento del haz

La figura 4.7 muestra los perfiles horizontales y verticales obtenidos a partir de película EDR-2, y analizadas con el software de verificación RITT 113. En dicha figura se ratifica una de las desventajas más grandes que puede tener el arreglo de diodos, la resolución espacial, alrededor de  $1\text{cm}^2$  en comparación a la resolución de las películas que están del orden de los  $\mu\text{m}$ (dependiendo del scanner con que se digitalice la película). La resolución espacial de una medida basada en la película es limitada siempre por la medida de la apertura del densitómetro óptico que se valla a utilizar y no solamente por la medida del grano en la película. En el caso de los datos obtenidos con película EDR-2[7], se utilizo un para el proceso de escaneo de todas las películas el scanner Vidar VXR - 16,(Vidar Systems Corporation; Herndon; V A; USA) el cual opera con una resolución de 72 DPI (Dots Per Inch; 0,36 mm/pixel), equipado con una fuente de luz blanca fluorescente. La línea roja muestra el perfil vertical y la línea verde señala el perfil horizontal. La línea azul representa la diferencia de dosis y los puntos de mayor y menor coincidencia. Nótese que la evaluación se hace sobre toda la superficie de la película [7]. A pesar de que las líneas azul y verde tanto continuas como punteadas son similares, es necesario corroborar el porcentaje de pixeles que quedan por fuera de los criterios de aceptación (Ver figura 4.8).

**Figura 4-7.** Obtención grafica de los perfiles de dosis realizadas a las planeaciones de IMRT para pacientes específico con los sistemas de verificación con película EDR-2.



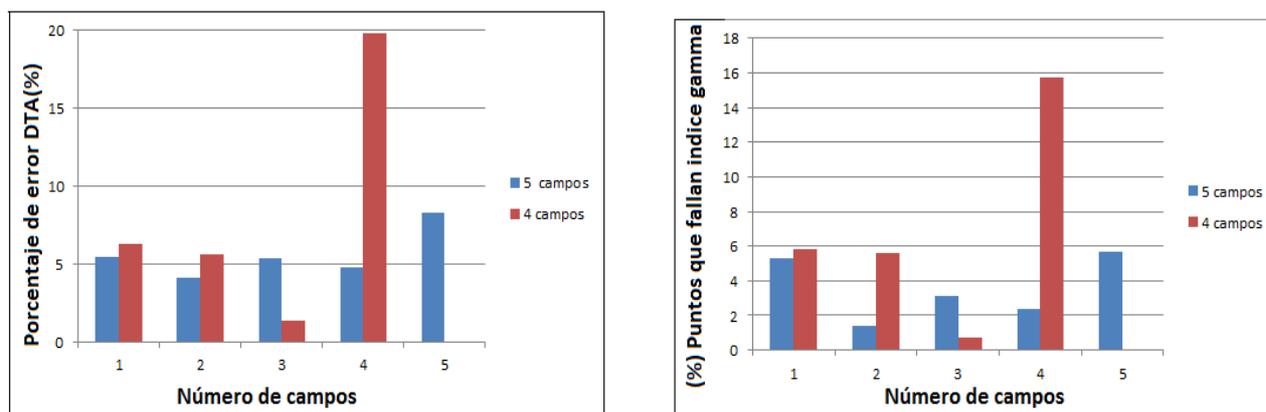
**Figura 4.8** Las imágenes de la izquierda muestran la distribución de dosis evaluada con el índice gamma, la áreas en rojo indican zonas donde el criterio de diferencia de dosis y DTA fallan. Las imágenes de la derecha representan el histograma gamma de toda la distribución (Imagen modificada de [7]).



De igual forma se tomaron los datos correspondiente a los puntos que fallan en las evaluaciones de DTA e índice gamma del primer y segundo grupo de la tabla 4-5, bajo la modalidad de verificación campo por campo. Se realizaron comparaciones entre las distribuciones de los puntos que fallaron la evaluación tanto del parámetro DTA como índice gamma, para planes de tratamientos con 5 y 4 campos (haces de radiación) (Figura 4.9). Los resultados de la comparaciones entre las distribuciones de error (puntos que fallan) anteriormente mencionadas, muestran como a medida que aumenta el numero de campos (numero de haces de radiación) en una planeación la probabilidad de tener errores disminuye de modo significativo.

Los histogramas muestran como a medida que aumentan el número de campos disminuye el porcentaje de errores en los parámetros de evaluación DTA e índice gamma, debido a que se obtiene una mayor conformación de la dosis sobre el tumor, como consecuencia se acota mucho más el área de tratamiento y por consiguiente disminuye el porcentaje de áreas de penumbra.

