

00362



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FISICAS
INSTITUTO DE FISICA

MEDICION DE DISTRIBUCIONES ESPACIALES DE DOSIS EN
RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA

T E S I S

PARA OBTENER EL GRADO ACADEMICO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS (FISICA MEDICA)

P R E S E N T A :

JORGE LUIS BENITES RENGIFO

DIRECTOR DE TESIS: DR. ARNULFO MARTINEZ DAVALOS

COMITE TUTORAL: DRA. MARIA ESTER BRANDAN SIQUES
DR. MIGUEL ANGEL CELIS LOPEZ



Posgrado en ciencias físicas
unam

MEXICO, D.F.

JUNIO DEL 2005

M 344314



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Al concluir un trabajo de esta índole es grato y justo reconocer la labor de todas las personas que de una u otra forma contribuyeron a la realización exitosa del mismo.

Deseo expresar mi agradecimiento especial a la **Dirección de Intercambio Académico de la Secretaría de Relaciones Exteriores de México**, por la beca de estudios que me otorgó para realizar la maestría en física médica.

También deseo expresar agradecimiento al **Programa de Apoyo de Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica: PAPIIT (IN109 302)**, por la beca de estudios que me otorgó para terminar de escribir esta tesis de maestría.

Deseo expresar agradecimientos especiales a: Dr. Luis Benítez Bribiesca, Dra. Isabel Gamboa de Buen, Dra. María Ester Brandan Siqués, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte y Dr Arnulfo Martínez Dávalos quienes fueron los sinodales y revisores de esta tesis.

Agradezco al Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, director de esta tesis, por el apoyo brindado en el desarrollo y dirección de la misma. Su experiencia, paciencia, entusiasmo e interés fueron importantes durante el desarrollo y culminación de esta tesis.

Así mismo quiero resaltar la importante asesoría y colaboración del M. en C. José Manuel Lárraga, quien fue uno de los pilares de esta investigación. De igual modo al grupo de profesionales de la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez” de la Ciudad de México

Agradecimientos especiales a quienes fungieron como miembros de mi Comité Tutoral, ellos son la Dra. María Ester Brandan, Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, y Dr. Miguel Ángel Celis López.

Al grupo de Dosimetría y Taller de Física del IFUNAM, agradecimientos especiales al M. en C. César Ruiz Trejo, por su apoyo técnico y coordinación; Téc. Moisés Zurita, Téc. Ricardo Ramírez e Ing. Marco Veytia, quienes construyeron el maniquí MIRNa.

Al Ing. Fernando Iturbe Herman, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte y Dra. María Isabel Gamboa de Buen, maestros de la UNAM, gracias por su apoyo académico, por sus grandes enseñanzas y compartir sus conocimientos.

A mis amigos y compañeros de la maestría: Verónica, Eurídice, Wilder, Flavio y Juan Carlos, por su apoyo y amistad que han sido un importante estímulo en mi formación profesional.

DEDICATORIA

A Dios, por todas las cosas maravillosas que me regaló y que por Él llegué a este momento de mi vida.

A mi esposa Silvia, por su apoyo, comprensión, paciencia y eterno amor.

Con cariño a mis padres Álvaro y Concesa, por darme la vida. Gracias a ellos pude estudiar la carrera de físico y continuar estudios de posgrado.

A mis hermanos Javier, Elena, Álvaro, Arnaldo, Andrés, Jesús y Ronald.

A la memoria de mi cuñada Virginia Bernabé.

A todo el directorio del Instituto Oncológico de Morelos, en especial al Lic. Luis Fernando Aranda Flores y el M. en C. Carlos Rodríguez Islas, quienes confiaron en mi esfuerzo profesional de físico médico.

A mis estudiantes de la Facultad de Medicina de la UNFV, Lima Perú, sus deseos de aprender me estimularon a seguir preparándome en el área de física médica.

ÍNDICE

	Páginas
INTRODUCCIÓN	7
 CAPÍTULO 1: RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA	
1.1 Antecedentes históricos de la IMRT.....	10
1.2 Definición de radioterapia de intensidad modulada.....	11
1.3 Planificación de un tratamiento con IMRT.....	13
1.4 Comparación entre IMRT y RTC-3D.....	14
1.5 Planificación directa e inversa.....	15
1.6 Técnicas de irradiación.....	17
1.6.1 Paso y disparo.....	17
1.6.2 Campos dinámicos.....	17
1.6.3 Campos estáticos.....	17
1.7 Histograma dosis-volumen para IMRT.....	17
1.8 Ventajas de la IMRT y cuestiones clínicas.....	18
 CAPÍTULO 2: DOSIMETRÍA DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA	
2.1 Película radiográfica.....	20
2.1.1 Fabricación de la película radiográfica.....	20
2.1.2 Formación de la imagen latente.....	23
2.1.3 Cristales de halogenuros de plata.....	23
2.1.4 Interacción de los fotones con los cristales de halogenuros de plata.....	25
2.1.5 Imagen latente.....	26
2.1.6 Calidad radiográfica.....	27
2.2 Curva característica.....	28
2.2.1 Densidad óptica.....	29
2.2.2 Sensibilidad de una película radiográfica.....	30
2.2.3 Velocidad de una película.....	30
2.2.4 Regiones de una curva sensitométrica.....	31
2.3 Películas radiográficas EDR2 y XV2.....	31
2.3.1 Película radiográfica EDR2.....	31
2.3.2 Película radiográfica XV2.....	32
2.3.3 Propiedades de las películas radiográficas.....	33
2.3.4 Reactivos químicos para el procesado de películas radiográficas.....	33
2.4 Acelerador Lineal.....	37
2.4.1 Componentes de un acelerador lineal.....	38
2.4.2 Radiación de frenado.....	41
2.4.3 Principio de funcionamiento de un Linac para IMRT.....	42
2.5 Porcentaje de dosis en profundidad.....	43

2.6 Distribuciones de dosis.....	45
2.6.1 Simulador del cuerpo humano (maniquí).....	45

CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

3.1 Caracterización de películas de verificación Kodak: EDR2 y XV2.....	47
3.1.1 Curvas sensitométricas de películas EDR2 y XV2.....	48
3.1.2 Dependencia de respuesta de las películas con la profundidad.....	48
3.2 Curvas de porcentaje de dosis en profundidad.....	50
3.2.1 Medición de PDD con películas de verificación.....	50
3.2.2 Medición de PDD con cámara de ionización.....	51
3.3 Mapas de fluencia de campos de tratamiento modulados.....	52
3.3.1 Curvas de calibración de las películas para su uso con DoseLab.....	53
3.3.2 Medición de mapas de fluencia del campo 4 de IMRT.....	56
3.4 Diseño y construcción de un maniquí de lucita para dosimetría (MIRNa).....	57
3.5 Medición de distribuciones espaciales de dosis en IMRT.....	58
3.5.1 Planificación de un tratamiento usando MIRNa.....	59
3.5.2 Disposición e irradiación de películas EDR2, usando MIRNa.....	60
3.5.3 Revelado y digitalización de películas irradiadas.....	60

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Calibración de películas de verificación.....	61
4.1.1 Curvas sensitométricas de películas de verificación EDR2 y XV2.....	61
4.2 Curvas sensitométricas de las películas obtenidas con diferentes técnicas de irradiación.....	64
4.2.1 Irradiación de películas de verificación EDR2 y XV2.....	64
4.2.2 Curvas sensitométricas de las películas usando diferentes técnicas de irradiación.....	65
4.3 Dependencia de la respuesta de las películas con la profundidad.....	67
4.4 Curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD).....	69
4.5 Mapas de fluencia para campos de tratamiento modulados.....	74
4.5.1 Curva de calibración de la película XV2 para su uso con DoseLab.....	74
4.5.2 Curva de calibración de la película EDR2 para su uso con DoseLab.....	77
4.5.3 Mapas de fluencia para un campo de tratamiento (C4-IMRT).....	79
4.5.3.1 Mapas de fluencia para la película EDR2.....	80
4.5.3.2 Mapas de fluencia para la película XV2.....	86
4.6 Medición de distribuciones espaciales de dosis en IMRT.....	90
4.6.1 Irradiación de las películas EDR2.....	90
4.6.2 Distribución de dosis en el plano 1-I (plano inferior del volumen tumor).....	91
4.6.3 Distribución de dosis en el plano 1-S (plano superior del volumen tumor).....	95
4.6.4 Resumen de las distribuciones de dosis en los planos 1-I, 2-I, ISO, 1-S y 2-S.....	97

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES

Conclusiones.....99

APÉNDICES:

Apéndice A: Unidades de las radiaciones ionizantes.....101

Apéndice B: Glosario de términos usados en la tesis.....103

Apéndice C: Planos de diseño del maniquí de lucita (MIRNa).....104

Apéndice D: Tabla de valores de los diferentes experimentos realizados.....106

REFERENCIAS

Referencias.....110

INTRODUCCIÓN

En México, el cáncer es la segunda causa de muerte: aproximadamente 57 mil fallecimientos cada año, lo que representa el 13% del total de las muertes. En la actualidad, más de la mitad de los casos son tratados con radiación, sola o combinada con cirugía o quimioterapia, y miles de pacientes en todo el mundo han sanado con este tipo de tratamiento [Brandan 2002]. Existen varias modalidades de tratamiento con radioterapia externa, donde haces colimados de radiación penetran y dañan el material genético de las células cancerígenas, impidiendo que se dividan y proliferen, induciendo a la muerte celular (apoptosis y necrosis). Las células sanas cercanas al tumor irradiado también resultan afectadas, pero pueden reparar el daño producido de manera mucho más eficaz que las células cancerígenas [Latorre 1979].

Considerando que el reto de la radioterapia es aumentar lo más posible la dosis en el tumor y causar mínimo daño al tejido sano, la tecnología actual ha desarrollado una nueva modalidad de tratamiento oncológico con modernos y sofisticados aceleradores lineales (Linac) equipados con un sistema de colimación de micromultihojas dinámico (mMLC). Los campos de radiación son configurados automáticamente por las micromultihojas del Linac, después de haber sido diseñados previamente en un ordenador. Gracias a las distintas posiciones de las micromultihojas en cada campo se consigue un haz de fotones con muchas intensidades. La suma de los diversos segmentos por campo y la suma de todos los microcampos conforman una dosis alta, uniforme y controlada sobre el blanco de interés. Al mismo tiempo se limita la dosis de radiación a los tejidos sanos y órganos críticos de forma significativa. Esta técnica de tratamiento es conocida con el nombre de radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

En estos últimos años ha surgido un gran interés por aplicar la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) en muchos centros hospitalarios del mundo, debido a que IMRT utiliza fluencias de rayos X de alta energía con intensidades no uniformes sobre el blanco (tumor), de tal modo que se optimiza la distribución espacial de la dosis y permite diseñar una distribución peculiar de la misma sobre la anatomía de los volúmenes deseados.

En el mes de enero del 2003 el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”, en la Ciudad de México, instaló uno de estos modernos aceleradores lineales de 6 MV, para tratamientos clínicos de IMRT y radiocirugía a pacientes con lesiones cerebrales. Un elemento importante para implementar un tratamiento exitoso de IMRT es establecer un proceso de verificación dosimétrica que pueda garantizar que la dosis administrada sea consistente con la dosis prescrita y calculada en el sistema de planificación de tratamiento para cada paciente.

Los objetivos principales de este trabajo de tesis son: Primero, desarrollar un Sistema de Dosimetría Rápida de Película radiográfica (SDRP) para ser aplicado en verificaciones dosimétricas de IMRT, validando este sistema con medidas realizadas con cámara de ionización. Segundo, medir mapas de fluencia de campos de tratamiento de IMRT y comparar estos resultados con los calculados por el sistema de planificación, y finalmente medir distribuciones espaciales de dosis en IMRT, a partir de la dosis medida en diferentes planos de un maniquí de cabeza y cuello de lucita.

Para desarrollar el SDRP se utilizó un tipo de película de verificación radiográfica Kodak X-OMAT V (XV2), debido a que su respuesta es casi independiente de la profundidad y de la técnica de irradiación [Esthappan 2002]. La principal desventaja de ésta es el limitado intervalo de dosis para las aplicaciones de IMRT y además presenta sobre-respuesta por la presencia de fotones de baja energía que se producen dentro del maniquí de agua por efectos de la interacción de la radiación con la materia, específicamente el efecto Compton. Para corregir estos problemas se usó otro tipo de película de verificación radiográfica Kodak EDR2 (Intervalo Extendido de Dosis) desarrollada específicamente para IMRT, pues ésta ya viene “insensibilizada” incrementándose su intervalo de dosis, presentando también baja velocidad y sin sobre-respuesta.

Las distribuciones espaciales de dosis se determinaron a partir de mediciones de distribuciones bidimensionales de dosis obtenidas con películas de verificación EDR2, colocadas en 5 diferentes planos de la “lesión” de un paciente simulada en un maniquí. Para nuestros propósitos se diseñó y construyó un maniquí de lucita de cabeza y cuello, MIRNa. Con éste se realizaron las pruebas, usando películas de verificación EDR2. El maniquí cuenta con un arreglo modular removible de rebanadas donde se colocan las películas de manera interplanar dentro de la “lesión” paralela al eje central del haz de radiación. Toda la estructura de MIRNa está montada sobre una base rectificadora de lucita y nivelada en sus cuatro ángulos, con respecto de la camilla del acelerador lineal. Las rebanadas están sujetas con tres tornillos fijos que pasan por los extremos de las rebanadas; una superior y dos laterales inferiores.

Se caracterizaron las películas de verificación EDR2 y XV2, utilizando protocolos, maniqués y accesorios de lucita, obteniéndose una curva sensitométrica para cada tipo de película al graficar densidades ópticas versus dosis.

La medición de las distribuciones espaciales de dosis se obtuvo usando un software llamado DoseLab. Las cinco películas de verificación EDR2 irradiadas, que contenían la información de las distribuciones de dosis medidas, fueron digitalizadas a 16 bits y 72 dpi. Para medir distribuciones de dosis en 3D el programa DoseLab requirió de 9 pares de datos de dosis y valores de píxel obtenidos de la curva de calibración de la película graficando valores de píxel versus dosis de las imágenes digitalizadas y esta última curva fue encontrada a partir de la curva de calibración de un densitómetro óptico.

Se realizaron otros experimentos de dosimetría, tales como: dependencia de respuesta de la película con la profundidad, curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD), exposición de películas de verificación a diferentes técnicas de irradiación (paso y disparo, campos dinámicos y campos estáticos) y mapas de fluencia para campos de tratamiento y

verificación de IMRT. Para el análisis de resultados se usaron dos tipos de programas, el DoseLab y el ImageJ.

La importancia de este trabajo de tesis es que permitirá optimizar y verificar los tratamientos de tumores neurológicos que utilicen la técnica de IMRT que se realizan en la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suarez”.

Este trabajo está estructurado bajo la siguiente distribución: En el Capítulo 1 se da la definición y la física de la IMRT, planificación inversa, técnicas de irradiación e histogramas dosis-volumen. La dosimetría de película radiográfica, densidad óptica, curvas sensitométricas, porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y distribuciones espaciales de dosis, se presentan en el Capítulo 2.

En el Capítulo 3 se describe la metodología experimental utilizada para caracterizar las películas de verificación EDR2 y XV2; la dependencia de la respuesta de las películas con la profundidad, la medida de las curvas de PDD con película y cámara de ionización; diseño y construcción de un Maniquí para Intensidad modulada y RadioNeurocirugía (MIRNa), medición de mapas de fluencia de campos de tratamiento de IMRT, así como la medición de las distribuciones espaciales de dosis en IMRT.

Los resultados obtenidos se presentan en el Capítulo 4. En la primera parte se muestran las curvas sensitométricas de las películas usando diferentes técnicas de irradiación, dependencia de la respuesta y una comparación de la caracterización de las películas con el modelo establecido por Zhu et al. [Zhu 2002]. Se presentan las curvas de PDD tanto las obtenidas con película radiográfica como las obtenidas con cámara de ionización; los mapas de fluencia, calculados y medidos, de los campos de tratamiento de IMRT y finalmente se presentan las distribuciones espaciales de dosis en una lesión simulada del maniquí, irradiada con ocho campos de intensidad modulada. Las conclusiones obtenidas se presentan en el Capítulo 5.

En el apéndice A se da un breve resumen de las unidades de las magnitudes radiométricas y radiológicas utilizadas; en el apéndice B se presenta un glosario de términos empleados y mencionados en la tesis, en el apéndice C se presentan los planos de diseño del maniquí MIRNa y accesorios de calibración, y finalmente las Tablas de los valores de los diferentes experimentos realizados se dan en el apéndice D.

CAPÍTULO 1

RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)

1.1 Antecedentes históricos de la IMRT

Por la década de los años cincuenta, los tratamientos de radioterapia usaban exposiciones múltiples, repartiendo la dosis en el blanco a diferentes ángulos. Hasta aproximadamente el año 1995, los radioterapeutas sólo podían tratar un tumor con haces de radiación uniforme, al cual se le daba forma con pesados bloques de metal. Modulaban la intensidad del haz colocando entre la salida de la radiación y el tumor diferentes sistemas como cuñas o filtros compensadores. El haz de radiación dañaba tanto células sanas alrededor del tumor como células cancerígenas. [www 06]

Durante años se usaron estas técnicas de tratamiento con la esperanza que en cada aplicación se dañara el menor número de células sanas. Aceleradores lineales y unidades de cobalto-60 con cabezales móviles permitían a los radioterapeutas tratar los tumores desde diferentes direcciones. Tratar un tumor con varios campos de radiación reducía el total de efectos secundarios puesto que cada campo impartía una cantidad relativamente pequeña de radiación.

Los tratamientos mejoraron con la aparición de aceleradores lineales con colimadores multihojas que podían deslizarse hacia atrás y hacia adelante para bloquear la radiación en los bordes de cada campo de tratamiento. Atacar el tumor desde varios ángulos con haces modulados reducía los efectos secundarios, pero las células sanas eran aún dañadas en un margen de 5 mm, alrededor del tumor.

Con la aparición de la tomografía computarizada (CT) y la resonancia magnética (RM), los radioterapeutas diseñaban los campos de tratamiento basados en imágenes de CT o RM del tumor. Los cálculos manuales de los campos se convirtieron en una tarea innecesaria cuando apareció la tecnología de los sistemas de planificación de tratamiento (SPT). Se obtenían planificaciones fabulosas de tratamientos frente a los obtenidos manualmente. Cuando las computadoras se hicieron más rápidas y potentes, se crearon diversos programas de SPT para calcular la mejor manera de administrar la radiación, y hoy en día el radioterapeuta depende directamente de esta tecnología para poder dar un tratamiento casi carente de efectos secundarios.

Así pasaron los años y aparecieron nuevas tecnologías, como aceleradores lineales de nueva generación, planificadores de alta potencia, colimadores multihojas y sistemas de planificación inversa, que han permitido el desarrollo de la radioterapia de intensidad modulada (IMRT). En EE.UU. se aplica esta técnica desde hace seis años, en Europa son pocos los lugares donde se realiza IMRT. Esta técnica se desarrolló en centros hospitalarios tales como el Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, de New York, la Universidad Emory, en Atlanta, y la Universidad de Heidelberg, en Alemania. En España se practica

desde hace 5 años en el Hospital Ruber Internacional de Madrid. [www 03]. Actualmente en Sudamérica se practica IMRT, en Brasil, Argentina, Chile y Colombia.

En enero del 2003 la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, en la Ciudad de México instaló un Linac de 6 MV para tratamientos clínicos de IMRT a pacientes con lesiones cerebrales malignas. En la actualidad es el centro mexicano pionero y con mayor experiencia en IMRT.

1.2 Definición de Radioterapia de Intensidad Modulada

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT), es una técnica de tratamiento oncológico con rayos X de alta energía. Consiste en variar con mucha precisión la intensidad del haz de radiación (figura 1.1), en cada punto a lo largo de su campo de acción. La modulación del haz produce un campo de radiación no uniforme con diferentes intensidades que se administran de manera muy controlada a los blancos de interés, siguiendo un plan establecido. Gracias a las distintas posiciones de los colimadores micromultihojas (mMLC) se consigue modular la intensidad del haz (figura 2.11), conformando una dosis alta en el tumor y limitando dosis en órganos críticos.

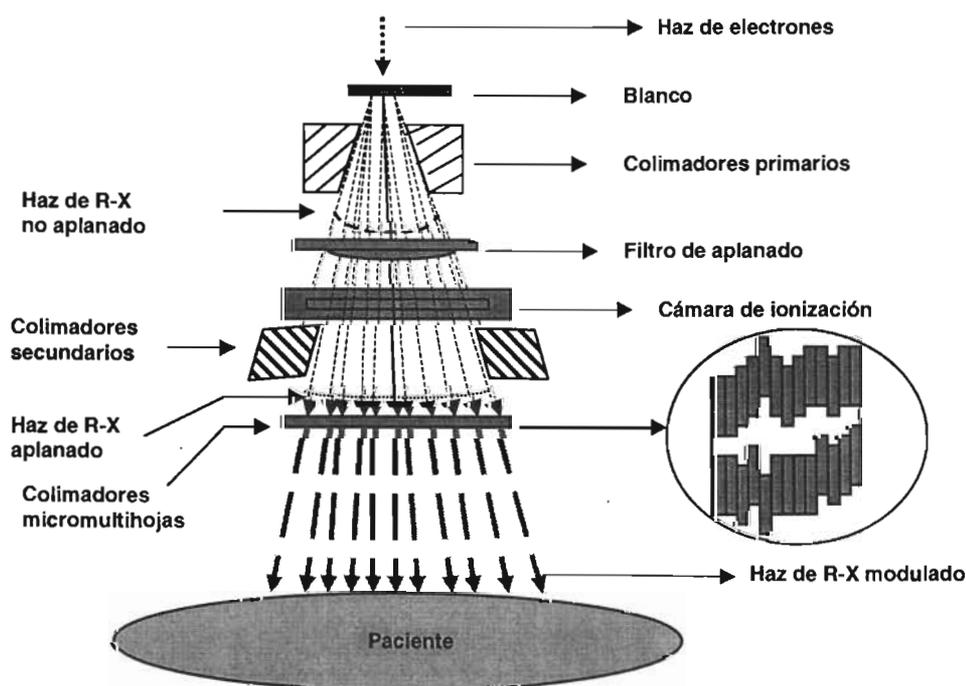


Figura 1.1. Técnica de radioterapia de intensidad modulada.

La principal característica de IMRT se basa en que permite modular la intensidad de la radiación con un sistema de colimadores micromultihojas que conforman la radiación que incide sobre el tumor como si se tratase de un “juego de sombras”. [www 08]

La IMRT varía con precisión el patrón de intensidad de la radiación en cada punto. Este método permite tratar eficazmente los tumores de pacientes sin afectar estructuras vitales. La modulación de intensidad se consigue gracias a un método computarizado, basado en un modelo matemático que se utiliza para diseñar campos de radiación no uniformes. Cada uno de estos campos es la suma de múltiples microcampos. La técnica permite administrar distintas intensidades de radiación dentro de un mismo haz. [Zhu 2002].

Las técnicas convencionales de radioterapia utilizan radiación de intensidad uniforme para penetrar y dañar el material genético de las células cancerígenas, impidiendo que éstas se dividan y proliferen. El resultado final de la interacción de la radiación con el tejido (agua) es la formación de un par de iones (H^+ , OH^-) y de radicales libres (H^\bullet , OH^\bullet). Las consecuencias de actuación de estos productos en la célula son muchas y variadas. El par de iones puede reaccionar de una de las dos formas siguientes: Primera, los iones se pueden recombinar formando una molécula de agua normal (el efecto neto en este caso será que no se produce ningún daño a la célula) $H^+ + OH^- = HOH$. Segunda, el par de iones puede reaccionar químicamente y dañar a las macromoléculas de la célula. La probabilidad de que los iones H^+ y OH^- se recombinen, sin dañar a la célula, es grande siempre que estén próximos entre sí. Los radicales libres producidos son extremadamente reactivos debido a sus propiedades físicas y químicas y pueden experimentar una serie de reacciones químicas, tales como: Recombinación de uno con el otro, sin producir daños, por ejemplo, $H^\bullet + OH^\bullet = H_2O$; unión con otros radicales libres, formando una nueva molécula que puede ser dañina para la célula, por ejemplo, $OH^\bullet + OH^\bullet = H_2O_2$ (peróxido de hidrógeno, agente tóxico para la célula). Otra tercera reacción química es la reacción con moléculas normales y con macromoléculas biológicas de la célula formando estructuras nuevas o lesionadas, por ejemplo, $H^\bullet + O_2 = HO_2$ (un radical libre combinado con oxígeno forma un nuevo radical libre). Los efectos de los radicales libres en la célula se potencian por su capacidad para iniciar reacciones químicas, y por tanto para producir lesiones en lugares distantes en la célula. Aunque por la interacción de la radiación con el agua ocurren muchas otras reacciones y se forman muchos productos, se cree que los radicales libres son un factor fundamental en la producción de lesiones celulares. [Latorre 1979]

Con las técnicas convencionales de tratamiento, los tejidos sanos y órganos críticos se protegen con bloques de plomo; sin embargo, la zona de tejido que se encuentra desde la entrada del haz hasta su salida resulta irradiada inevitablemente. Tomando en cuenta que no todos los tejidos responden a la radiación de la misma manera, IMRT varía la intensidad de la radiación, más aún, el haz de radiación rota alrededor del paciente, dirigiendo haces desde ángulos y posiciones más favorables.

Si se irradia al tumor con estos haces de intensidad variable desde todas las posibles posiciones y ángulos es posible lograr una dosis óptima al tumor, mientras que los efectos en las estructuras sensibles alrededor del mismo son mínimos. Esto permite administrar una gran dosis de radiación al tumor que puede ser dirigida a donde se requiera, aún cuando los órganos en las cercanías podrían, a no ser por este procedimiento, estar en un gran riesgo de sufrir daños, por lo que IMRT se convierte en un procedimiento con mínimos efectos colaterales.

1.3 Planificación de un tratamiento con IMRT

Un paso muy importante en IMRT es el proceso de la planificación del tratamiento, en el que se trazan los ángulos y lugares de preferencia para posicionar los campos de radiación. Los haces de mayor intensidad son asignados a estos ángulos y localizaciones escogidas. El mapeo de los ángulos y localizaciones preferentes es llevado a cabo por un sistema computarizado de planificación. El sistema de planeación requiere de información acerca de la localización del tumor y de las estructuras que lo rodean, en el caso específico del paciente, a partir de imágenes de CT. Una vez que el plan de tratamiento es generado, la computadora manda su información al acelerador lineal para realizar el tratamiento [Childress 2002].

En la figura 1.2 se presenta la planificación de un tratamiento de adenoma de hipófisis.

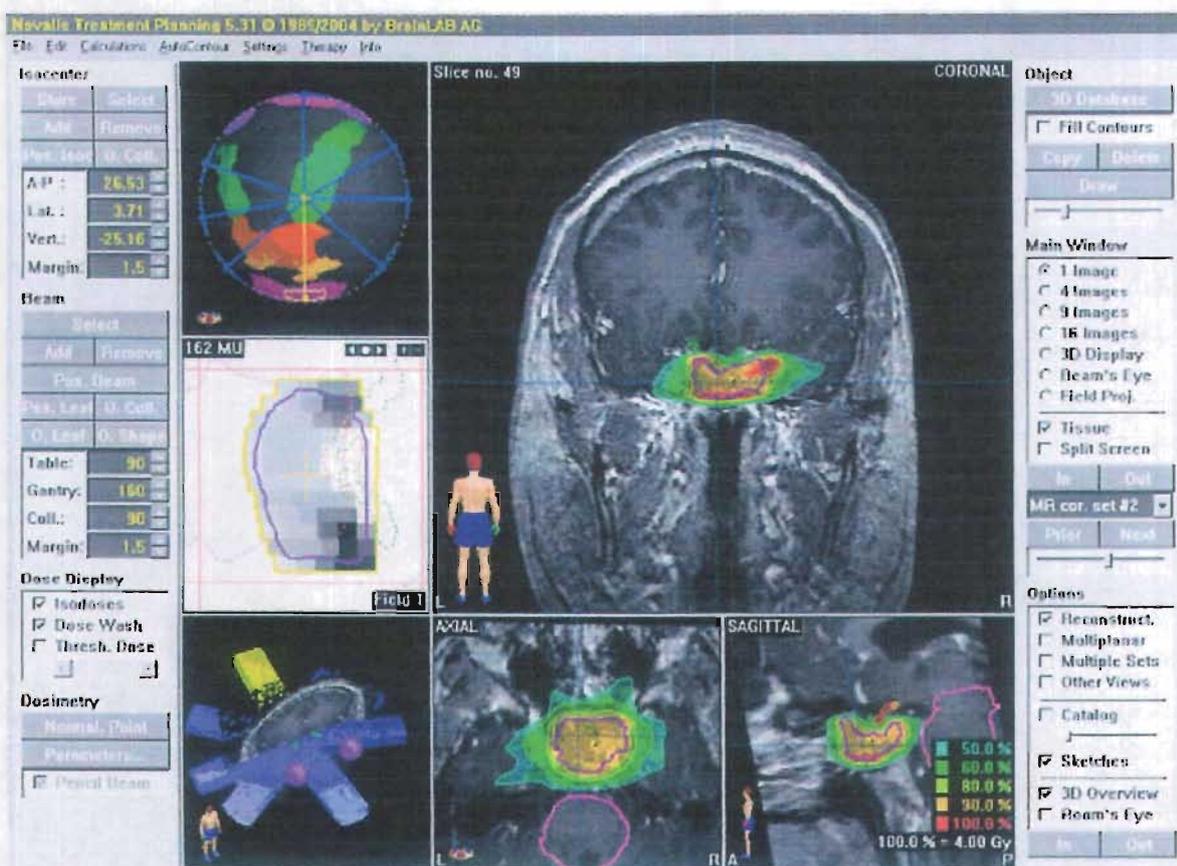


Figura 1.2. Planificación del tratamiento (IMRT) de un paciente con adenoma hipofisiario. Se muestran los planos axial, coronal y sagital de la planificación, así como el mapa de fluencia del campo 1 de tratamiento. Se indica las unidades monitor programadas en el Linac y las coordenadas de los ángulos de rotación de la camilla, cabezal y colimador. Así como también las distribuciones de los 8 haces de intensidad modulada.

En condiciones convencionales un campo de radiación es homogéneo, es decir, la dosis depositada en cada uno de sus puntos es la misma. Con la modulación del haz de radiación, la dosis en el campo diseñado no es homogénea, es decir, se distribuye de forma que una

parte del campo (tumor) recibe la máxima dosis y otras áreas del campo (órganos sanos adyacentes) reciben la mínima dosis posible.

Gracias a las distintas posiciones de los colimadores multihojas en cada campo se consigue un haz de radiación no homogéneo resultante de la suma de los diversos segmentos por campo y de la suma de todos los campos, que conforman una dosis alta y uniforme sobre el tumor, mientras se limita la dosis a los tejidos sanos de manera importante.

1.4 Comparación entre IMRT y RTC-3D

El reto de la radioterapia es administrar una dosis letal de radiación al volumen blanco minimizando el daño al tejido normal circundante.

La radioterapia conformal (RTC-3D) es una técnica que hace coincidir el volumen que recibe la radiación con el volumen ocupado por el tumor. La técnica tradicional de campos múltiples rectangulares es una técnica conformal muy simple, pues el tamaño de los campos y su orientación relativa fueron escogidos para aproximar el volumen en que se encuentra la máxima dosis de radiación con el volumen del tumor. [Brandan 2002]

Actualmente para conformar los volúmenes en tres dimensiones, la forma de cada uno de los campos se adecua al volumen del tumor, y los campos no necesariamente están en el mismo plano. Implementar la RTC en 3D requiere de una nueva tecnología para tener formas eficientes de campos. Esta tecnología utiliza colimadores multihojas (MLC) constituidos por un gran número de placas pequeñas, controlados por computadora. [Boyer 2002]

Con IMRT es posible diseñar un tratamiento a medida de cada paciente, porque proporciona un conocimiento preciso de cómo se deposita la dosis en cada punto, y permite controlar la dosis en los tejidos tumorales con un mejor control local de la enfermedad. En la planificación de RTC-3D los radioterapeutas marcan los volúmenes que hay que tratar sobre imágenes de CT. En el caso de IMRT el diseño se hace por medio de la planificación inversa, consiste igualmente en marcar los volúmenes tumorales, pero especificando la dosis que queremos para cada punto, tanto en el tumor como en los órganos críticos que lo rodean. La posibilidad de irradiar intensamente una masa tumoral sin que los órganos vitales que la rodean se vean afectados hace que IMRT esté especialmente indicada en tumores de cabeza del SNC (astrocitomas y gliomablastomas), metástasis cerebrales, tumores pulmonares y pleurales. [Dean 2003]

1.5 Planificación directa e inversa

Planificación directa

Es la planeación de un tratamiento donde el encargado de realizarlo define la dirección y forma de cada haz, el factor de peso de cada haz de radiación, uso de cuñas, bloques, márgenes, etc., seguido por el cálculo de dosis y el despliegue y evaluación de la distribución de dosis. La iteración a través del proceso se realiza manualmente hasta alcanzar un plan óptimo (o al menos aceptable). [Ezzell 2003]

Planificación inversa

Es la planeación de tratamientos donde los objetivos clínicos son especificados matemáticamente y un algoritmo optimizado por computadora es usado para determinar automáticamente los parámetros de cada haz (principalmente el factor de peso de cada haz) que producirán la distribución de dosis deseada.

El uso de métodos de optimización por computadora para diseño de planeaciones de IMRT se conoce como planeación inversa para distinguirla de la planeación directa en RTC-3D.

En la planeación directa la geometría del haz (orientación, forma, modificadores, peso de cada haz, etc.) es definida para cálculos de distribución de dosis en 3D. Después de una revisión cualitativa de la distribución de dosis, el físico médico revisa la planeación, modificando la geometría inicial (cambiando el factor de peso a cada haz, modificadores, añadiendo otro haz, etc.) para mejorar la manera en que el haz cubra al tumor o para disminuir la dosis a órganos de riesgo. Este proceso de planeación es repetido hasta obtener una planeación satisfactoria.

En la planificación inversa, se especifica la distribución de dosis deseada, más que la manera en que dicha distribución será obtenida. El usuario del sistema especifica los objetivos, la computadora (sistema de optimización) ajusta los parámetros del haz (las intensidades) iterativamente en un intento por alcanzar la distribución deseada. Después de revisar la optimización de la distribución de dosis hecha por la computadora, es necesario hacer algunas modificaciones a la distribución o ajustar la importancia relativa de cada haz si es que el médico no está satisfecho con la dosis al volumen blanco o a los órganos de riesgo [Ju 2002].

En la planificación inversa de IMRT, tal como se indica en la figura 1.3, los objetivos clínicos son especificados matemáticamente en la forma de una función objetivo. Las técnicas de optimización por computadora son entonces utilizadas para determinar los parámetros del haz (limitados comúnmente por el peso de cada haz) que permitirá alcanzar la solución más cercana a la deseada.

Algunos de los primeros intentos para optimizar planes de RT usaron funciones objetivo basadas en características de la distribución de dosis. Por ejemplo, uno podría maximizar la dosis mínima al volumen blanco sujeto a la restricción de la dosis máxima a órganos de riesgo. Por simplicidad, muchos investigadores han usado criterios de optimización basados puramente en la dosis. Sin embargo, se reconoce que, en general, la respuesta del tumor y

los tejidos normales es función no sólo de la dosis de radiación, sino también (en diversos grados, dependiendo del tipo de tejido) del volumen sujeto a cada nivel de dosis.

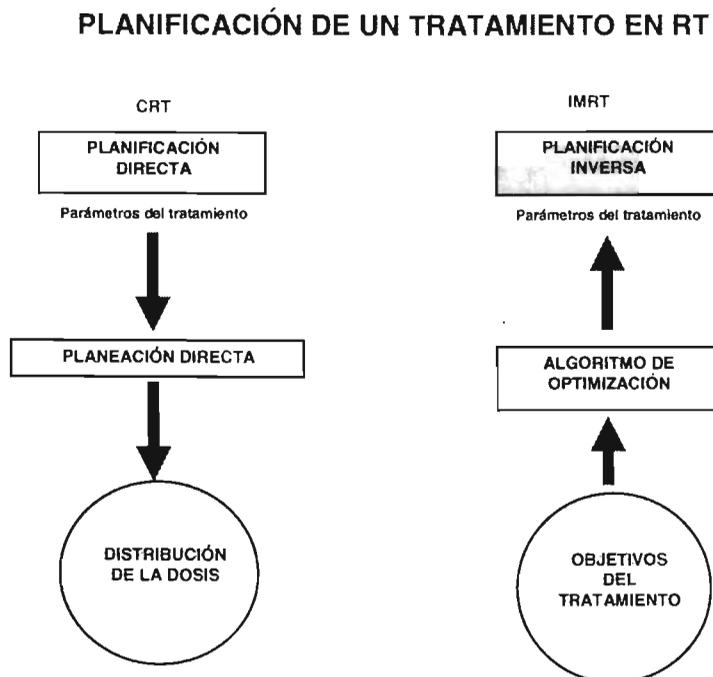


Figura 1.3. Comparación de la planificación inversa y directa en un tratamiento de RT.

En la actualidad, la mayoría de los sistemas de optimización de IMRT usan criterios basados en dosis o dosis en un volumen. Un método comúnmente usado para crear funciones objetivo basadas en dosis o en dosis a un volumen está basado en la minimización de la varianza de la dosis relativa a la dosis prescrita para el volumen blanco o del límite de dosis a órganos críticos. La varianza es definida como la suma de los cuadrados de las diferencias entre dosis calculada y la dosis prescrita o la dosis límite. Por lo tanto, una función objetivo típica basada en dosis o en dosis a un volumen es la suma de la varianza de los términos que representan cada estructura anatómica multiplicada por factores de penalización apropiados (es decir, factores de importancia). [Ju 2002]

1.6 Técnicas de irradiación

1.6.1 Paso y disparo: (SMLC)-IMRT

Es una técnica automatizada de irradiación, consiste en administrar un haz de intensidad modulada en una dirección fijada con una secuencia de segmentos usando colimadores micromultihojas (mMLC), en la cual la radiación es activada sólo cuando las micromultihojas se detienen en cada posición prescrita. Se trabajó con dos grupos de mMLC (A y B), uno de ellos se movió de manera secuencial mientras que el otro quedó fijo, es decir un grupo de mMLC dió un paso secuencial, se detuvo y disparó. Luego las hojas dieron otro paso secuencial se detuvieron y nuevamente se produjo el disparo. Así sucesivamente hasta completar las unidades monitor (UM) programadas.

1.6.2 Campos dinámicos: (DMLC)-IMRT

Es una técnica utilizada para administrar haces de intensidad modulada usando mMLC, con las hojas en movimiento durante la irradiación. La técnica de ventana corrediza es una forma de DMLC-IMRT en la cual la ventana formada por cada par de hojas opuestas recorre el volumen tumoral mientras el haz está encendido.

1.6.3 Campos estáticos

Esta técnica es totalmente diferente a las anteriores, pues en este caso, los mMLC permanecen inmóviles mientras se produce el disparo, a un tamaño de campo programado en el Linac. Esta técnica tarda más tiempo en comparación con las otras dos ya mencionadas.

