

00362



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**COMPARACION DOSIMETRICA EN TRATAMIENTOS
DE RADIOCIRUGIA: CONOS VS.
INTENSIDAD MODULADA**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADEMICO DE:
**MAESTRIA EN CIENCIAS
(F I S I C A M E D I C A)**

PRESENTA:
OLIVIA AMANDA GARCIA GARDUÑO

DIRECTORA DE TESIS: DRA. MERCEDES RODRIGUEZ VILLAFUERTE

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



Posgrado en ciencias físicas
unam

MEXICO, D. F.

2004



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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

El mayor agradecimiento a mi tutora y amiga la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, quien fue mi directora en esta tesis. Por sus sugerencias sabias, su interés en la realización de este proyecto, sus muy acertados comentarios y por el enriquecimiento de conocimientos que de ella aprendí durante la realización de esta tesis. Y por supuesto por su gran amistad.

Un agradecimiento muy especial al Dr. Miguel Ángel Celis López, por los muchos conocimientos que de él he aprendido, y que aún estoy aprendiendo.

A los integrantes del comité sinodal Dr. Fernando Ureña Núñez, M. en C. Patricia Avilés, M. en C. César Ruiz Trejo, Dr. Miguel Ángel Celis y a la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte por lectura de esta tesis, sus valiosos comentarios y sugerencias que lograron enriquecer aun más este trabajo.

Un agradecimiento más a la Dra. María Ester Brandan por ser el vínculo inicial entre la maestría y yo, y por el apoyo que me brindó al entrar en la maestría y al formar parte de su grupo de trabajo.

Al Dr. Arnulfo Martínez Dávalos por su amistad, apoyo académico y consejos útiles para la realización de este trabajo.

Al Ing. Fernando Iturbe Hermann por su amistad, el aprendizaje que de él tome, y por hacerme saber que soy disidente.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, por su gran amistad y apoyo académico.

Al M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo, por su amistad, su apoyo académico y técnico, por ayudarme en la construcción de los maniqués, y por el gran aprecio hacia mí esposo.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen, por su amistad, apoyo académico y por permitirnos llevar a cabo irradiaciones en el GammaCell.

A los integrantes de la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”, Dr. Miguel Ángel Celis López, M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez por las facilidades que me otorgaron para la realización de este trabajo, y sus atinados comentarios.

Un agradecimiento especial al M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez, sin palabras.

A Ricardo Ramírez e Ing. M. Veytia por la construcción de los maniqués utilizados en esta tesis.

Finalmente a todos mis amigos y compañeros que hicieron amena esta maestría.

Deseo expresar mi agradecimiento a las siguientes Instituciones:

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por la beca que me otorgó para la realización de mis estudios de maestría, y al proyecto DGAPA-UNAM IN109302 por el financiamiento del mismo.

Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Dr. Manuel Velasco Suarez” por permitirme llevar a cabo este trabajo.