**Figura 4.9** Histogramas de comparación entre distribuciones de errores para planeaciones con 5 y 4 campos (Haces de radiación).



**Tabla 4-6** Valores de Índice Gamma y diferencia de dosis porcentual, obtenidos con la técnica de campos compuestos.

Grupo de datos	Índice Gamma( $\gamma$ )				Diferencia de dosis porcentual (%)
	Pasan	Porcentaje (%)	Total	Fallan	
1 grupo	196	97,0	202	6	6,49
2 grupo	113	99,4	114	1	3,19
3 grupo	129	99,1	137	8	0,58
4 grupo	155	99,4	156	1	3,34
5 grupo	129	94,2	137	8	2,27
6 grupo	134	89,3	150	18	2,5
7 grupo	143	98,6	145	2	3,0
8 grupo	148	94,3	157	9	2,87

De las pruebas de análisis gamma y diferencia de dosis obtenidos con el Map Check en la modalidad de campos compuestos realizados a un total de 8 pacientes (Tabla 4.6), se obtuvo un valor promedio de  $(96,41 \pm 3.68)\%$  puntos que pasaron el criterio de índice gamma y un valor promedio de diferencia de dosis porcentual de  $(3,0 \pm 1,5)\%$ , como vemos en la tabla 4.9, estos valores están dentro de los valores de aceptabilidad de control de IMRT realizados con un el arreglo de diodos 2D-Map Check.

**Tabla 4-7** Registro de los índices gamma máximo, gamma medio, desviación estándar y porcentaje de valores gamma mayor que uno [7].

$\gamma$ MAXIMO	$\gamma$ MEDIO	DESVIACION ESTANDAR	$\gamma > 1$ Valor %
3.30	0.43	0.40	7.42
1.72	0.60	0.47	23.58
3.28	0.68	0.60	27.69
7.65	0.37	0.91	3.73
2.48	0.59	0.46	16.52
1.50	0.31	0.20	0.66
4.66	0.45	0.47	5.60
5.91	0.67	0.71	18.24
1.28	0.23	0.21	0.08
1.35	0.34	0.21	0.95
1.98	0.53	0.39	14.78
2.10	0.45	0.41	12.83
2.35	0.78	0.45	31.28
1.97	0.37	0.29	4.27
1.57	0.54	0.34	10.81
1.18	0.35	0.27	1.54
1.40	0.39	0.26	2.69

En el caso de los valores obtenidos en el proyecto de investigación “Implementación de un protocolo de control de calidad para el tratamiento del paciente específico de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) usando la película kodak EDR-2”(ver tabla 4-7), el valor del índice gamma promedio en el área a tratar fue de  $0,46 \pm 0,14$ . En dicho proyecto solo se estipuló un valor medio de diferencia de dosis porcentual inferior al  $< 1,7\%$ . Los valores anteriores están dentro de los valores de aceptabilidad ó filtro de evaluación para planes de tratamiento bajo la técnica IMRT con películas EDR-2 (ver tabla 4-10)

**Tabla 4.8** Resumen de datos obtenidos por el Map Check y del estudio película.

Datos del estudio con Map Check		Datos del estudio película EDR-2[7]	
Porcentaje de puntos que pasan el índice gamma	Porcentaje diferencia de dosis (%D)	Porcentaje diferencia de dosis (%D)	Valor promedio del índice gamma
(96,41 ± 3.68)%	(3,0±1,5)%	valor medio inferior al < 1,7%	0,46 ± 0,14

**Tabla 4-9** Valores de aceptación establecidos para planes de IMRT

Valores establecidos para el Map Check		
Valor	Porcentaje de puntos que pasan el criterio gamma	Evaluación
Porcentaje de índice gamma	100-94%	Aceptable
Porcentaje de índice gamma	94-87%	Aceptable pero se recomienda una verificación adicional
Porcentaje de índice gamma	<87%	No aceptable

**Tabla 4-10.** Filtro de evaluación para planes de tratamiento bajo la técnica IMRT, con películas EDR-2[7].

valor	rango	evaluacion
$\gamma_{medio}$	0 – 0,5	Aceptable
	0,5 – 0,6	Aceptable, pero se recomienda una verificación adicional
	> 0,6	No aceptable
$\gamma > 1$	0 – 5%	Aceptable
	5 – 10%	Aceptable, pero se recomienda una verificación adicional
	> 10%	No aceptable

El resumen de los datos obtenidos se encuentran consignados en la tabla 4-8, fue evaluado el grado de confiabilidad de las medidas mediante la tabla de valores de aceptación establecidos para planes de IMRT en el caso de trabajar con detectores tipo arreglo de diodos Map Check, (tabla 4-9) y Películas radiográficas tipo EDR-2(Tabla 4-

10). Mostrando en los dos casos valores de aceptación dentro de los valores de tolerancia establecidos para cada uno de los sistemas de verificación dosimétrica para IMRT.