1.7 Histograma dosis-volumen para IMRT

Los histogramas dosis-volumen son diagramas que muestran el porcentaje de dosis que recibe el volumen del tumor (lesión) a irradiar y los órganos adyacentes críticos. Los diagramas son proporcionados por el sistema de planificación cuyas coordenadas son dosis en cGy y el porcentaje de volumen de tejido que ha recibido una dosis superior al valor de la abscisa, éstos se realizan para los órganos de interés. Funciones objetivo basadas en dosis a un volumen pueden producir planes de tratamiento más apropiados que los basados sólo en la dosis. Sin embargo, los criterios basados en dosis a un volumen tienen algunas limitaciones.

En la figura 1.4 se muestra el histograma dosis-volumen que se obtuvo en la planificación de un tratamiento de adenoma de hipófisis que se mostró en la figura 1.2. En este histograma se observa que el máximo de la dosis la recibe la lesión y se cuida de no irradiar órganos adyacentes tales como el tallo cerebral, el quiasma óptico, los nervios ópticos derecho e izquierdo y los ojos.

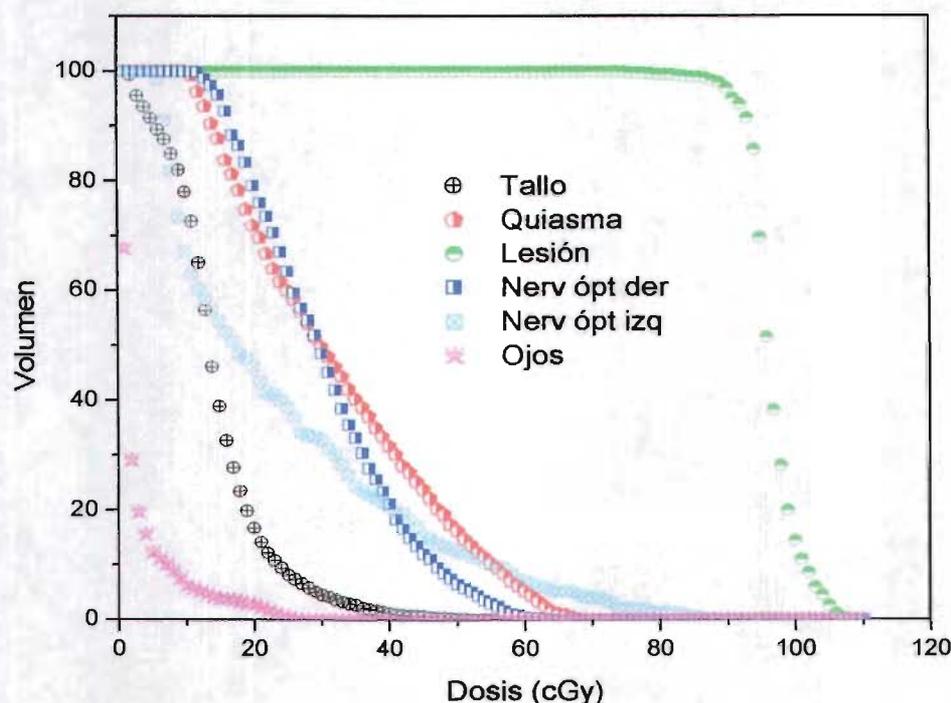


Figura 1.4. Histograma dosis-volumen para IMRT.

Para llevar a cabo la radioterapia con intensidad modulada, es imprescindible disponer de un buen sistema de inmovilización del paciente que reproduzca fielmente la misma posición en cada sesión de tratamiento con mínimos o nulos desplazamientos.

Esto es muy importante porque el haz de radiación debe administrarse diariamente con alta precisión. Para ello se utilizan colchones de vacío o de resinas que conservan la huella tridimensional del paciente, utilizando como referencia un sistema de láseres en las tres dimensiones del espacio, además se usan los marcos estereotácticos. Recientemente se han introducido en el mercado sistemas de referencia guiados por infrarrojo que permiten corregir automáticamente la posición del paciente sobre la posición de referencia inicial.

1.8 Ventajas del IMRT y cuestiones clínicas

Con respecto a la eficacia terapéutica con IMRT, todavía no se tiene una estadística de pacientes que demuestre si un tratamiento con IMRT garantiza una mejor calidad de vida frente a otro paciente que recibió tratamiento convencional de radioterapia. Lo que sí se puede decir de las ventajas de IMRT frente a técnicas convencionales es que protege a órganos de riesgo, disminuye el número de efectos secundarios inherentes a todo el tratamiento con radiación y la posibilidad de aumentar la dosis administrada sobre volúmenes precisos diseñados en el sistema de planificación de tratamiento. La técnica de tratamiento con IMRT se recomienda mucho para tumores de cabeza y cuello y próstata. Por ejemplo, en cáncer de próstata se observa una menor frecuencia de irritación del recto o

de la vejiga. Asimismo, en aquellos tumores en los que con técnicas convencionales de radioterapia el control local del tumor es bajo (tumores recurrentes, gliomas cerebrales, cáncer de cabeza y cuello avanzado, cáncer de pulmón y cáncer de próstata avanzado), la radioterapia con intensidad modulada permite incrementar la dosis sobre el tumor. [www 06]

CAPÍTULO 2

DOSIMETRÍA DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA

2.1 Película radiográfica

De manera general, una película radiográfica es una base de acetato de celulosa, revestida por uno o ambos lados de una capa gelatinosa de emulsión fotosensible que contiene en suspensión cristales de halogenuros de plata. Cuando la película es expuesta a la radiación, los cristales sufren cambios moleculares, ocurriendo una transformación físico-química, en la que se forma y almacena una imagen latente. Cuando la película es revelada, se remueven los gránulos no afectados dejando en la base una zona clara, mientras que los cristales afectados por la radiación, se reducen a pequeños granos de plata metálica, los cuales oscurecen la película. El proceso de fijado se hace por medio de una solución de tiosulfito de sodio, que disuelve el halogenuro de plata y la gelatina de la emulsión no afectada por la radiación. En este proceso no se ve afectada la plata metálica impregnada en la película y con el lavado en agua corriente se remueven los residuos químicos. Las áreas que fueron expuestas a las radiaciones aparecen ennegrecidas, este ennegrecimiento de la película corresponde a la densidad de plata metálica, y su estudio se hace de acuerdo con sus características de transmisión de luz, es decir el efecto de la irradiación de emulsiones con radiaciones ionizantes se mide en términos de la opacidad de la película. El grado de oscurecimiento de la película, llamado densidad óptica, se mide con un densitómetro óptico que es un dispositivo que consiste de una fuente de luz visible y un fotodetector. [Scaff 1997]

Ahora vamos a describir detalladamente la fabricación de una película y la física de la interacción de los fotones con la emulsión hasta la formación de la imagen latente.

2.1.1 Fabricación de la película [Bushong 1995]

La fabricación de la película es un proceso de precisión y alta calidad. Las fábricas se mantienen extremadamente limpias, ya que cualquier mota de polvo u otro contaminante depositado sobre la película limitará su capacidad para transmitir la información del haz de rayos X. La película radiográfica tiene dos partes, la base y la emulsión (figura 2.1). Casi todas las películas radiográficas tienen emulsión por las dos caras, por lo que se las conoce como películas de doble emulsión. Entre la emulsión y la base hay una fina capa de material adhesivo llamada capa adhesiva, cuya finalidad es asegurar que la emulsión se adhiera uniformemente a la base. Esta capa adhesiva asegura que la emulsión y la base mantengan una integridad y un contacto apropiados durante su uso y revelado. La emulsión se encuentra protegida por una capa protectora de gelatina denominada superrecubrimiento, que protege la emulsión de los arañazos, la presión y la contaminación durante el uso y revelado de la película. La película revelada no requiere de una manipulación especial. El grosor de una película radiográfica oscila entre 200 y 300 μm (0.2-0.3 mm).

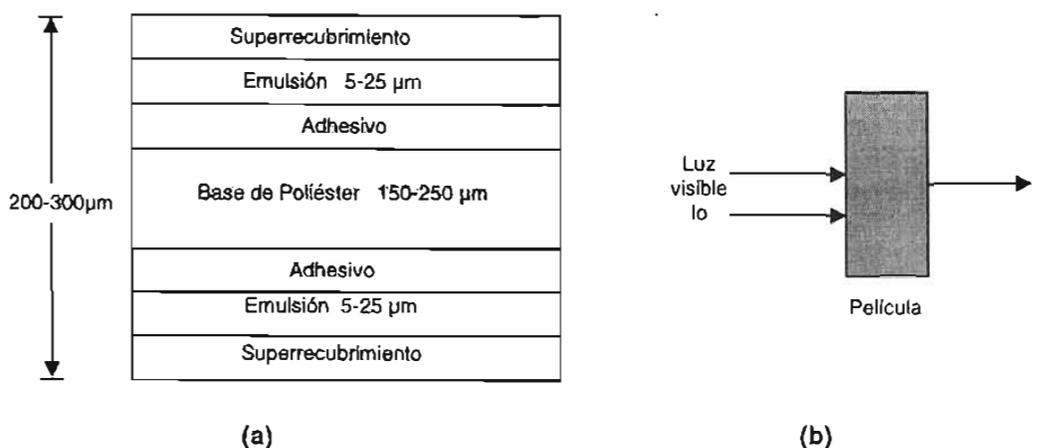


Figura 2.1. (a) Corte de una película radiográfica típica. La parte más ancha es la base. La emulsión contiene la información útil, (b) Medición de la densidad óptica.

Base

La base es el fundamento de la película radiográfica. Su finalidad es proporcionar una estructura rígida sobre la que se pueda depositar la capa de emulsión. La base es flexible e irrompible para permitir un manejo sencillo, pero lo suficientemente rígida para que se pueda sujetar en un negatoscopio. La base de la película radiográfica mantiene su forma y tamaño durante el uso y procesado para que no se distorsione la imagen. Esta propiedad de la base se denomina estabilidad dimensional.

La base tiene lucencia uniforme, casi transparente a la luz, de forma que no existan sombras o formas indeseables en la película producidas por la base. Durante su fabricación, se añade colorante para teñir la película ligeramente de azul. En comparación con la película sin teñir, esta coloración provoca menos fatiga visual al radiólogo y permite una mayor eficacia y precisión en los diagnósticos.

La base de la película radiográfica original era una placa de cristal. Algunos radiólogos continúan llamando a las radiografías placas de rayos X. Durante la Primera Guerra Mundial, disminuyó drásticamente la disponibilidad de cristal de alta calidad, como el que se utilizaba como base para la película radiográfica, al tiempo que aumentaban rápidamente las aplicaciones de los rayos X, sobre todo en el ejército. Pronto comenzó a utilizarse como base estándar sustituta un material llamado nitrato de celulosa. No obstante, este material tiene una gran desventaja: es inflamable. El almacenamiento y la manipulación inadecuados de los archivos de películas radiográficas tuvieron como consecuencia el incendio y la completa destrucción de varios hospitales durante la década de los 20 y principios de los 30. A mediados de los 20 comenzó a utilizarse una "base segura", el triacetato de celulosa, cuyas propiedades eran similares al nitrato de celulosa, pero no era tan inflamable.

A comienzos de los 60 comenzó a emplearse una base de poliéster. El poliéster ha sustituido por completo al triacetato de celulosa como base para la película radiográfica. El poliéster es más fuerte y resistente que el triacetato de celulosa, simplificando en gran medida la circulación de la película por las máquinas de revelado automático. El poliéster de estas bases es muy similar a la fibra de poliéster que se utiliza para fabricar tejidos. Los

dos compuestos principales del poliéster son el etilenglicol y el dimetiltereftalato, que se unen a elevada temperatura y baja presión para formar un polímero (una molécula muy grande formada a partir de la unión de dos o más de menor tamaño). Las películas se fabrican en finas láminas del tamaño adecuado. El término que utilizan E.I. Dupont de Nemours and Company, los inventores del poliéster, para referirse a este plástico es Cronar. Eastman Kodak Company emplea la denominación Estar. [Bushong 1995]

Emulsión

La emulsión es el corazón de la película radiográfica. Es el material con el cual interaccionaron los rayos X. La emulsión está compuesta por una mezcla homogénea de gelatina y cristales de halogenuros de plata. La gelatina es transparente, por lo que transmite la luz, y suficientemente porosa para permitir que penetren los compuestos químicos durante el revelado hasta alcanzar los cristales de halogenuros de plata. Su principal misión es la de ofrecer un soporte físico para el depósito uniforme de los cristales de halogenuros de plata.

Los cristales de halogenuros de plata son el ingrediente activo de la emulsión. En la emulsión más corriente, el 95% de estos halogenuros son de bromuro de plata (AgBr) y los restantes suelen ser de yoduro de plata (AgI). Estos átomos tienen un número atómico relativamente grande ($Z_{\text{I}} = 53$, $Z_{\text{Br}} = 35$, $Z_{\text{Ag}} = 47$), si se compara con el de la gelatina y la base (para ambos $Z \approx 7$). La interacción de los rayos X y los fotones de luz con estos átomos de número Z elevado es lo que produce la imagen radiográfica.

Los cristales de halogenuros de plata son planos y triangulares, de aproximadamente $1 \mu\text{m}$ de lado. La disposición de los átomos en los cristales es cúbica, tal como se muestra en la figura 2.2. Estos cristales se obtienen disolviendo plata (Ag) en ácido nítrico (HNO_3) para formar nitrato de plata (AgNO_3). Los cristales fotosensibles de bromuro de plata (AgBr) se obtienen mezclando el nitrato de plata con bromuro de potasio (KBr), según la siguiente reacción:



La flecha indica que el bromuro de plata precipita, mientras que el nitrato de potasio, que es soluble, es eliminado. El proceso completo tiene lugar en presencia de la gelatina, con el control absoluto y preciso de la presión y temperatura a la que se mezclan los compuestos.

La forma y estructura de la red de cristales de halogenuros de plata no es perfecta y algunas de estas imperfecciones son las que confieren a los cristales las propiedades de retención de imagen. El tipo de imperfección que se considera responsable es un contaminante químico, por lo general el sulfuro de plata (Ag_2S), que se introduce en la red cristalina o, lo que es más frecuente, permanece en su superficie. Este contaminante ha recibido la denominación de partícula sensible. Se ha demostrado que, durante el procesado de la película radiográfica, los átomos de plata son atraídos por las partículas sensibles y se concentran en sus proximidades.

Las diferencias de velocidad, contraste y resolución entre las distintas películas radiográficas están determinadas por los procesos de fabricación de los halogenuros de Ag

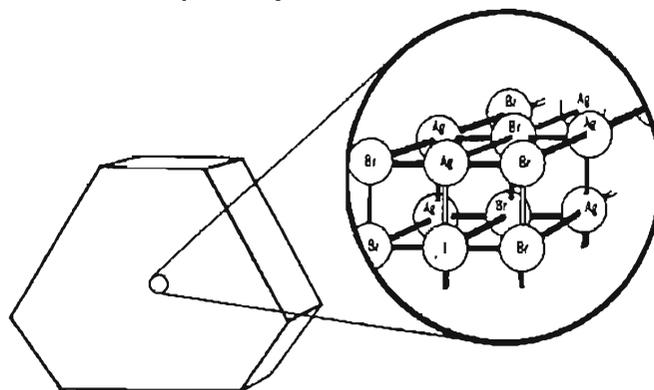


Figura 2.2. El cristal de halogenuro de plata es triangular. La disposición de los átomos en el interior del cristal es cúbica.

y su mezcla con la gelatina. El número de partículas sensitivas por cristal, la concentración de cristales en la emulsión y el tamaño y distribución de los cristales también influyen en las características de la película radiográfica. Por ejemplo, la película para exposición directa tiene una capa de emulsión mucho más gruesa, con más cristales de halogenuros de plata, que la película de pantalla. La concentración de cristales de halogenuros de plata es el principal determinante de la rapidez de la película. La composición de la emulsión radiográfica es un secreto celosamente guardado por cada fabricante.

2.1.2 Formación de la imagen latente

La radiación que sale del paciente y llega a la película radiográfica deposita energía en la emulsión por interacción fotoeléctrica con los átomos de los cristales de halogenuros de plata. Esa energía se deposita en un patrón representativo del objeto o parte del cuerpo que se está radiografiando. Si se mira la película inmediatamente después de su exposición, no se ve nada. No obstante, existe una imagen llamada imagen latente. Esta es el cambio invisible que se ha inducido en los cristales de los halogenuros de plata. Mediante los procesos químicos adecuados, la imagen latente se convierte en una imagen visible.

La interacción entre fotones y cristales de halogenuros de plata se conoce bastante bien, así como el proceso por el que la imagen latente se transforma en imagen visible. La formación de la imagen latente, a través del llamado efecto fotográfico, no se conoce por completo y continúa siendo investigada. Los comentarios siguientes son un resumen de la teoría de Gurney-Mott, que proporciona la explicación más aceptada, aunque incompleta, acerca de la formación de la imagen latente.

2.1.3 Cristales de halogenuros de plata

La plata, el yodo y el bromo se fijan a la red cristalina en forma iónica, tal como se muestra en la figura 2.3. La plata forma un ion positivo, mientras que el bromo y el yodo forman

iones negativos. Un ion es un átomo que tiene un exceso o un defecto de electrones, por lo cual está cargado eléctricamente. En la formación de un cristal de halogenuros de plata, cada átomo de plata expulsa un electrón de su capa externa que se liga a un átomo de halogenuro (sea bromo o yodo). Al átomo de plata le falta ahora un electrón y es un ion cargado positivamente que se identifica con el símbolo Ag^+ . El bromo y el yodo tienen un electrón de más y forman iones cargados negativamente, que se identifican como Br^- e I^- , respectivamente

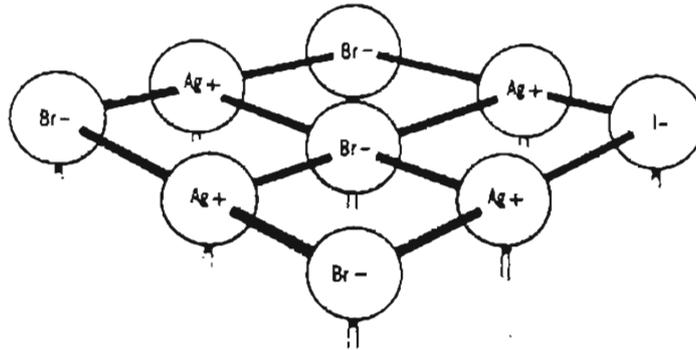


Figura 2.3. La red cristalina de los halogenuros de plata contiene iones. Los electrones de los átomos de plata son prestados a los átomos de Br e I.

Los cristales de halogenuros de plata no son tan rígidos como otros cristales (por ejemplo, los cristales de diamante son muy rígidos) y los átomos y electrones pueden desplazarse bajo ciertas condiciones por el interior del cristal. Los iones de halogenuros (bromuro y yoduro) suelen estar a concentración muy elevada en la superficie del cristal, en cuyo caso el cristal tiene una carga eléctrica superficial negativa, que se anula con la carga de los iones de plata intersticiales, situados en el interior de los cristales. Se supone que las partículas sensibles se colocan en la superficie o cerca de la misma. En la figura 2.4 se muestra un modelo de cristal de halogenuro de plata.

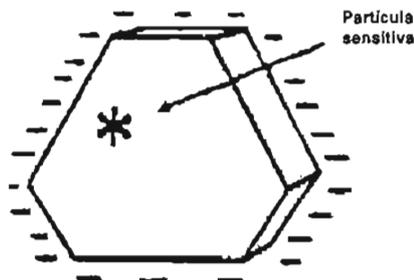


Figura 2.4. Modelo de un cristal de halogenuro de plata; se resaltan la partícula sensible y la concentración de iones negativos en la superficie.

2.1.4 Interacción de los fotones con los cristales de halogenuros de plata

Cuando la radiación incide sobre la película, casi toda la energía de los fotones se transfiere a la gelatina. La interacción de los rayos X con los átomos de plata y los halogenuros (Ag, Br, I) crea la imagen latente. Si se absorben completamente los rayos X (figura 2.5, A), la interacción es fotoeléctrica. Si la absorción es parcial, se la conoce como interacción Compton. En ambos casos se libera un electrón secundario, ya sea un fotoelectrón o un electrón Compton, con suficiente energía para recorrer una larga distancia en el interior del cristal.

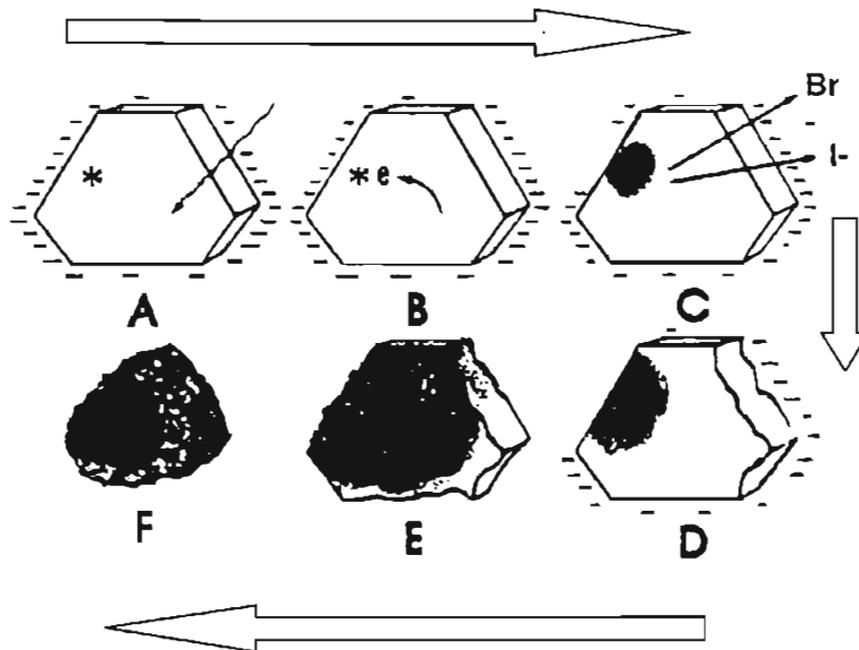
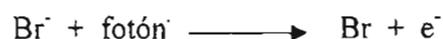


Figura 2.5. La producción de la imagen latente y su transformación en imagen visible sigue varios pasos. A: Se liberan electrones por acción de la radiación. B: Migración de los electrones hacia la partícula sensible. C: Se forma plata atómica en la partícula sensible. D: Este proceso se repite muchas veces y su resultado es la desaparición de la carga eléctrica de la superficie y el aumento del número de átomos de plata. E: El halogenuro de plata que resta se transforma durante el revelado. F: Grano de plata resultante.

Conforme atraviesa el cristal, el electrón secundario puede tener suficiente energía para arrancar electrones adicionales de la red cristalina. Como resultado de la interacción de un rayo X, se liberan varios electrones que recorren el interior del cristal. La liberación de estos electrones secundarios se representa de la siguiente manera:



El resultado es el mismo si se trata de la interacción entre la luz visible de una pantalla intensificadora de imagen y la película, pero los fotones de luz tienen menos energía, por lo que se necesitan muchos más para producir el mismo número de electrones secundarios migratorios. Algunos de estos electrones migratorios pasan cerca o a través de las partículas

sensitivas (figura 2.5, B), donde son atrapados por los iones positivos de plata. La reacción se representa así:



La mayor parte de estos electrones provienen de los iones de bromo y yodo, ya que esos iones negativos tienen un electrón de más. Los iones negativos se transforman en átomos neutros y esta pérdida de carga eléctrica da lugar a la alteración de la red cristalina. Los átomos de bromo y yodo han quedado libres para emigrar, dado que ya no están unidos por fuerzas iónicas. Emigran fuera del cristal y pasan a la gelatina (figura 2.5, C). El deterioro de la estructura cristalina facilita que los restantes iones de plata emigren fácilmente.

2.1.5 Imagen latente

La concentración de electrones en las proximidades de una partícula sensitiva crea una zona de carga negativa. A medida que los átomos de los halogenuros desaparecen del cristal, los iones positivos de plata van siendo atraídos electrostáticamente por las partículas sensitivas. Cuando alcanzan una partícula sensitiva, los iones de plata se neutralizan, combinándose con los electrones, y se obtiene plata atómica (figura 2.5, D). De este modo, se depositan en cada cristal menos de 10 átomos de plata, depósito que no puede apreciarse ni siquiera a través del microscopio. Este conjunto de átomos recibe el nombre de centro de la imagen latente. Se acumularán en estos centros cantidades visibles de plata durante el revelado, que serán las que formen la imagen radiográfica.

Los cristales con plata depositada en las partículas sensitivas adquieren una coloración negra durante el revelado. Los cristales que no han sido irradiados continuarán transparentes e inactivos. La información invisible contenida en los cristales de halogenuros de plata activados por la radiación o inactivos constituye la imagen latente. **Revelado** es el término que se emplea para referirse al conjunto de reacciones químicas que transforman la imagen latente en imagen radiográfica visible.

La imagen latente es invisible, ya que sólo unos pocos iones se transformaron en plata metálica y se depositaron en la partícula sensitiva. El revelado de la película multiplica este proceso varios millones de veces hasta que todos los iones de plata de un cristal expuesto se hayan transformado en plata metálica (ver figura 2.5, E y F), convirtiendo así la imagen latente en imagen radiográfica visible. El revelado de la película es una parte tan importante como la técnica de irradiación utilizada.

El fabricante identifica a las películas por el contraste: medio, alto o superior, y la diferencia radica básicamente en el tamaño y distribución de los cristales de halogenuros de plata. En una emulsión de alto contraste, los granos de halogenuros de plata serán mucho más pequeños y con un tamaño relativamente uniforme. Las películas de bajo contraste tendrán un grano mucho mayor y de diferentes tamaños. En general, cuanto más gruesa es la emulsión, más sensible es la película y por tanto más rápida.

En general, las emulsiones de grano grueso son más sensibles que las emulsiones de grano fino. Este hecho es ahora menos importante debido a las nuevas tecnologías desarrolladas

por los fabricantes. Las emulsiones actuales contienen mucha menos plata, pero producen la misma densidad óptica por unidad de exposición. Este uso más eficaz de la plata recibe el nombre de capacidad de recubrimiento de la emulsión.

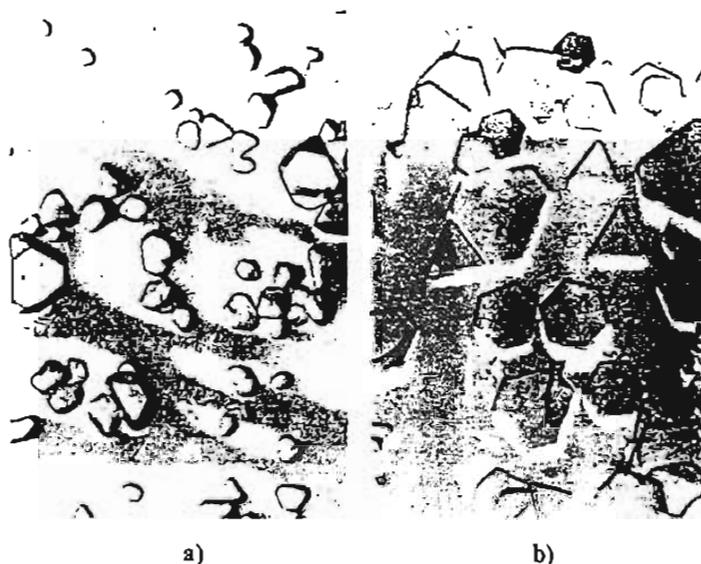


Figura 2.6. a) Los cristales de halogenuros de plata convencionales son muy gruesos.
b) Las nuevas tecnologías producen cristales planos (Cortesía de Eastman Kodak Company).

Los cristales de halogenuros de plata eran hasta hace poco gruesos y tridimensionales (figura 2.6, A). Las nuevas emulsiones (figura 2.6, B) se denominan de grano tabular por que los cristales de halogenuros de plata son planos y tienen una forma que aumenta muchísimo la relación entre superficie y volumen.

2.1.6 Calidad radiográfica

El término calidad radiográfica se refiere a la fidelidad con la que aparecen en la radiografía las estructuras anatómicas examinadas. Una radiografía que reproduce con fidelidad las estructuras y los tejidos se identifica como de alta calidad. El radiólogo necesita radiografías de alta calidad para establecer diagnósticos seguros. No es fácil definir la calidad de una radiografía ni es posible medirla con precisión. Existen varios factores que afectan la calidad radiográfica, pero no disponemos de medidas precisas y universalmente aceptadas para juzgarla. Las dos características más importantes de la calidad radiográfica son la resolución, llamada a veces nitidez, y el ruido.

La resolución es la capacidad para apreciar dos objetos separados y distinguirlos visualmente el uno del otro. La resolución de alto contraste se refiere a objetos con contraste alto, como la interfase entre hueso y tejido blando. A la resolución de alto contraste se la conoce también como resolución espacial.

“Ruido” es un término que proviene de la ingeniería eléctrica. El murmullo de fondo y el siseo que se oye en un sistema estéreo es ruido de audio, inherente al diseño del sistema. La

“nieve” en las pantallas de televisión, sobre todo cuando la señal es débil, es ruido de vídeo, también inherente al sistema. El ruido radiográfico es una fluctuación indeseable en la densidad óptica de la imagen, inherente al sistema radiológico. El ruido radiográfico tiene tres componentes: granularidad de la película, moteado estructural y el ruido asociado a las fluctuaciones estadísticas debidas a los procesos de generación y detección de los rayos X.

2.2 Curva característica

Una curva característica o curva H y D, en honor de Hurter y Driffield, que fueron los primeros en describirla, representa la respuesta de la película como función de la exposición. A partir de la curva característica de la película radiográfica, es posible conocer el valor de la densidad óptica que resulta de una exposición de la radiación. A niveles de exposición altos y bajos, grandes variaciones en la exposición sólo producen pequeños cambios en la densidad óptica. Estas porciones de la curva característica se denominan hombro y talón, respectivamente. A niveles de exposición intermedios, pequeños cambios de exposición proporcionan grandes variaciones de la densidad óptica. A esta región intermedia se la conoce como porción recta de la curva característica y es la zona apropiada para obtener una exposición correcta.

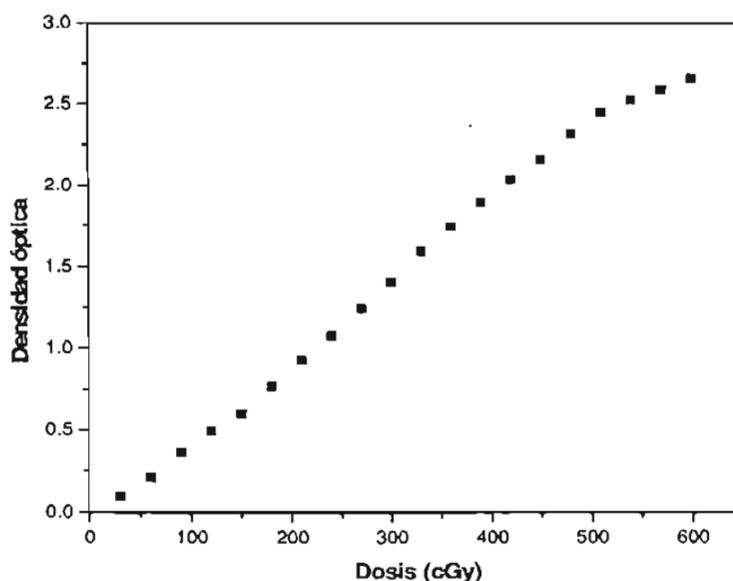


Figura 2.7. Curva característica típica de una película radiográfica en un intervalo de dosis de interés en radioterapia.

En el uso de película radiográfica para dosimetría con haces de alta energía es conveniente representar la curva característica en función de la dosis absorbida [Childress 2002, Dogan 2002b, Esthappan 2002, Ju 2002, Zhu 2002, Palm 2004, Bucciolini 2004, Childress 2005]. Por esta razón, en esta tesis, las curvas características o curvas de calibración de las películas radiográficas se reportan como densidad óptica (*DO*) en función de la dosis, tal como se muestra en la figura 2.7. Otro tipo de curvas de calibración (usadas con el

programa DoseLab) que se reportan en esta tesis es la representación de la dosis como función de los valores de píxel (sección 4.5.1 y 4.5.2):

A partir de la figura 2.1 b), si llamamos I_0 a la intensidad de luz que incide en una película e I a la intensidad de luz que consigue pasar, definimos el coeficiente de transmisión T con la siguiente ecuación:

$$T = \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (\text{Ec. 2.1})$$

El grado de ennegrecimiento de una región de la película se describe por la densidad óptica DO de la región, que se trata en más detalle en la siguiente sección.

2.2.1 Densidad óptica (DO)

Es la medida del obscurecimiento o ennegrecimiento de una región de la película; es el logaritmo en base 10 del inverso del coeficiente de transmisión. Matemáticamente se expresa con la ecuación:

$$DO = \log_{10} \left(\frac{1}{T} \right) = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (\text{Ec. 2.2})$$

Por ejemplo, para una película expuesta que tenga coeficiente de transmisión 0.1 (apenas 1/10 de la luz incidente consigue traspasar la película), la medida de su ennegrecimiento en términos de densidad óptica será:

$$DO = \log_{10} \left(\frac{1}{0.1} \right) = \log_{10} 10 = 1 \quad (\text{Ec. 2.3})$$

Considerando la Ec. 2.2, sean A , el área promedio obscurecida (cm^2/grano) por un sólo grano revelado de plata y n el número de granos revelados por cm^2 de la película, entonces tenemos que:

$$\left(\frac{I_0}{I} \right) \cong e^{An} \quad (\text{Ec. 2.4})$$

Aplicando logaritmo en ambos lados de la Ec. 2.4, tenemos:

$$\log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) = \log_{10} (e^{An}) = An \log_{10} e \quad (\text{Ec. 2.5})$$

Usando la Ec. 2.2, tenemos:

$$DO = 0.4343An \quad (\text{Ec. 2.6})$$

En la Ec. 2.6 la relación se cumple si $n \ll N$, donde N es el número de granos de AgBr por unidad de área en la película no irradiada, suponiendo que:

- i) Los rayos-X incidentes generan una fluencia de electrones secundarios Φ (e/cm^2) que pasan perpendicularmente a través de la película.
- ii) Una única interacción de un electrón produce un grano revelable.
- iii) Todos los granos tienen la misma área proyectada A , la cual se supone que no cambia durante el revelado.

Entonces, la fracción de granos golpeados por la radiación ionizante que pueden ser revelados es:

$$\left(\frac{n}{N}\right) \cong A\Phi \quad (\text{Ec. 2.7})$$

Reemplazando la Ec. 2.7 en la Ec. 2.6, tenemos:

$$DO = 0.4343A^2N\Phi \quad (\text{Ec. 2.8})$$

De la Ec. 2.8 observamos que, cuando $n \ll N$, la densidad óptica es proporcional a Φ , y consecuentemente a la dosis absorbida en la emulsión de la película.

Como el ennegrecimiento de la película depende de la dosis recibida, podemos construir una curva, relacionando la densidad óptica de la película con la dosis, llamada *curva característica* o *sensitométrica* de la película (figura 2.7).

2.2.2 Sensibilidad de una película

Es la rapidez con que se forma la imagen en una emulsión fotográfica de una película al ser expuesta a la radiación ionizante.

Si una película es muy sensible, la dosis necesaria será baja y la película será llamada rápida o de alta velocidad. Por tanto, la sensibilidad y velocidad de una película tienen el mismo significado, pudiendo también ser evaluada por el inverso de la dosis necesaria para producir una cierta densidad óptica.

Las densidades ópticas son medidas con un equipo llamado densitómetro óptico. Si se desea saber la cantidad de radiación recibida por otras películas, se hacen las lecturas en el densitómetro óptico, y a partir de los valores de las densidades ópticas encontradas, por medio de la curva patrón o de calibración, determinamos la dosis de cada película.

2.2.3 Velocidad de una película

Es la capacidad de una película radiográfica para responder a cantidades mínimas de dosis de los rayos X. La rapidez de una película es el recíproco de la dosis (en cGy) necesaria para producir una densidad óptica de 1 (ver figura 2.8). [Bushong 1995]

2.2.4 Regiones de una curva sensitométrica

En una curva sensitométrica o de calibración (figura 2.7) de una película radiográfica se observan varias regiones, ellas son:

- a) Base + Niebla: Es la densidad óptica que corresponde al ennegrecimiento de fondo de la película, causado principalmente por efectos térmicos. La medida de este parámetro es aproximadamente una densidad óptica de 0.2.
- b) Valor umbral: Es el valor que marca la dosis más baja que da un valor de densidad óptica mayor a la base + niebla.
- c) Pendiente: Es la llamada función gamma, es la región de la zona “lineal”. Describe las propiedades más importantes de la película, determina el contraste máximo de la película. El contraste manifiesta las diferencias entre tonalidades de zonas blancas, grises y negras contenidas en la película.
- d) Hombro: Es una región de respuesta no lineal, dado que todos los granos de la película han sido saturados y donde incrementos en la dosis ya no inducen cambios en la densidad óptica de la película.
- e) Latitud: Es el intervalo de dosis útil (zona lineal) de la película.
- f) Talón: Es la porción de la curva sensitométrica donde la relación densidad óptica y dosis no es lineal.

2.3 Películas radiográficas EDR2 y XV2

2.3.1 Película radiográfica EDR2[†]

La película EDR2 (Kodak, Rochester, NY) es una película de grano fino, de muy baja velocidad de respuesta y revelado rápido. Utiliza cristales muy finos de grano cúbico monodispersado. Presenta doble capa de emulsión y es cubierta con una base de poliéster de 0.18 mm, lo que permite su revelado en un procesador convencional de películas de proceso rápido. Las dimensiones de la película son de 30.5 cm x 25.4 cm. Para rayos-X de alta energía el proceso de doble golpe es el mecanismo dominante que hace a los granos de las películas EDR2 revelables [Zhu 2002].