A mi amado esposo Pepe Lárraga

ÍNDICE

Páginas

Introducción	1
Capítulo 1. Radiocirugía estereotáctica	
1.1 Antecedentes.....	4
1.2 Bases radiobiológicas.....	5
1.3 Padecimientos cerebrales más frecuentes y consideraciones que se toman en cuenta para la prescripción de la dosis.....	5
1.4 Precisión requerida en radiocirugía estereotáctica.....	6
1.5 Técnicas usadas para radiocirugía estereotáctica.....	6
1.5.1 Gamma Knife.....	6
1.5.2 Partículas cargadas pesadas.....	7
1.6 Aceleradores lineales de electrones (linac).....	8
1.6.1 Componentes de un linac.....	8
1.6.2 Modalidades de tratamientos terapéuticos en un linac.....	9
1.6.2.1 Modalidad terapéutica con rayos X.....	10
1.6.2.2 Modalidad terapéutica con electrones.....	10
1.6.3 Espectro de fotones producidos en un linac.....	11
1.7 Modalidades de tratamiento en un linac (Novalis).....	12
1.7.1 Arcos circulares no coplanares.....	13
1.7.2 Haces conformales.....	13
1.7.3 Arcos conformales.....	13
1.7.4 Arcos dinámicos conformales.....	14
1.8 Procedimiento a seguir en un tratamiento de radiocirugía estereotáctica.....	14
1.8.1 Fijación del marco estereotáctico al paciente.....	14
1.8.2 Adquisición de imágenes de tomografía y angiografía.....	14
1.8.3 Planeación del tratamiento en base a una reconstrucción tridimensional.....	15
1.8.4 Colocación del paciente en la mesa de tratamiento del linac.....	15
1.8.5 Ajuste del sistema linac a las coordenadas estereotácticas por medio de los láseres de localización.....	16
1.8.6 Transferencia de la información del sistema de planeación al linac.....	16
1.8.7 Impartición de la dosis.....	16
Capítulo 2. Radiocirugía con Intensidad Modulada	
2.1 Intensidad modulada (IMRS).....	17
2.2 Planeación inversa.....	17
2.3 Algoritmo Pencil Beam.....	18
2.3.1 Algoritmo para el cálculo de dosis.....	18
2.3.2 Factores radiales (RFS por siglas en inglés).....	20
2.3.3 Factor de dispersión total (S_t).....	20
2.3.4 Razón máxima de tejido (TMR por sus siglas en inglés).....	21

2.3.5 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD por sus siglas en inglés).....	21
2.3.6 Factor de salida del llinac (M). Calibración de las unidades monitor (MU).....	22
2.3.7 Corrección por camino longitudinal.....	22

Capítulo 3. Dosimetría con películas de tinte radiocrómico

3.1 Sistemas dosimétricos en hospitales.....	24
3.2 Dosimetría de películas de tinte radiocrómico (PTR).....	24
3.2.1 Tipos de películas de tinte radiocrómico.....	24
3.3 Películas GafChromic MD-55-2.....	25
3.3.1 Composición y características de la película MD-55-2.....	26
3.4 Densidad óptica.....	26
3.5 Respuesta de las PTR.....	27
3.5.1 Respuesta de las PTR medida con espectrofotómetro o un densitómetro.....	27
3.5.2 Respuesta de las PTR medida con un escáner de cama plana.....	27
3.6 Ventajas y desventajas de la dosimetría con PTR.....	28
3.7 Ventajas de las PTR sobre otros dosímetros.....	29

Capítulo 4. Metodología Experimental

4.1 Protocolo para el manejo de las PTR.....	30
4.2 Lectura de las PTR.....	30
4.3 Calibración de las PTR.....	30
4.4 Diseño de maniquí para simular tratamientos de radiocirugía con lesiones Irregulares.....	32
4.5 Procedimiento en la simulación de tratamientos.....	34
4.5.1 Colocación del marco estereotáctico en el maniquí.....	34
4.5.2 Adquisición de imágenes tomográficas.....	35
4.5.3 Planeación del tratamiento.....	36
4.5.4 Colocación del maniquí en la camilla del acelerador.....	37
4.5.5 Depósito de dosis.....	37
4.6 Descripción de los experimentos realizados.....	38

Capítulo 5. Resultados

5.1 Análisis de datos.....	40
5.2 Registro de las curvas de isodosis.....	40
5.3 Comparación cualitativa entre las curvas de isodosis calculadas por el sistema y las medidas experimentales.....	41
5.4 Comparación cualitativa entre curvas de isodosis calculadas y medidas por niveles de isodosis.....	46
5.5 Mapas polares que representan gráficas de radio vs. ángulo.....	50
5.6 Cálculo de la diferencia promedio.....	56
5.7 Resultados obtenidos.....	56
5.7.1 Experimento 1: Lesión sólida (conos vs. intensidad modulada).....	56
5.7.2 Experimento 2: Lesión de aire (conos vs. intensidad modulada).....	57