Por ultimo los parámetros DTA y diferencia de dosis porcentual no son criterios de evaluación que deban trabajarse de forma independiente ya que ninguno de los criterios anteriormente citados puede determinar la coincidencia entre las distribuciones de dosis medidas y la planeada. Cada criterio de evaluación nos da información de las distribuciones de dosis evaluadas. De igual forma el parámetro gamma unifica los dos criterios DTA y diferencia de dosis porcentual y también es el criterio que muestra el grado de concordancia entre las dos distribuciones de dosis evaluadas.

Por ultimo aunque el arreglo de diodo 2D Sun Nuclear Map CHECK modelo 1175 muestre que posee aceptabilidad en las medidas de control de calidad en IMRT para paciente específico, se sugiere que previamente a dichos controles de calidad se realice al sistema (acelerador lineal, TPS, etc...) un completo comisionamiento en IMRT, debido a la pobre resolución que este modelo de arreglo de diodos posee frente a la película EDR-2.

## Conclusiones

En el presente trabajo se muestran los resultados del análisis comparativo entre los sistemas de Película Radiográfica EDR2 y un arreglo de matriz de diodos en 2D ("dispositivos Map Check") para verificación de tratamientos de radioterapia mediante la función gamma, como parte del control de calidad en tratamientos de Intensidad Modulada (IMRT) aplicados a casos de cáncer en cabeza- cuello y próstata.

Los resultados obtenidos de la dosimetría absoluta realizada al equipo CLINAC IX, muestra una variación en el rendimiento del equipo que no supera el 2% del valor nominal (1cGy/MU), se tuvieron en cuenta los factores de influencia (descritos en el TRS 398) al momento de la determinación de la dosis absorbida.

Se realizaron chequeos en los cálculos de haces específicos a los TPS, los cuales arrojaron una diferencia porcentual entre los cálculos de dosis obtenido por el sistemas de planeación con respecto a la dosis entregada por el equipo de tratamiento, una variación dentro de los valores de tolerancia fijados por el TECDOC-1583. De igual manera se procedió a la calibración del Map Check previo a la toma de medidas. Los valore de registro de la calibración efectuados al arreglo de diodos se guardaron en el software para aplicarlos a las medidas obtenidas por el arreglo de diodos.

Se puedo corroborar mediante el índice gamma como a medida que aumenta el numero de haces, la probabilidad de tener mayor numero de errores disminuye los puntos con alto error en dosis, pues se produce una compensación de errores en dosis debido a la contribución de los otros campos.

Los histogramas de comparación hechas entre distribuciones de errores para planeaciones QA con 5 y 4 campos (Haces de radiación), muestran como a medida que aumentan el numero de campos disminuye el porcentaje de errores en los parámetros de evaluación DTA e índice gamma.

De igual manera la comparación campo por campo entre las distribuciones de dosis medidas y las calculadas permite identificar las desviaciones que se dan en la superficie de cada campo.

En la prueba de análisis compuesto con el Map Check, con un total de 8 pacientes se obtuvo un valor medio correspondiente al porcentaje diferencia de dosis (%D) de  $3,0 \pm 1,5$  %, y para caso del análisis por película EDR-2, se reporto en las conclusiones el valor medio obtenido en era inferior al  $< 1,7$ [7]. El valor promedio de Porcentaje de puntos que pasan el criterio índice gamma para el Map Check fue de  $96,41 \pm 3,68\%$  y para la película fue de  $0,46 \pm 0,14\%$ . Con base a las tablas 4-11 y 4-12 los valores anteriormente mencionados son aceptables.

Por ultimo se puede concluir que el arreglo en 2D-Map Check, se puede utilizar en los controles de calidad específicos para pacientes de IMRT siempre y cuando previamente se le haya relazado al sistema un completo comisionamiento en IMRT.