Las curvas sensitométricas de la película EDR2 responden a una función sigmoide para exposiciones mixtas de uno y doble golpe. El modelo se da en la Ec. 2.10.

$$DO = DO_1(1 - e^{-\alpha_1 D}) + DO_2[1 - e^{-\alpha_2 D}(1 + \alpha_2 D)] \quad (\text{Ec. 2.9})$$

[†] Por sus siglas en inglés Extended Dose Range, versión 2 (Kodak)

Donde DO es la densidad óptica, DO_1 y DO_2 son la máxima densidad óptica para procesos de exposición único y doble, α_1 y α_2 describen la sensibilidad de la película (en unidades de dosis recíproca) para los procesos de uno y doble golpe, D es la dosis. Se supone que un grano puede hacerse revelable por exposición única o doble. [Zhu 2002]

La selección apropiada de un tipo de película depende de las aplicaciones e intervalo de dosis que le interesan al usuario. La EDR2 presenta un intervalo de respuesta de 25 a 400 cGy y un punto de saturación a aproximadamente 700 cGy. Por estas características, la EDR2, presenta un uso particular para aplicaciones y verificaciones de IMRT, RT estereotáctica y aplicaciones con MLC. Es muy conveniente para realizar calibraciones y monitorización, ya que presenta una área grande y bajo costo, es excelente para dosimetría relativa (por ejemplo, medida de la uniformidad de campo, caracterización de equipos: forma de campos y abertura de MLC) y muy apropiada para dosimetría absoluta (por ejemplo para tratamientos a altas dosis tal como IMRT). Entre las características de esta película para aplicaciones de exposición directa son: intervalo amplio de respuesta como función de la dosis, aproximadamente lineal, y revelado rápido. [Dogan 2002a]

2.3.2 Película radiográfica XV2

Es una película radiográfica hecha de grano fino. Se emplea para hacer verificación del haz de radiación de los equipos de radioterapia y radiodiagnóstico, es sensible a la luz azul y con emulsión en ambas caras de la base. Presenta velocidad de respuesta rápida y un intervalo de respuesta de 5 a 100 cGy y un punto de saturación a aproximadamente 200 cGy. Este tipo de película es mucho más sensible que la película EDR2. En el transcurso de la redacción de este trabajo de tesis utilizaré el término XV2 para referirme a este tipo de película radiográfica. Usando la Ec. 2.9 y aplicarla para la película XV2, sólo se considera la exposición de golpe único, entonces $DO_2 = 0$. La Ec. 2.9 se simplifica a: [Zhu 2003].

$$DO = DO_1(1 - e^{-\alpha_1 D}) \quad (\text{Ec. 2.10})$$

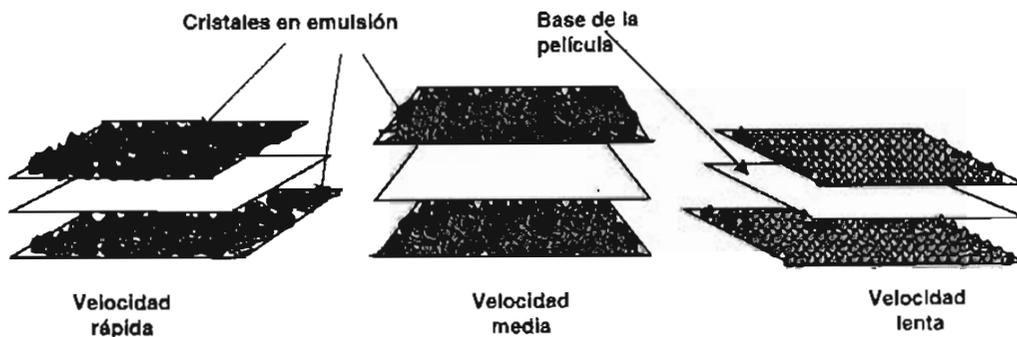


Figura 2.8. Tamaños de grano de las películas según su velocidad de respuesta. [Thompson 1994]

2.3.3 Propiedades de las películas radiográficas

Algunas de las propiedades físicas de las películas EDR2 y XV2 se muestran en la Tabla 2.1. La película EDR2 usa microcristales puros de bromuro de plata (AgBr) muy finamente monodispersados con una dimensión efectiva de 0.2 μm . Los granos de la película XV2 están mezclados de cristales de AgBr y yoduro de plata (AgI). Los cristales de halogenuro de plata de la película XV2 están compuestos de diferentes tamaños y formas, el más grande es 10 veces más grande que los pequeños. La longitud promedio de los cristales de halogenuros de plata de la película XV2 es de aproximadamente 0.4 μm . El volumen del grano de la EDR2 es aproximadamente 1/8 del volumen del grano de la XV2 [Zhu 2003].

Tabla 2.1: Propiedades físicas de las películas EDR2 y XV2.^a

Propiedades físicas	EDR2	XV2
Grano del cristal	AgBr	AgBr y AgI
Densidad total de plata (g/m^2) (ambos lados de la película)	2.303	4.237
Tamaño de grano (μm)	0.2 ^b	0.4 ^c
Distribución de tamaño de grano	Monodispersado	Varía en tamaño y forma
Espesor de la base (mm)	0.18	0.18
Espesor de la capa de celulosa (g/m^2) (por lado)	5	3
Lado doble	Sí	Sí

^aReferencia [Zhu 2003]

^bLado del cubo

^cLongitud promedio

2.3.4 Reactivos químicos para el procesamiento de películas radiográficas [Kodak 1980]

El revelador

El revelador es una solución química que convierte la imagen latente de una película en una imagen visible, compuesta de pequeñas masas de plata metálica. Los ingredientes básicos del revelador radiográfico, además de un solvente, son: agentes reveladores, activadores, conservadores y restringentes.

1. Solventes: El agua constituye el solvente básico de un revelador. Disuelve e ioniza los compuestos químicos de éste. También hace que se hinche la gelatina de la emulsión en la película, para que los agentes reveladores disueltos puedan penetrarla y llegar a los cristales de halogenuros de plata. En el caso de los reveladores concentrados, se requiere un segundo solvente para mantener en solución todos los componentes químicos.

2. Agentes reveladores: El agente revelador es un compuesto químico como la hidroquinona o la fenidona, capaz de convertir en plata metálica los gránulos de halogenuros de plata expuestos.

3. **Activadores:** Si la solución consistiera sólo en agua y un agente revelador, produciría muy poco revelado. Por esta razón, se agrega al revelador un activador (alcalino). Ciertos compuestos químicos, por ejemplo el carbonato de sodio o de potasio, o el hidróxido de sodio o de potasio, se utilizan como activadores.

4. **Conservadores:** El conservador antioxidante retrasa la oxidación de la solución alcalina del revelador, tiende a mantener la proporción de revelador y contribuye a evitar que se manche la capa de emulsión de la película.

5. **Restringentes:** El bromuro y el yoduro de potasio se utilizan como restringentes o agentes antivelo. Los iones de bromo protegen de la acción del revelador los gránulos no expuestos y minimizan la formación de velo. En ocasiones, se agregan otros compuestos químicos para complementar la actividad antivelo de los iones de bromo o de yodo.

6. **Endurecedores:** Frecuentemente se utiliza un agente endurecedor en los reveladores para procesadoras automáticas. Dicho agente endurece la película en la solución alcalina del revelador, que se encuentra a alta temperatura, e impide que se hinche excesivamente la gelatina y que se dañe la película al pasar por los rodillos.

Los reveladores pueden contener también otras sustancias que mejoran las propiedades físicas de la solución, aumentan su vida útil y reducen la sedimentación.

Reforzadores para revelador

Se trata de soluciones que hacen recuperar al revelador su fuerza original y mantienen el nivel del líquido en el tanque. El reforzador compensa la disminución de la actividad química del revelador original después de su uso. Su gran alcalinidad contrarresta la reducción de éste en la solución de trabajo.

Enjuague

Después de revelada, la película retiene una cantidad considerable de revelador en la gelatina. Si la película se transfiriera directamente al fijador, el revelador alcalino que aún tuviera neutralizaría en parte la acidez del fijador. Si esta situación se prolongara por cierto tiempo, la actividad fijadora y endurecedora de la solución se alteraría y podrían resultar manchas en la radiografía. Al efectuar un proceso manual, es muy importante enjuagar la película antes de sumergirla en el fijador, para reducir así dicha transferencia de revelador al fijador. En el caso de las procesadoras automáticas con transporte por rodillos, éstos tienden a eliminar el exceso de revelador de la película al salir del tanque de revelado para entrar en el de fijado.

Baño detenedor

En el proceso manual puede emplearse agua corriente limpia para enjuagar la película; sin embargo, el baño detenedor constituye un medio más eficaz para detener el revelado rápidamente, puesto que neutraliza el revelador que impregna la película. El detenedor es

una solución de ácido acético y agua. La fórmula típica que se utiliza después de un revelador muy activo consiste en una mezcla en proporción de 128 ml de ácido acético (al 28%) por litro de agua.

Fijador

Cuando la película radiográfica está revelada adecuadamente, los cristales de halogenuros de plata expuestos se convierten en plata metálica. Salvo en una proporción muy pequeña, los cristales no expuestos no son afectados por el revelador. A fin de completar el proceso, es necesario eliminar de la película revelada los cristales no revelados, antes del lavado (figura 2.9), para que la película no se decolore u oscurezca por el tiempo o la exposición a la luz. Además, las capas de gelatina deben endurecerse para que la película resista las raspaduras y el secado con aire caliente. Estos procedimientos se conocen como fijado. El fijado es importante para conservar la calidad de las radiografías. Los ingredientes básicos son: 1) el solvente; 2) los agentes fijadores; 3) los conservadores; 4) los endurecedores; 5) los acidificadores y, 6) los amortiguadores.

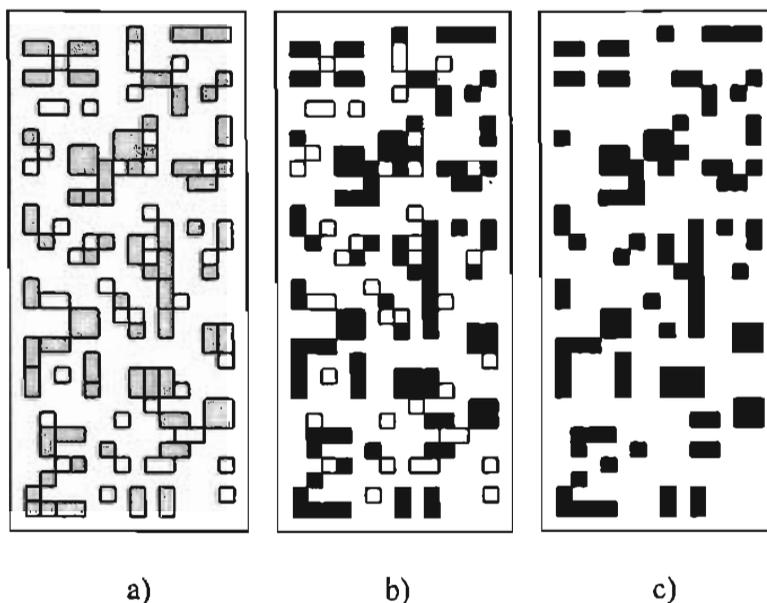


Figura 2.9. Actividad durante el proceso, en la emulsión de la película radiográfica. a) Esquema de la distribución de los granos de haluros de plata. Las áreas grises indican que se ha producido una imagen latente en la irradiación, b) El revelado produce plata metálica (negra) en los granos expuestos, c) Los granos de haluros de plata no expuestos han sido eliminados mediante el fijado.

1. El solvente: El solvente (agua) disuelve los demás ingredientes, se difunde en la emulsión llevando el agente fijador y disuelve los complejos de hiposulfito de plata, con lo cual contribuye a eliminarlos.

2. El agente fijador: Disuelve y elimina de la emulsión los haluros de plata no revelados. Esta acción cambia las áreas no expuestas de la película, dejando la imagen de plata negra

producida por el revelador. Los dos agentes fijadores más usados son el hiposulfito de sodio y el hiposulfito de amonio. A estos agentes se les conoce también como “hipo”.

3. El conservador: El sulfito de sodio se usa comúnmente como conservador, para evitar la descomposición del agente fijador.

4. El endurecedor: Es, por lo general, una sal de aluminio; impide que la gelatina de la emulsión se hinche excesivamente, o que se ablande en el agua de lavado o durante el secado con aire caliente. También acorta el tiempo de secado.

5. El acidificador: El ácido acético se utiliza para acelerar la acción de otras sustancias químicas y para neutralizar cualquier remanente alcalino del revelador que la película pudiera tener.

6. El amortiguador: Existen ciertos compuestos químicos, llamados amortiguadores, que pueden añadirse a una solución para mantener la acidez o alcalinidad requerida, y que contribuyen a que la reacción dé mejores resultados. Los amortiguadores se incluyen en el fijador para estabilizar la acidez ante la adición de ciertas cantidades de revelador, que es alcalino, las cuales son acarreadas por la película. Sin los amortiguadores, el álcali acarreado neutralizaría el ácido del fijador e interferiría con la actividad de éste.

Lavado

Para que una radiografía acabada permanezca inerte a la luz o a la actividad química, debe ser debidamente lavada para eliminar las sustancias remanentes del proceso. Si dicho lavado no fuera prolongado y no se realizara con la agitación requerida y en un volumen de agua adecuado, la imagen podría desvanecerse con el tiempo. Las películas deben lavarse en agua corriente que circule en forma tal que ambas superficies de cada película reciban continuamente agua fresca. En el proceso manual, las colgaderas deben estar bien espaciadas en los tanques y deben sumergirse en éstos, para que se eliminen de ellas y de las películas las sustancias químicas del proceso. En el proceso automático, el sistema de circulación de agua de la procesadora mantiene un flujo constante de agua templada, a través del bastidor de lavado y alrededor de éste y las películas.

Preparación de las soluciones

Uno de los pasos más importantes del procesado de la película es la correcta preparación de las soluciones, conforme a las instrucciones proporcionadas por el fabricante de los productos. Para obtener resultados óptimos, es preciso leer cuidadosamente las instrucciones y seguirlas al pie de la letra.

Precauciones generales

Es importante evitar la contaminación química de las soluciones de procesado pues las impurezas pueden producir efectos negativos considerables.

- 1) Antes de mezclar soluciones nuevas, limpie los tanques y sus cubiertas.

- 2) Cuidar de no contaminar una solución con otra. El fijador, por ejemplo, puede cambiar la actividad del revelador. Al retirar o colocar los bastidores de la procesadora, utilícense invariablemente las protecciones contra salpicaduras y las bandejas de escurrimiento.
- 3) Utilícense recipientes para mezcla y almacenamiento hechos de algún material resistente a la corrosión. Nunca deben utilizarse recipientes hechos de materiales reactivos, como estaño, cobre, zinc, aluminio o hierro galvanizado.
- 4) No hay que emplear tanques u otro tipo de recipientes que hayan sido soldados, puesto que la reacción de la solución con los metales de la soldadura produce velo químico en la película.
- 5) Cuando no estén en uso, cúbranse los tanques para protegerlos del polvo y reducir la oxidación y evaporación de las soluciones.
- 6) Empléense dos agitadores, uno para el revelador y otro para el fijador. Deben marcarse y mantenerse separados. Después de usarlos, hay que lavarlos en agua caliente y colgarlos para que se sequen.
- 7) Si se emplean termómetros de mercurio para medir la temperatura de las soluciones, tenga cuidado. En caso de romperse el mercurio representaría un peligro por su toxicidad y produciría un alto nivel de velo en la película.
- 8) Debe ajustarse la temperatura del agua en que se disuelvan las sustancias químicas, conforme a las recomendaciones.

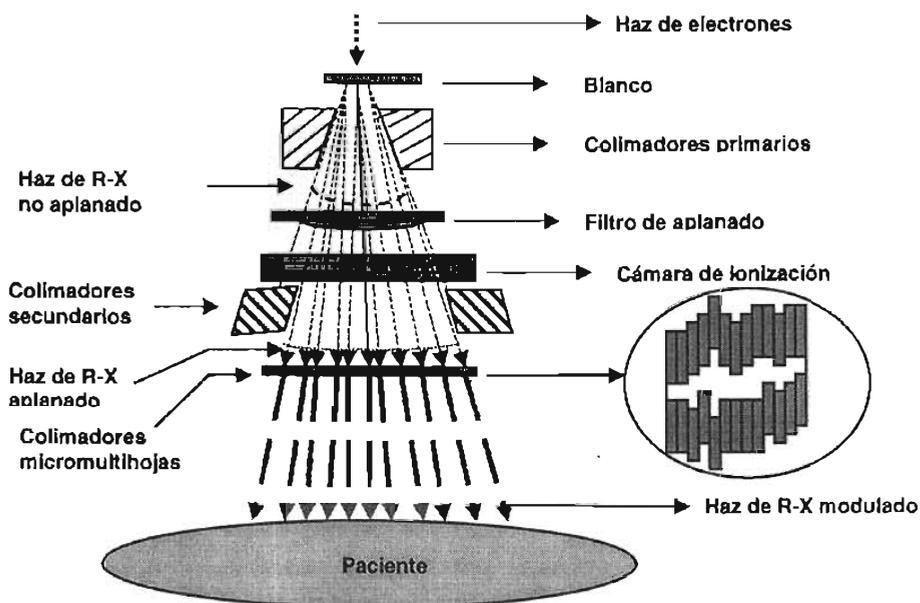
2.4 Acelerador lineal

Un acelerador lineal de alta energía, es un equipo médico moderno, usado para tratamientos de radioterapia (Figura 2.10-b). Está constituido por un cabezal unido a un soporte que permite orientarlo según las necesidades y técnicas de tratamiento. Su función consiste en acelerar electrones en línea recta, proporcionándoles energías considerables (del orden de varios MeV) sin tener que recurrir a tensiones elevadas. [Guillet 1996]

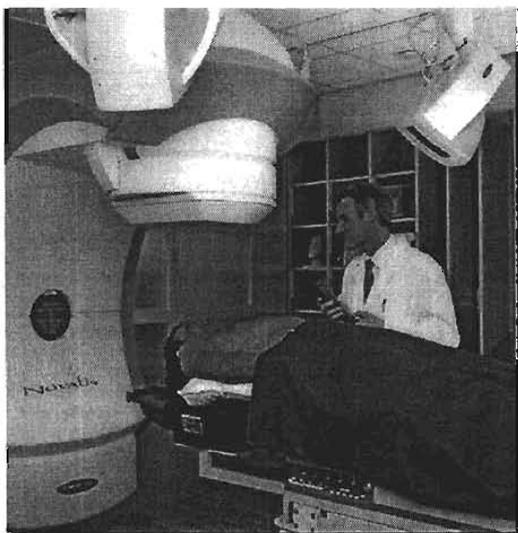
El principio físico de funcionamiento de un Linac consiste en acelerar por etapas un grupo de electrones, producidos en el cañón de electrones. Los electrones son inyectados en "paquetes" en una guía de ondas con una energía inicial elevada y de forma coherente para viajar en las ondas de radiofrecuencia del magnetrón. El tubo de la guía de ondas presenta una serie de secciones de distinta longitud, cuya polaridad cambia de acuerdo con los impulsos emanados del magnetrón. La onda aceleradora producida por el generador de microondas, klystron para el caso de potenciales mayores de 10 MV, desplaza a los electrones que avanzan con ella. Cada segundo se aceleran unos 100 a 500 paquetes de electrones, siendo la energía de los electrones a la salida tanto mayor cuanto más largo es el tubo acelerador. La alta energía del haz de electrones permite que sea útil para tratamiento directo de lesiones superficiales. Si los electrones inciden sobre un material grueso de número atómico alto producen radiación de frenado que se utilizan en tratamientos a profundidad. La energía del haz es proporcional a la longitud del acelerador y a la intensidad del campo eléctrico dentro de la cavidad. Con este Linac se dan tratamientos de radioterapia externa tales como radiocirugía conformal, radioterapia con intensidad modulada y radioterapia estereotáctica.

2.4.1 Componentes de un acelerador lineal

Los principales componentes de todo acelerador lineal para terapia oncológica, en modalidad de fotones, son los que se observan en la Figura 2.10-a, estos son: Una fuente de alto voltaje seguido por un generador de radiofrecuencia (Magnetron o Klinstron), una guía de onda, el cañón de electrones, una guía de aceleración, el blanco, el filtro de aplanado, una cámara de ionización y finalmente los colimadores primarios y mMLC.



(a)



(b)

Figura 2.10. Acelerador lineal para IMRT. a) Componentes, b) Equipo físico.

- a) Guía de onda: Es un tubo al vacío que va desde el magnetrón hasta la estructura aceleradora.
- b) Cañón de electrones: Es un dispositivo en el que se le inyecta una señal de frecuencia y se obtiene una avalancha de electrones que serán acelerados en la guía de aceleración.
- c) Guía del acelerador: Es la que se acopla con la señal de radiofrecuencia (RF) para acelerar los electrones provenientes del cañón de electrones. En la guía del acelerador los electrones se aceleran de una sección a la siguiente, por medio del cambio de polaridad de las secciones, ganando energía cada ciclo, de tal forma que la ganancia sea aproximadamente mayor que 10 MeV/m.
- d) Magnetron: Es un dispositivo que mediante un arreglo ordenado de circuitos capacitivos y resistivos generan la señal de radiofrecuencia (RF) para acelerar a los electrones, de aproximadamente 2.4 GHz, la cual se transporta a través de la guía de onda hacia la guía del acelerador.
- e) Campo magnético: Es aquel que redirecciona a los electrones acelerados por unidad de longitud recorrida hacia el blanco.
- f) Blanco: Para producir rayos X de alta energía, se usan blancos de transmisión. El diseño exacto del blanco generalmente es un secreto comercial del fabricante, pero se sabe que son combinaciones de materiales de alto Z, por ejemplo tungsteno-carbón. El blanco va engarzado en un bloque de cobre, los electrones acelerados colisionan y se produce la radiación electromagnética de manera angular y hacia adelante
- g) Filtro de aplanado: Es un accesorio muy importante del Linac. Está hecho de tungsteno con aleación de uranio, es de forma no uniforme de tal modo que filtre o aplane el haz primario de rayos X, haciéndolo lo más homogéneo posible.
- h) Cámara de ionización: Es un dispositivo que se encuentra debajo del filtro de aplanado. Sirve para vigilar las unidades de monitor (UM) del Linac, es decir la cantidad de rayos X que se le administrará al paciente.
- i) Crosshairs: Dentro del colimador se encuentran dos alambres finos cruzados que muestran el centro del campo con la sombra que proyectan con la lámpara de simulación.
- j) Foco de campo: Es el que produce la luz de campo y da sombra a los hilos cruzados, de tal modo que se proyecta una sombra de una cruz que señala el centro del campo de radiación.
- k) Regla óptica: Es la que indica las distancias entre la fuente de radiación y la superficie del paciente (SSD), al igual que la distancia fuente isocentro y cualquier otra distancia que se requiera para calibrar el haz de radiación del Linac.

- l) Colimadores primarios: Es un sistema de bloques de plomo los cuales son cónicos. Cuando se trabaja con electrones se permite el paso directo del haz a través de los colimadores primarios.
- m) Colimadores secundarios: Es un sistema de colimación que se encuentra en las quijadas (Jaws). Las dimensiones del campo se denominan X1, X2, Y1 e Y2.
- n) Colimadores micromultihojas (mMLC): Están formados por un conjunto de 26 pares de micromultiláminas de tungsteno (Figura 2.11). Este sistema de colimación es el que modula la intensidad del haz de radiación. Están distribuidos de la siguiente forma: 14 pares de 3 mm, 6 pares de 4.5 mm y 6 pares de 5.5 mm. Estos mMLC forman un tamaño de campo máximo de 10 cm x 10 cm, aunque en la práctica, por razones técnicas se trabaja con tamaños de campo máximos de 9.8 cm x 9.8 cm.

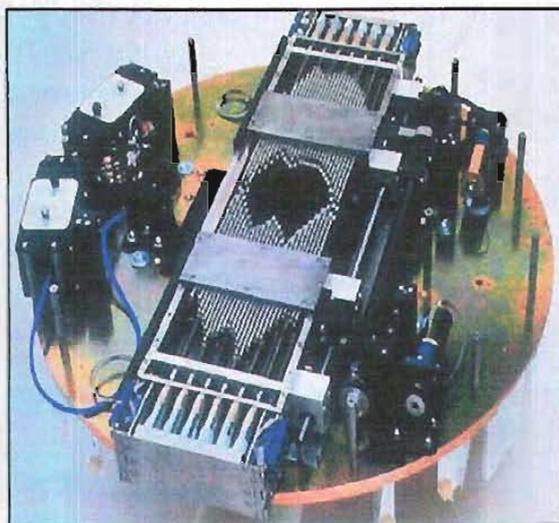


Figura 2.11. Colimadores micromultihojas para IMRT.

- ñ) Sistema de láseres: Conjunto de láseres de color rojo, ubicados en las paredes laterales, frontales y techo. Sirven para ubicar las coordenadas y el isocentro del equipo.

La energía máxima del haz de fotones, es igual a la energía nominal de los electrones acelerados, y su energía promedio es de alrededor de una tercera parte de la energía máxima. La energía de los rayos X más usada en radioterapia es de 6 MV.

Es importante ubicar los diferentes movimientos del acelerador lineal para localizar el isocentro. En la figura 2.12 se indican el ángulo de rotación de la camilla, el ángulo de rotación del colimador y el ángulo de rotación del cabezal o "gantry". Las variaciones del isocentro deben quedar confinadas a una esfera de 2 mm de diámetro.

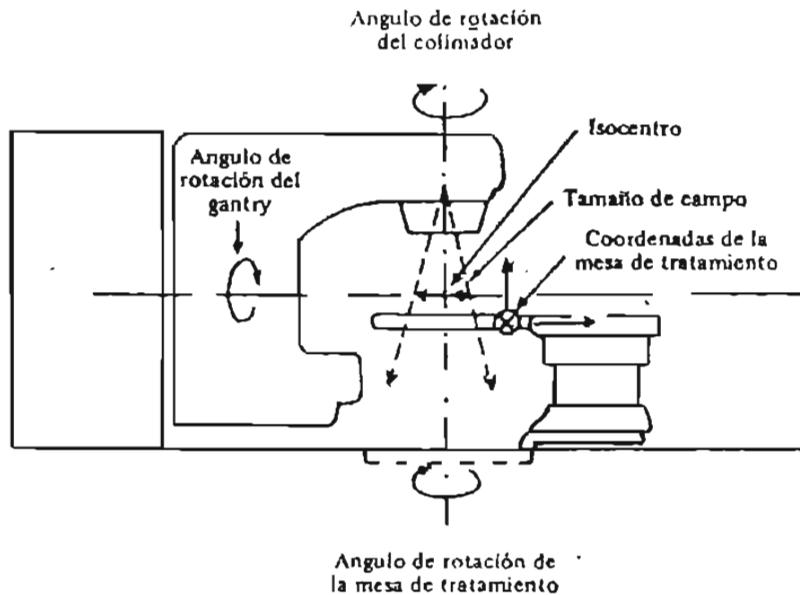


Figura 2.12. Descripción de los diferentes movimientos de un Linac

2.4.2 Radiación de frenado

El proceso de radiación de frenado (también conocido como bremsstrahlung), es el resultado de la “colisión” radiativa (interacción) entre un electrón a alta velocidad y un núcleo de un átomo del material irradiado. El electrón cargado negativamente al pasar cerca de un núcleo es desviado de su trayectoria por acción de la fuerza de atracción de Coulomb y perdiendo parte de su energía cinética como radiación de frenado, un fenómeno predicho por la teoría general de la radiación electromagnética de Maxwell. Según esta teoría, la energía es propagada a través del espacio por campos electromagnéticos. Cuando el electrón, con su campo magnético asociado, pasa por la vecindad de un núcleo, sufre una desviación y aceleración. Como resultado, una parte o toda su energía es disociada desde éste y propagada en el espacio como radiación electromagnética. [Khan 2003]

Dependiendo de la distancia entre la trayectoria del electrón incidente y el núcleo, el electrón puede perder una fracción o toda su energía; esto hace que los rayos X de frenado tengan una distribución de energías que corresponden a un espectro continuo, cuya energía máxima es igual a la energía cinética del electrón incidente. También la dirección de emisión de los fotones por radiación de frenado depende de la energía de los electrones incidentes. Electrones con energías debajo de los 100 keV emitirán rayos X en todas direcciones. Conforme la energía cinética de los electrones se incrementa, la dirección de emisión de rayos X aumenta cada vez más hacia delante, tal como se indica en la figura 2.13. Se utilizan blancos de transmisión en los aceleradores en los cuales los electrones bombardean el blanco desde un lado y se obtienen rayos X en el otro lado. En los tubos de rayos X de bajo voltaje, esta técnica es ventajosa para obtener un haz de rayos X sobre el mismo lado del blanco, es decir a 90° con respecto de la dirección del haz de electrones, [Khan 2003]

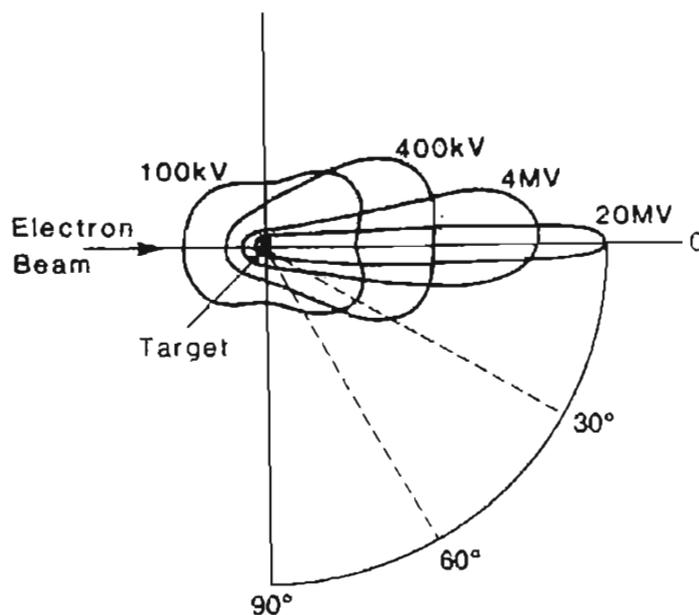


Figura 2.13. Emisión de rayos-X de frenado.

La pérdida de energía por átomo de los electrones, depende del cuadrado del número atómico (Z^2). Así la probabilidad de producción de radiación de frenado varía con Z^2 del material del blanco. La eficiencia de producción de rayos X, depende en primer lugar del número atómico y el voltaje aplicado al tubo acelerador.

2.4.3 Principio de funcionamiento del Linac para IMRT

Los aceleradores lineales para IMRT tienen, a la salida del haz, un sistema de colimación de micromultihojas, tal como se muestra en la figura 2.11, formado por placas delgadas metálicas móviles de tungsteno que reciben instrucciones de “entrar” o “salir” del campo, controladas por un ordenador de control de mando. Al moverse las hojas, mientras el cabezal del acelerador gira, los segmentos del campo que quedan abiertos recibirán dosis máxima, mientras que los segmentos bloqueados no reciben dosis. Así, el intervalo dinámico de dosis puede producirse con un sólo campo, creando las formas no homogéneas requeridas por la radioterapia con intensidad modulada.

El sistema de colimación micro-multihojas sustituye a los bloques de plomo que se utilizaban en radioterapia convencional. De esta forma, los campos de radiación son configurados automáticamente por este sistema de colimación, después de haber sido diseñados previamente en un ordenador. Sin embargo, lo que caracteriza a este Linac no sólo son las micromultihojas sino su capacidad de realizar tratamientos de IMRT.

El Linac del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía presenta un sistema de colimación muy sofisticado que consta de 26 pares de colimadores micromultihojas

(mMLC). Cada microhoja está acoplada a un motor de pasos mediante engranajes de porcelana y fibra de carbón. El sistema de colimación multihojas dinámicas (dMLC) se compone de microhojas que se mueven siguiendo un plan establecido para modular la intensidad del haz y obtener campos de radiación no uniformes para tratamientos de tumores neurológicos irregulares, en los cuales las micromultihojas adoptan la forma del tumor en tratamiento. Las exigencias técnicas del IMRT son muy importantes. Hay que asegurarse de que las hojas del colimador se muevan de cierta forma y con una alta precisión, que la dosis entregada por el Linac sea exacta y que las orientaciones del haz sean correctas. Toda esta información debe ser vigilada en tiempo real, y el Linac debe ser capaz de interrumpir el haz de radiación si llega a ocurrir algún error. [Khan 2003]

2.5 Porcentaje de dosis en profundidad

La dosis absorbida en un paciente (o en un maniquí) varía con la profundidad. Esta variación depende de muchas condiciones: Energía del haz de radiación, profundidad, tamaño de campo, SSD, y el sistema de colimación del haz. Un paso esencial en la determinación de la dosis en el sistema es establecer la variación de dosis en profundidad a lo largo del eje central del haz.

Una manera de caracterizar la distribución de dosis en el eje central es normalizar la dosis en profundidad con respecto de la dosis a una profundidad de referencia. La cantidad porcentual (o simplemente porcentaje) de dosis en profundidad puede ser definida como el cociente, expresado como porcentaje, de la dosis absorbida en alguna profundidad d y la dosis absorbida a una profundidad fija de referencia d_0 , a lo largo del eje central del haz (ver figura 2.14). El porcentaje de dosis en profundidad (PDD) está dado por: [Khan 2003]

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (\text{Ec. 2.11})$$

Donde PDD es el porcentaje de dosis en profundidad, d es alguna profundidad y d_0 es la profundidad de referencia (profundidad de dosis máxima).

En la práctica clínica la dosis absorbida a la profundidad fija de referencia, sobre el eje central, es la dosis máxima o simplemente $D_{m\acute{a}x}$. Esto es:

$$D_{m\acute{a}x} = \frac{D_d}{PDD} \times 100 \quad (\text{Ec. 2.12})$$

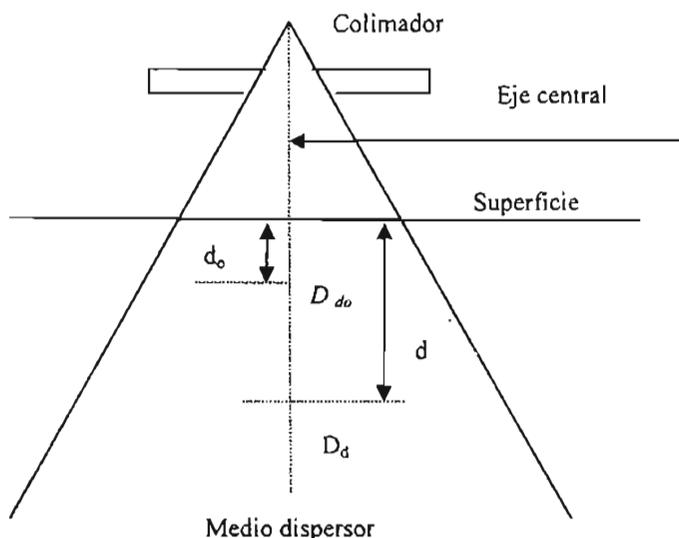


Figura 2.14. El porcentaje de dosis en profundidad está dado por $(D_d/D_{d_0}) \times 100$, donde d es alguna profundidad y d_0 es la profundidad de referencia de dosis máxima.

En la figura 2.15 se muestra un conjunto de curvas de porcentaje de dosis en profundidad para un Linac de 6 MV, para diferentes tamaños de campo, desde 0.6 cm hasta 9.8 cm. Estas curvas PDD muestran los porcentajes de dosis que se depositan en un medio a diferentes profundidades a lo largo del eje central del haz de radiación. Se observa que a pesar de haber trabajado con un mismo haz de fotones de la misma energía, estas curvas PDD presentan variaciones con respecto al tamaño de campo, lo cual demuestra que las curvas PDD dependen fuertemente del tamaño de campo.

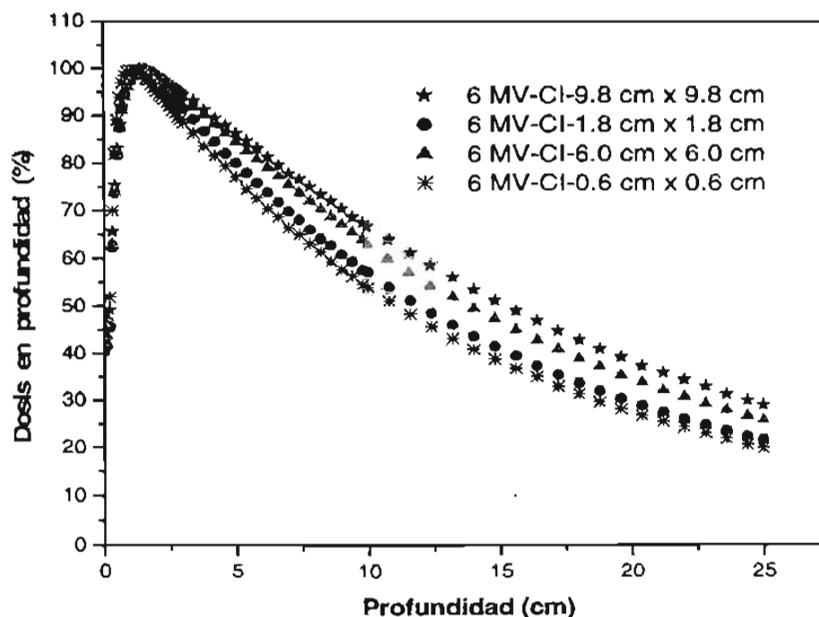


Figura 2.15. Curvas PDD para un haz de fotones de 6 MV, medidas para diferentes tamaños de campo.

2.6 Distribuciones de dosis

Generalmente no es posible medir la dosis $D(x, y, z)$ directamente en pacientes. Los datos básicos se derivan de medidas en maniqués. Estos datos se usan para calcular $D(x, y, z)$ en pacientes reales. En la práctica radioterapeuta para determinar dosis se usan maniqués hechos de material equivalente al tejido humano.

2.6.1 Simulador del cuerpo humano (maniquí)

Para verificar variaciones de dosis absorbida se utilizan técnicas de tratamiento con ciertos materiales que absorban y dispersen la radiación de una manera muy semejante al cuerpo humano. Estos materiales son llamados maniqués.

La Tabla 2.2 muestra las propiedades de algunos de los materiales utilizados comúnmente como equivalentes a tejido cuando se usan haces de fotones para radioterapia.

Tabla 2.2: Materiales utilizados en la fabricación de maniqués. [Scaff 1997]

Material	Composición	ρ_m (g/cm ³)	ρ_e (e ⁻ /g)	Z_{efectivo}
Agua	H ₂ O	1.00	3.34×10^{23}	7.42
Poliestireno	(C ₈ H ₈) _n	1.04	3.24×10^{23}	5.69
PMMA	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1.18	3.24×10^{23}	6.48
Polietileno	(CH ₂) _n	0.92	3.44×10^{23}	6.16
Agua sólida	Resina epóxica	1.00	3.24×10^{23}	7.42

Existe comercialmente un maniquí antropofórmico (Alderson Rando), es decir, que tiene la forma del cuerpo humano. Está compuesto de materiales que simulan los componentes del cuerpo humano: tejido epitelial, músculo, hueso, pulmones, cavidades de aire, etc., y está rebanado transversalmente para facilitar la colocación de dosímetros.

Los maniqués más comunes para radioterapia son de forma cúbica y paredes de lucita y se llenan de agua hasta un cierto nivel (aproximadamente 40 cm). Los hay desde los más simples hasta los más complejos que funcionan automáticamente. En los protocolos establecidos para determinar dosis absorbida, se recomienda el uso de maniqués de agua. Las dimensiones de un maniquí deben ser tales que para el mayor campo a emplear o calibrar, exista un margen de 5 cm en los cuatro lados a la profundidad a la que se va a realizar la medida, de igual modo debe haber un margen de 5 cm por debajo de la máxima profundidad. En la figura 2.16 se muestran dos tipos de maniquí de calibración de agua hecho con paredes de lucita (polimetilmetacrilato).