5.7.3 Experimento 3: Lesión sólida con un órgano de riesgo utilizando intensidad modulada	58
5.8 Histogramas dosis-volumen.....	59
5.8.1 Comparación entre dos modalidades de tratamiento para radiocirugía estereotáctica utilizando histogramas de dosis-volumen: conos vs. intensidad modulada	60
5.8.2 Histogramas de dosis-volumen considerando durante el tratamiento un órgano de riesgo	62

Capítulo 6. Discusión de los resultados y Conclusiones

6.1 Determinación del volumen a tratar.....	63
6.2 Comparación cualitativa entre los perfiles angulares de las curvas de isodosis.....	64
6.2.1 Comparación obtenida entre conos e intensidad modulada.....	64
6.2.2 Comparación obtenida para un tratamiento de IMRS con un órgano de riesgo comprometido.....	67
6.3 Conclusiones.....	67
6.3.1 Comparación dosimétrica entre las curvas de isodosis proporcionadas por el sistema de planeación y las medidas experimentales	68
6.3.2 Comparación entre dos modalidades de tratamientos para radiocirugía: conos vs. intensidad modulada.....	68
6.3.3 Comparación dosimétrica entre el sistema de planeación y las medidas experimentales cuando se involucra un órgano de riesgo.....	69
6.4 Trabajo a futuro.....	69
Apéndice A. Dosimetría de la radiación.....	70
Apéndice B. Evaluación del sistema de micro-multihojas	84
Apéndice C. Caracterización del haz de radiación de un linac y algoritmo de planeación de tratamientos: Clarkson	90
Apéndice D. Hojas de planeación de las simulaciones de tratamientos en radiocirugía: conos e intensidad	96
Referencias	117

INTRODUCCIÓN

La radioterapia es una rama de la medicina que trata lesiones, en su mayoría oncológicas, utilizando radiaciones ionizantes, cuyo objetivo es obtener una mayor eficiencia en el control de dichas lesiones incrementando la dosis en el volumen blanco sin aumentar las dosis en los órganos de riesgo circundantes. En particular, el objetivo de la radiocirugía estereotáctica es obtener una destrucción precisa y completa de lesiones intracraneales mediante la administración de una alta dosis única de radiación ionizante.

El uso de diversos haces y su colimación ha permitido el aumento de dosis a los volúmenes a tratar, sin aumentar con ello las dosis en la misma proporción que reciben los órganos circundantes. Un ejemplo de ello, es la utilización de la modalidad de arcos circulares no coplanares (conos, modalidad más convencional), pero en ocasiones la obtención de distribuciones de dosis con la homogeneidad adecuada requiere de la modulación de la intensidad de los haces de tratamiento, ya que de otra manera, el depósito de dosis en las lesiones (que generalmente son de formas irregulares) presentarán puntos calientes, es decir, puntos que reciben mayor dosis de la prescrita, y por tanto inhomogeneidad en su distribución.

La intensidad modulada por tanto, es la técnica más avanzada en el tratamiento de lesiones, porque por un lado, protege los órganos de riesgo sin comprometer la dosis que debe de recibir el volumen blanco, y por otro lado proporciona una homogeneidad en la distribución de la dosis.

El Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía "Manuel Velasco Suárez" es la primera institución de salud en México que posee esta modalidad de tratamiento. Es por ello, que para la realización de este trabajo, se propuso una comparación dosimétrica entre dos modalidades de tratamiento de radiocirugía, conos (por ser la más convencional) e intensidad modulada (por ser la más moderna). En esta comparación se pretende determinar en primera instancia que el depósito de la dosis para ambas técnicas sea el adecuado, y en segunda probar que la intensidad modulada proporciona una mejor homogeneidad en el depósito de la dosis.