El arreglo 2D Map Check, también pueden ser usados para el control de calidad de aceleradores lineales usados para tratamientos de radioterapia convencional, en los cuales se pueden realizar medidas de constancia en la salida, simetría y planicidad del haz.

La película radiográfica edr-2, seguirá siendo la mejor opción a la hora de realizar controles de calidad en IMRT, debido a las características que esta posee frente a otros sistemas de verificación dosimétrica en IMRT, incluyendo las películas radiocrómicas ya que los costos de esta ultima son muy elevados.

## BIBLIOGRAFÍA

[1] J. D. Azcona. Desarrollo de un sistema de verificación de tratamientos en radioterapia con modulación de intensidad. Facultad de Ciencias de la Universidad de Navarra. España. 26 de marzo del 2007.

[2] F. Banci Buonamici, A. Compagnucci, L. Marrazo, S. Russo, M. Bucciolini. An Intercomparison Between Film Dosimetry and Diode Matrix for IMRT Quality Assurance. Medical Physic 34(4), april 2007.

[3] S. O. Benavides, J. Vásquez, A. Angulo. Protocolo de Control de Calidad Dosimétrico para Tratamientos de Radioterapia con Intensidad Modulada en la Fundación Valle del Lili. Cali, Colombia. Abril 2009. Revista Colombiana de Física, vol. 41, No. 2.

[4] Board of the Faculty of Clinical Oncology, The Royal College of Radiologists, The Society and The College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine. Development and Implementation of Conformal Radiotherapy in the United Kingdom. The Royal College of Radiologists, London, June 2002 [citado 5 marzo 2004]. Disponible en: <http://www.rcr.ac.uk>.

[5] Board of the Faculty of Clinical Oncology, the royal college of radiologists, the society and the college of radiographers, institute of physics and engineering in medicine. Development and implementation of conformal radiotherapy in the United Kingdom. The royal college of radiologists, london, June 2002 [citado 5 marzo 2004]. Disponible en: <http://www.rcr.ac.uk>.

[6] A. Brahme. Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiotherapy Oncology* 1988; 12: 129–140.

[7] L. E. Cáceres Maldonado .Implementación de un protocolo de control de calidad para el tratamiento del paciente específico de radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) usando la película Kodak edr-2. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ciencias. Departamento de Física. Bogotá. Colombia. Diciembre de 2009.

[8] J. Craven-Bartle, M. Ribas. Fundamentos y evidencia de la radioterapia de intensidad modulada. Asociación Colaboración Cochrane Iberoamericana. 2003.

[9] J. Craven-Bartle, M. Ribas. Fundamentos y evidencia de la radioterapia de intensidad modulada. Asociación Colaboración Cochrane Iberoamericana. 2003.

[10] J. Craven-Bartle, M. Ribas. Fundamentos y evidencia de la radioterapia de intensidad modulada. Asociación Colaboración Cochrane Iberoamericana. 2003.

[11] N. Dogan, L. B. Leybovich, A. Sethi. "Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy" *Phys Med Biol* 2002; 47(22):4121-30.

[12] L. Dong, J. Antolak, M. Salehpour, K. Forster, L. O'Neill, R. Kendall, and I. Rosen, "Patient-specific point dose measurement for IMRT monitor unit verification," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 56, 867–877 2003.

[13] J. Esthappan, S. Mutic, W. B. Harms, J. F. Dempsey, D. A. Low “Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film” *Med Phys* 2002;29(10):2438-45.

[14] J. F. Giraldo Palacio. Implementación de un Sistema de Radiografía Computarizada para Verificación de Tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ciencias. Departamento de Física. Bogotá, Colombia. 2010.

[15] Gruppo di Lavoro sulla Radioterapia ad intensità modulata(IMRT). Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT): Dosimetric and Computational Aspects. Asociación Italiana de Física Médica. Report AIFM N.3 2006.

[16] T. Health. “Emerging Trends and Technologies Intensity-Modulated Radiation Therapy”. August 27, 2003 [citado 15 marzo 2004].

[17] ICRU Report 60. Prescribing, Recording Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements. 1999.

[18] ICRU Report 50. Prescribing, Recording Photon Beam Therapy. International Commission on Radiation Units and Measurements. 1993.

[19] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int J Radiation Oncology Biol Phys*. 2001; 51 (4): 880-914.

[20] International Specialty Products. Dosimetry Gafchomic. October 2006.

[21] D. A. Low, J.F. Dempsey, L. Dong, M. Oldham, “Dosimetry tools and techniques for IMRT”, *Am. Assoc. Phys. Med* 38(3), 1313-1334 2011.