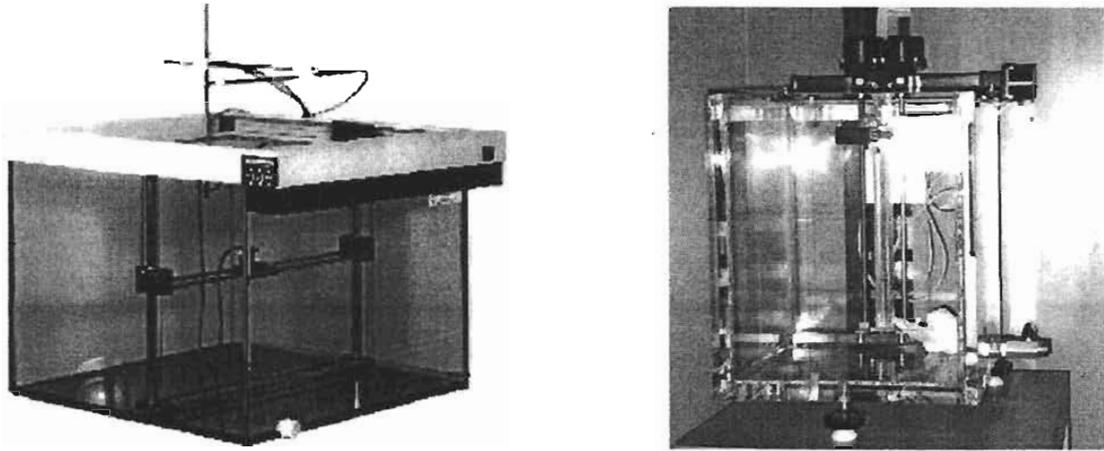


Figura 2.16. Maniqués de agua con paredes de lucita.

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

La metodología experimental de este trabajo de tesis se desarrolló en base a los artículos publicados por Zhu et al. 2002 y 2003 en la revista Medical Physics de la AAPM.

En este trabajo se desarrolló un Sistema de Dosimetría Rápida de Película (SDRP) radiográfica, para ser aplicado en verificaciones dosimétricas de tratamientos de radioterapia con intensidad modulada. El sistema utiliza películas de verificación Kodak EDR2 y XV2, las cuales fueron caracterizadas utilizando protocolos, ensayos radiológicos y maniqués diseñados y construidos en el IFUNAM.

La medición de la distribución de dosis se obtuvo a partir de películas irradiadas y digitalizadas a 16 bits y 72 dpi. Para el análisis de estos datos se usaron dos tipos de programas de análisis de imágenes, ImageJ y DoseLab [Childress 2003]. Se realizaron pruebas dosimétricas que incluyen la dependencia de respuesta de la película con la profundidad, curvas de porcentaje de dosis en profundidad, exposición de películas usando diferentes técnicas de irradiación (paso y disparo, campos estáticos y campos dinámicos) y la obtención de mapas de fluencia de campos de tratamiento de IMRT.

Todo el desarrollo experimental de este trabajo se realizó en las instalaciones de la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía en la Ciudad de México.

3.1 Caracterización de películas de verificación Kodak EDR2 y XV2.

Se calibraron dos tipos de películas de verificación radiográfica Kodak XV2 y película de intervalo extendido de dosis EDR2. Las dimensiones de la película EDR2 son de 25.4 cm x 30.5 cm, es de baja velocidad y grano fino. Es muy utilizada por sus microcristales de grano cúbico muy finamente monodispersados. Tiene doble emulsión en ambas caras de la película y su espesor es de 0.18 mm [Zhu 2002]. Los detalles técnicos se mencionaron en la Tabla 2.1.

La película XV2 es la más comúnmente utilizada en radioterapia clínica para verificar distribuciones de dosis en IMRT. Sus detalles técnicos también se mencionaron en la Tabla 2.1. Ambas películas se revelaron en un procesador convencional marca Kodak, modelo RP X-OMAT Processor. Se utilizó un haz de rayos X de 6 MV provenientes de un Linac Novalis-Varian para IMRT y maniqués de calibración compuestos de placas rectificadas de lucita de dimensiones de 20 cm x 20 cm y diferentes espesores (desde 1 mm hasta 10 mm).

3.1.1 Curvas sensitométricas de películas EDR2 y XV2

Se obtuvieron curvas sensitométricas de las películas de verificación irradiadas, usando diferentes técnicas de irradiación; éstas son: a) campos estáticos, b) paso y disparo y c) campos dinámicos. Se usaron colimadores micromultihojas (mMLC) de manera secuencial para generar “gradientes” de dosis en una sola película de verificación.

Las curvas sensitométricas, usando la técnica de campos estáticos, para ambas películas se obtuvieron usando un haz de rayos X con un tamaño de campo de 3 cm x 3 cm, a una profundidad de 1.6 cm en lucita, y una distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm. Las películas EDR2 cubrieron un intervalo de dosis de 30-600 cGy, y las XV2 de 15-310 cGy.

Para la técnica de paso y disparo se irradió la película EDR2 con un tamaño de campo de 9.1 cm x 9.1 cm, profundidad de 1.6 cm en lucita, SSD de 100 cm, dosis máxima de 900 cGy para lo cual se programó en el Linac 963 UM. De esta manera se obtuvo un gradiente de 10 segmentos de dosis, desde 90 hasta 900 cGy. La película XV2 se irradió bajo las mismas condiciones, mismo tamaño de campo y profundidad, pero usando 385 UM, que hacen una dosis máxima de 360 cGy, obteniéndose 10 segmentos de dosis, desde 36 hasta 360 cGy.

En la técnica de campos dinámicos se irradió una película EDR2 con un tamaño de campo de 9.1 cm x 9.1 cm, a una profundidad de 1.6 cm en lucita, a una SSD de 100 cm y dosis máxima de 900 cGy. La película XV2 se irradió bajo las mismas condiciones, mismo tamaño de campo y profundidad y dosis máxima de 360 cGy.

3.1.2 Dependencia de la respuesta de la película con la profundidad

Se verificó la dependencia de respuesta de las películas EDR2 y XV2 con la profundidad. Para ello se irradiaron ambos tipos de película con un haz de rayos X de 6 MV, bajo la técnica de irradiación de paso y disparo, a dos profundidades diferentes, una de 1.6 cm y la otra de 10 cm en lucita, respectivamente, a una SSD de 100 cm. El arreglo experimental de las películas fue bajo una geometría perpendicular al haz de radiación, tal como se muestra en la figura 3.1.

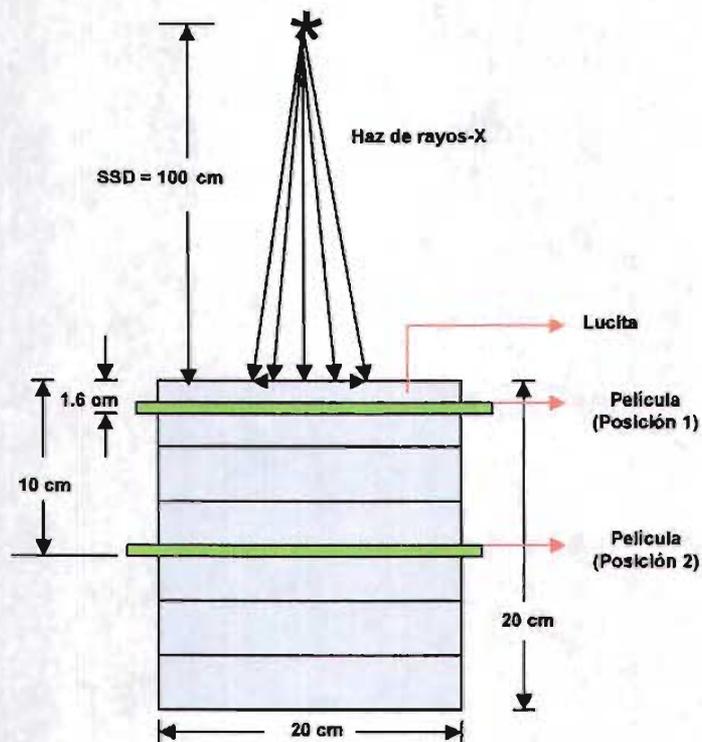
Tabla 3.1 Condiciones de irradiación de EDR2 y XV2 para verificar la dependencia de respuesta con la profundidad.

Profundidad (cm)	EDR2		XV2	
	UM	Dosis (cGy)	UM	Dosis (cGy)
1.6	963	900	385	360
10	1510	900	604	360

Las condiciones de irradiación para estas pruebas fueron las mismas (tamaño de campo 9.1 cm x 9.1 cm, SSD = 100 cm) excepto por la profundidad y el número de unidades monitor necesarias para conseguir la misma dosis a ambas profundidades (Tabla 3.1).



(a)



(b)

Figura 3.1. a) Arreglo experimental de las películas para demostrar dependencia de respuesta con respecto de la profundidad, b) posición de las películas a dos profundidades diferentes, bajo geometría perpendicular al haz de radiación.

3.2 Curvas de porcentaje de dosis en profundidad.

Parte importante del sistema de dosimetría rápida de película fue obtener las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD). Para nuestro caso usamos como medio, agua y los dos tipos de película de verificación. Las curvas PDD obtenidas fueron validadas con medidas realizadas con cámara de ionización.

3.2.1 Medición de PDD con películas de verificación

Para obtener las curvas de porcentaje de dosis en profundidad con película EDR2 se utilizó un arreglo experimental, bajo geometría paralela al haz de radiación, tal como se muestra en la figura 3.2. Se usó un haz de rayos X de 6 MV y un maniquí de agua. Las condiciones de irradiación fueron: Tamaño de campo de 5 cm x 5 cm, SSD de 100 cm, dosis de 380 cGy para $D_{m\acute{a}x}$ (366 UM). Se repitió el mismo procedimiento para un tamaño de campo de 9.8 cm x 9.8 cm, bajo las mismas condiciones de irradiación.

Para medir las curvas PDD con película XV2 se dispuso el arreglo experimental de manera análoga al indicado en la figura 3.2, siguiendo el mismo procedimiento realizado con la película EDR2. Las condiciones de irradiación fueron: Tamaño de campo de 5 cm x 5 cm, SSD de 100 cm, dosis de 150 cGy para $D_{m\acute{a}x}$ y 145 UM. Análogamente se repitió el procedimiento para la misma película XV2, pero para un tamaño de campo de 9.8 cm x 9.8 cm.

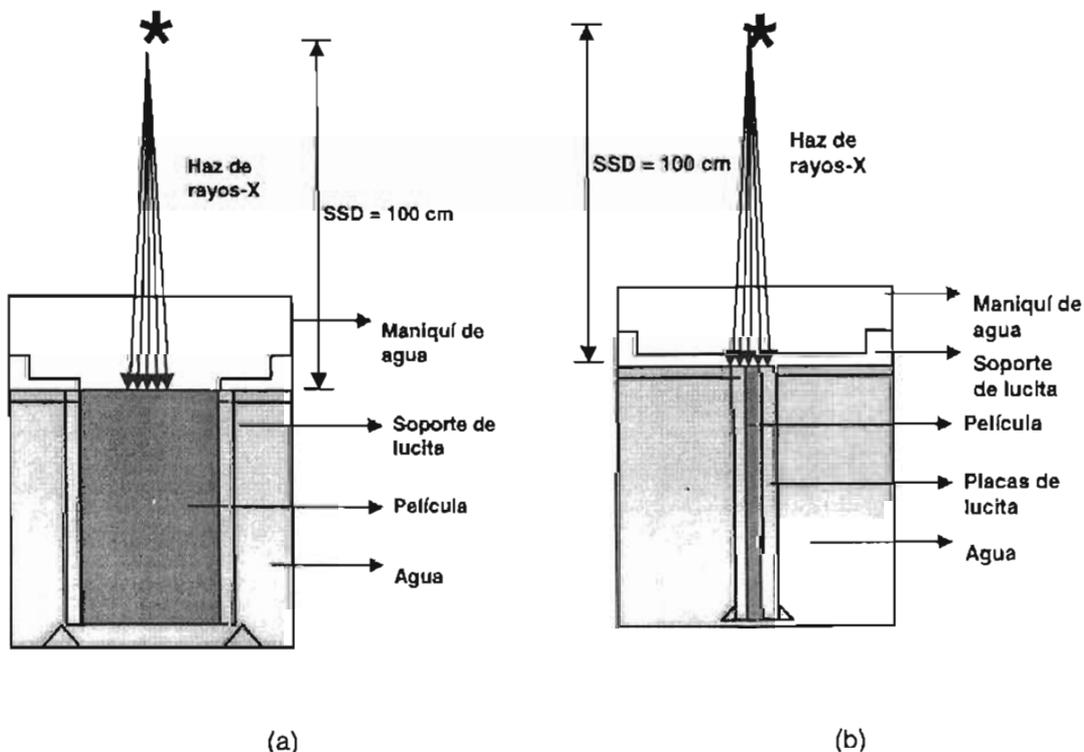


Figura 3.2. Geometría de irradiación paralela al eje central del haz de radiación de las películas radiográficas para medir PDD, a) Vista frontal, b) Vista lateral.

Dado que la posición de la película bajo el haz de radiación fue crítica, para garantizar la alineación de la misma (paralelo al eje central del haz de radiación) se diseñó y construyó un soporte conformado de dos placas de lucita con dimensiones 28 cm x 32.6 cm x 0.6 cm (figura 3.2) y 4 sujetadores de lucita con espesores de 2.2 cm. La película fue colocada entre estas placas y colocada dentro del maniquí con agua manteniendo una posición estable a lo largo del eje central del haz de radiación. Se tuvo cuidado de que el borde superior de la película quedara en la superficie del agua del maniquí y se verificó la nivelación y paralelismo de la película al eje central del haz con un nivel de burbuja y los láseres laterales del bunker.

Todas las películas de cada experimento fueron procesadas el mismo día de la irradiación. Se midieron las densidades ópticas como función de la profundidad utilizando un densitómetro óptico manual (marca Victoreen, modelo 07-424) con un diámetro de apertura de 2 mm. El densitómetro está especificado para densidades ópticas en el intervalo desde 0.0 hasta 4.0. Se usó también una regleta milimétrica para ubicar las diferentes profundidades en las que se midieron las densidades ópticas. La DO se convirtió a dosis usando las curvas sensitométricas y luego se normalizó toda la curva con respecto a la profundidad donde la dosis es máxima (profundidad de 1.5 cm). Se graficó dosis en profundidad normalizada versus profundidad, obteniéndose las curvas de PDD para cada experimento. Como método de verificación se usó otro tipo de análisis para obtener PDD; para ello se digitalizaron ambas películas a 16 bits y 72 dpi. Usando el programa ImageJ se tomó la componente roja de la imagen, usando esta imagen se usó el DoseLab y se determinaron las curvas de PDD de cada experimento descrito.

3.2.2 Medición de PDD con cámara de ionización.

Para validar los resultados obtenidos de curvas PDD con película de verificación, se realizaron medidas con una cámara de ionización. Bajo las mismas condiciones de irradiación, considerados película de verificación, se procedió a medir PDD con una cámara de ionización PTW-Freiburg, tipo 31006, volumen de aire 0.015 cm³, espesor y material de la pared: 0.56 mm de PMMA + 0.15 mm de Grafito y un electrómetro digital marca PTW.

El arreglo experimental fue tal como se muestra en la figura 3.3. Se instaló la cámara de ionización dentro del maniquí con agua, al ras de la superficie de agua, se ajustó levemente el vástago de la cámara al orificio del accesorio del maniquí, colocando el punto efectivo de la cámara en el centro del campo de radiación. Se acopló el electrómetro a la cámara de ionización verificando el ajuste a cero y se probó la estabilidad del electrómetro dando varios disparos de calentamiento.

Se programaron 300 UM y se hizo el disparo de irradiación. El sistema se programó para que la cámara de ionización realizara un barrido de 25 cm en profundidad a lo largo del eje central del maniquí de agua. Los datos se registraron en la computadora y automáticamente se obtuvieron las curvas PDD con el programa de control del maniquí.

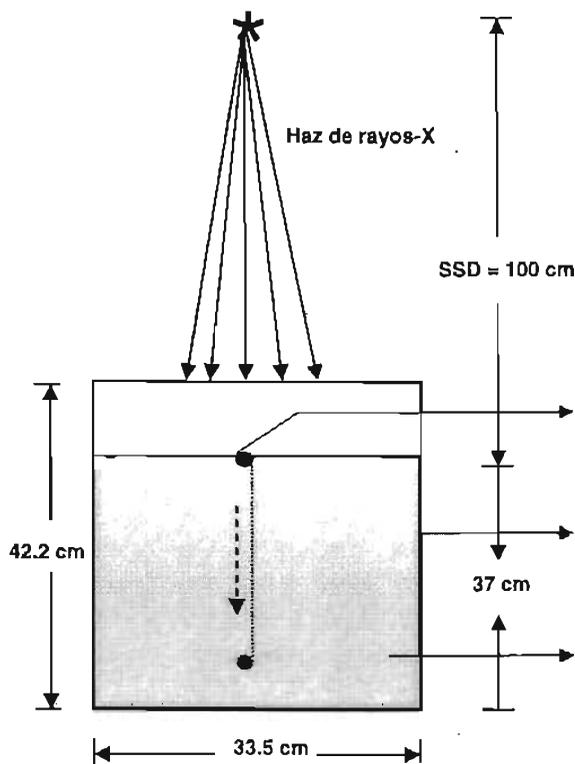


Figura 3.3. Geometría de irradiación para medir PDD con cámara de ionización.

3.3 Mapas de Fluencia de campos de tratamiento modulados

Una parte fundamental del desarrollo del sistema de dosimetría consiste en la medición de mapas de fluencia, pues este tipo de pruebas permite comparar el patrón de intensidades de un campo arbitrario de tratamiento calculado con el sistema de planificación, y el medido con películas de verificación.

Para nuestros propósitos se consideró el caso del paciente R. L. M., con historia clínica N° 154783, quien presentó un caso de adenoma cerebral y fue referido para tratamiento con IMRT. La planificación del tratamiento se basó en 8 campos de IMRT cada uno (ver figura 1.2), SSD de 100 cm. En este trabajo se consideró medir el mapa de fluencia del campo 4, al cual en adelante llamaremos C4-IMRT. Las medidas se realizaron en un maniquí de lucita formado por un conjunto de 12 placas rectificadas, con dimensiones de 20 cm x 20 cm y diferentes espesores (desde 1 mm hasta 10 mm), diseñado y construido en el IFUNAM.

Para comparar los mapas de fluencia de campos de tratamiento se usó un programa llamado DoseLab [Childress 2002]. Este es un conjunto de rutinas para comparar distribuciones de dosis calculadas con el sistema de planificación de tratamiento y las distribuciones de dosis medidas con películas de verificación. DoseLab requiere dos imágenes digitales, en formato TIF (tagged image format), que representan las distribuciones de dosis medida y calculada.

Este tipo de comparación cuantitativa se usa para verificar que el tratamiento administrado (o sea el medido) sea igual a la propuesta prescrita. DoseLab redimensiona, normaliza y alinea las dos imágenes de manera iterativa y muestra los resultados de manera gráfica. Los valores de escala de grises medidos en las películas son convertidos a dosis usando información obtenida en la calibración de las películas. DoseLab está escrito en el lenguaje de programación MATLAB[†] y es fácilmente extensible para aplicaciones en física de radiaciones

3.3.1 Curvas de calibración de las películas para su uso con DoseLab

En la presente sección se describe el método para obtener las curvas de calibración de las películas de verificación que se usaron para obtener los mapas de fluencia y las distribuciones espaciales de dosis en unidades absolutas, usando DoseLab. El procedimiento es el siguiente:

1) Determinación de la curva de calibración del densitómetro óptico.

El primer paso consiste en obtener una relación entre los valores de píxel de las imágenes digitalizadas y los valores de densidad óptica correspondientes. Para ello se digitalizó una tira sensitométrica de calibración Agfa (ver figura 3.4) usando un escáner comercial en modo de transmisión marca AFGA, modelo Duoscan T1200. La tira tiene 19 pasos que cubren un intervalo de densidad óptica desde 0.06 hasta 2.63. Las condiciones de digitalización fueron 16 bits por píxel y 72 dpi (puntos por pulgada) a color (RGB), desactivando todos los procesos automáticos de procesamiento de imagen.

Usando el programa ImageJ se midieron los valores de intensidad de píxel (VP) en la componente roja. Con los datos de DO y VP se obtuvo la curva de calibración del densitómetro óptico.



Figura 3.4. Tira sensitométrica de calibración Agfa.

[†] MATLAB v.6.5, The MathWorks Inc. (www.mathworks.com)

2) Irradiación de las películas.

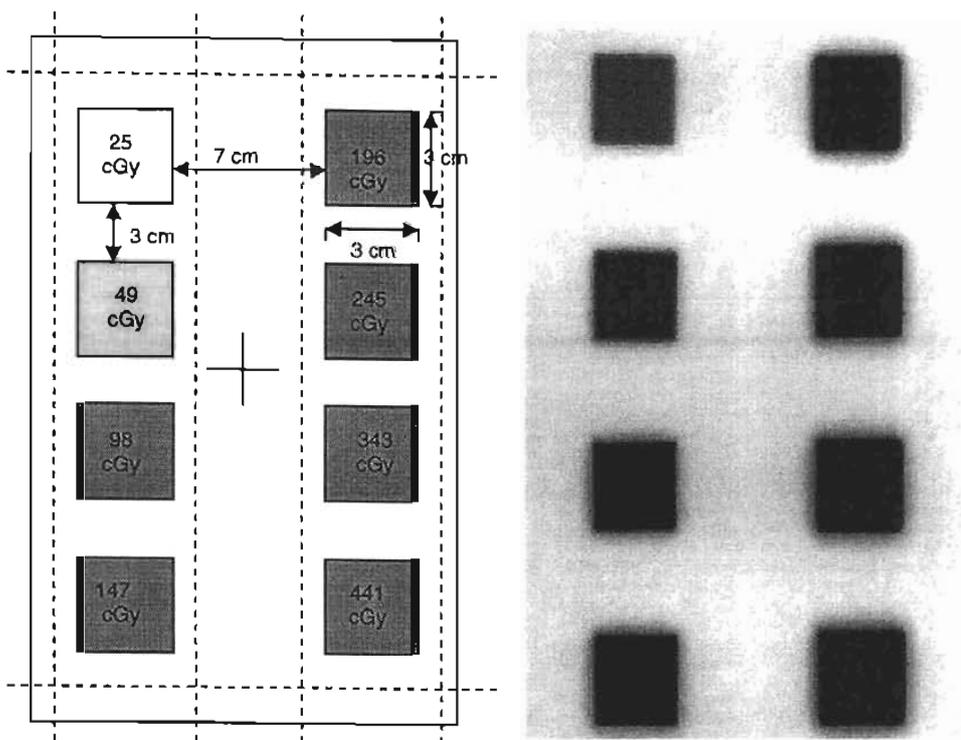
Las películas se irradiaron usando la técnica de campos estáticos con un haz de rayos X de 6 MV, tamaño de campo de 3 cm x 3 cm, profundidad de 1.6 cm en lucita y SSD de 100 cm. Dado que el intervalo dinámico de las películas es diferente, la película XV2 se irradió a 20 valores de dosis, desde 15 cGy hasta 310 cGy, mientras que para la EDR2 se hizo desde 30 cGy hasta 600 cGy. Después de procesar las películas, se obtuvo el valor de densidad óptica (*DO*) para cada valor de dosis usando el densitómetro óptico.

3) Determinación de la curva de calibración de las películas.

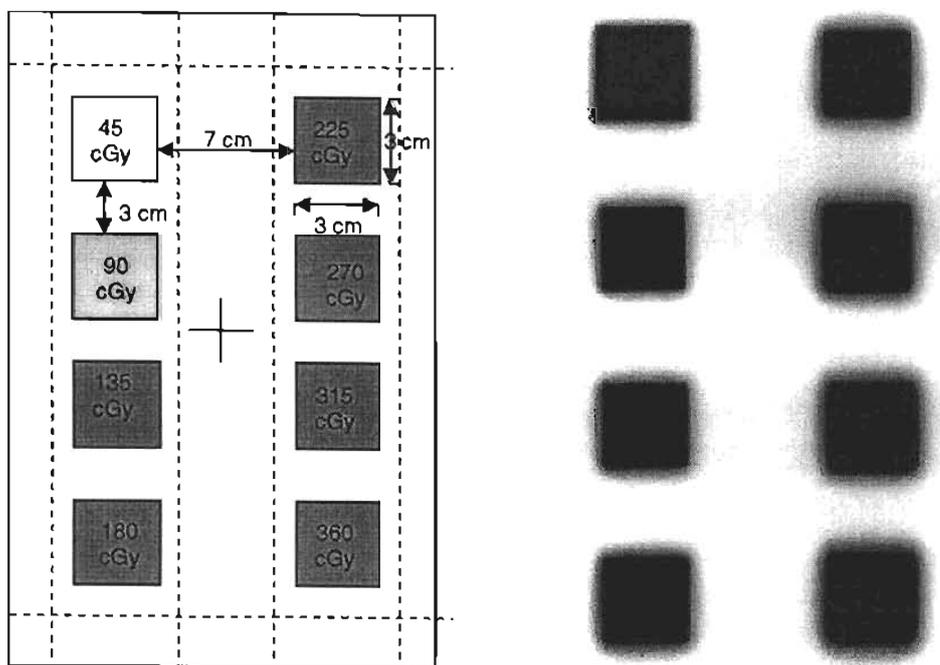
Con los valores de *DO* medidos en las películas de verificación irradiadas, se calcularon los valores de píxel (VP) usando la curva de calibración del densitómetro. De las gráficas de valores de píxel calculados vs. Dosis, se obtuvieron las curvas de calibración de las películas de verificación mediante un ajuste biexponencial.

4) Determinación de las curvas de calibración de las películas de verificación, usando el programa DoseLab.

El programa DoseLab requiere, como parte de los datos de entrada, una tabla con 9 valores de dosis y sus correspondientes valores de píxel. Para obtener dicha tabla se consideraron 8 valores de dosis que cubrieran el intervalo de interés para cada película, y un valor en la región de fondo (base más niebla). Los correspondientes valores de píxel se calcularon con la ecuación obtenida mediante el ajuste biexponencial del paso anterior, y con estos valores se elaboró la tabla de entrada para DoseLab, es decir, la curva de valores de píxel en función de la dosis. La parte experimental de este procedimiento consistió en irradiar cada película (EDR2 y XV2) con 8 campos de 3 cm x 3 cm, tal como se indica en la figura 3.5. Los valores de dosis se muestran en la misma figura. De esa manera se obtuvieron las 8 dosis que requirió el programa. Ambas películas se revelaron, se digitalizaron, se guardaron en un archivo electrónico (Curcal-XV2-EDR2) y se utilizaron para obtener la curva de calibración de ambas películas al correr el programa de DoseLab (los 9 valores de dosis y sus correspondientes valores de píxel).



(a)



(b)

Figura 3.5. Películas de verificación irradiadas con 8 campos de 3 cm x 3 cm, a diferentes dosis. a) Película EDR2, b) Película XV2.

3.3.2 Medición de mapas de fluencia del campo 4 de IMRT

Para medir el mapa de fluencia del C4-IMRT se utilizaron películas de verificación EDR2 y XV2. Se midió a dos profundidades diferentes, 5 y 10 cm en agua. Se utilizaron maniqués de lucita para esta experiencia, tal como se observa en la figura 3.6. Se usó la ecuación 13.49a de la página 373 de Attix 1986, para convertir los datos de profundidad en agua al equivalente en lucita (PMMA). Los valores convertidos fueron: 5 cm de agua equivalen a 4.3 cm de lucita y 10 cm de agua equivalen a 8.6 cm de lucita.

Usando la película EDR2, a una profundidad de 5 cm en agua, se irradió a 300 UM y para la otra profundidad de 10 cm en agua se irradió a 350 UM. Se variaron las UM en este último caso por que se requiere la misma dosis que el primer caso, pero como la profundidad es mayor, es decir hay mayor material de lucita en el camino, entonces se requiere un mayor número de unidades monitor.

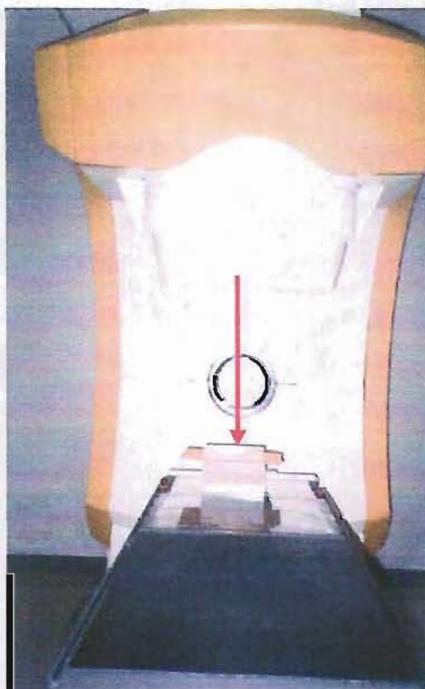


Figura 3.6. Arreglo experimental para medir mapas de fluencia con película EDR2.

En el caso de la película XV2, a una profundidad de 5 cm de agua se irradió con 100 UM y para la profundidad de 10 cm en agua se irradió a 150 UM.

Se revelaron las películas en una procesadora marca Kodak, modelo RP X-OMAT Processor y se obtuvieron los mapas de fluencia del campo 4 de IMRT medidos, los cuales se compararon con los calculados por el SPT, usando el programa DoseLab.

3.4 Diseño y construcción de un maniquí de lucita para dosimetría

El objetivo principal de este trabajo de tesis fue medir distribuciones espaciales de dosis en volúmenes de tumores irradiados mediante IMRT. Éstas las determinamos a partir de mediciones bidimensionales de dosis obtenidas con películas de verificación EDR2, colocadas en diferentes planos de una “lesión” simulada en un maniquí. Para este propósito se diseñó y construyó un maniquí de lucita. Éste fue diseñado de manera modular, usando rebanadas de lucita de diferentes espesores, para poder ser usado con películas de verificación. [Wiezorek 2002]

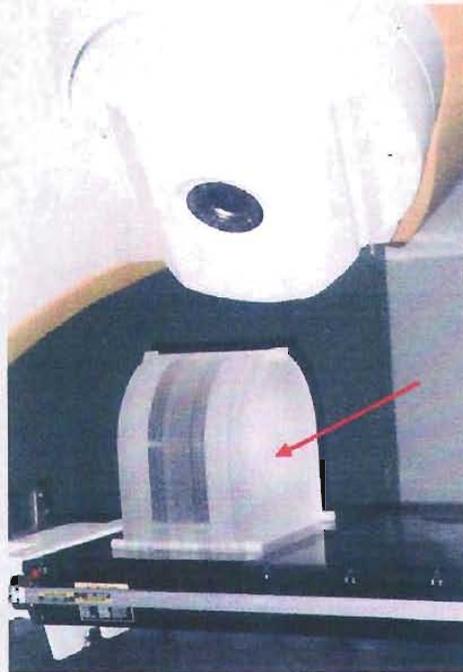


Figura 3.7. Maniquí para Intensidad modulada y RadioNeurocirugía (MIRNa).

La flecha de la figura 3.7, muestra el Maniquí para Intensidad modulada y RadioNeurocirugía (MIRNa). Se diseñó para lesiones intracraneales y consta de un arreglo de rebanadas intercambiables de lucita de diferentes espesores. Toda la estructura del maniquí está montada sobre una base rectificada de lucita, nivelada en sus cuatro esquinas, con respecto de la camilla de tratamiento. El arreglo de rebanadas se fija con tres vástagos, uno que pasa por el extremo superior del arreglo de rebanadas y otros dos que pasan por la parte inferior. MIRNa se diseñó específicamente para ser usado con película de verificación, y se compone de 9 rebanadas centrales de 0.5 cm de espesor cada una, 4 rebanadas laterales de 1 cm de espesor, dos a cada lado del arreglo de rebanadas mencionado anteriormente y 6 rebanadas laterales exteriores de 2 cm de espesor, tres a cada lado de todo el arreglo anterior. Las películas de verificación se disponen de manera intercalada y secuencial en la región donde se quiere simular la lesión, es decir en el bloque de las 9 rebanadas centrales. Los otros dos grupos de rebanadas sólo cumplen una función de material dispersor, hasta 8 cm en ambos extremos. El plano estructural del diseño de MIRNa se muestra en el apéndice C.

3.5 Medición de distribuciones espaciales de dosis en 3D

Para la medición de las distribuciones espaciales de dosis en un tratamiento de IMRT, se consideró el caso de un paciente con adenoma de hipófisis que fue irradiado con 8 campos de intensidad modulada. La planificación realizada para este paciente fue usado como modelo para determinar las distribuciones de dosis en 3D, usando MIRNa y la transferencia de los datos del sistema de planificación de tratamiento (SPT), BrainScan v.5.2, y la renormalización de la dosis a 4 Gy al volumen blanco.

Para medir distribuciones espaciales de dosis se usaron cinco películas de verificación EDR2 de 0.1 cm de espesor (considerando el grosor de la envoltura de la película). Las películas se dispusieron dentro de MIRNa (figura 3.8), de manera intercalada entre el grupo de rebanadas centrales de 0.5 cm de espesor. Estas cinco películas midieron la dosis espacial que calculó el SPT en los cinco planos del volumen del tumor.

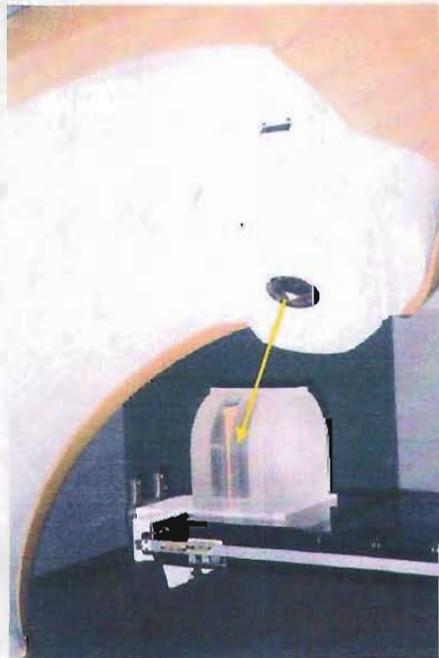


Figura 3.8 Arreglo de las películas en MIRNa para medir distribuciones espaciales de dosis.

El tumor midió 2.4 cm de longitud, el cual fue abarcado entre las cinco películas y las rebanadas adyacentes que hacen una longitud de 2.5 cm, sin contar las rebanadas externas del arreglo de películas, suficiente y necesaria para cubrir el tumor. Las demás rebanadas sólo desempeñaron un papel dispersor. MIRNa cuenta con marcas de referencia, una en la parte superior central y otras dos en las partes laterales de la misma. Estando MIRNa debajo del cabezal del Linac, se fijó el isocentro con los láseres del bunker. Se rotularon las 5 películas con los códigos: 1-I, 2-I, ISO, 1-S y 2-S; para ser identificadas en el proceso de revelado.

La lesión simulada fue irradiada bajo la secuencia programada en el Linac, usando el maniquí de lucita y las películas de verificación EDR2. Las películas se revelaron y se digitalizaron para su análisis posterior usando ImageJ y DoseLab.

3.5.1 Planificación del tratamiento usando a MIRNa

Se obtuvieron imágenes de MIRNa en el quipo de CT, y las imágenes fueron transferidas al SPT donde se hicieron los cálculos de corrección para tejido equivalente.

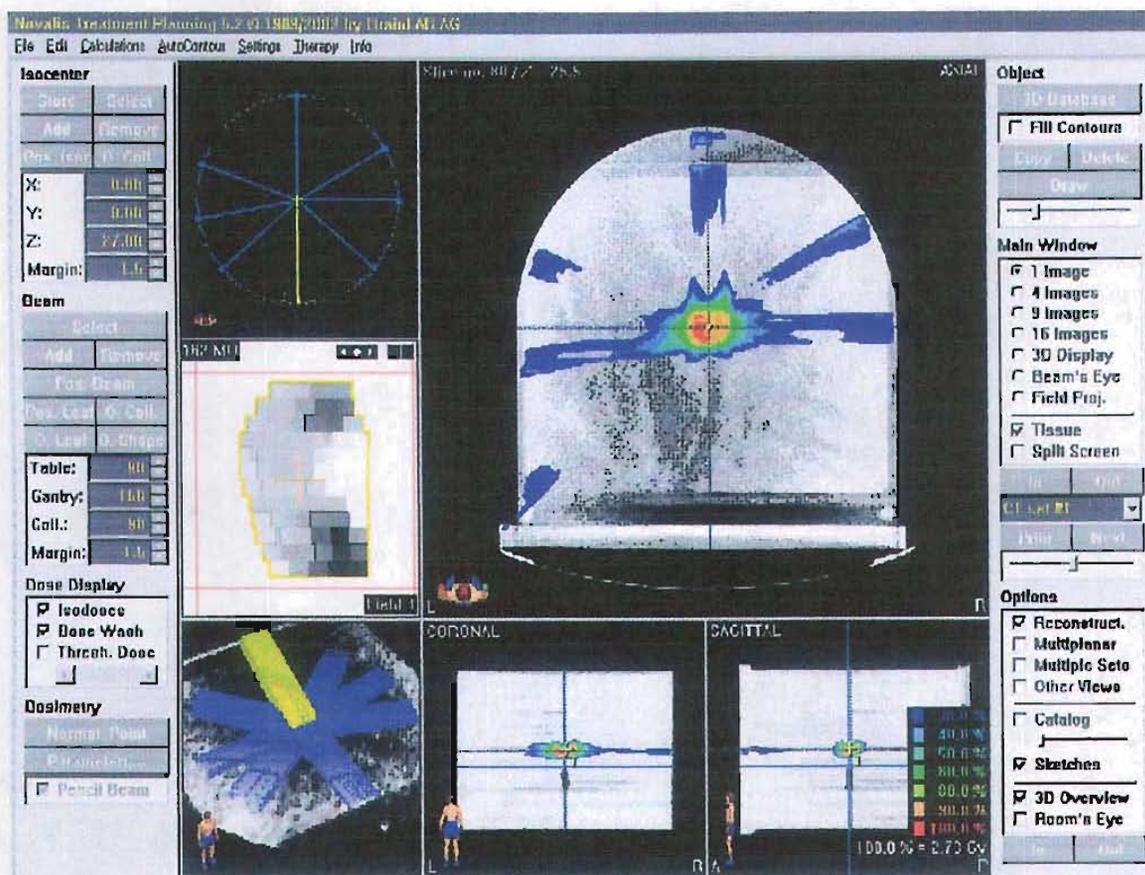


Figura 3.9. Planificación del tratamiento del tumor usando MIRNa.

Se usó el SPT y a partir de la planificación del paciente real se hizo la planificación del mismo caso, usando las imágenes de MIRNa. Se normalizó la dosis a 4 Gy y se agrupó la distribución espacial de dosis en 5 planos paralelos al haz de radiación. La imagen de la planificación del tratamiento de MIRNa se aprecia en la figura 3.9.

3.5.2 Disposición e irradiación de películas EDR2, usando MIRNa

El tumor midió 2.4 cm de longitud, se dispusieron 5 películas EDR2 dentro de MIRNa con una separación de 0.5 cm entre cada una de ellas, tal como se muestra en la figura 3.10. Se dispuso el maniquí, arreglado de películas, debajo del Linac. Considerando las coordenadas de los movimientos del Linac, indicadas en la figura 2.12, las películas se irradiaron bajo las condiciones geométricas y parámetros indicados en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2: Parámetros de irradiación, paciente 154783/Maniquí

Haz	Ángulo Camilla	Ángulo Gantry	Ángulo Colimador	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	UM
1	90°	160°	90°	20	20	20	22	162
2	0°	270°	355°	20	14	20	20	126
3	0°	300°	340°	23	20	19	23	119
4	0°	0°	0°	23	20	20	19	153
5	0°	70°	15°	17	20	20	22	161
6	0°	100°	90°	14	14	25	23	280
7	0°	131°	90°	14	14	26	25	540
8	350°	230°	340°	23	23	20	22	108

3.5.3 Revelado y digitalización de las películas irradiadas

Se revelaron las películas en una procesadora Kodak X-OMAT. Se cuidó de mantener los parámetros de operación con los que los técnicos trabajan, a una temperatura de 34°C. Las películas se rotularon con los siguientes códigos: 2-I: segundo plano inferior; 1-I: primer plano inferior; ISO: plano del isocentro; 1-S: primer plano superior y 2-S: segundo plano superior, tal como se muestra en la figura 3.10. Se digitalizaron las cinco películas a 16 bits y 72 dpi. Se analizaron las imágenes con el programa ImageJ y se tomó la componente roja de las imágenes. Con DoseLab se calcularon las distribuciones espaciales de dosis para cada plano.