Dentro de esta comparación se consideró el estudio del comportamiento de ambas modalidades en medios inhomogéneos, esto con el fin de incluir lesiones cerebrales que se encuentran localizadas detrás de los senos paranasales, por ser esta situación la más complicada por la cercanía de órganos de riesgo, como lo son quiasma, nervios ópticos, cintillas ópticas y tallo cerebral.

Para lograr esta comparación dosimétrica se utilizaron películas de tinte radiocrómico (PTR), debido a que éstas tienen una buena resolución espacial para poder medir los altos gradientes de dosis que generalmente existen en radiocirugía, y que además son lo suficientemente delgadas para que su respuesta no se vea afectada por la falta de equilibrio electrónico lateral. Otra razón por la cual se escogieron las PTR es que existe una gran cantidad de trabajos publicados en la literatura especializada donde éstas se han utilizado para realizar estudios dosimétricos y para determinar las características de haces de radiación pequeños como los usados en radioterapia de

intensidad modulada y radiocirugía convencional. En este trabajo se usaron las películas de tinte radiocrómico comerciales GafChromic MD-55-2.

Para determinar la dosis absorbida y su distribución espacial en simulaciones de tratamientos de lesiones irregulares para radiocirugía ya sea con conos o con intensidad modulada, se utilizó un maniquí esférico de 16 cm de diámetro de un material equivalente a tejido (metacrilato de metilo) [Ávila 2001]. Adicionalmente fueron diseñados cuatro maniquíes (del mismo material) para simular lesiones irregulares que son intercambiadas en el interior del maniquí esférico, para obtener por medio de un sistema de tomografía axial las imágenes correspondientes y determinar la dosis absorbida y su distribución espacial en la simulación de tratamientos.

La calibración de las películas se llevó a cabo en el Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM con una fuente de cobalto 60. Las mediciones experimentales se realizaron con rayos X de 6 MV producidos en el acelerador lineal propiedad del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNyN). Las planeaciones de tratamiento fueron elaboradas en el sistema de planeación BrainScan propiedad del INNyN.

Los objetivos a alcanzar en este trabajo son:

Objetivo General: Desarrollar una metodología que permita implementar el uso de PTR para determinar la dosis y su distribución espacial en tratamientos de radiocirugía estereotáctica para lesiones irregulares utilizando conos e intensidad modulada.

Objetivos específicos:

a) Comparar los resultados obtenidos experimentalmente en la determinación de la dosis y su distribución espacial con aquellos proporcionados por el sistema de planeación de tratamientos, de tal manera que se pueda tener la certidumbre del buen funcionamiento de los sistemas y procedimientos utilizados en el INNyN.

b) Realizar una comparación dosimétrica entre dos modalidades de tratamiento: conos (por ser la más convencional) e intensidad modulada (IMRS).

c) Comparar dosimetricamente los resultados experimentalmente en la determinación de la dosis y su distribución espacial con los calculados por el sistema de planeación cuando se considera un órgano de riesgo en la modalidad de intensidad modulada.

Planteados los objetivos a alcanzar en este trabajo, a continuación se desglosa la estructura a seguir en la realización de esta tesis.

En el capítulo 1 se presentarán los antecedentes históricos de la radiocirugía, así como las bases radiobiológicas que se deben considerar, los padecimientos para los cuales la radiocirugía representa una alternativa, la precisión requerida en radiocirugía, las técnicas que pueden ser utilizadas para llevar a cabo la radiocirugía estereotáctica, la descripción de las componentes de un acelerador lineal, las modalidades de tratamiento de un linac, el espectro de los haces generados, así como las modalidades de tratamiento

del acelerador lineal del Instituto de Neurología y el procedimiento a seguir en la simulación de tratamientos.

En el capítulo 2 se abordará la radiocirugía con intensidad modulada, el método de planeación inversa, el algoritmo de cálculo de dosis (Pencil Beam), así como todos los parámetros involucrados en dicho algoritmo.