[22] D. A. Low, S. Mutic, J. F. Dempsey, R. L. Gerber, W. R. Bosch, C. A. Perez, and J. A. Purdy, "Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system," *Radiother. Oncol.* 49, 305–316 1998.

[23] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy. "A technique for the quantitative evaluation of dose distribution" *Med Phys* 1998; 25: 656-61.

[24] L. Mahecha, M. C. Plazas, H. Machado & S. Perea. Comparación de los Tratamientos en Radioterapia Convencional y Conformal Para Cáncer de Próstata por Medio de la Dosimetría Termoluminiscente *Rev Acad Colomb Cienc: Volumen XXX, Numero 117-Diciembre 2006.*

[25] L. J. Meyer, W. Hinkelbein. *IMRT, IGRT, SBRT-Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy.* San Francisco, California. 2007. *Frontiers of Radiation Therapy and Oncology. Vol 40.*

[26] G. Miranda Holley. Control de calidad de filtros compensadores discretos para IMRT. Argentina. 2009. Pág. 6. Master Física Médica. Instituto Balseiro. Universidad Nacional de Cuyo. Escuela de Medicina Nuclear de Mendoza.

[27] G. Mijnheer. *Guidelines For The Verification Of IMRT.* ESTRO. Brussels (Belgium). 2008 - First edition.

[28] A. J. Olch. "Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity-modulated radiation therapy quality assurance" *Med Phys* 2002; 29(9):2159-68.

[29] Organismo Internacional de Energía Atómica. Manual técnico- práctico de radiación. Técnicas de Cuarto de Moldes para Tele-terapia. Viena, 2004.

[30] I. Petschen Verdaguer. "Radioterapia de alta precisión: conformada, de intensidad modulada (IMRT) y con protones". Hospital Universitario La Fe. Valencia. [Citado 18 marzo 2004].

---

[31] Report AIFM. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT): Dosimetric and Computational Aspects. Associazione Italiana Fisica Medica. No 3 del 2006.

[32] J. Roselló. Control de calidad en radioterapia externa conformada e IMRT. *Oncologia*, 2004; 27(6): 328-329.

[33] P. Sánchez. Curso de introducción a la física de la radioterapia. Oviedo. Febrero del 2001. Revisión octubre del 2001.

[34] Sánchez-Doblado, R. Capote, J. V. Roselló, A. Leal, J. I. Lagares, R. Arráns, and G. H. Hartmann, "Micro ionization chamber dosimetry in IMRT verification: Clinical implications of dosimetric errors in the PTV," *Radiother. Oncol.* 75, 342–348 2005.

[35] S. Webb. Ph.D., D. Sc. Perspectiva histórica en IMRT, Departamento de Física Medica., London, UK. Curso de la AAPM summer 2003. Instituto de investigaciones en Cáncer y el Royal Marsden NHS.

[36] S. Webb. Intensity Modulated Radiation Therapy. Sutton, Surrey, UK. 2001. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia.

[37] J. Winiecki, T. Morgas, K. Majewska, B. Drzewiecka. "The gamma evaluation method as a routine QA procedure of IMRT".

[38] S. Wolfgang, M. Andreas. 3D-Conformal Radiation Therapy. A Multimedia Introduction to Methods and Techniques. Espringer Verlag Berlin Heidelberg New York. Germany.

[39] P. Xia, Ph.D. and C. Chuang, Ph.D. Patient-Specific Quality Assurance In IMRT. Department of Radiation Oncology. University Of California at San Francisco. San Francisco, California. 2003.

[40] X. R. Zhu, P. A. Jursinic, D. F. Grimm, F. Lopez, J. J. Rownd, M. T. Gillin. "Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator" Med Phys 2002; 29(8):1687-92.

[41] Nutting, C., Dearnale, D., & Webb, S(2000). Intensity modulated radiation therapy: a clinical review. Br. J. Rad. 73, 459-469.

[42] M. Zomeño. Glosario de Radioterapia. Panacea@. 2002 Dic; 9-10 (3): 29-33.

[43] Sun Nuclear Corporation. User's Guide, MapCHECK™. 2002 - 2007.

[44] J. H. Kung, G. T. Chen, and F. K. Kuchnir. A monitor unit verification calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance. Med Phys, 27(10):2226. 2230, Oct 2000

[45] Vergote K, De Deene Y, Duthoy W, De Gerssem W, De Neve W, Achten E and De Wagter C. Validation and application of polymer gel dosimetry for the dose verification of an intensitymodulated arc therapy (IMAT) treatment. Phys. Med. Biol. 49: 287-305, 2004.