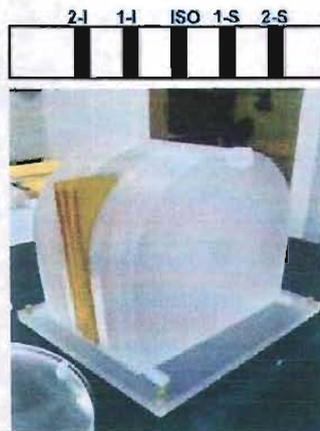


Fig. 3.10. Disposición de las películas EDR2 dentro de MIRNa.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Calibración de películas de verificación usando campos estáticos

El primer paso para calibrar las películas de verificación fue irradiarlas en 20 valores de dosis, tal como se describió en el capítulo anterior, usando tamaños de campo de 3 cm x 3 cm. Los valores de dosis van desde 30 hasta 600 cGy para el caso de la película EDR2 y desde 15 hasta 310 cGy para el caso de la película XV2; para ambas se usó una profundidad de 1.6 cm en lucita (maniquí de calibración).

Después de la irradiación, las películas fueron reveladas en una procesadora Kodak, manteniendo una temperatura de 34 °C de los líquidos de revelado. Posteriormente fueron digitalizadas a 16 bits y 72 dpi, usando un escáner comercial, en modo de transmisión, AFGA DuoScan T1200. Las imágenes se muestran en la figura 4.1.

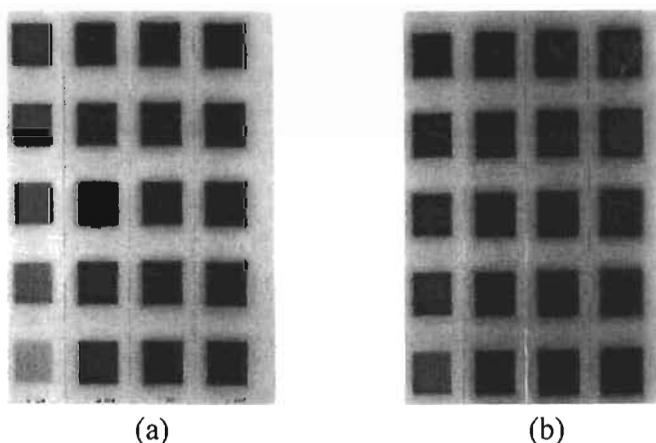


Figura 4.1. Películas de verificación, irradiadas con la técnica de campos estáticos, digitalizadas a 16 bits y 72 dpi. a) EDR2, b) XV2.

4.1.1 Curvas sensitométricas de películas de verificación EDR2 y XV2

A partir de las películas irradiadas, mostradas en las figuras 4.1, se midieron densidades ópticas para cada valor de dosis usando un densitómetro óptico marca Victoreen, modelo 07-424. Graficando la densidad óptica en función de la dosis obtuvimos las curvas sensitométricas para ambos tipos de películas, las cuales se muestran en la figura 4.2. Se observa que la película EDR2 es menos sensible que la película XV2. Los niveles de saturación de la película XV2 están cerca de 250 cGy y cerca de 600 cGy empieza el hombro de la curva sensitométrica de la película EDR2. Se encontró que el intervalo útil de dosis (latitud) de la película XV2 es de 109 cGy, y de 300 cGy para la película EDR2. La velocidad de la película XV2 es de 45^{-1} cGy $^{-1}$ y para la EDR2 es de 225^{-1} cGy $^{-1}$. La pendiente de la XV2 es de 0.015 y de la EDR2 es de 0.0053 (adimensionales). En la

figura 4.2 queda claro que la latitud y el contraste son inversamente proporcionales: La película con contraste mayor (XV2) tiene latitud corta y la de contraste menor (EDR2) tiene latitud amplia.

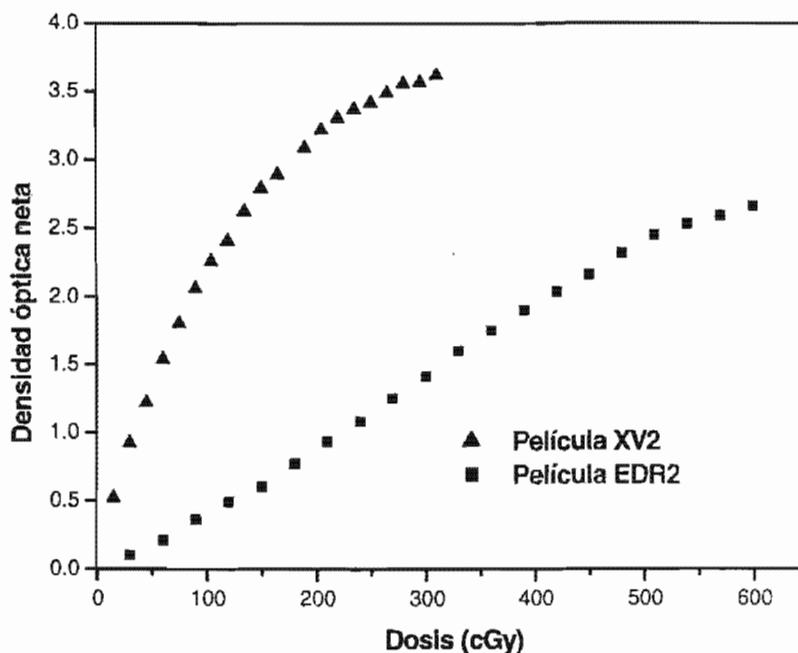


Figura 4.2. Curvas sensitométricas para películas de verificación EDR2 y XV2, irradiadas con haz de rayos-X de 6 MV, tamaño de campo de 3 cm x 3 cm, profundidad de 1.6 cm.

De los resultados experimentales se determinó la velocidad relativa entre ambas películas, encontrándose que la XV2 es 5 veces más rápida que la película EDR2, lo cual esta última película es la más apropiada para su uso en dosimetría clínica de IMRT. La película XV2 también es apropiada para dosimetría, pero su intervalo de dosis útil es menor, mientras que el de la película EDR2 soporta mayores dosis.

Los datos obtenidos de la calibración, fueron ajustados a una función sigmoide del modelo de Zhu et al. [Zhu 2002]. Los resultados del ajuste indican que la película EDR2 requiere valores de: $DO_1=0.11$, $\alpha_1=1.09$, $DO_2=3.51$, $\alpha_2=0.00438$. La película XV2 requiere valores de: $DO_1=4.05$ y $\alpha_1=0.00817$, para dosis medido en cGy.

Para la película EDR2, su ecuación de ajuste es: (figura 4.3)

$$DO = 0.11(1 - e^{-1.09D}) + 3.51[1 - e^{-0.00438D}(1 + 0.00438D)]$$

Para la película XV2, su ecuación de ajuste es: (figura 4.4)

$$DO = 4.05(1 - e^{-0.00817D})$$

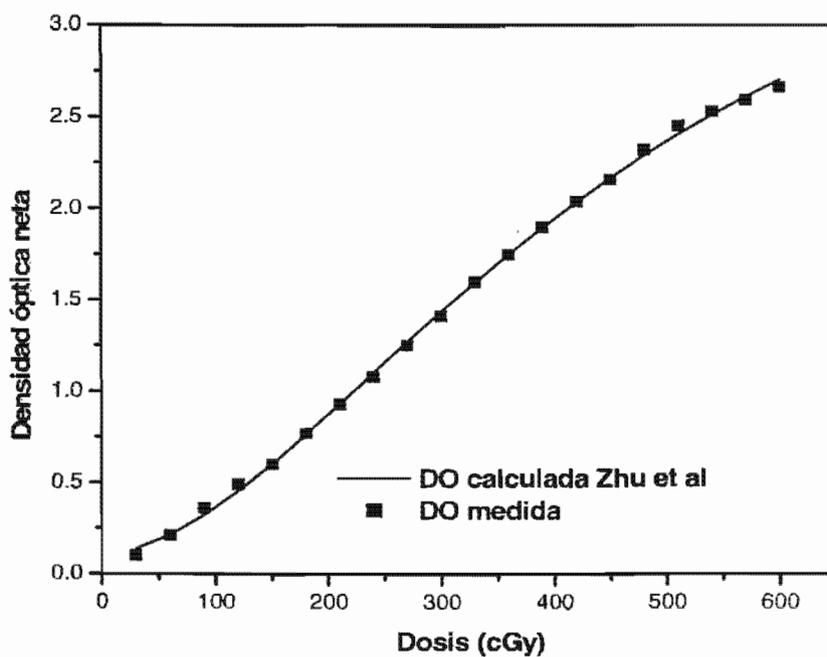


Figura 4.3. Comparación de las curvas sensitométricas: Película EDR2 medida y ajustada con el modelo de Zhu et al. 2002.

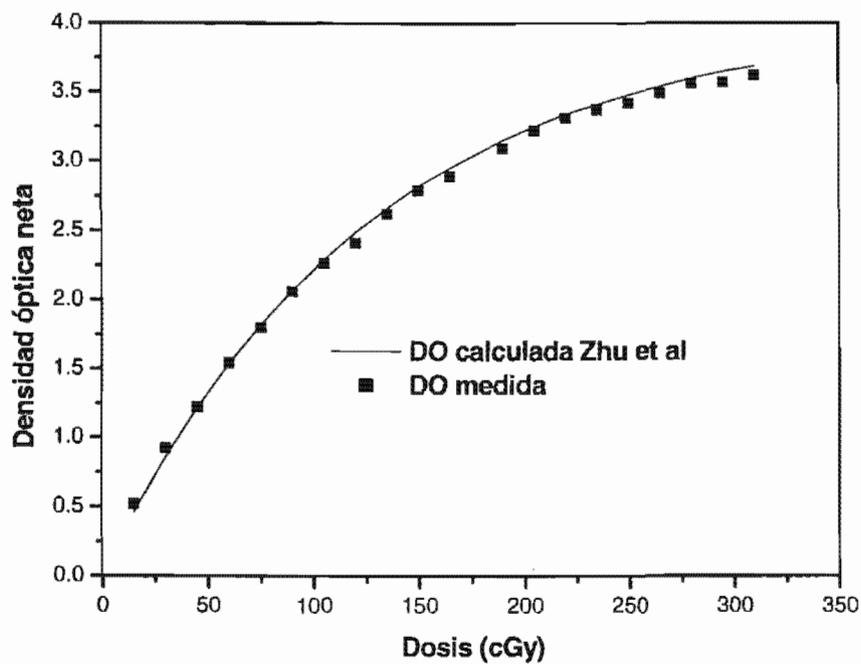


Figura 4.4. Comparación de curvas sensitométricas: Película XV2 medida y ajustada con el modelo de Zhu et al 2002.

Las figuras 4.3 y 4.4 muestran que los datos experimentales obtenidos referentes a las curvas sensitométricas para ambas películas se pueden ajustar con el modelo propuesto por Zhu et al. 2002.

4.2 Curvas sensitométricas de las películas obtenidas con diferentes técnicas de irradiación

Para el desarrollo del Sistema de Dosimetría Rápida de película, consideramos obtener y comparar las curvas sensitométricas de las películas de verificación, usando otras técnicas de irradiación, tales como: Paso y disparo y campos dinámicos. Realizamos todo un procedimiento ordenado de pasos, como se indica en la sección 3 de la metodología experimental.

4.2.1 Irradiación de películas de verificación EDR2 y XV2

Se irradiaron las películas EDR2 y XV2 con la técnica de paso y disparo, considerando los parámetros establecidos en la metodología, sección 2, estos son: tamaño de campo de 9.1 cm x 9.1 cm, profundidad de 1.6 cm en lucita, energía de 6 MV y 10 valores de dosis desde 90 cGy hasta 900 cGy para la película EDR2 y 10 valores de dosis desde 36 cGy hasta 360 cGy para la película XV2. Se consideraron las dosis y UM calculadas y descritas en la metodología de la sección 3.

Análogamente se procedió a irradiar las películas bajo la técnica de campos dinámicos, conservando los mismos parámetros de irradiación. Las películas irradiadas fueron digitalizadas a 16 bits y 72 dpi, ver figura 4.5.



Figura 4.5. Película de verificación EDR2, irradiada con la técnica de paso y disparo.

4.2.2 Curvas sensitométricas de las películas usando diferentes técnicas de irradiación.

Las tres técnicas de irradiación son: paso y disparo, campos dinámicos y campos estáticos. esta última se muestra en la sección 4.1. Se midió la densidad óptica para cada valor de dosis de las películas irradiadas. Se graficaron las densidades ópticas versus la dosis y se obtuvieron las curvas sensitométricas de las películas de verificación, las cuales se muestran en las figuras 4.6 y 4.7. Se analizaron estas figuras y se encontró que los valores graficados en el sistema de coordenadas densidad óptica versus dosis, son muy similares para las tres técnicas de irradiación. Se observa que los grupos de valores se superponen unos a otros indicando que no hay una técnica de preferencia en los resultados.

Las figuras 4.6 y 4.7 indican que las curvas sensitométricas de las películas XV2 y EDR2 no dependen de la técnica de irradiación, dentro del 2.0%, en promedio, para ambas películas.

Haciendo cálculos estadísticos, específicos para cada película, con los valores de la curva sensitométrica de la película EDR2, se encontró que la diferencia porcentual promedio entre las técnicas de paso-disparo y campos estáticos es de 2.1% y entre las técnicas de campos dinámicos y campos estáticos es de 2.2%.

En la figura 4.6, se observa que para la película EDR2, el hombro de la curva sensitométrica empieza a 650 cGy e inicia la saturación a 700 cGy. Estos valores son consistentes con los datos proporcionados por Kodak y por los encontrados por Zhu et al. 2002.

En la figura 4.7, de la curva sensitométrica de la película XV2, se observa el mismo fenómeno de independencia de la respuesta de la película con la técnica de irradiación. El hombro de la curva se forma a 200 cGy para luego saturarse a 250 cGy. Estos valores también son consistentes con los reportados por Zhu et al. [Zhu 2002].

Se encontró que la diferencia porcentual promedio entre las técnicas de paso-disparo y campos estáticos es de 1.26% y entre las técnicas de campos dinámicos y campos estáticos es de 1.29%.

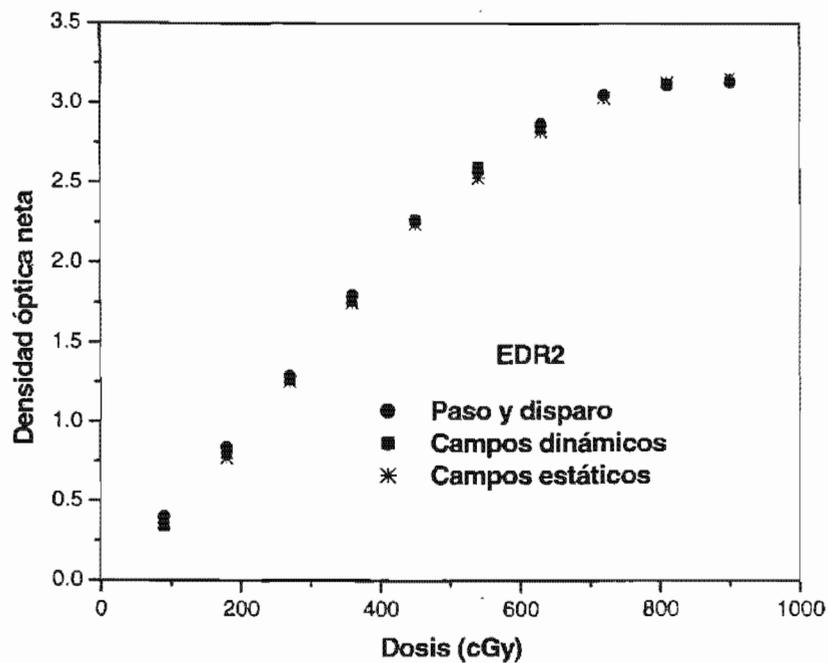


Figura 4.6. Curvas sensitométricas de películas EDR2 usando diferentes técnicas de irradiación con rayos X de 6 MV.

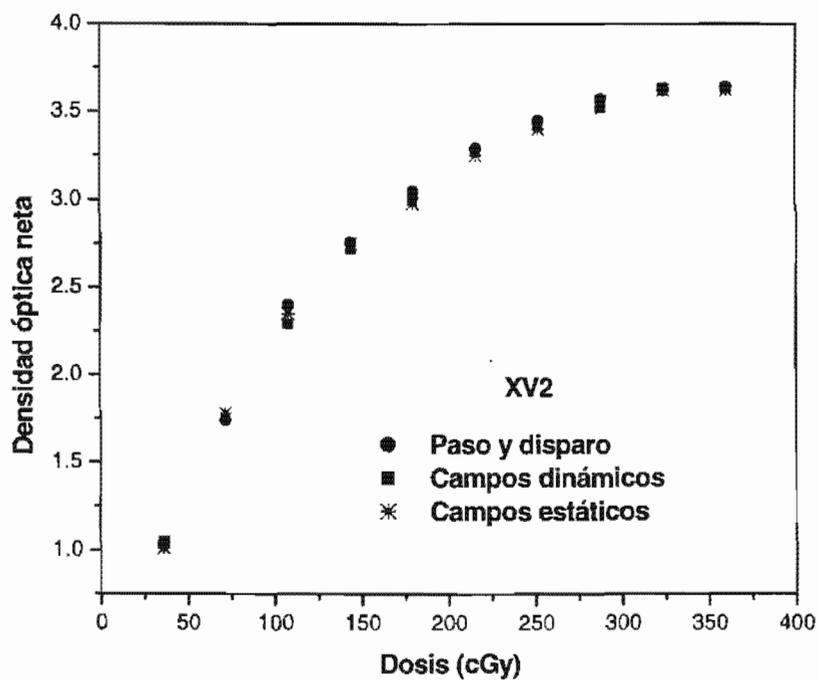


Figura 4.7. Curvas sensitométricas de películas XV2 usando diferentes técnicas de irradiación con rayos X de 6 MV.

Después de estos resultados se eligió la técnica de irradiación menos difícil y más rápida para el desarrollo del sistema de dosimetría, esa es la de paso y disparo, pues esta técnica es más propicia por su procedimiento y condiciones de irradiación menos complicadas, a diferencia de las otras técnicas como la de campos estáticos que es más tardada y laboriosa.

4.3 Dependencia de la respuesta de las películas con la profundidad

Se evaluó la respuesta de las películas de verificación EDR2 y XV2 con respecto de la profundidad. Se consideraron dos profundidades diferentes, una de 1.6 cm y otra de 10 cm. Se usó un maniquí de placas rectificadas de lucita de 20 cm x 20 cm de diferentes espesores.

Las condiciones de irradiación para estas medidas fueron descritas en la metodología experimental (sección 3.1.2), para fotones de 6 MV, técnica de paso y disparo, tamaño de campo de 9.1 cm x 9.1 cm. Las películas fueron digitalizadas a 16 bits y 72 dpi, las cuales se muestran en las figuras 4.8.

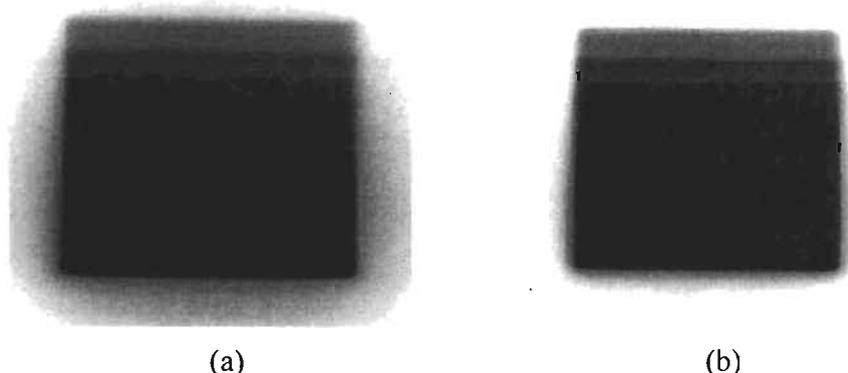


Figura 4.8. Imágenes digitalizadas de películas irradiadas con la técnica de paso y disparo, tamaño de campo de 9.1 cm x 9.1 cm.
a) EDR2, profundidad de 10 cm. b) EDR2, profundidad de 1.6 cm.

A partir de las películas irradiadas a diferentes profundidades, se midieron las densidades ópticas para cada valor de dosis y se graficaron las densidades ópticas versus dosis, obteniéndose las curvas sensitométricas para ambas películas y para cada profundidad, éstas se muestran en las figuras 4.9 y 4.10, para las películas EDR2 y XV2, respectivamente.

El análisis de las curvas sensitométricas obtenidas para la película EDR2 (Figura 4.9), indica que la curva obtenida a la profundidad de 1.6 cm se superpone con la curva obtenida a 10 cm. La figura 4.9 indica que las curvas sensitométricas de las películas EDR2 no dependen de la profundidad, dentro del 2.1%, en geometría perpendicular al eje central del haz de radiación.

La figura 4.10 indica que las curvas sensitométricas de las películas XV2 tampoco dependen de la profundidad, dentro del 2.8%, en geometría perpendicular al eje central del haz de radiación.

Se confirman los resultados de saturación de la película EDR2, pues claramente observamos que empieza a saturarse a 700 cGy. Resultados análogos se obtuvieron con la película XV2 (figura 4.10), irradiada a las mismas condiciones de profundidad. Se confirma la saturación de la película, después de 250 cGy.

En general, las respuestas de las películas EDR2 y XV2 no dependen de la profundidad de irradiación, dentro del 3%, en geometría de irradiación perpendicular al eje central del haz de radiación. Comparando nuestros resultados con lo reportado por Zhu et al. [2002] y Esthappan et al. [2002], observamos que nuestros resultados están de acuerdo con lo reportado por estos autores. Cabe mencionar que en algunos otros trabajos se ha observado una ligera dependencia de la dosis medida con la profundidad [Williamson 1981, Resendiz 2003], pero esto siempre ocurre en los casos en que la irradiación de las películas se efectúa en geometría de irradiación paralela al eje central, tal como lo discute Esthappan et al. [2002], lo cual es relevante, por ejemplo, en el caso de la medición de curvas de dosis en profundidad, tal como se verá más adelante (sección 4.4)

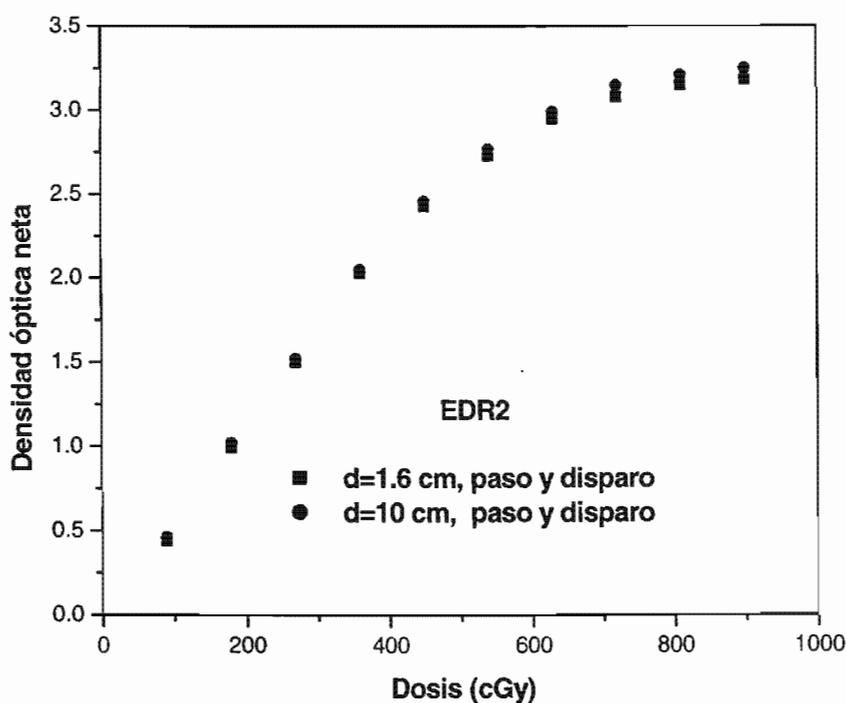


Figura 4.9. Curvas sensitométricas de películas EDR2, irradiadas con rayos X de 6 MV, tamaño de campo de 9.1 cm x 9.1 cm, profundidades de 1.6 cm y 10 cm.

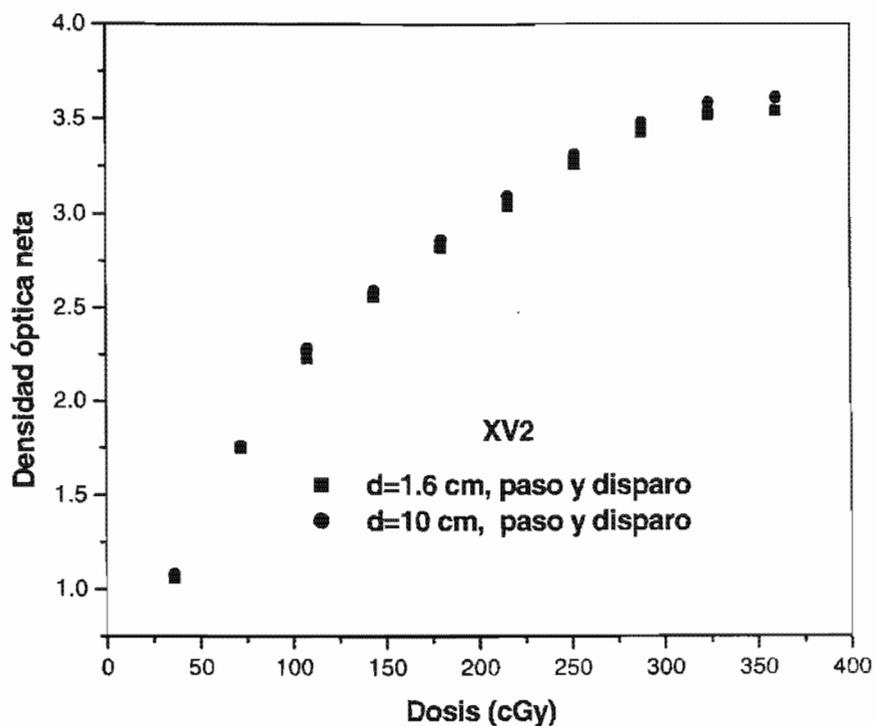


Figura 4.10. Curvas sensitométricas de las películas XV2, irradiadas con rayos X de 6 MV, tamaño de campo de 9.1 cm x 9.1 cm, profundidades de 1.6 cm y 10 cm.

4.4 Curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

Se obtuvieron las curvas de PDD utilizando los dos tipos de película de verificación, EDR2 y XV2. Se utilizó un maniquí de agua y accesorios de lucita. Las condiciones y parámetros de irradiación fueron para dos tamaños de campo, tal como se explicó en la metodología experimental (sección 3.2.1). Estas medidas fueron muy laboriosas, pues se requirió de una geometría de irradiación paralela al haz de radiación. Para ello se acondicionó el maniquí de lucita para poder colocar la película paralela al eje central del haz de radiación y además mantenerla fija, garantizando una buena estabilidad dentro del agua. Las películas irradiadas con rayos X de 6 MV fueron digitalizadas y se muestran en la figura 4.11.

Se observa más oscura en los primeros centímetros de la película y va disminuyendo conforme el haz alcanza mayores profundidades en la película verificación a lo largo del eje central del haz de radiación, es decir que en los primeros milímetros de la película el porcentaje de dosis se va incrementando hasta llegar a su máxima dosis, luego va disminuyendo conforme el haz alcanza mayores profundidades. Esta es la razón del porqué la película se ve más oscura en su parte superior, mientras que a profundidades mayores la película se ve más clara, debido a que la dosis es menor.

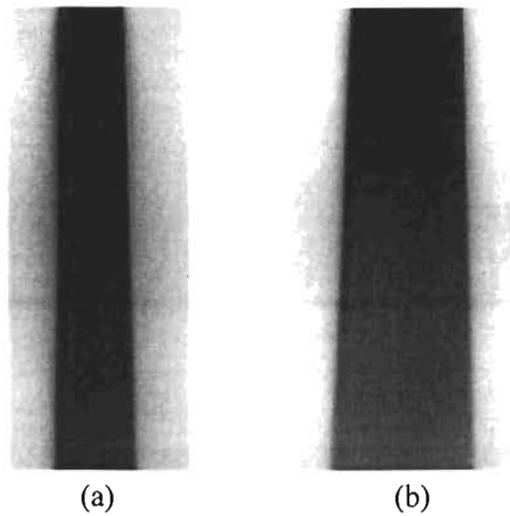


Figura 4.11. Películas irradiadas que muestran el porcentaje de dosis en profundidad en las películas. a) EDR2, tamaño de campo de 5 cm x 5 cm, b) EDR2, campo de 9.8 cm. x 9.8 cm.

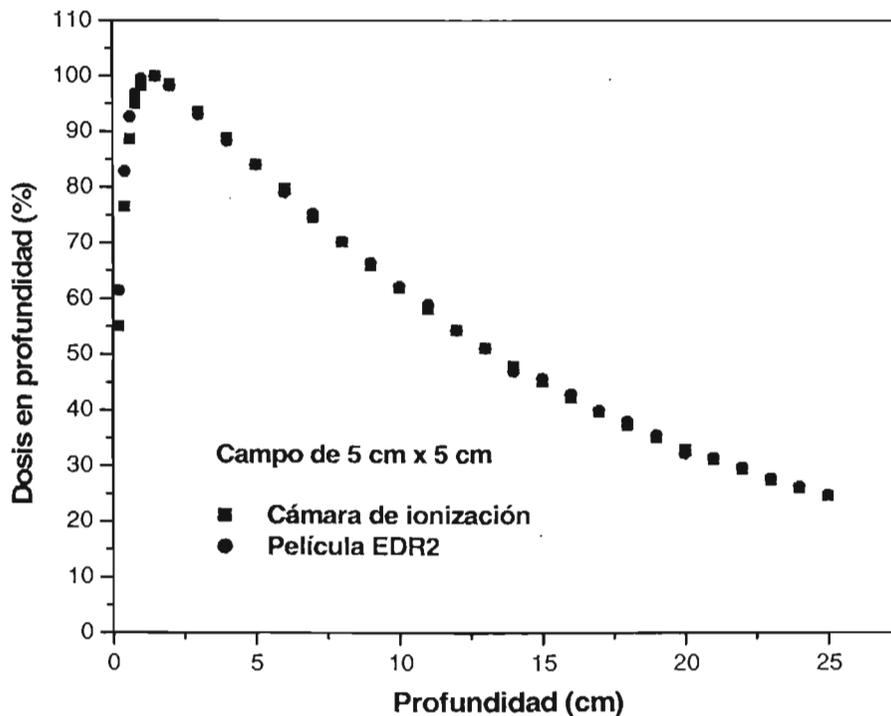


Figura 4.12. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad usando película de verificación EDR2, para un haz de rayos X de 6 MV, campo de 5 cm x 5 cm.

Se midieron densidades ópticas y se convirtieron a dosis, usando las curvas de calibración, luego se normalizaron los resultados respecto de la dosis máxima y se graficaron las dosis

normalizada versus la profundidad. Los resultados para la película EDR2 para los campos de 5 cm x 5 cm y 9.8 cm x 9.8 cm se muestran en las figuras 4.12 y 4.13, respectivamente.

En la figura 4.12 se observa la curva de PDD, obtenida para un tamaño de campo de 5 cm x 5 cm, usando la película de verificación EDR2. Se observa que el 100% de la dosis se deposita a una profundidad de 1.5 cm, luego conforme la profundidad aumenta el porcentaje de dosis disminuye gradualmente. Para validar estas curvas de PDD obtenidas con el sistema de película, se utilizó una cámara de ionización marca PTW-Freiburg, modelo 31006. Se repitió el experimento con los mismos parámetros de irradiación y se obtuvieron resultados similares, tal como se muestra en la figura 4.12 (símbolos cuadrados). La figura 4.12, indica que la curva PDD obtenida con película EDR2 se superpone a la obtenida con cámara de ionización. Analizando los datos obtenidos encontramos diferencias dentro del 1.7%.

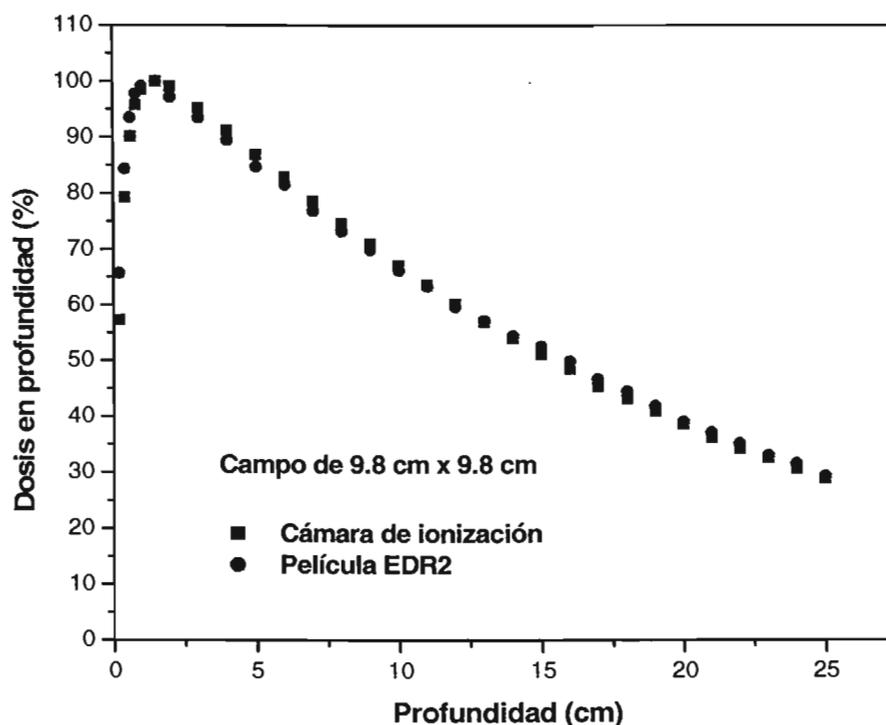


Figura 4.13. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad, usando película EDR2, para un haz de rayos X de 6 MV, campo de 9.8 cm x 9.8 cm.

De manera análoga se obtuvieron los resultados de PDD, con el mismo tipo de película, pero para un tamaño de campo de 9.8 cm x 9.8 cm, bajo las mismas condiciones de irradiación descritas en la metodología experimental (sección 3.2.1). Se validaron los resultados obtenidos con película usando cámara de ionización y se observó el mismo fenómeno ocurrido del caso anterior. Los resultados con película EDR2 y cámara de ionización son consistentes (figura 4.13), con una diferencia dentro del 2.3%. Se confirmó que el 100% de la dosis se deposita a 1.5 cm de profundidad. Esto indica que un Linac de 6

MV entrega el máximo de la dosis absorbida a una profundidad de 1.5 cm en agua, a lo largo del eje central del haz de radiación.

El Sistema de Dosimetría Rápida de Película se desarrolló con dos tipos de película EDR2 y XV2. Hasta ahora sólo habíamos obtenido las curvas de PDD con película EDR2, luego se repitió el experimento con el otro tipo de película (XV2), para los mismos tamaños de campo descritos anteriormente, bajo la misma geometría de irradiación e intervalo dinámico de dosis propia de la película XV2.

Nos aseguramos de repetir fielmente el mismo procedimiento anterior, los resultados se muestran en la figura 4.14, para un tamaño de campo de 5 cm x 5 cm. De igual forma se validaron los resultados usando cámara de ionización y se encontró inconsistencia, dentro del 9%. Las curvas de PDD obtenidas con película XV2 y comparadas con cámara de ionización, para un tamaño de campo de 9.8 cm x 9.8 cm, se muestran en la figura 4.15. También se encontró inconsistencia, dentro del 8%, tal como se observa en la figura 4.15.

En general, las curvas de porcentaje de dosis en profundidad obtenidas con película XV2, para los dos tamaños de campo de 5 cm x 5 cm y 9.8 cm x 9.8 cm no son consistentes con las obtenidas con cámara de ionización. En ambas gráficas (figura 4.14 y figura 4.15) se observa que presentan sobre-respuesta en profundidad con respecto de la obtenida con cámara de ionización.

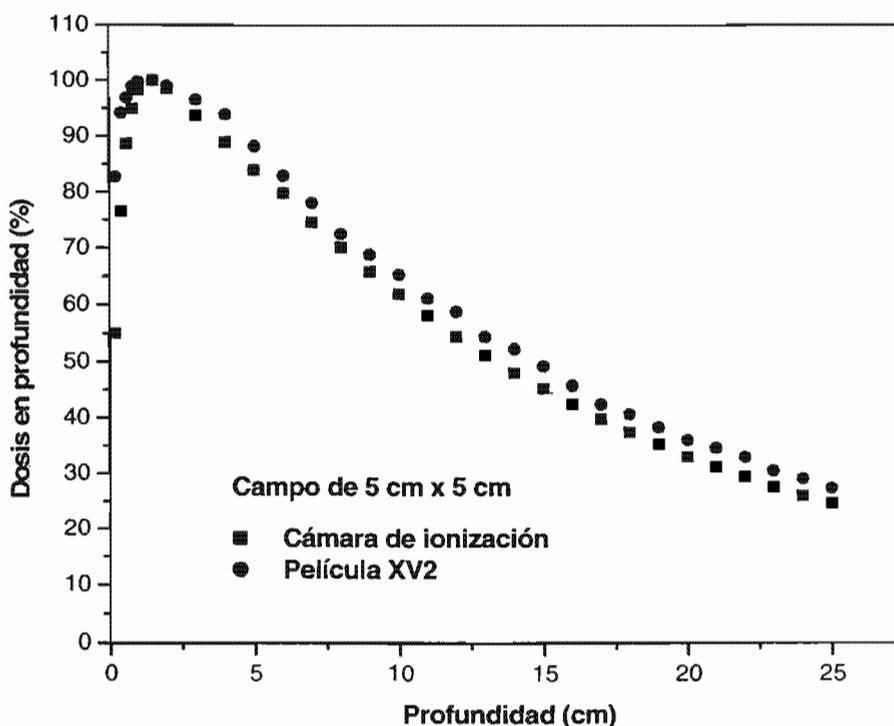


Figura 4.14. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad, usando película de verificación XV2, para un haz de rayos-X de 6 MV, campo de 5 cm x 5 cm.