En el capítulo 3 se abordará la dosimetría de la radiación con películas de tinte radiocrómico, se describirán las propiedades de las películas de tinte radiocrómico, sus características, tipos (en especial la película GafChromic MD-55-2), la respuesta que poseen ante la radiación (densidad óptica), métodos para la lectura de las respuestas de las PTR, y las ventajas y desventajas de la dosimetría con PTR.

El capítulo 4 tratará sobre la metodología experimental que se siguió durante la investigación; se explicará como se manejan las PTR, como se leen y se calibran, también se explica el diseño de los maniqués para simular tratamientos de lesiones irregulares, el procedimiento en la simulación de los tratamientos, y la descripción de los experimentos realizados.

El capítulo 5 aborda el análisis de resultados, los registros realizados a las distribuciones de dosis durante el análisis, las comparaciones realizadas entre las distribuciones calculadas por el sistema de planeación y las medidas experimentalmente, el cálculo de las diferencias promedio, así como los resultados obtenidos en cada experimento, y finalmente se elaborará una comparación entre dos modalidades de tratamiento utilizando histogramas dosis-volumen.

El capítulo 6 contiene la discusión y conclusiones de este trabajo. Finalmente se anexan cuatro apéndices que tratan de los conceptos básicos de la dosimetría de radiación (apéndice A), el sistema de colimación de BrainLab necesario para que se lleve a cabo la modalidad de intensidad modulada (apéndice B), cómo se caracteriza un haz de radiación (apéndice C) y finalmente se muestran las hojas de tratamiento que entrega el sistema de planeación para llevar a cabo una radiocirugía estereotáctica (apéndice D).

CAPÍTULO 1

RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA

1.1 Antecedentes

La radiocirugía estereotáctica es una modalidad terapéutica de lesiones cerebrales de tamaño relativamente pequeño, cuyo objetivo es obtener una destrucción precisa y completa de la lesión mediante el depósito de una alta dosis única de radiación ionizante.

El principio de la radiocirugía estereotáctica es el uso de un sistema de coordenadas tridimensionales para localizar las estructuras intracraneales. A principios del siglo XX se utilizó el primer sistema de coordenadas con el trabajo de Horsley y Clark en un laboratorio de animales [Horsley 1908]. Debido a las variaciones existentes en cada sujeto, el método no se extendió a humanos hasta finales del año 1940, cuando Spiegel y sus colegas usaron unas proyecciones radiográficas ortogonales para localizar las estructuras internas con respecto a un punto de referencia estereotáctico [Spiegel 1947].

El desarrollo de la radiocirugía, y la aplicación de los principios de radiocirugía estereotáctica con radioterapia de haces externos, se le atribuye a Leksell [Leksell 1951]. Aunque el primer tratamiento de radiocirugía fue desarrollado usando una unidad de rayos X de unos cuantos kilovolts (200-300 kVp) [Leksell 1955], las limitaciones físicas de este tipo de tratamiento llegaron a notarse muy rápido, y la unidad de kilovoltaje fue desechada y sustituida por haces de protones de 185 MeV en Uppsala, Suecia. Aproximadamente, al mismo tiempo, un proyecto similar fue iniciado en Berkeley bajo la dirección de Lawrence y Tobias [Lawrence 1962]. Éste poseía superioridades físicas y utilizaba haces de partículas cargadas cuya distribución de dosis estaba bien localizada, pero este método era considerablemente costoso y poco práctico por lo que Leksell y Larsson reexaminaron el uso de rayos X para radiocirugía.

En 1968, Leksell diseñó un equipo específico para radiocirugía, al que llamó Gamma Knife, el cual utilizaba como fuente de radiación pastillas de cobalto 60. Originalmente se intentó utilizar el Gamma Knife para tratar enfermedades funcionales, dolor, malformaciones arteriovenosas, y lesiones benignas pequeñas. Actualmente el Gamma Knife es utilizado en muchos centros mundiales en el tratamiento de muchas lesiones cerebrales, y la radiocirugía funcional, que fue el motor de esta técnica, es aún un procedimiento en investigación para la mayoría de los centros de tratamiento.