[46] Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, Smyth V and Vynckier S. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an International Code of Practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA Technical Report Series No. 398, International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 2000.

[47] Capote R, Sánchez-Doblado F, Leal A, Lagares J I and Arráns R. An EGSnrc Monte Carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets. Med. Phys. 31: 2416-2422, 2004.

[48] Laub WU and Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Med. Phys. 30: 341-347, 2003.

[49] Bouchard H and Seuntjens J. Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiation beams. *Med. Phys.* 31: 2454-2465, 2004.

[50] Leybovich, LB, Sethi, A and Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Med. Phys.* 30: 119-123, 2003.

[51] Danciu C, Proimos BS, Rosenwald JC and Mijnheer BJ. Variation of sensitometric curves of radiographic films in high energy photon beams. *Med. Phys.* 28: 966–974, 2001.

[52] Arrans., et al ; Dosimetría con películas radiocromicas 2009. 10(2):P83-104.

[53] Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, Meigooni AS, Nath R, Rodgers JE and Soares CG. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American association of physicists in medicine. *Med Phys.* 25: 2093-2115, 1998.

[54] Paul A. Jursinic, Ben E. Nelms. A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery. *Med. Phys.* 30 (5), May 2003

[55] Sun Nuclear Corporation. Benefits analysis: SunPoint diode detectors. Sun Point precisión QA. Melbourne Florida 32940.

# APÉNDICE A

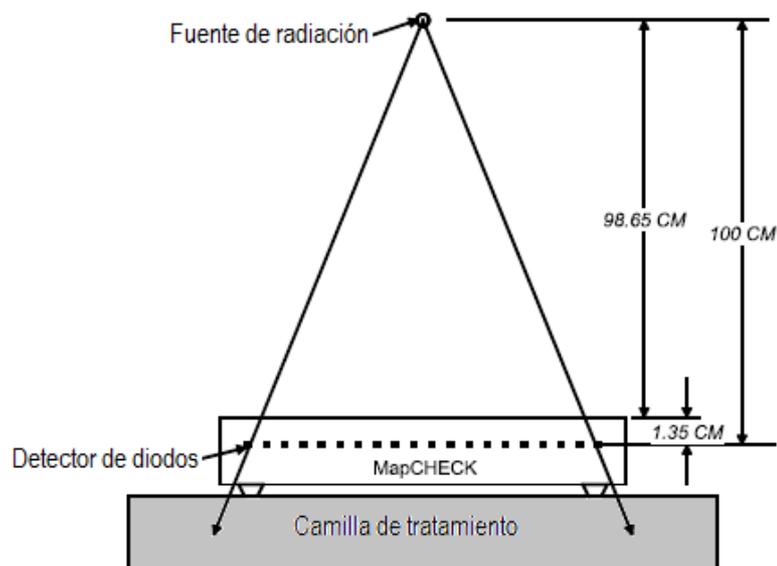
## PROCESO DE CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DE VERIFICACIÓN MAP CHECK.

### A.1 Proceso de calibración del equipo Map Check.

La calibración del equipo Map Check se realizó en un Acelerador Varian Clinac iX de la firma Varian Oncology Systems, usando para la calibración la energía de 6-MV, con (Source-Axis-Distance), SAD=100CM, basado en el protocolo TG-51, el factor de calibración es  $CF_{6x}=1\text{cGy/unidad monitor (MU)}$ . el plano que comprendían los diodos se encontraban a una profundidad de 1.35 con respecto a la superficie del equipo.

La calibración del sistema Map Check comprende una serie de pasos que se realizan para determinar la diferencia de sensibilidad relativa en el Map Check.

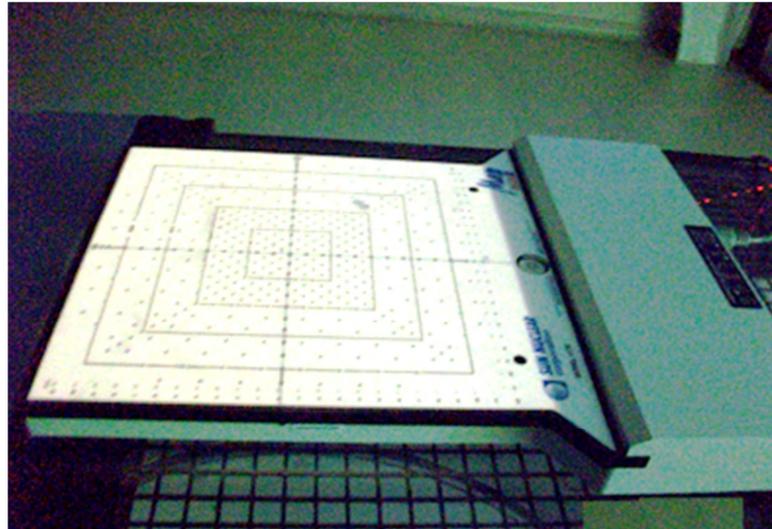
**Figura A.1 Posicionamiento del Map Check en la camilla de tratamiento previo al procedimiento de calibración del arreglo de diodos en 2D.**