La sobre-respuesta se debe a que el haz de radiación primario, al interactuar con el agua del maniquí, se dispersa por acción del efecto Compton. Es decir el haz de radiación primario se “degrada” a lo largo del material dispersor y se tiene una mayor contribución del haz secundario (fotones de baja energía). Como estos fotones tienen menor energía, entonces aumenta la probabilidad de detección al interactuar con los granos de bromuro de plata de la película XV2, provocando una mayor densidad óptica en la película y por ende sobre-respuesta en la XV2. Este fenómeno de sobre-respuesta no ocurre en la película EDR2 porque este tipo de película fue diseñada para tener menor eficiencia cuántica, ya que el grosor del grano del bromuro de plata que contiene la gelatina de la película es aproximadamente la mitad del que presenta la película XV2. Un cálculo de la eficiencia cuántica para energías entre 10 keV y 6 MeV, usando los datos de la tabla 2.1 y suponiendo que ambas películas tienen la misma composición, muestra que la película XV2 tiene aproximadamente 2 veces la eficiencia de la EDR2, en promedio.

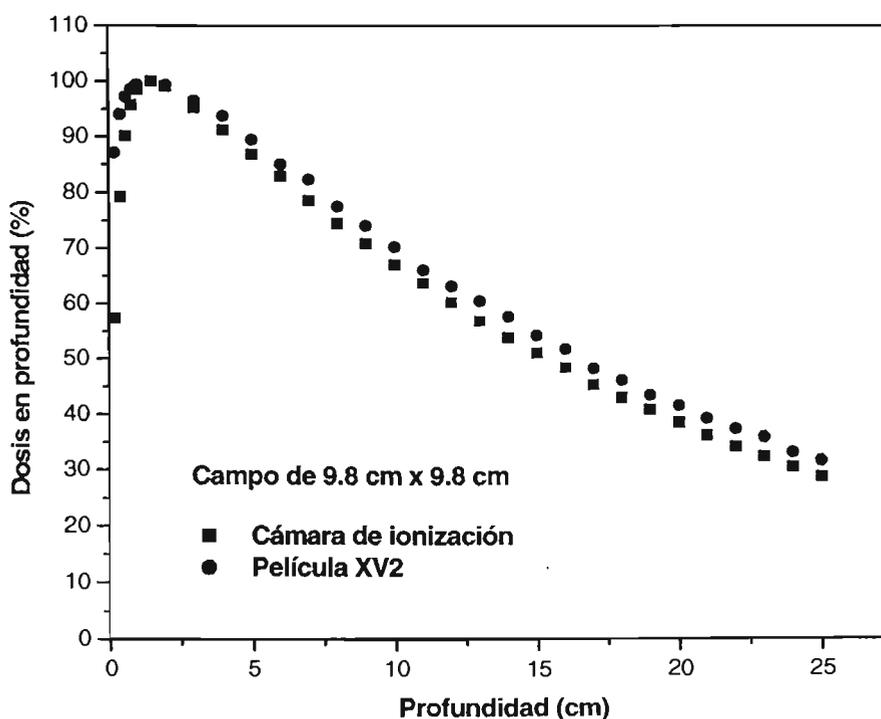


Figura 4.15. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad, usando película de verificación XV2, para un haz de rayos-X de 6 MV, campo de 9.8 cm x 9.8 cm.

Otro factor que contribuye a que la sobre-respuesta sea muy notoria, es que la obtención de las curvas PDD implica hacer la irradiación bajo geometría paralela al eje central del haz. En este caso la contribución a la dosis medida se debe fundamentalmente a fotones dispersados (de baja energía) que llegan a la película. Este no es el caso cuando la irradiación se hace colocando las películas en posición perpendicular al eje central y se

usan campos pequeños (menores que 10 cm x 10 cm) a profundidades menores que 10 cm, tal como lo muestra nuestra medición de la curva característica (sección 3.12) y lo reportado por otros autores [Esthappan 2002, Bucciolini 2004].

4.5 Mapas de fluencia para campos de tratamiento modulados

En esta parte experimental de la tesis se obtuvieron mapas de fluencia para campos de tratamiento de intensidad modulada. Usando el plan de tratamiento de IMRT de un paciente, se seleccionó el campo 4 de tratamiento, denominado C4-IMRT. Se propuso comparar los mapas de fluencia calculados por el sistema de planificación y los medidos con película de verificación. Para la comparación de mapas de fluencia se utilizó el programa DoseLab, el cual necesita una curva de calibración para cada tipo de película usada.

4.5.1 Curva de calibración de la película XV2 para su uso con DoseLab.

El programa DoseLab requirió de 9 pares de datos (dosis y sus correspondientes valores de píxel), graficados en la curva de calibración para cada tipo de película usada. En primer lugar se utilizó la película XV2, encontramos una curva de calibración cuyas coordenadas fueron dosis versus valores de píxel, tal como se muestra en la figura 4.18. Antes de encontrar esta curva, encontramos primero la curva de calibración del densitómetro, usando la película sensitométrica Agfa.

1) Curva de calibración del densitómetro

A partir de la tira sensitométrica Agfa, se utilizó un densitómetro óptico para medir densidades ópticas para cada valor de dosis de la película de calibración. Se digitalizó a 16 bits y 72 dpi para después medir valores de intensidad de píxel en la componente roja de la imagen usando el programa ImageJ. Usando valores de píxel y densidad óptica se obtuvo la curva de calibración del densitómetro que se muestra en la figura 4.16. Las incertidumbres para la densidad óptica son del orden de 0.01, las cuales son menores que el tamaño del símbolo de la figura 4.16 y para los valores de píxel la mínima fue de 34.03 y la máxima de 273.1

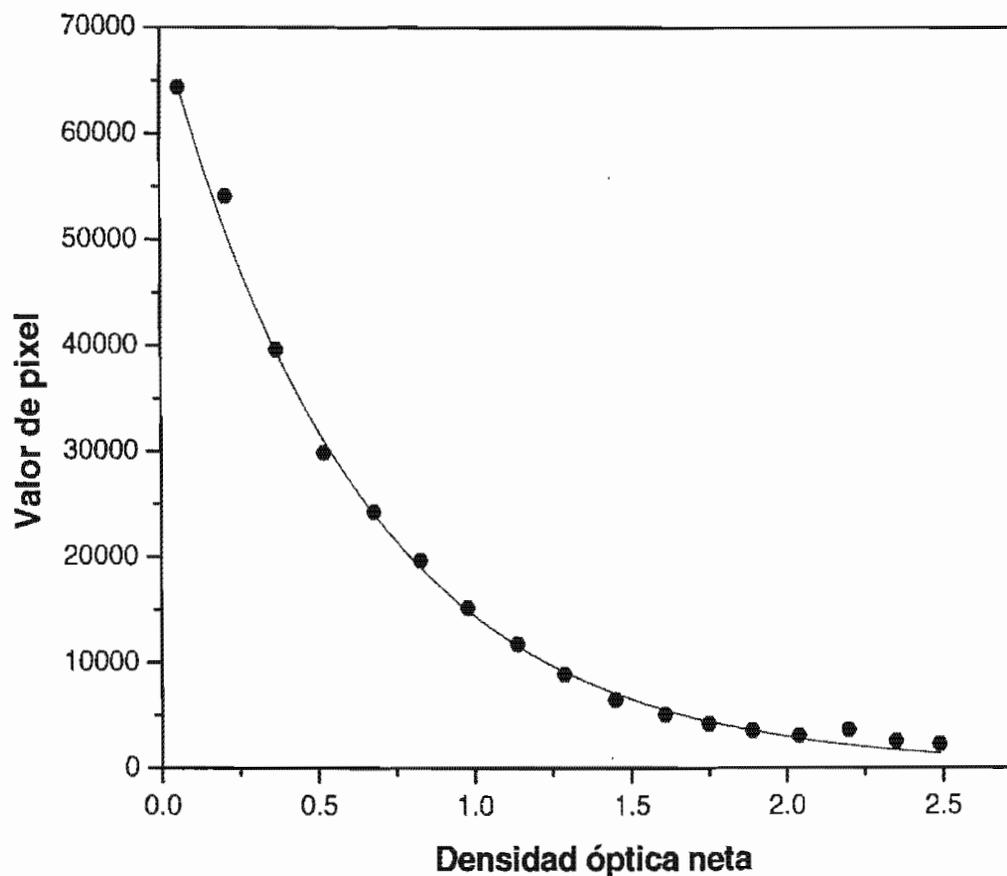


Figura 4.16. Curva de calibración del densitómetro óptico, obtenida mediante una tira sensitométrica Agfa.

Se ajustaron los datos obtenidos de densidad óptica y valores de píxel a una doble exponencial decreciente. La ecuación que mejor se ajustó fue:

$$VP = 20318e^{(-DO/0.77)} + 52100e^{(-DO/0.567)}$$

2) Determinación de la curva de calibración de la película XV2.

El valor de la densidad óptica para cada dosis, de la película XV2, se reemplazó en la ecuación de calibración del densitómetro para obtener valores de píxel. Se graficaron estos datos obteniéndose la curva de calibración de la película XV2 que se muestra en la figura 4.17. Se ajustaron los datos obtenidos de valores de píxel calculados versus dosis, a una función de doble exponencial decreciente. La ecuación que mejor se ajustó fue:

$$VP = 37203453e^{(-D/0.231)} + 82972e^{(-D/61.677)}$$

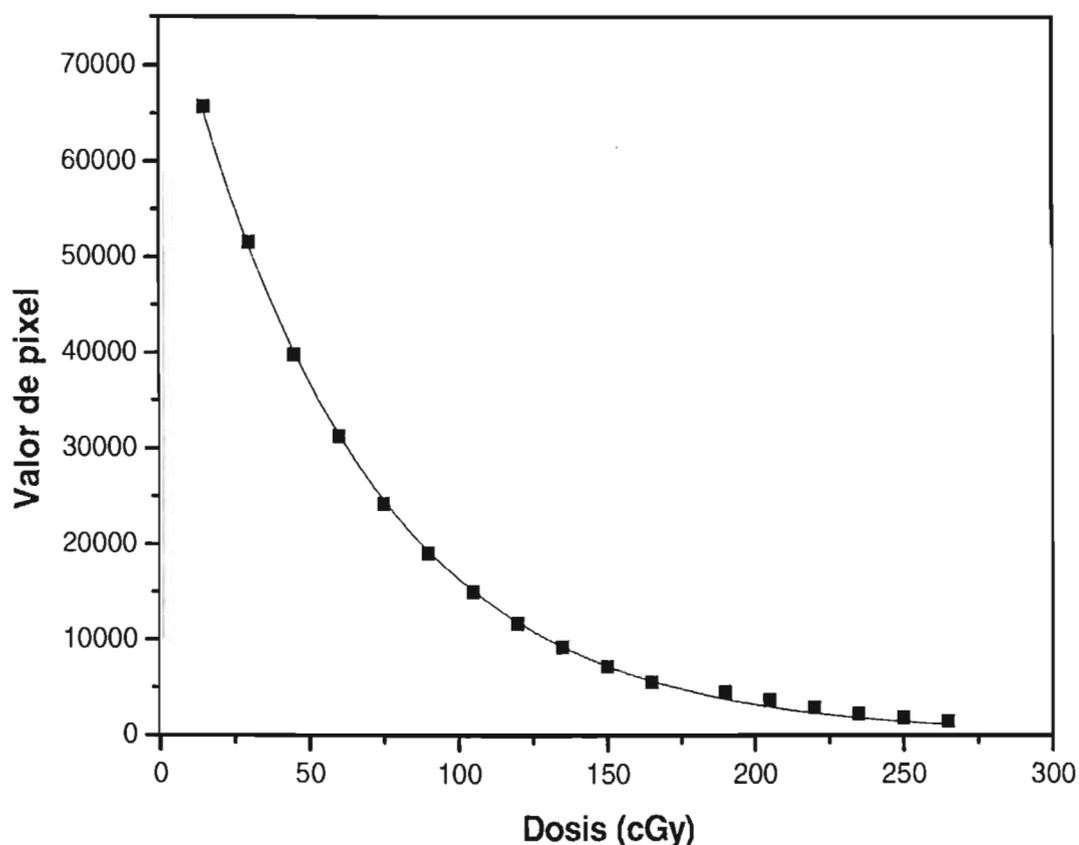


Figura 4.17. Curva de calibración de la película de verificación XV2.

3) Determinación de la curva de calibración de la película XV2, para ser usada con el DoseLab.

Para usar el DoseLab, se necesitaron 9 pares de datos (dosis y sus respectivos valores de píxel). Siguiendo el instructivo del programa DoseLab se obtuvieron 9 valores de dosis que el programa requiere. Estos valores se reemplazaron en la ecuación de calibración de la película XV2 para obtener los correspondientes 9 valores de píxel que requiere el programa para correr. Estos 9 pares de datos, son los que necesita el programa para analizar y comparar los mapas de fluencia. Se graficaron los 9 pares de datos y se obtuvo la curva que se muestra en la figura 4.18.

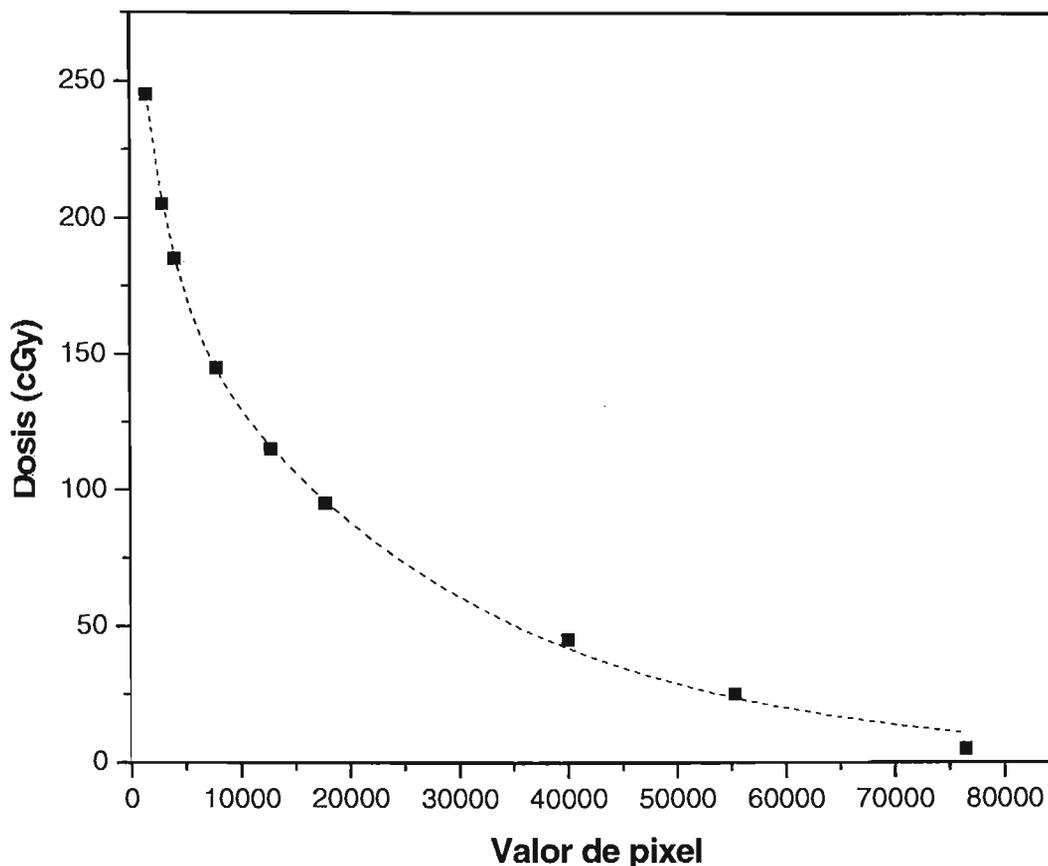


Figura 4.18. Curva de calibración de la película XV2 para usar con DoseLab.

4.5.2 Curva de calibración de la película EDR2 para su uso con DoseLab.

El usar película EDR2 para medir mapas de fluencia, usando DoseLab, requiere de igual modo de 9 pares de datos, dosis y valores de píxel, y por ende de una curva de calibración. El procedimiento es análogo al que se explicó para la película XV2. Se partió de la curva de calibración del densitómetro que se utilizó para calcular la curva de calibración de la película XV2.

1) Curva de calibración de la película EDR2.

Los valores de densidad óptica para cada intervalo de dosis, de la película EDR2, se reemplazaron en la ecuación de calibración del densitómetro para obtener los valores de píxel. Se graficaron estos datos obteniéndose la curva de calibración de la película EDR2, la cual se muestra en la figura 4.19.

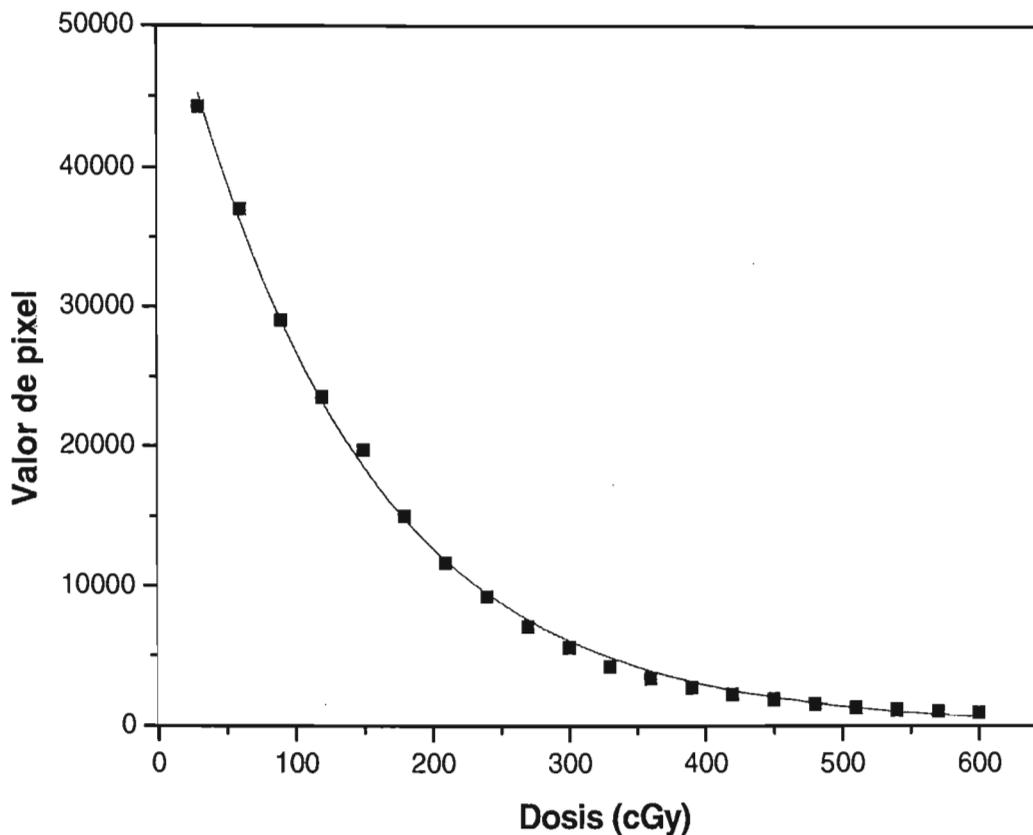


Figura 4.19. Curva de calibración de la película de verificación EDR2

Se ajustaron los datos a una función biexponencial decreciente. La ecuación fue:

$$VP = 55891e^{(-D/134.405)} + 659e^{(-D/129.825)}$$

2) Determinación de la curva de calibración de la película EDR2, para ser usada con el DoseLab.

Al igual que en el caso de la película XV2, para analizar mapas de fluencia usando el programa DoseLab se requirió de 9 pares de datos, dosis y sus respectivos valores de píxel. Se obtuvieron 9 valores de dosis que reconoce el programa y se reemplazaron en la ecuación de calibración de la película EDR2 obteniéndose 9 valores de píxel. Se graficaron estos 9 pares de datos y se obtuvo la curva de calibración de la película EDR2 usada para comparar mapas de fluencia, la cual se muestra en la figura 4.20.

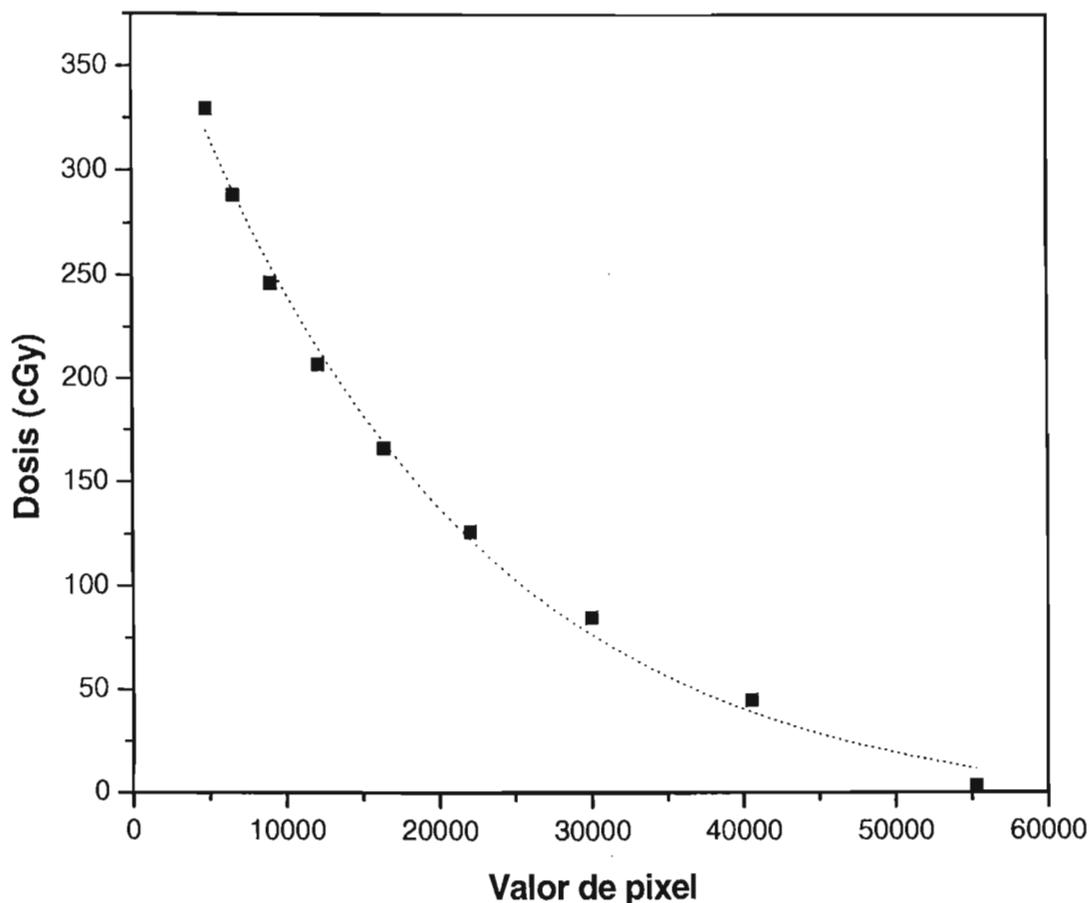


Figura 4.20. Curva de calibración de la película EDR2 para ser usado con DoseLab.

Se ajustaron los datos a una función exponencial decreciente. La ecuación que mejor se ajustó fue:

$$D = -10.72 + 425.64e^{(-VP/5.25 \times 10^{-5})}$$

4.5.3 Mapas de fluencia para un campo de tratamiento (C4-IMRT)

Para comparar los mapas de fluencia calculados con el SPT y los medidos con película de verificación se usó DoseLab. Se siguió el procedimiento explicado en el apéndice D, usando los dos tipos de película de verificación, EDR2 y XV2. Las películas irradiadas que muestran el mapa de fluencia del campo de tratamiento (C4-IMRT) se digitalizaron a 16 bits y 72 dpi. Los resultados se muestran en la figura 4.21.

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**

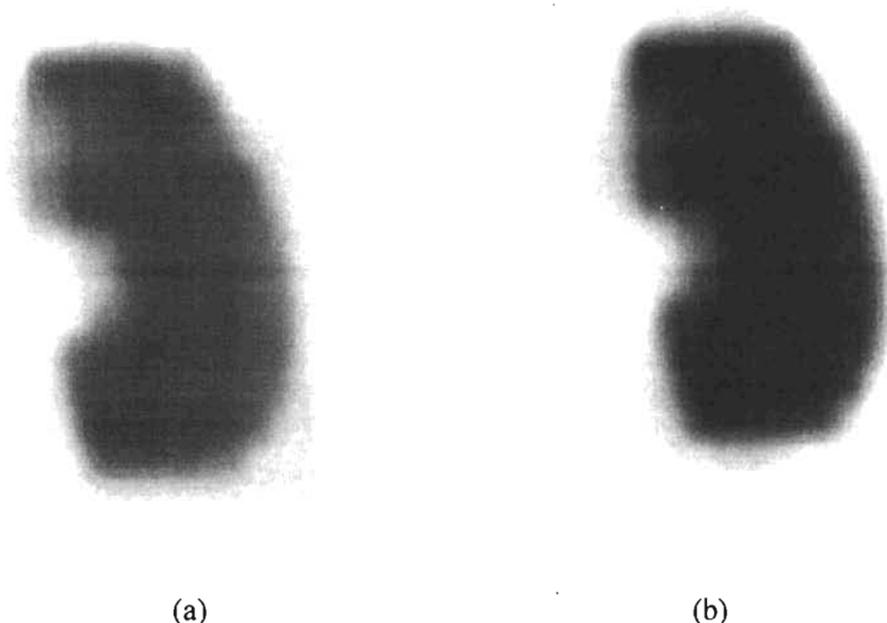


Figura 4.21. Mapas de fluencia del campo 4 de IMRT. a) Con película EDR2, P = 4.7 cm en lucita y 300 UM, b) Con película XV2, P = 4.7 cm en lucita y 100 UM

Se tomó en cuenta la posición de las películas en su digitalización, es decir que los mapas de fluencia medidos y calculados, se encuentren en una misma posición. En manera particular se observa que la lesión seleccionada tiene la forma de un “frijol”.

Las imágenes de las distribuciones de dosis medida y calculada, se superponen de manera automática. También se puede hacer de manera manual, pero se recomienda hacerlo de manera automática, pues es crítico el cálculo de las coordenadas de superposición de ambas imágenes.

4.5.3.1 Mapas de fluencia para la película EDR2

La figura 4.22 muestra la posición de la imagen medida dentro del recuadro y la imagen calculada debajo de ella (superposición de imágenes). Se sincronizaron las coordenadas de acoplamiento, obteniéndose mucha información tal como la distribución de dosis de los mapas de fluencia medidos y calculados, los perfiles de distribución de dosis, los contornos de las curvas de isodosis de la distribución de dosis calculada y medida, la comparación de las curvas de isodosis, el histograma del porcentaje de píxeles que están a una distancia de separación entre contornos (DSC), etc.

Default institution
Patient: ricardo

Originally run: Oct 6, 2004
Dose normalization: 0.446

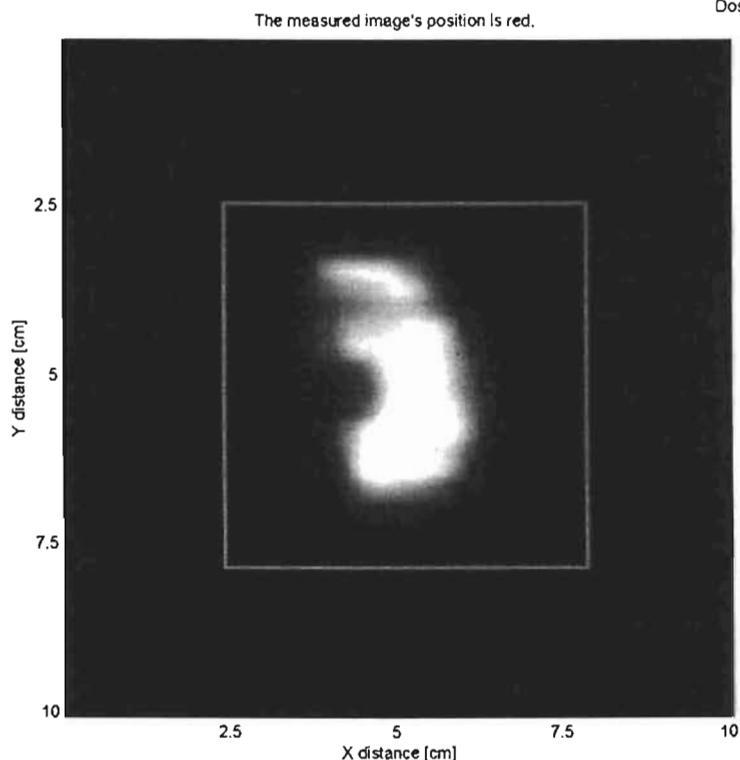


Figura 4.22. Superposición de las imágenes de los mapas de fluencia medida con EDR2 y calculada con el SPT.

La figura 4.23 muestra la comparación de las distribuciones de dosis de los mapas de fluencia calculados y medidos, en la parte superior derecha se indica el mapa de fluencia medido con película y en su lado izquierdo el calculado con SPT.

En la parte inferior derecha se aprecian los contornos de dosis medidos y en la parte izquierda los contornos de dosis calculados por el sistema de planificación. Cada contorno muestra una escala de dosis en cGy, indicada en colores. Ambas imágenes de isodosis son muy similares de manera cualitativa. El contorno de 70 cGy se indica de color café, el contorno de 60 cGy se indica de color naranja, el contorno de 50 cGy de color mostaza, el contorno de 40 cGy de color verde, el contorno de 30 cGy de color celeste y el contorno de 20 cGy de color azul.

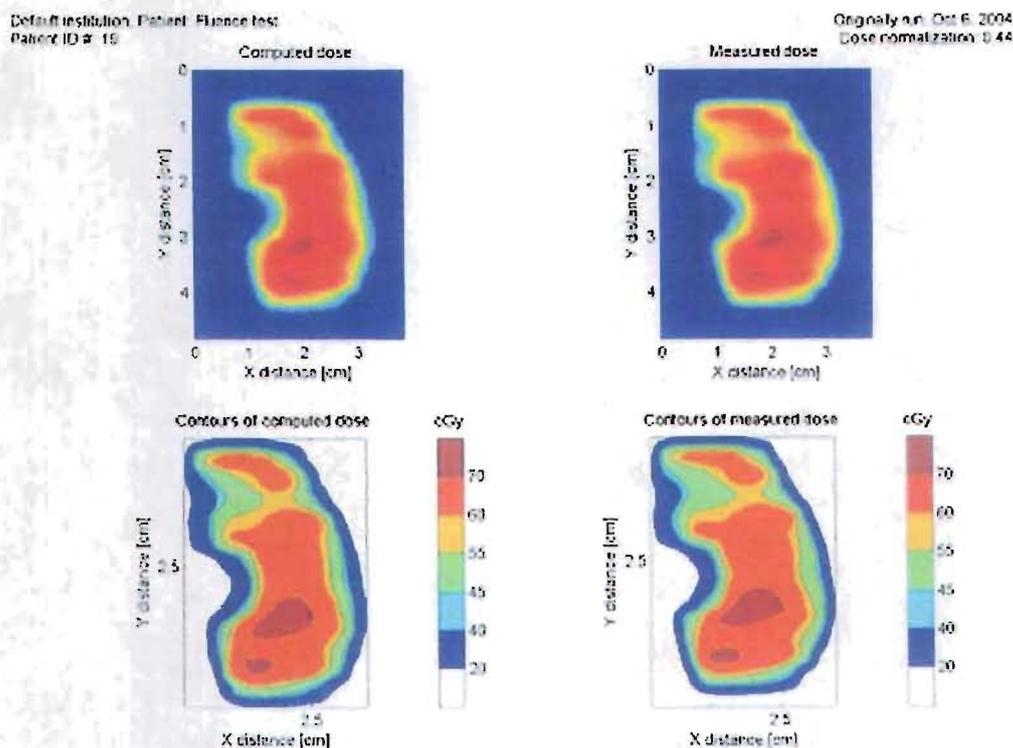


Figura 4.23. Comparación de distribuciones y contornos de dosis calculada con SPT y medida con película EDR2.

Se compararon los perfiles verticales y horizontales de la distribución de dosis del campo 4 de tratamiento. Los resultados se muestran en las figuras 4.24 y 4.25, la posición de la coordenada de cada perfil se indica con una línea sobre la imagen analizada.

En la comparación de los perfiles verticales mostrada en la figura 4.24, se encontró un buen acuerdo entre ambos perfiles, pero en las zonas de bajas dosis hay separaciones que llegan a ser del orden del 100%. Esto podría deberse a que la calibración de la película no alcanza a dosis por debajo de los 10 cGy; por lo tanto más allá de este límite la comparación pierde el sentido. Otro factor que podría influir en incrementar la separación entre ambos perfiles a bajas dosis es la superposición de las imágenes calculadas y medidas en el análisis.

En la figura 4.25 se muestra la comparación de los perfiles horizontales, encontramos un buen acuerdo entre ambos perfiles, pero en las zonas de bajas dosis hay una mayor separación del orden del 120%, pues la curva de calibración de la EDR2 no alcanza a cubrir la dosis por debajo de los 10 cGy. Se observa una separación en la zona de alta dosis, por arriba de los 70 cGy donde se observa un incremento abrupto. Esto podría deberse a los errores cometidos al manipular el programa, específicamente al cortar la imagen medida y superponerla a la imagen calculada, tal como pide el programa DoseLab.

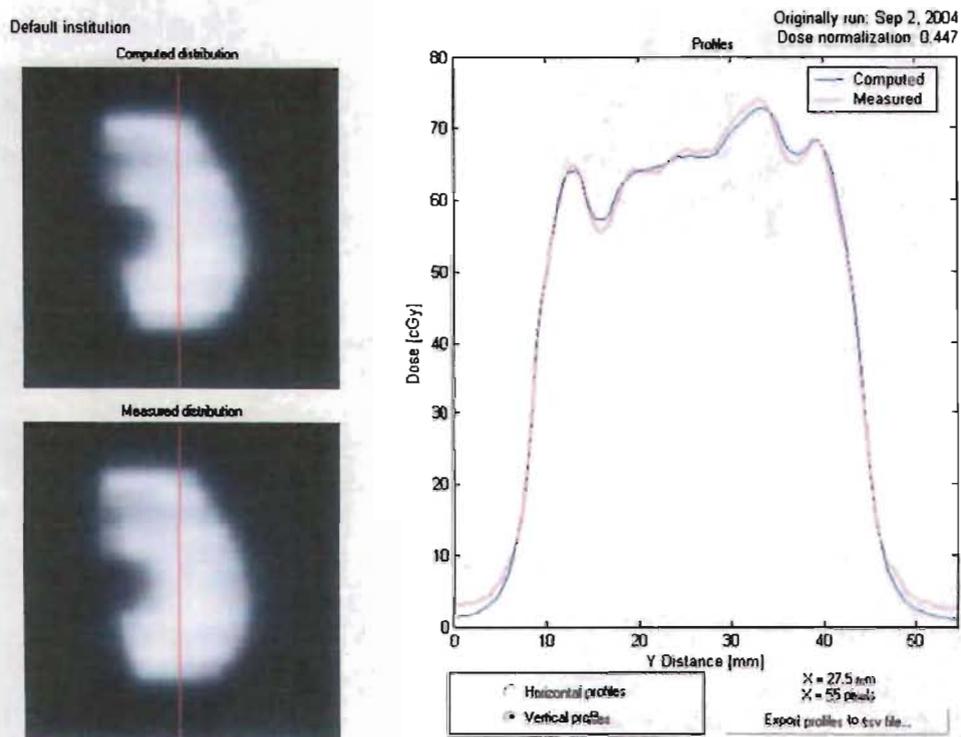


Figura 4.24. Comparación del perfil vertical, calculado con el SPT y medido con EDR2, del mapa de fluencia del C4- IMRT.

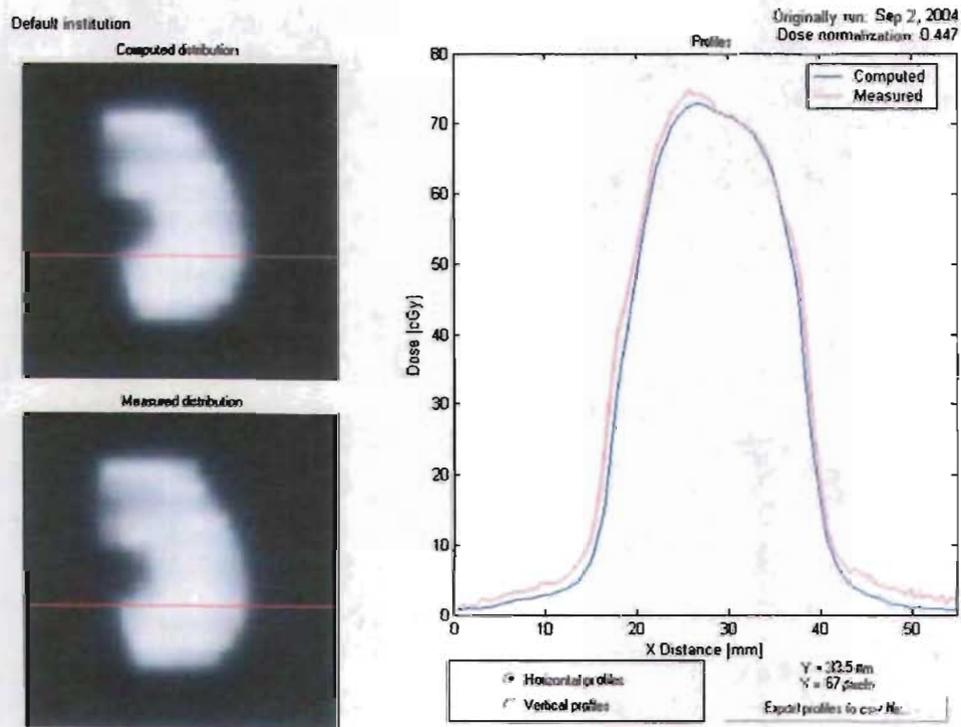


Figura 4.25. Comparación del perfil horizontal, calculado con el SPT y medido con EDR2, del mapa de fluencia del C4- IMRT.

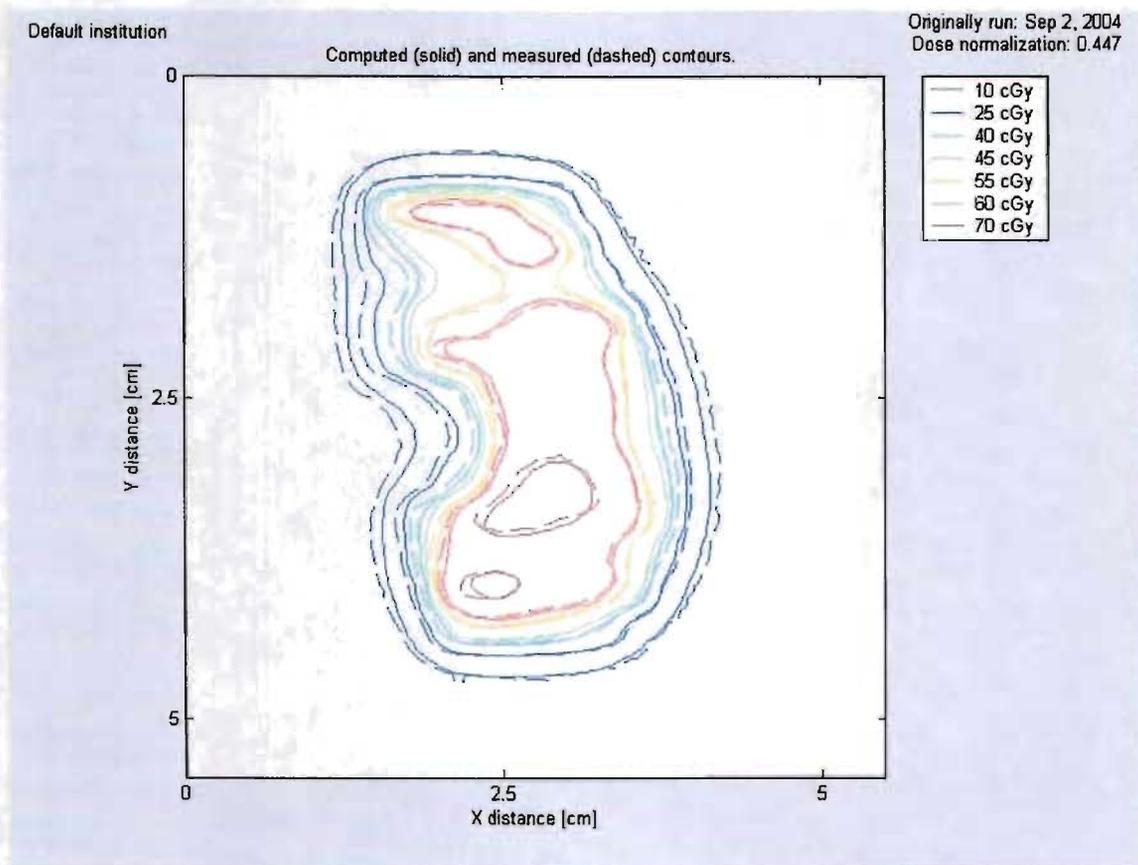


Figura 4.26. Curvas de isodosis, calculadas con SPT y medidas con película EDR2, del mapa de fluencia del campo 4 de IMRT.

Se compararon los contornos de isodosis de los mapas de fluencia, tal como se observa en la figura 4.26. Los contornos calculados se indican con línea continua y los contornos medidos se indican con línea discontinua. A simple vista se presenta un buen acuerdo en la comparación de ambos contornos, con cierto margen de separación en algunas zonas, sobre todo se presenta una separación preferencial en la dirección del eje x , mientras que en el eje y la separación es más pequeña. La imagen de la figura 4.26 muestra la contribución del movimiento de las hojas que conforman la forma de la lesión que se irradió y por ende la distribución de dosis en la lesión. La cuantificación de las distancias promedio de separación entre contornos (DSC) se muestra en la Tabla 4.1. Las DSC promedio son pequeñas. Para el contorno de 60 cGy la DSC es menor que 0.23 mm y para el contorno de 10 cGy la DSC es menor que 0.53 mm. Los datos completos de la Tabla 4.1 indican que hay un buen acuerdo entre los contornos de dosis comparados (el medido con película EDR2 y el calculado con el SPT). Estos resultados son muy satisfactorios, pues la AAPM considera una tolerancia de separación de 5 mm. [AAPM 1995]

Tabla 4.1: Distancias de separación entre contornos de las distribuciones de dosis de los mapas de fluencia del C4-IMRT, usando EDR2

Dosis (cGy)	DSC mínima (mm)	DSC promedio (mm)	DSC máxima (mm)	Desviación estándar (mm)
10.0	0.00	0.53	1.42	0.31
20.0	0.00	0.40	1.22	0.30
30.0	0.00	0.41	1.37	0.34
40.0	0.01	0.38	0.97	0.25
50.0	0.00	0.26	0.79	0.18
60.0	0.01	0.23	1.00	0.16
70.0	0.00	0.37	0.92	0.23

Tabla 4.2: Porcentaje de píxeles totales (PP), de un total de 11990, de la región de interés de la figura 4.26 que tienen una DSC y PDDR dadas.

D S C (mm)	P D D R (%)						
	1	2	3	4	5	6	7
1	70.93	21.24	3.78	1.22	0.28	0.06	0.0
2	0.80	0.43	0.16	0.42	0.31	0.09	0.0
3	0.11	0.02	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
4	0.05	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
5	0.02	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
6	0.10	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

PDDR= Porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy

DSC= Distancia de separación entre contornos

Cuando se superponen las imágenes calculadas y medidas, el programa calcula el valor absoluto de la diferencia de dosis calculada y medida, esa diferencia se divide entre 200 cGy. Matemáticamente está dada por la ecuación:

$$PDDR(\%) = \frac{|D_c - D_m|}{200} \quad (\text{Ec. 4.1})$$

La Tabla 4.2 indica la cuantificación de píxeles totales de la región de interés objeto de estudio, es decir las curvas de isodosis. Esta Tabla también indica el porcentaje de píxeles que tienen una distancia de separación entre contornos. La imagen de la región de interés, indicada en la figura 4.26, tiene un total de 11990 píxeles, de los cuales el 70.93 % tienen una DSC menor que o igual que 1 mm y 1% del porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy (PDDR). El 21.24 % tienen 1 mm de DSC y 2 % de PDDR. Todos los demás valores se muestran en la Tabla 4.2.

Los 11990 píxeles sólo corresponden a la imagen de la región de interés del objeto (ROI), mas no a toda la imagen que aparece en la figura 4.26. Algo que también vale la pena explicar es que al usar el programa DoseLab para analizar mapas de fluencia, antes de superponer la imagen medida sobre la calculada, el programa pide cortar la matriz de la imagen medida, pues esta debe ser menor que la matriz de la imagen calculada con el SPT.

4.5.3.2 Mapas de fluencia para la película XV2

De manera análoga al análisis con la película EDR2 se procedió con la película XV2, es decir comparamos las distribuciones de dosis del mapa de fluencia del C4-IMRT, calculado por el SPT y el medido con película de verificación XV2. En la figura 4.27 se muestra la superposición de las imágenes medidas con la película XV2 y las calculadas con el SPT, sincronizadas sus coordenadas de acoplamiento para el análisis respectivo.

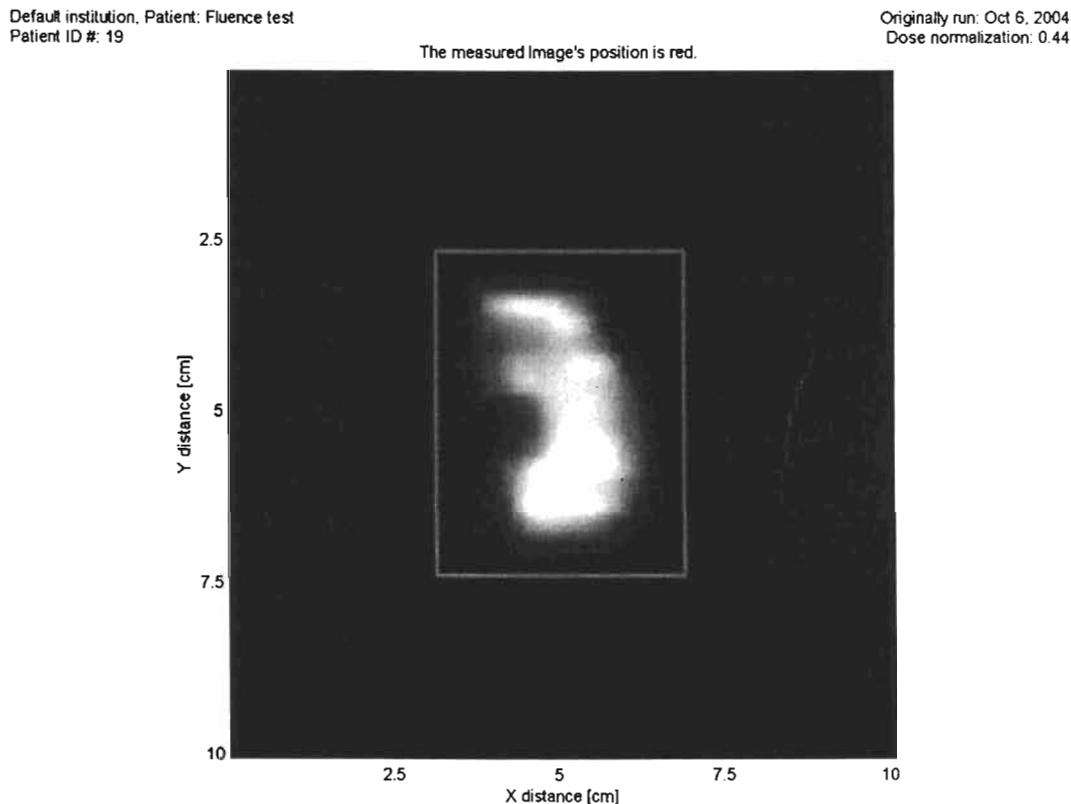


Figura 4.27. Superposición de las imágenes medida con película XV2 y calculada con el SPT.

En la figura 4.28 se muestra la comparación de las distribuciones de dosis de los mapas de fluencia, en la parte superior derecha el mapa de fluencia medido con película XV2 y en el lado izquierdo el calculado con el SPT.

En la parte inferior se encuentran los contornos de dosis medidos y calculados, ambas imágenes de isodosis de manera cualitativa son muy similares. Cada contorno muestra una escala de dosis en cGy, indicada en colores. El contorno de 70 cGy se indica de color café, el contorno de 60 cGy se indica de color naranja, el contorno de 50 cGy de color mostaza, el contorno de 40 cGy de color verde, el contorno de 30 cGy de color celeste y el contorno de 20 cGy de color azul.

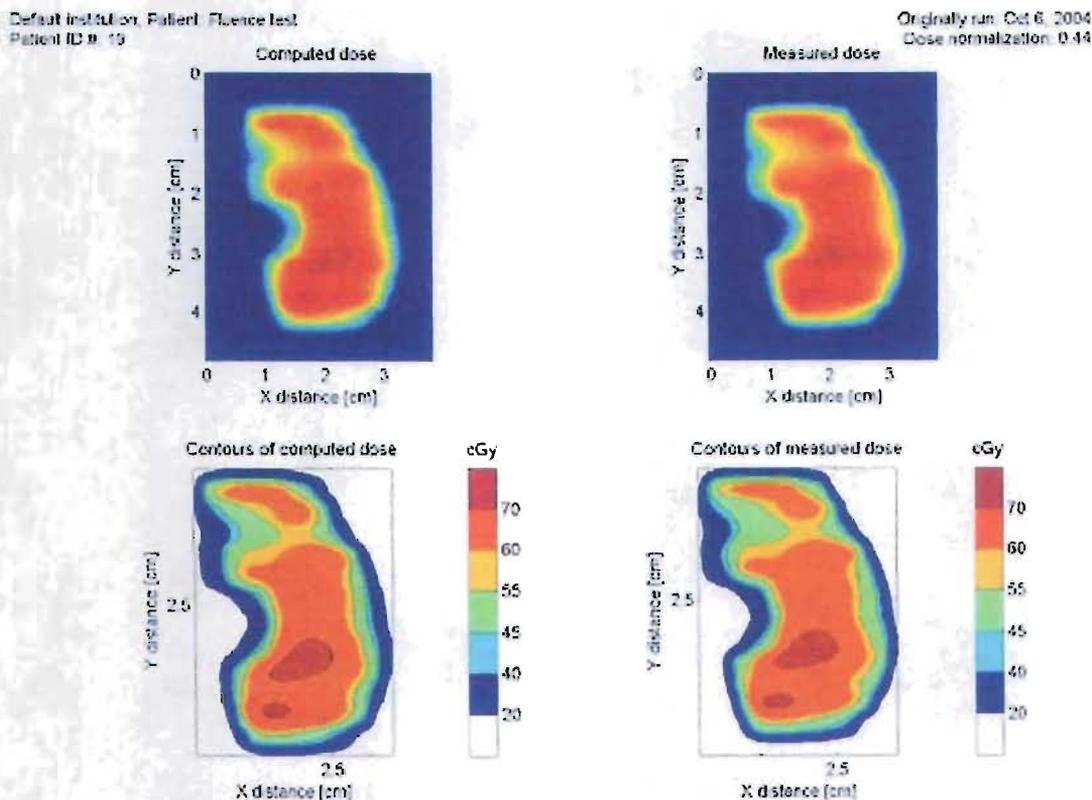


Figura 4.28. Comparación de distribuciones de dosis calculada con SPT y medida con película XV2. Comparación de contornos de dosis de los mapas de fluencia calculado y medido.

En la figura 4.29 se muestran los perfiles verticales de mapas de fluencia del C4-IMRT medidos con la película XV2 y calculado con el SPT. Hay mucha consistencia en las gráficas, pero en las zonas de bajas dosis hay separaciones del orden del 100%, la causa es análoga a lo explicado para la película EDR2, pues la curva de calibración de la película XV2 no alcanza a cubrir la dosis por debajo de los 10 cGy. En las zonas de altas dosis desde 55 cGy hasta 72 cGy hay variaciones menores del 5% sobre todo en los picos de las gráficas, esto podría deberse a la contribución del mal manejo programa al superponer las imágenes calculadas y medidas en el análisis.

La comparación de los perfiles horizontales medido y calculado de ambos mapas del C4-IMRT se muestra en la figura 4.30. De manera análoga al análisis anterior, se encontró que la comparación entre los perfiles horizontales tiene consistencia entre sí, pero en las zonas de bajas dosis hay significativas desviaciones. Por debajo de los 10 cGy las desviaciones son del 100% a ambos lados de la gráfica y en las zonas de altas dosis las desviaciones disminuyen significativamente.

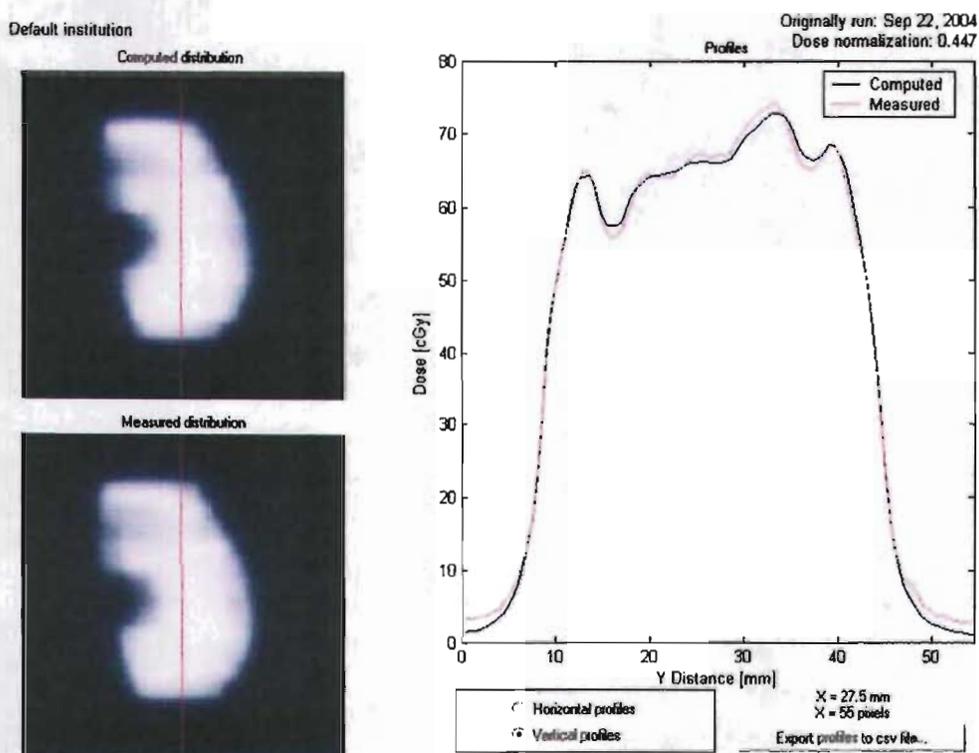


Figura 4.29. Perfil vertical del mapa de fluencia del campo 4 de tratamiento, medido con película XV2 y calculado con el SPT.

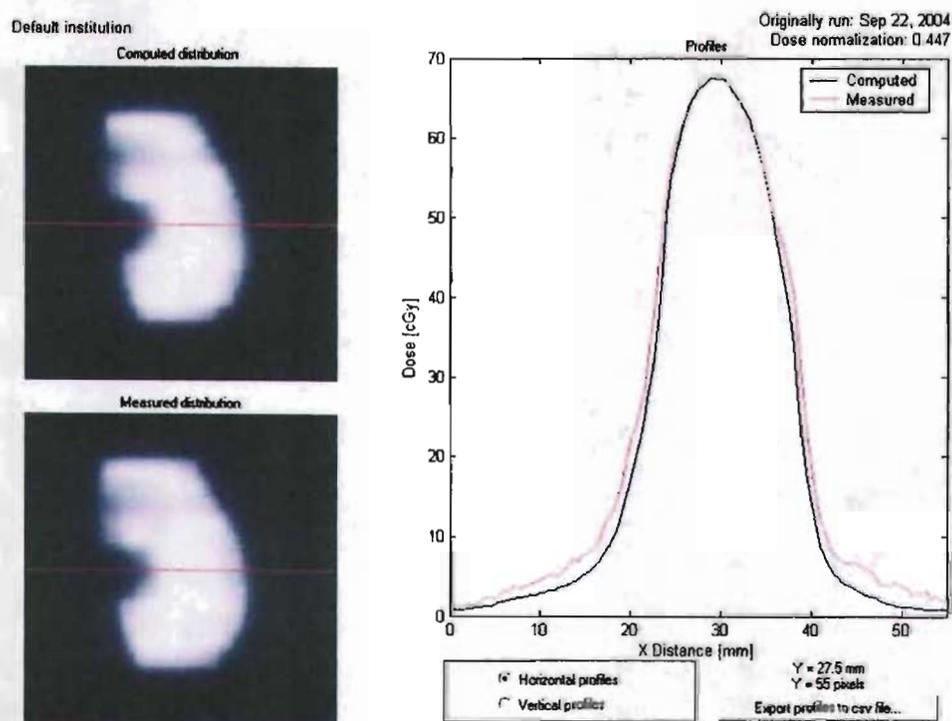


Figura 4.30. Perfil horizontal del mapa de fluencia del campo 4 de tratamiento, medido con película XV2 y calculado con el SPT.

En la figura 4.31 se muestra la comparación de curvas de isodosis del mapa de fluencia calculado por el SPT y el medido con la película XV2. Los contornos calculados se indican con líneas continuas y los medidos con película se indican con líneas discontinuas. Se observa una buena consistencia en esta comparación de contornos, con ciertas separaciones entre contornos de isodosis, sobre todo en la dirección del eje x.

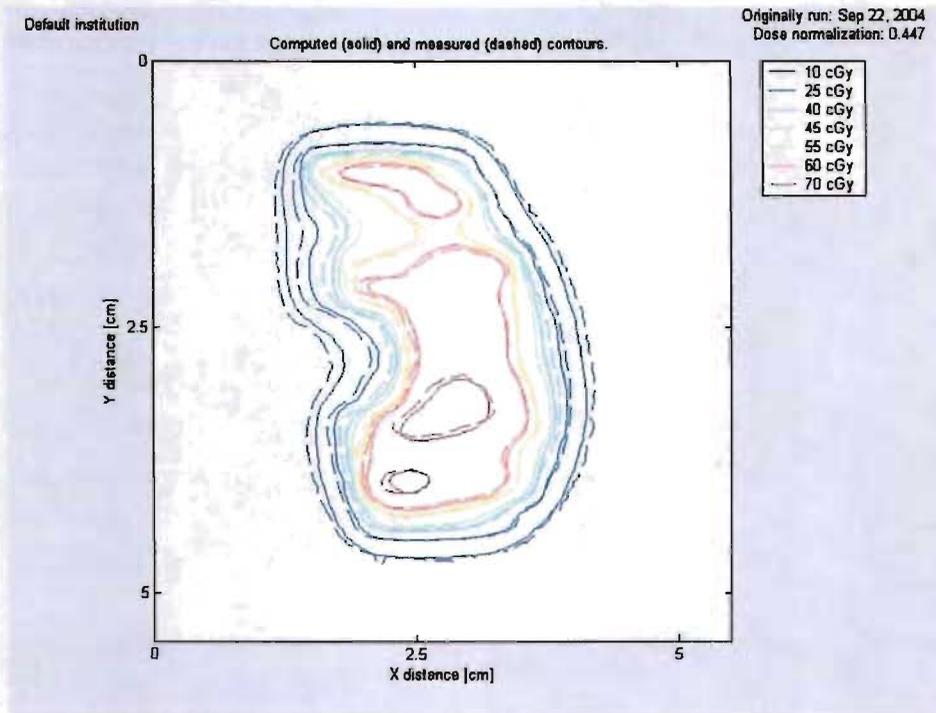


Figura 4.31. Curvas de isodosis del mapa de fluencia del campo 4 de tratamiento, medido con película XV2 y calculado con SPT.

Se calcularon las distancias de separación promedio entre contornos y las desviaciones estándar, las cuales se indican en la Tabla 4.3. Encontramos que la menor DSC en promedio es de 0.28 mm para el contorno de 10 cGy y la mayor es de 0.46 mm para el contorno de 70 cGy. La desviación estándar máxima es de 0.28 mm para el contorno de 30 cGy y la mínima es de 0.16 mm para el contorno de 10 cGy.

Tabla 4.3: Distancias de separación entre contornos de las distribuciones de dosis de los mapas de fluencia del C4-IMRT, usando XV2

Dosis (cGy)	DSC mínima (mm)	DSC promedio (mm)	DSC máxima (mm)	Desviación estándar (mm)
10.0	0.00	0.28	0.74	0.16
20.0	0.01	0.32	1.51	0.25
30.0	0.00	0.40	1.28	0.28
40.0	0.00	0.43	1.07	0.27
50.0	0.01	0.39	0.94	0.22
60.0	0.00	0.29	1.11	0.20
70.0	0.03	0.46	0.84	0.23

La imagen de la región de interés objeto de estudio (contornos de isodosis), indicada en la figura 4.31, se compone de un total de 7296 pixeles. En la Tabla 4.4 se indica que el 76.40 % de pixeles tienen una distancia de separación entre contornos (DSC) menor que 1 mm y menor que el 1% del porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy (PDDR). El 11.13 % de los pixeles tienen un DSC menor que 1 mm y un PDDR menor que 2%. Los datos completos de todas las DSC se muestran en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4: Porcentaje de pixeles totales (PP), de un total de 7296, de la región de interés de la figura 4.31 que tienen una DSC y PDDR dadas.

D S C (mm)	P D D R (%)						
	1	2	3	4	5	6	7
1	76.40	11.13	6.0	2.74	0.95	0.06	0.0
2	0.99	0.27	0.26	0.42	0.25	0.09	0.0
3	0.19	0.03	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
4	0.04	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
5	0.07	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
6	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

PDDR= Porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy

DSC= Distancia de separación entre contornos

Análogamente al análisis realizado para la película EDR2 se hizo para la película XV2. Los 7296 pixeles sólo corresponden a la imagen de la región de interés del objeto (ROI), mas no a toda la imagen que aparece en la figura 4.31. De igual modo al usar el programa DoseLab para analizar mapas de fluencia, para este tipo de película, el programa pide cortar la matriz de la imagen medida, pues esta debe ser menor que la matriz de la imagen calculada con el SPT.

4.6 Medición de distribuciones espaciales de dosis en IMRT.

La parte fundamental de este trabajo de tesis fue medir las distribuciones espaciales de dosis en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada que se realizan en la Unidad de Radioneurocirugía del INNN, en la Ciudad de México.

4.6.1 Irradiación de las películas EDR2

En la figura 4.32 se muestran las cinco películas digitalizadas, pertenecientes a los cinco planos establecidos (2-S, 1-S, ISO, 1-I, 2-I) de distribución espacial de dosis. Se irradiaron las 5 películas con 8 campos de intensidad modulada, se observa en cada uno de los planos de las películas la contribución de los campos de radiación y la manera como ingresan los haces con diferentes intensidades, producto del movimiento de las micromultihojas de acuerdo a la secuencia programada en el Linac.

A pesar de haber irradiado con 8 campos de intensidad modulada, en los planos 1-S, ISO y 1-I sólo se observan claramente 6 campos, tal como indican las flechas continuas en la figura 4.32. Esto se debe a que el arreglo de los haces es no coplanar (ver Tabla 3.2, segunda columna). Si se observa con mucha atención, en los planos ISO y 1-S hay una ligera contribución del séptimo haz tal como indica la flecha discontinua en el interior de los planos. De igual modo en el plano 2-S se indica con una flecha discontinua interna una mayor contribución del octavo haz.

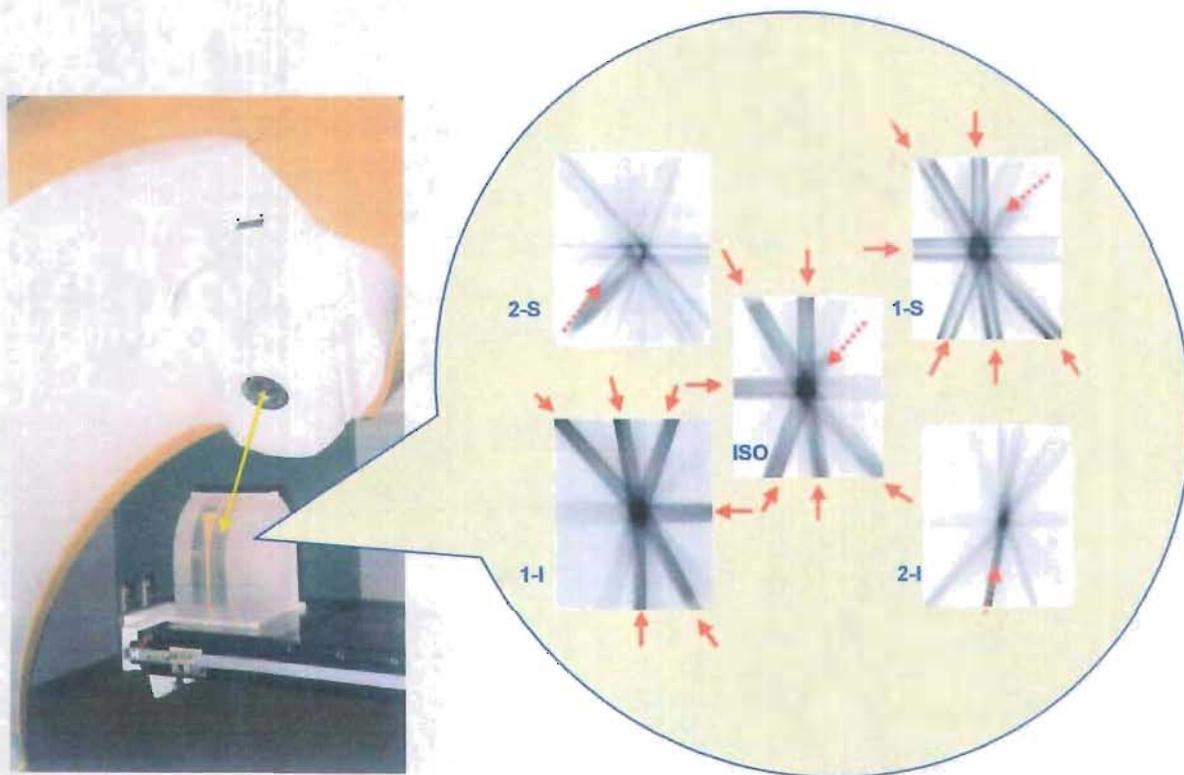
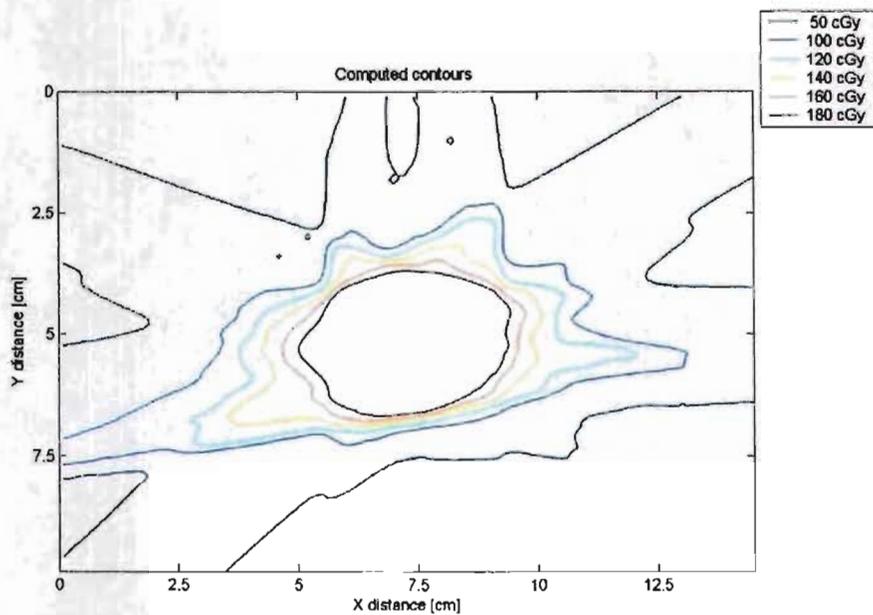


Figura 4.32. Distribución espacial de dosis en 5 planos del volumen tumoral.

4.6.2 Distribución de dosis en el plano 1-I (plano inferior del volumen del tumor)

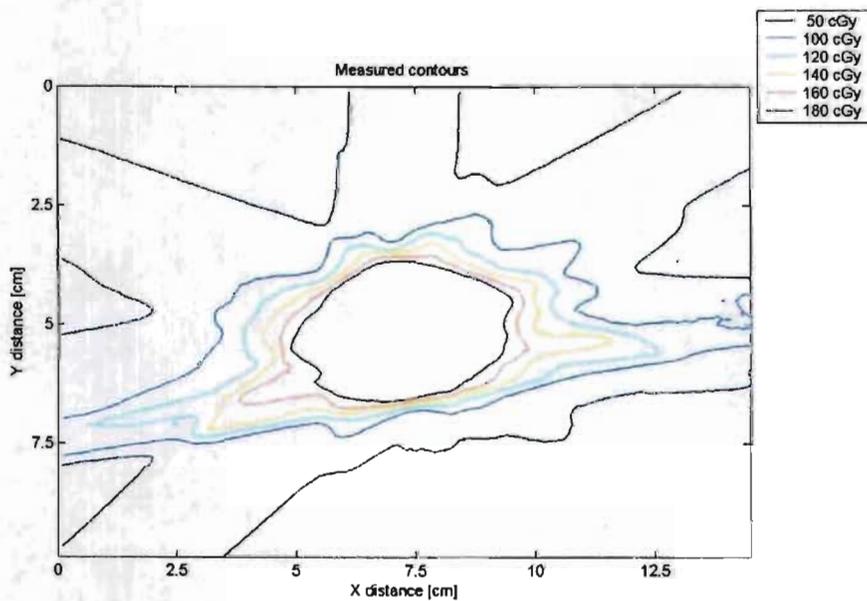
En la figura 4.33 se muestran las imágenes de las curvas de isodosis calculadas con el Sistema de Planificación del Tratamiento y las medidas con película de verificación EDR2, correspondientes al primer plano inferior del volumen tumoral. Se observan seis contornos de dosis desde 50 cGy hasta 180 cGy. Se observa que ambas curvas de isodosis tienen similitud. Ambas imágenes se superpusieron para analizar de modo cualitativo y cuantitativo la distancia de separación entre contornos.

Default institution

Originally run: Nov 30, 2004
Dose normalization: 1.16

(a)

Default institution

Originally run: Nov 30, 2004
Dose normalization: 1.16

(b)

Figura 4.33. Curvas de isodosis, a) calculado con SPT, b) medido con película EDR2.

En la figura 4.34 se presenta la superposición de las curvas de isodosis que muestran muy buen acuerdo entre los contornos de dosis. El contorno correspondiente a 180 cGy es el que mejor se ajusta, los otros presentan desviaciones tolerables de distancia de separación entre contornos, las cuales son cuantificadas en la Tabla 4.5 y analizadas en el histograma de la figura 4.36.

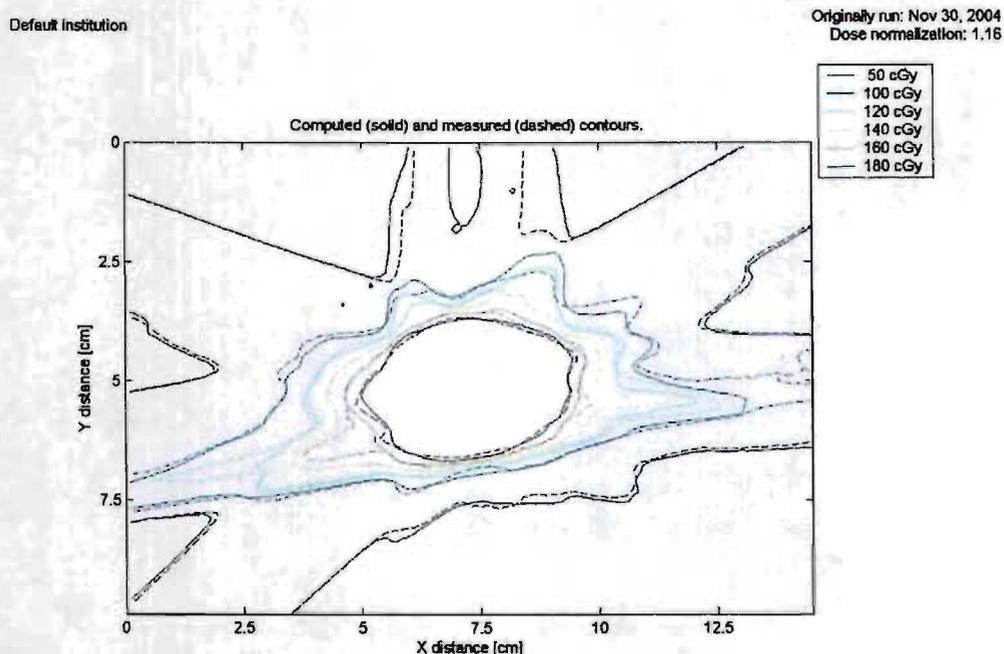


Figura 4.34. Comparación de curvas de isodosis calculado por SPT y medido con EDR2 para el plano 1-I.

Tabla 4.5: Distancias de separación entre contornos correspondientes al plano 1-I.

Dosis (cGy)	DSC mínima (mm)	DSC promedio (mm)	DSC máxima (mm)	Desviación estándar (mm)
20.0	0.01	2.41	7.75	1.93
30.0	0.00	2.40	11.61	2.12
40.0	0.00	1.09	5.88	1.10
50.0	0.00	0.94	8.67	1.32
130.0	0.01	1.84	13.93	2.85
140.0	0.02	2.10	15.97	3.19
150.0	0.00	1.47	8.05	1.82
160.0	0.00	1.95	14.06	3.29
180.0	0.02	0.62	2.66	0.43
190.0	0.00	0.62	2.04	0.42
210.0	0.03	0.63	1.42	0.32
220.0	0.01	0.70	1.60	0.37
240.0	0.01	0.74	2.95	0.72

Se graficaron los valores de distancia promedio de separación entre contornos vs dosis, dados en la Tabla 4.5 para analizar la correlación entre estos dos parámetros. De la figura 4.35 se observa que a bajas dosis no hay correlación, de igual modo a dosis entre 180 y 240 cGy tampoco existe correlación.

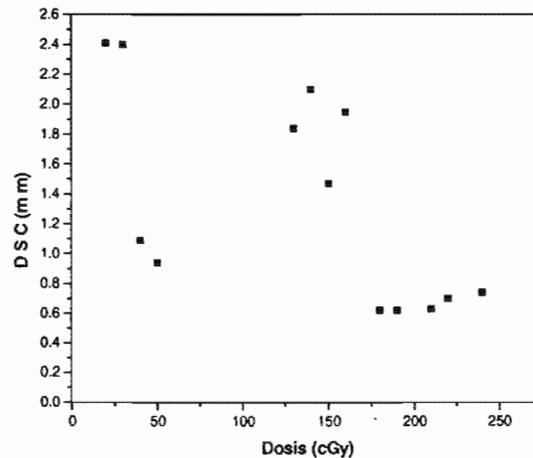


Figura 4.35. Distancia de separación entre contornos vs dosis, para el plano 1-1.

La imagen de la región de interés de la figura 4.34 se compone de un total de 14355 píxeles. Se cuantificó que el 63.59 % de píxeles tienen una distancia de separación entre contornos menor que 1 milímetro y un porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy menor que 1%. El 8.21% de píxeles tienen una DSC menor que 1 milímetro y un PDDR menor que 2%. Todos los demás valores de DSC y PDDR son muy bajos, la mayor cantidad de valores tienden a cero o son cero. En la figura 4.36, se muestra el histograma de DSC/PDDR, correspondiente a la distribución de dosis del primer plano inferior (1-1) del volumen tumoral analizado.

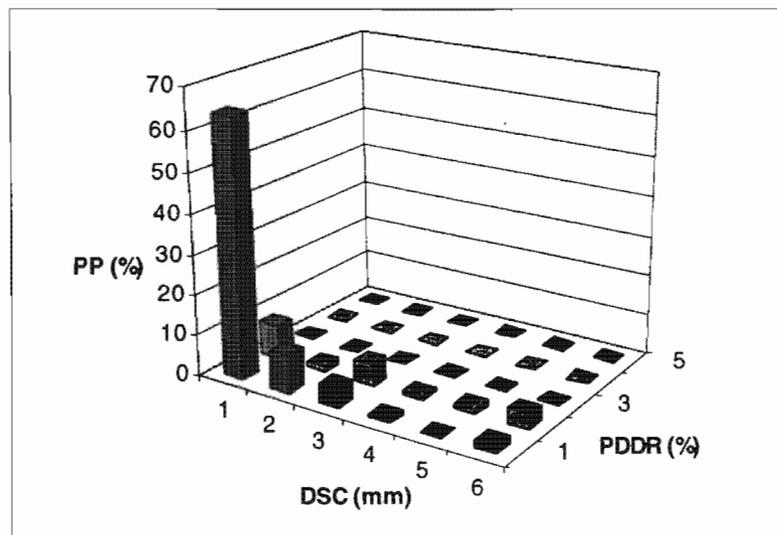


Figura 4.36. Histograma DSC/PDDR, correspondiente al plano 1-1.

4.6.3 Distribución de dosis en el plano 1-S (plano superior del volumen del tumor)

Presentamos los resultados del análisis correspondiente al plano 1-S de distribución de dosis. El procedimiento es análogo al anterior, sólo presentamos los resultados de la superposición de los mapas de isodosis calculado por el SPT y el medido con película EDR2, la cual se plasma en la figura 4.37. Se observa muy buena consistencia entre los contornos de ambas curvas de isodosis. En la Tabla 4.6 se presenta las cuantificaciones de las DSC mínimas, máximas y promedio.