La calibración relativa lo que hace es medir la dieferencia de sensibilidad de todos los detectores de diodos con respecto al diodo central. Estas diferencias son almacenadas como factores de corrección individuales que son aplicados a las medidas de cada detector; los factores de corrección eliminan las diferencias de sensibilidad entre cada uno de los detectores.

Para la calibración del Map Check se usa un procedimiento muy sencillo patentado y propuesto por el fabricante.

**Figura A.1.1.** Posicionamiento del Map Check en la camilla del acelerador y alineamiento con el centro del haz utilizando el cross-hair del haz.



El sistema de Map Check es posesionado en la camilla del acelerador, alienado con el centro del haz utilizando el cross-hair (retículo metálico en cruz) del haz (figura A.1.1), se conecta el equipo Map Check al suministro de energía en la estación de control y se conecta uno de los extremos al equipo Map Check y el otro extremo al ordenador que contiene el software de interfaz gráfica. Una vez se ha hecho la conexión se enciende la PC y al momento de abrir el software del Map Check, este procede a realizar una medida de Background antes de proceder con la toma de medidas para tener en cuenta el ruido procedente de la electrónica y la radiación de fondo

### **A.1.1. Calibración relativa de la matriz de detectores de diodo**

La calibración relativa del detector se efectúa realizando una serie de irradiaciones de un campo estático. El detector es rotado o trasladado en sentido de las manecillas del reloj entre las irradiaciones en una secuencia definida por el fabricante.

Al final se puede visualizar los perfiles a lo largo de los ejes X y Y, así como los perfiles a lo largo de las dos diagonales. La calibración relativa se ha demostrado que permanece estable inclusive hasta por 6 meses [47]. La calibración del sistema varía con la temperatura  $\sim 0.54\%/^{\circ}\text{C}$ [48].

El map check, es calibrado para la toma de medidas de radiación, por medio de un factor obtenido de la calibración, el cual corrige la variación de la sensibilidad de todos los diodos con respecto al diodo central.

## A.1.2 Calibración para dosis absoluta

La calibración de dosis absoluta convierte los valores de dosis relativa del Map Check a valores de dosis absoluta, debido a la aplicación de un único factor de calibración en dosis para todos los detectores. En este paso de la calibración se deben tener como condición específica que todos los detectores del Map Check deben tener la misma sensibilidad, por lo cual siempre se debe efectuar la calibración en dosis absoluta después de haberse hecho la calibración relativa de los detectores.

La calibración de dosis absoluta se realiza irradiando el dispositivo con una dosis conocida a una determinada profundidad en el eje central, las condiciones de posicionamiento usadas durante la calibración fueron las siguientes: campo de 10 x 10cm, ángulo del gantry de 0° con una geometría SSD= 98.65cm(distancia eje superficie) a la altura del plano de los detectores de diodo(Figura A.1), debido a que el Map Check posee un buildup total para la juntura de los detectores de 2.0 g/cm<sup>2</sup>(1.35cm), se le entrego al arreglo de diodos Map Check 200UM a una profundidad de 5.0cm, luego de almacenar los datos correspondiente a la exposición de radiación se introduce el valor de dosis correspondiente a dicha profundidad para calibrar el arreglo en dosis.

La frecuencia de calibración de los detectores: la calibración anual es recomendada por el fabricante mas no requerida.