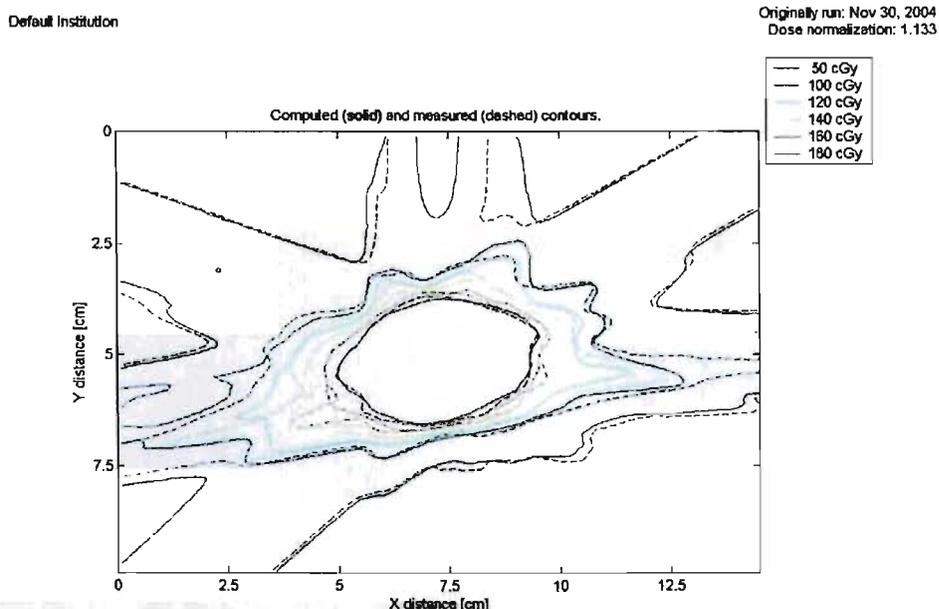


Figura 4.37. Comparación de curvas de isodosis calculado con SPT y medido con EDR2 para el plano 1-S

Tabla 4-6: Distancias de separación entre contornos correspondientes al plano 1-S.

Dosis (cGy)	DSC mínima (mm)	DSC promedio (mm)	DSC máxima (mm)	Desviación estándar (mm)
20.0	0.03	2.61	9.59	2.38
30.0	0.01	2.18	11.68	2.32
40.0	0.00	1.12	6.32	1.33
50.0	0.00	1.18	9.27	1.61
130.0	0.01	2.45	15.32	3.15
140.0	0.01	2.31	14.25	3.07
150.0	0.01	1.30	7.03	1.44
160.0	0.01	1.45	9.65	1.96
180.0	0.01	0.57	1.75	0.41
190.0	0.00	0.53	1.84	0.42
210.0	0.00	0.62	1.88	0.40
220.0	0.01	0.80	2.55	0.61
240.0	0.07	1.40	4.83	1.20

De la figura 4.38 se observa que no existe correlación entre la dosis y la distancia de separación entre contornos, tanto a bajas como a altas dosis. En general no hay correlación entre los dos parámetros en estudio correspondientes a la distribución espacial de dosis del primer plano superior del volumen tumoral (I-S).

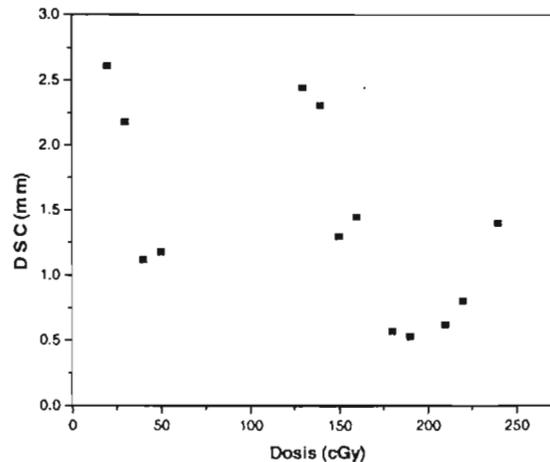


Figura 4.38. Distancia de separación entre contornos vs dosis, para el plano I-S.

La imagen de la región de interés de la figura 4.37 se compone de un total de 11466 píxeles. Se encontró que el 77.79 % de ellos tienen una distancia de separación entre contornos menor que 1 mm y un porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy menor que 1%. Además el 2.49% de píxeles tienen una DSC menor que 1 mm y un PDDR menor que 2%, los demás valores tienden a cero tal como se muestra en el histograma de la figura 4.39, correspondiente al plano superior I-S del volumen tumoral en estudio.

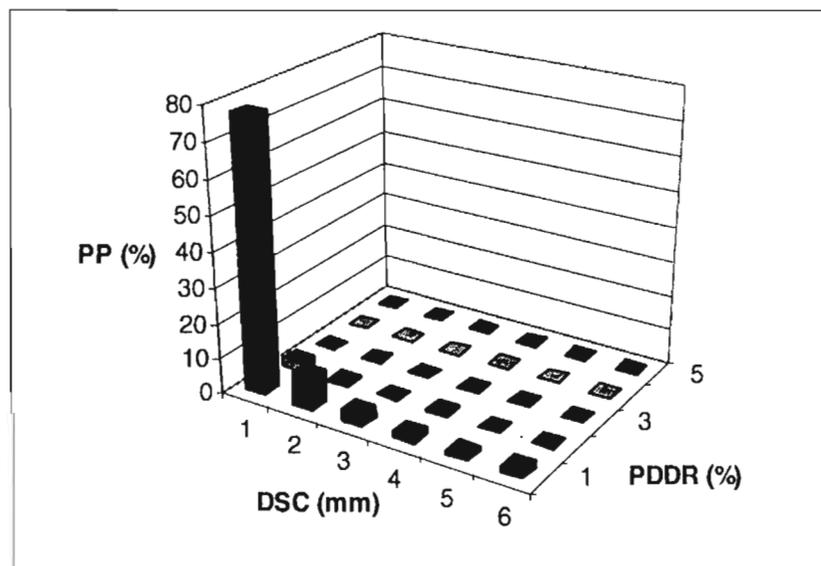


Figura 4.39. Histograma DSC/PDDR, correspondiente al plano I-S.

Se analizaron los otros tres planos de distribuciones de dosis correspondientes al tumor en estudio. Los resultados son similares a los mostrados en las figuras 4.34, 4.37 y 4.40 de los planos 1-I, 1-S e ISO respectivamente.

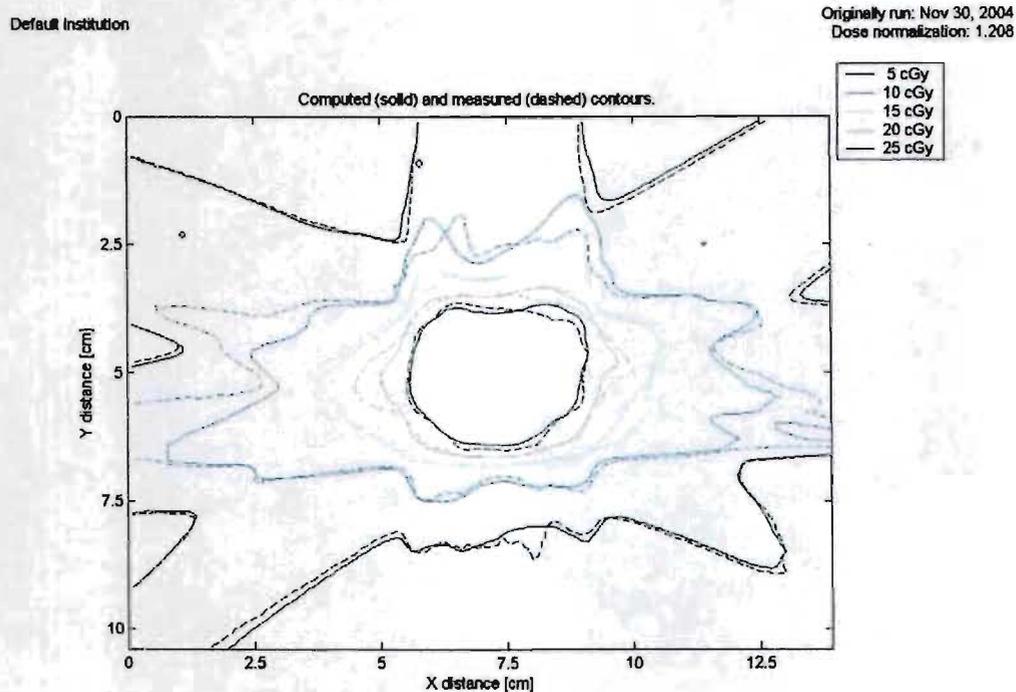


Figura 4.40. Comparación de mapas de isodosis calculado por SPT y medido con EDR2, plano ISO.

4.6.4 Resumen de la distribución de dosis en los planos 1-I, 2-I, ISO, 1-S y 2-S

A partir de los resultados encontrados para cada uno de los cinco planos analizados se calculó el promedio de todas las distancias de separación entre contornos por plano, los resultados se muestran en la tabla 4.7. Estos resultados corresponden a las distribuciones espaciales de dosis medidas con película EDR2 para el caso del paciente con adenoma de hipófisis (volumen tumoral).

Tabla 4.7. Resumen de DSC promedio de todos los contornos por cada plano.

PLANO	DSC ^a (mm)
2-I (inferior)	1.65
1-I (inferior)	1.35
ISO (isocentro)	1.19
1-S (superior)	1.42
2-S (superior)	1.75

^aDSC: Distancia de separación entre contornos

Se observa que la máxima DSC es de 1.75 mm y la mínima es de 1.19 mm, lo que representa un valor promedio de 1.47 milímetros, lo cual es muy aceptable en los programas de control de calidad y garantía de calidad de IMRT del ICRU-1976 que establecen una tolerancia de 3 mm para distancias de separación entre contornos (DSC) en tratamientos de radiocirugía. Para tratamientos de IMRT establecen 5 mm para DSC y 10% de porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy (PDDR). [AAPM 1995]

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

En este trabajo de tesis se caracterizaron películas de verificación Kodak EDR2 y XV2, y se desarrolló un sistema de dosimetría rápida de película para medir mapas de fluencia de campos de tratamiento y distribuciones espaciales de dosis en IMRT. Se obtuvieron curvas sensitométricas para ambas películas, irradiadas con rayos X de 6 MV, en el intervalo de dosis de 30-600 cGy para la EDR2 y de 15-310 cGy para la XV2.

Se confirmó que la película EDR2 es mucho menos sensible que la película XV2, de acuerdo a sus especificaciones comerciales. Se cuantificó la relación de velocidades a partir de las curvas sensitométricas y se encontró que la velocidad relativa de la película XV2 es 5 veces mayor que la de la película EDR2, lo cual está en buen acuerdo con los resultados reportados por Zhu et al. 2002 y Esthappan et al. 2002.

A partir de los resultados experimentales se encontró que las curvas sensitométricas de ambas películas (EDR2 y XV2) no muestran dependencia con la técnica de irradiación, dentro del 2%. Tampoco no dependen de la profundidad, dentro del 3%, en geometría de irradiación perpendicular al eje central del haz de radiación. Estos resultados son muy similares a los obtenidos por Zhu et al. 2002, Esthappan et al. 2002 y Childress et al. 2002, quienes reportan estos mismos resultados de no dependencia de la profundidad ni del tamaño de campo (desde 4 cm x 4 cm hasta 15 cm x 15 cm), para energías desde el ^{60}Co hasta 23 MV.

Para la película XV2 se encontró que su respuesta sí depende de la profundidad, dentro del 9% en geometría de irradiación paralela al eje central del haz de radiación, lo cual significa que no es adecuada para medir, por ejemplo, curvas PDD o distribuciones espaciales de dosis en la simulación de un tratamiento completo de IMRT.

Las curvas sensitométricas de las películas EDR2 son una función lineal en los intervalos de dosis desde 150 a 400 cGy. A mayores dosis se pierde la linealidad y empieza a formarse el hombro de la curva sensitométrica, para luego saturarse por completo. Los niveles de saturación de la película XV2 empiezan en 250 cGy, mientras que para la película EDR2 empiezan en el orden de 650 cGy.

Las curvas de porcentaje de dosis en profundidad, obtenidas usando películas de verificación EDR2, son consistentes con las obtenidas con cámara de ionización, con un nivel de confianza del 98%, tanto para tamaño de campo de 5 cm x 5 cm como para 9.8 cm x 9.8 cm. Las curvas PDD, obtenidas con película XV2, no son consistentes al ser comparadas con cámara de ionización, se cuantificó una incertidumbre del 9%, pues esta película (XV2) presenta sobre-respuesta debido a que la radiación dispersa aumenta la probabilidad de que ocurra efecto fotoeléctrico al interactuar con los granos de bromuro de plata de la película.

Las distribuciones de dosis de los mapas de fluencia de un campo de tratamiento, calculado por el sistema de planificación y el medido con película de verificación, son consistentes, se encontró una distancia de separación entre contornos menor que 0.53 mm. La comparación de perfiles verticales y horizontales es consistente a dosis altas, con un nivel de confianza del 95%. Se encontraron inconsistencias del orden del 90% en las regiones correspondientes a bajas dosis, pero esto no es relevante comparado con los correspondientes a las zonas de altas dosis.

Las comparaciones de los contornos de dosis o curvas de isodosis de los mapas de fluencia calculados con el sistema de planificación de tratamiento y medidos con película, muestran muy buen acuerdo. Más del 70% de píxeles de la región de interés de la imagen de comparación de contornos tienen una distancia de separación menor que 1 milímetro y un porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy menor que 1%. La desviación estándar entre contornos no supera el medio milímetro para ambas películas de verificación, lo cual garantiza que tanto el método de verificación, como el sistema de IMRT tienen un muy buen desempeño.

La comparación de las curvas de isodosis de los mapas de fluencia, muestra mayores desviaciones a lo largo de la dirección del eje x que en la dirección del eje y , para ambas películas. Esto puede deberse al movimiento de las hojas del Linac.

Se midió la distribución espacial de dosis para un tratamiento simulado en un volumen tumoral irregular de aproximadamente 2.4 cm de largo.

Se encontró que las distribuciones espaciales de dosis medidas con película de verificación EDR2 en cinco planos diferentes del volumen tumoral son consistentes al compararlas con las calculadas por el sistema de planificación. Se encontró una distancia de separación entre contornos menor que 1.5 mm.

En cada análisis de comparación de las curvas de isodosis, se encontró que aproximadamente el 70% del total de píxeles de la región de interés tiene una distancia de separación entre contornos menor que 1 milímetro y un porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy menor que 1%. Así mismo se encontró, en general, que la distancia de separación entre contornos máxima es del orden de 1.75 mm y la mínima es de 1.19 mm, lo que representa un valor promedio total de 1.47 mm, muy aceptable en los programas de control de calidad de IMRT de la AAPM, que establecen una tolerancia de 5 mm.

De acuerdo con los resultados se encontró que es posible implementar un sistema de dosimetría de película radiográfica para verificar tratamientos de IMRT como parte de un programa de garantía de calidad de una institución de radioterapia, que cuente con el equipo para proporcionar este tipo de tratamientos. La aplicación específica en pacientes es comparar las distribuciones de dosis calculada con el sistema de planificación de tratamiento y los medidos con película de verificación EDR2.

APÉNDICE A

UNIDADES DE LAS MAGNITUDES RADIOLÓGICAS Y RADIOMÉTRICAS

Exposición (X): Es la suma de todas las cargas eléctricas de todos los iones de un mismo signo, producidos en el aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones en un elemento de volumen de aire de masa dm son completamente detenidos.

$$X = \frac{dQ}{dM}$$

Unidad en el S.I. es C/kg. La unidad especial es el Roentgen $1R = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$.

El Roentgen como unidad de exposición está cayendo en desuso, dándose preferencia a la unidad C/kg del Sistema Internacional (SI).

Tasa de exposición (\dot{X}): Es el cociente del incremento dX de la exposición en un intervalo de tiempo dt .

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

Unidad: C/kg s

Kerma (K): Es la energía cinética inicial que adquieren las partículas cargadas (electrones) por la interacción de partículas no cargadas (fotones) por unidad de masa del material irradiado, es decir mide la transferencia de energía de los fotones a los electrones producidos en el medio (kerma= “kinetic energy released in the medium”).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Donde: dE_{tr} es la suma de todas las energías cinéticas iniciales de los electrones liberados por los fotones en un volumen de masa dm .

Unidad: J/kg

Tasa de kerma en aire (\dot{K}): Es el cociente del incremento dK del kerma en el intervalo de tiempo dt .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Unidad: J/kg s

A pesar que la gran mayoría de la energía cinética inicial de los electrones es transferida al medio por medio de colisiones inelásticas con electrones atómicos causando ionización o excitación, una pequeña parte es transferida en colisiones inelásticas con núcleos atómicos, resultando en la emisión de radiación electromagnética (“bremsstrahlung”). De esa forma, el kerma puede ser subdividido en kerma de colisión (K_{col}) y kerma de radiación (K_{rad}); $K = K_{col} + K_{rad}$

Dosis absorbida (D): Es la relación entre la energía dE cedida por los electrones al medio en un elemento de volumen de masa dm .

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Unidad: J/kg

El nombre especial por la unidad de dosis absorbida es el Gray (Gy)

Tasa de dosis absorbida (\dot{D}): Es el cociente de la dosis absorbida D en el intervalo de tiempo dt .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Unidad: J/Kg s

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas también definen ciertas cantidades que describen haces de fotones monoenergéticos:

Fluencia de fotones (Φ): Es el número de fotones que atraviesan una determinada área en ángulo recto con el haz.

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \left(\frac{1}{m^2} \right)$$

Tasa de fluencia de fotones (φ): Es el número de fotones que atraviesan una determinada área por unidad de tiempo.

$$\varphi = \frac{dN}{dA dt} \left(\frac{1}{m^2 s} \right)$$

Fluencia de energía (Ψ): Es la energía del haz por unidad de área.

$$\Psi = \frac{dN}{dA} h\nu \left(\frac{J}{m^2} \right)$$

Tasa de fluencia de energía (ψ): Es la energía del haz por unidad de área y tiempo.

$$\psi = \frac{dN}{dA} \frac{h\nu}{dt} \left(\frac{J}{m^2 s} \right)$$

APÉNDICE B

GLOSARIO DE TÉRMINOS

Apoptosis: Muerte celular inducida. Proceso indispensable para garantizar la renovación tisular, es muy necesario para eliminar células dañadas o envejecidas.

Cámara de ionización: Dispositivo muy sensible para medir exposición.

C4-IMRT: Campo 4 de un tratamiento con IMRT.

CT: Tomografía computarizada.

Densitómetro: Instrumento que mide densidades ópticas de las películas.

D: Dosis absorbida.

DO: Densidad óptica.

dpi: Puntos por pulgada (dots per inch).

DSC: Distancia de separación entre contornos.

Histograma dosis-volumen: Diagrama que muestra el porcentaje de dosis recibido en la zona del volumen del tumor irradiado y órganos críticos adyacentes.

IMRT: Radioterapia con intensidad modulada.

ISO: Plano del isocentro del tumor.

Isocentro: Punto virtual donde se intersectan el eje horizontal del cabezal y el eje central del haz de radiación.

Klynstron: Dispositivo que emite ondas de radiofrecuencia para acelerar electrones en un Linac de alta energía. Para un Linac de baja energía se usa un magnetrón.

Linac: Acelerador lineal.

Lucita: Material de construcción de los maniqués, polimetil metacrilato (PMMA).

Maniquí: Equipo de dosimetría que se usa como paciente en la calibración de un Linac, están hechos de material equivalente a tejido humano.

mMLC: Colimadores micromultihojas.

MIRNa: Maniquí para Intensidad modulada y RadioNeurocirugía.

RF: Señal de radiofrecuencia.

RGB: Son los colores rojo, verde y azul

RM: Resonancia magnética.

RTC3D: Radioterapia conformada en tres dimensiones.

PDD: Porcentaje de dosis en profundidad.

PDDR: Porcentaje de diferencia de dosis relativo a 200 cGy.

Pixel: Elemento discreto de una imagen digital.

Planificación inversa: Sistema de planificación de tratamiento de IMRT.

PP: Porcentaje de píxeles totales.

SDPR: Sistema de dosimetría rápida de película.

SPT: Sistema de planificación de tratamiento.

SSD: Distancia fuente superficie.

UM: Unidades monitor.

VP: Valor de píxel.

1-I: Primer plano inferior del volumen tumoral.

1-S: Primer plano superior del volumen tumoral.

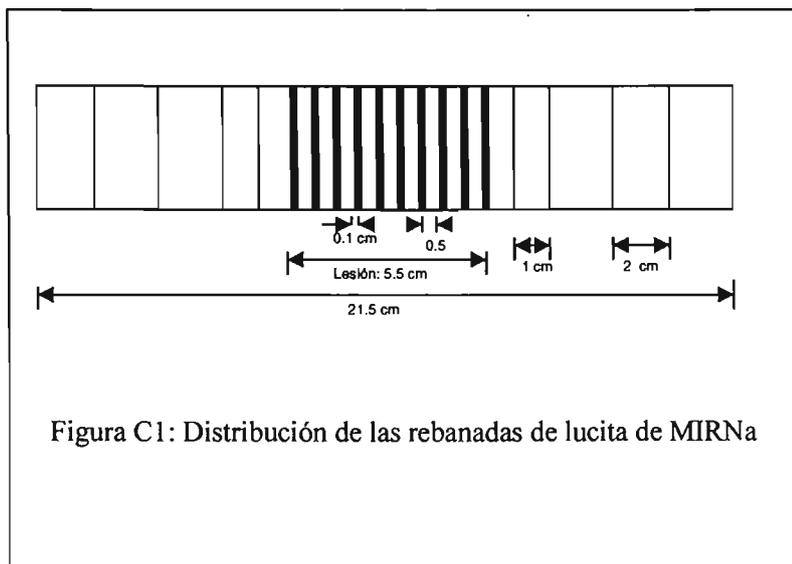
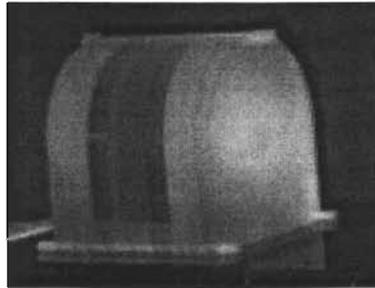
2-I: Segundo plano inferior del volumen tumoral.

2-S: Segundo plano superior del volumen tumoral.

APÉNDICE C

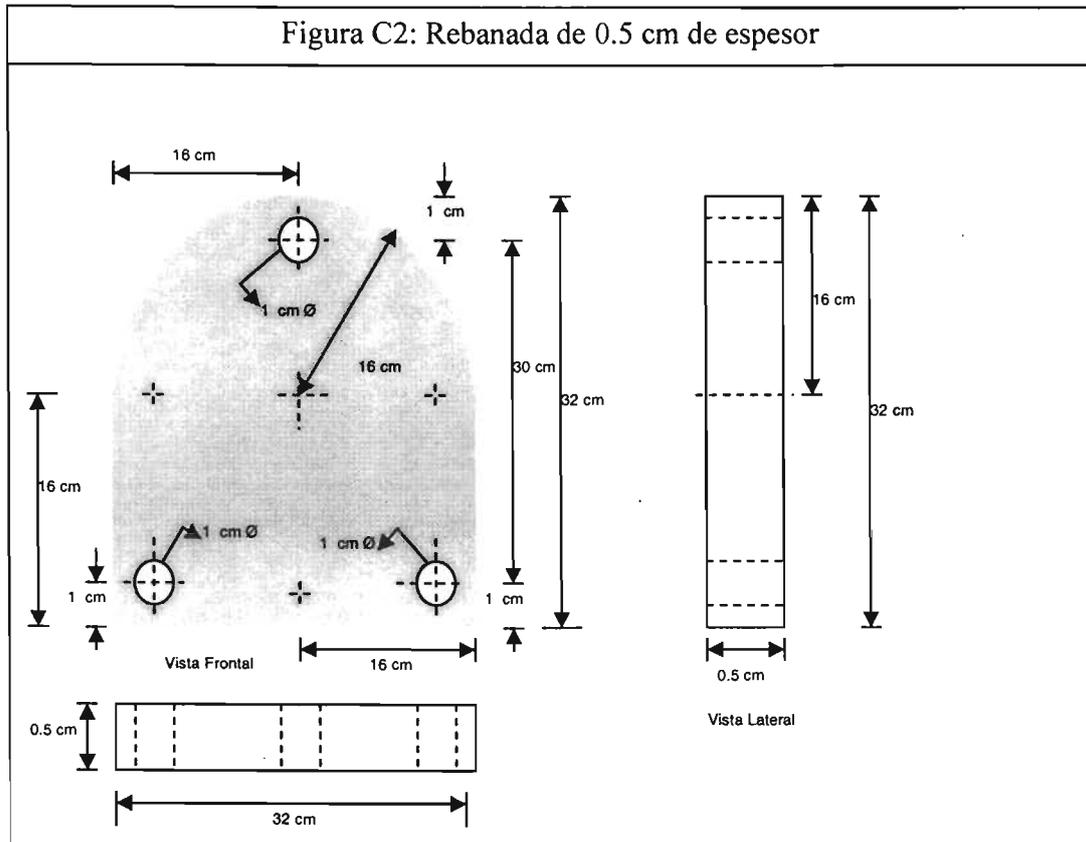
PLANOS DE DISEÑO DEL MANIQUÍ DE LUCITA (MIRNa)

Maniquí para Intensidad modulada y RadioNeurocirugía (MIRNa)

**Resumen:**

9 rebanadas de lucita con espesor de 0.5 cm c/u
4 rebanadas de lucita con espesor de 1.0 cm c/u
6 rebanadas de lucita con espesor de 2.0 cm c/u
Películas de verificación EDR2 con espesor de 0.1 cm c/u.

Figura C2: Rebanada de 0.5 cm de espesor



APÉNDICE D
TABLAS DE VALORES DE LOS DIFERENTES EXPERIMENTOS REALIZADOS

TABLA 1
CARACTERIZACIÓN DE LAS PELÍCULAS XV2 Y EDR2

Película XV2 Técnica: CD* Maniquí de PMMA		Película EDR2 Técnica: CD* Maniquí de PMMA	
Dosis (cGy)	DO d=1.6 cm	Dosis (cGy)	DO d=1.6 cm
15	0.52	30	0.10
30	0.92	60	0.21
45	1.22	90	0.36
60	1.54	120	0.49
75	1.80	150	0.60
90	2.06	180	0.77
105	2.26	210	0.93
120	2.41	240	1.08
135	2.62	270	1.25
150	2.79	300	1.41
165	2.89	330	1.60
190	3.09	360	1.75
205	3.22	390	1.90
220	3.31	420	2.04
235	3.37	450	2.16
250	3.42	480	2.32
265	3.49	510	2.45
280	3.56	540	2.53
295	3.57	570	2.59
310	3.62	600	2.66

* Campos dinámicos

TABLA 2

CARACTERIZACIÓN DE LAS PELÍCULAS XV2 Y EDR2 USANDO DIFERENTES TÉCNICAS DE IRRADIACIÓN

PELÍCULA XV2 MANIQUÍ DE PMMA d=1.6 cm				PELÍCULA EDR2 MANIQUÍ DE PMMA d=1.6 cm			
Dosis (cGy)	DO PyD ^a	DO CD ^b	DO CE ^c	Dosis (cGy)	DO PyD ^a	DO CD ^b	DO CE ^c
36	1.03	1.05	1.01	90	0.4	0.34	0.36
72	1.74	1.75	1.78	180	0.84	0.81	0.77
108	2.40	2.29	2.35	270	1.29	1.26	1.25
144	2.76	2.72	2.75	360	1.80	1.76	1.75
180	3.05	3.0	2.98	450	2.26	2.27	2.24
216	3.29	3.27	3.25	540	2.57	2.60	2.53
252	3.45	3.42	3.40	630	2.87	2.84	2.82
288	3.57	3.52	3.56	720	3.05	3.99	3.03
324	3.62	3.63	3.62	810	3.11	3.12	3.13
360	3.64	3.63	3.62	900	3.13	3.13	3.16

^aPaso y disparo

^bCampos dinámicos

^cCampos estáticos

TABLA 3

DEPENDENCIA DE LA RESPUESTA DE LAS PELÍCULAS XV2 Y EDR2 CON RESPECTO DE LA PROFUNDIDAD, EN GEOMETRÍA PERPENDICULAR AL EJE CENTRAL AL HAZ DE RADIACIÓN

Película XV2 Técnica: Paso y disparo			Película EDR2 Técnica: Paso y disparo		
Dosis (cGy)	DO d =1.6 cm	DO d=10 cm	Dosis (cGy)	DO d =1.6 cm	DO d=10 cm
36	1.06	1.08	90	0.44	0.46
72	1.75	1.76	180	0.99	1.02
108	2.23	2.28	270	1.50	1.52
144	2.56	2.59	360	2.03	2.05
180	2.82	2.86	450	2.43	2.46
216	3.04	3.09	540	2.73	2.77
252	3.26	3.31	630	2.95	2.99
288	3.43	3.48	720	3.08	3.15
324	3.52	3.58	810	3.15	3.21
360	3.54	3.61	900	3.18	3.25

TABLA 4

PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD PARA LA PELÍCULA EDR2

5 cm x 5 cm			9.8 cm x 9.8 cm		
d (cm)	DP-EDR2(%)	DP-CI(%)	d (cm)	DP-EDR2(%)	DP-CI (%)
0.2	61.4	55.0	0.2	65.7	57.3
0.4	82.8	76.5	0.4	84.3	79.2
0.6	92.6	88.6	0.6	93.5	90.1
0.8	96.7	94.9	0.8	97.7	95.7
1.0	99.5	98.2	1.0	99.1	98.5
1.5	100.0	100.0	1.5	100.0	100.0
2.0	98.1	98.5	2.0	97.2	99.1
3.0	93.0	93.6	3.0	93.5	95.2
4.0	88.4	88.9	4.0	89.4	91.2
5.0	84.2	84.0	5.0	84.7	86.8
6.0	79.1	79.8	6.0	81.5	82.9
7.0	75.3	74.6	7.0	76.9	78.6
8.0	70.3	70.2	8.0	73.2	74.6
9.0	66.5	65.9	9.0	69.9	71.0
10.0	62.3	62.0	10.0	66.2	67.1
11.0	59.1	58.2	11.0	63.4	63.7
12.0	54.4	54.5	12.0	59.7	60.2
13.0	51.2	51.2	13.0	57.1	56.9
14.0	47.0	48.0	14.0	54.4	53.9
15.0	45.7	45.2	15.0	52.5	51.1
16.0	42.9	42.3	16.0	49.8	48.4
17.0	39.9	39.7	17.0	46.6	45.3
18.0	37.9	37.3	18.0	44.4	43.0
19.0	35.5	35.1	19.0	41.8	40.8
20.0	32.2	32.9	20.0	38.9	38.5
21.0	31.3	31.1	21.0	37.1	36.2
22.0	29.6	29.3	22.0	35.1	34.2
23.0	27.6	27.4	23.0	32.9	32.4
24.0	26.2	25.8	24.0	31.5	30.5
25.0	24.7	24.5	25.0	29.2	28.8

TABLA 5

PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD PARA LA PELÍCULA XV2

5 cm x 5 cm			9.8 cm x 9.8 cm		
d (cm)	DP-XV2 (%)	DP-CI (%)	d (cm)	DP-XV2 (%)	DP-CI (%)
0.2	82.7	55.0	0.2	87.1	57.3
0.4	94.1	76.5	0.4	94.0	79.2
0.6	96.9	88.6	0.6	97.2	90.1
0.8	98.9	94.9	0.8	98.6	95.7
1.0	99.7	98.2	1.0	99.3	98.5
1.5	100.0	100.0	1.5	100.0	100.0
2.0	99.0	98.5	2.0	99.3	99.1
3.0	96.5	93.6	3.0	96.5	95.2
4.0	93.8	88.9	4.0	93.7	91.2
5.0	88.2	84.0	5.0	89.5	86.8
6.0	82.9	79.8	6.0	85.1	82.9
7.0	78.1	74.6	7.0	82.4	78.6
8.0	72.5	70.2	8.0	77.6	74.6
9.0	68.9	65.9	9.0	74.1	71.0
10.0	65.4	62.0	10.0	70.3	67.1
11.0	61.3	58.2	11.0	66.1	63.7
12.0	58.9	54.5	12.0	63.3	60.2
13.0	54.4	51.2	13.0	60.5	56.9
14.0	52.3	48.0	14.0	57.7	53.9
15.0	49.2	45.2	15.0	54.3	51.1
16.0	45.7	42.3	16.0	51.8	48.4
17.0	42.3	39.7	17.0	48.3	45.3
18.0	40.5	37.3	18.0	46.2	43.0
19.0	38.2	35.1	19.0	43.4	40.8
20.0	35.9	32.9	20.0	41.6	38.5
21.0	34.5	31.1	21.0	39.2	36.2
22.0	32.8	29.3	22.0	37.4	34.2
23.0	30.3	27.4	23.0	35.9	32.4
24.0	28.9	25.8	24.0	33.2	30.5
25.0	27.2	24.5	25.0	31.7	28.8

BIBLIOGRAFIA

AAPM Task Group 42, Report N° 54, "Stereotactic Radiosurgery", American Institute of Physics, N.Y. EE. UU. (1995)

Agazaryan N., Solberg T.D. and DeMarco J.J., "Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy", *Am. Coll. Med. Phys.* **4** (2003) 40-50

Asa P., Assen S., and Thomas L., "Predicting energy response of radiographic film in a 6 MV x-ray beam using Monte Carlo calculated fluence spectra and absorbed dose", *Med. Phys.* **12** (2004) 3168-3178

Attix F.H., "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry", A. Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, N.Y. EE.UU. (1986)

Brandan M.E., "Radiación para curar el cáncer: ¿Qué hay de nuevo?" *Ciencia: Revista de la Academia Mexicana de Ciencias.* **53** (2002) 40-47

Boyer A.L., "The physics of intensity-modulated radiation therapy", *Phys. Today.* **9** (2002) 38-44

Boyer A.L., Butler E.B., DiPetrillo T.A., et al, "Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest", *Rad. Onc. Biol. Phys.* **51** (2001) 880-914

Bucciolini M., Banci F., Casati M., "Verification of IMRT fields by film dosimetry", *Med. Phys.* **31** (2004) 161-168

Bushong S.C., "Manual de radiología para técnicos", Editorial Mosby, División de Times Mirror de España S.A., Madrid-España (1995)

Cadman P., Bassalow R., Sidhu N., et al, "Dosimetric Considerations for validation of a sequential IMRT process with a commercial treatment planning system", *Phys. Med. Biol.* **47** (2002) 3001-3010

Cheng Chee-Wai, Das Indra J. and Ndlovu A.M., "Suppression of dark current radiation in step-and-shoot intensity modulated radiation therapy by the initial pulse-forming network", *Med. Phys.* **29** (2002) 1974-1979

Childress N.L., Dong L., Rosen I., "Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields", *Med. Phys.* **29** (2002) 2384-2390

Childress N., Vantreese R. and Rosen I., "DoseLab 3.05 User Manual", *M.D. Anderson Cancer Center*, EE.UU. (2003)

Childress N.L., Salehpour M., Dong L., et al., "Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications", *Med. Phys.* **32** (2005) 539-548

Dean W., Xi R., Sarfaraz M., et al., "A dose delivery verification method for conventional and intensity modulated radiation therapy using measured field fluence distributions", *Med. Phys.* **30** (2003) 2996-3005

Dogan N., Leybovich L. B. and Sethi A., "Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy", *Phys. Med. Biol.* **47** (2002a) 4121-4130

Dogan N., Leybovich L. B., Sethi A., et al., "Improvement of dose distribution in abutment regions of intensity modulated radiation therapy and electron fields", *Med. Phys.* **29** (2002b) 38-44

Esthappan J., Mutic S., Harms W.B., et al., "Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film", *Med. Phys.* **29** (2002) 2438-2445

Ezzell G.A., Galvin J.M., Low D., et al., "Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee", *Med. Phys.* **30** (2003) 2089-2115

Guillet J.P., "Manual de Física de Radioterapia: La Teleterapia", Editorial, Barcelona España (1996)

Haus A.G., "Film Processing in Medical Imaging", Medical Physics Publishing, EE.UU. (1993)

Hossain M., Xi R., Houser Ch. J. and Galvin J.M., "Output variation from an intensity modulating dynamic collimator", *Med. Phys.* **30** (2002) 1693-1697

ICRU, "Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or gamma rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, Publications ICRU, Washington DC, EE. UU. (1976)

International Atomic Energy Agency, "Technical Report Series n° 277: Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice", Editorial IAEA 2nd ed., Viena Austria (1997)

Ju S.G., Ahn Y.Ch., Huh S.J., et al., "Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation", *Med. Phys.* **29** (2002) 351-355

Khan F.M., "The Physics of Radiation Therapy", ed. Lippincott Williams & Wilkins, 3ra ed., USA (2003)

Kodak Company, "Elementos de Radiografía", Publ. N° M1-18Sp en español, EE. UU. (1980)

- Latorre E., "Radiobiología médica", Editorial AC Gutierre de Cetina, España. (1979)
- Linthout N., Verellen D., Van Acker S., et al, "Dosimetric evaluation of partially overlapping intensity modulated beams using dynamic mini-multileaf collimation", *Med. Phys.* **30** (2003) 846-855
- Palm A., Kirov A.S., and LoSasso T., "Predicting energy response of radiographic film in a 6 MV x-ray beam using Monte Carlo calculated fluence spectra and absorbed dose", *Med. Phys.* **12** (2004) 3168-3178
- Rad J., "Intensity Modulated Radiotherapy: Current status and issues of interest", *Onc. Biol. Phys.* **51** (2001) 880-914
- Resendiz G., "Dosimetría y control de calidad en cuña dinámica para aceleradores lineales de electrons para uso médico", UNAM, D.F. México(2003)
- Scaff L.A., "Física da Radioterapia", Faculdade de Medicina da Universidade de Sao Paulo, Editorial, Sao Paulo-Brasil (1997)
- Thompson M.A., Hattaway M.P., Hall J.D., et al, "Principles of Imaging Science and Protection", W. B. Saunders Company, EE.UU. (1994)
- Wiezorek T., Schwedas M., Scheithauer M., et al, "VERIDOS: A New Tool for Quality Assurance for Intensity Modulated Radiotherapy", *Strahlenther. Onkol.* **12** (2002) 732-736
- Williamson J.F., Khan F.M., and Sharma S.C. M., "Film dosimetry of megavoltage photon beams: A practical method of isodensity-to-isodose curve conversion", *Med. Phys.* **8** (1981) 94-98
- Xia P., Chuang C.F., and Verhey L.J., "Communication and sampling rate limitations in IMRT delivery with a dynamic multileaf collimator system", *Med. Phys.* **29** (2002) 412-423
- Xing L. and Li J.G., "Computer verification of fluence map for intensity modulated radiation therapy", *Med. Phys.* **27** (2000) 2084-2092
- Yeo I.J. and Wang C.L., "A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy", *Med. Phys.* **24** (1997) 1943-1953
- Zhu X. R., Jursinic P. A., Grimm D. F., et al, "Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator", *Med. Phys.* **29** (2002) 1687-1692
- Zhu X.R., Yoo S., Jursinic P.A., et al, "Characteristics of sensitometric curves of radiographic films", *Med. Phys.* **30** (2003) 912-919

- [www 01] <http://www.kodak.com/go/oncology>
- [www 02] <http://www.kodak.com/global/en/health/productsByType/medFilms>
- [www 03] <http://www.oncoruber.com/radioterapia>
- [www 04] <http://physics.nist.gov/TechAct.95/Div846/div846h.html>
- [www 05] <http://www.diariomedico.com /dminternet@recoletos.es>
- [www 06] <http://www.tampabaycancer.com/sp-imrt.htm>
- [www 07] <http://www.radiologyinfo.org/content/therapy/imrt.htm>