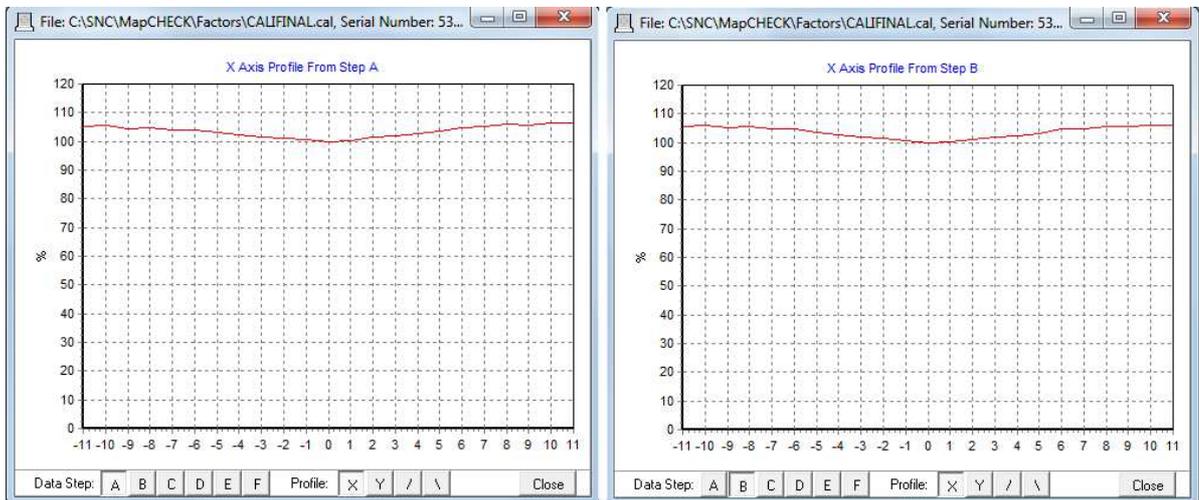
La necesidad de re calibración se basa en el envejecimiento del diodo normal debido a la exposición de la radiación. La sensibilidad de los diodos disminuye a una velocidad aproximadamente 1,0% por cada 1.000Gy en 10 MeV(electrones) y una tasa < 0,5% por cada 1.000Gy en 6MV(fotones)[43].

**Figura. A.1.2** Datos del perfil de exposición con los factores de calibración aplicados [42].

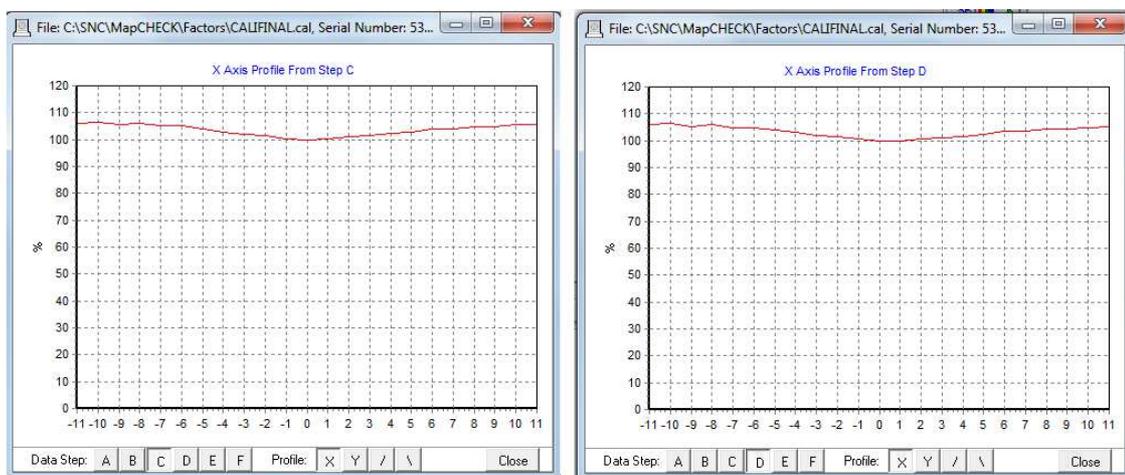


A continuación se presentan los resultados de la calibración realiza al Map Check previo a la toma de medidas. Los resultados muestran que la variación en la sensibilidad de cada uno de los diodos con respecto al diodo central a través de las direcciones verticales, horizontales y diagonales no sobrepasa el 5%.

**Figura A .1.3** Perfil del haz de radiación a lo largo del eje X, tomado del primer paso de la calibración relativa. Paso A y B del proceso de calibración relativa.



**Figura A .1.4** Perfil del haz de radiación a lo largo del eje X, tomado del primer paso de la calibración relativa. Paso C y D del proceso de calibración relativa.



**Figura A .1.5** Perfil del haz de radiación a lo largo del eje X, tomado del primer paso de la calibración relativa. Paso E y F del proceso de calibración relativa.