Posteriormente, Larsson y colaboradores reconocieron que, a pesar de que los aceleradores lineales proveerían una flexibilidad superior los sistemas en su tiempo no poseían la precisión deseada, sin embargo, establecieron más adelante que los aceleradores lineales serían la mejor alternativa para la radiocirugía [Larsson 1974].

En 1983 Betti *et al* reportaron lo que se consideró como el primer sistema de fijación estereotáctica de uso comercial para un acelerador lineal en el tratamiento de malformaciones arteriovenosas [Betti 1983]. En 1988, los aceleradores lineales para radiocirugía fueron revolucionados por Lutz, debido a que desarrolló un nuevo método

para la localización precisa del isocentro, mejorando así la precisión de los aceleradores lineales [Lutz 1998].

Finalmente Friedman y Bova mejoraron la precisión de los aceleradores incorporando mecanismos secundarios para la rotación del gantry y la mesa de tratamiento [Friedman 1989]. Actualmente cualquier sistema de radiocirugía tiene precisión submilimétrica.

1.2 Bases radiobiológicas

Los tejidos normales y los neoplásicos responden de diferente manera a la radiación; las dos diferencias fundamentales son: a) la distinta capacidad de regeneración de las células, y b) la proporción de células supervivientes es mucho menor en los tejidos tumorales, que en tejido sano [Hall 1994]. Por lo cual, al depositar una alta dosis de radiación a un volumen determinado, la capacidad de regeneración, la histología y el oxígeno juegan un papel importante en la destrucción de las células neoplásicas. La figura 1.1 muestra la probabilidad del control del tejido neoplásico y el daño que se produce en el tejido sano a esa misma dosis de radiación.

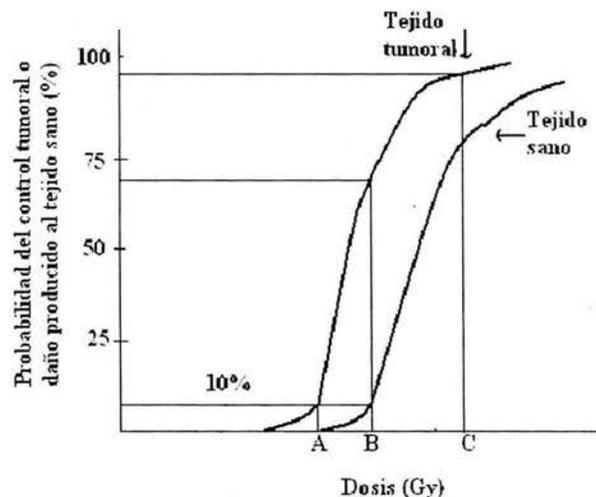


FIGURA 1.1 Gráfico de la probabilidad del control tumoral como función del daño producido a tejido sano.

1.3 Padecimientos cerebrales más frecuentes y consideraciones que se hacen para la prescripción de la dosis

En el tratamiento de lesiones cerebrales se deben considerar algunas variables para determinar la dosis que la lesión puede recibir, como son: el volumen de la lesión (ya que el tejido normal circundante recibirá una dosis directamente proporcional a dicho volumen), la localización de la lesión, la edad del paciente, los órganos circundantes a la lesión, los órganos de riesgo involucrados, si se realizará el tratamiento en sesión única o fraccionada, y las condiciones generales del paciente. El intervalo de dosis utilizado para la radiocirugía estereotáctica es de 10 hasta 150 Gy, dependiendo en cada caso, de las variables antes mencionadas.

Los padecimientos más frecuentes son: malformaciones arteriovenosas, meningiomas, neurinomas del acústico, tumores pineales, metástasis cerebrales, gliomas, neuralgia del trigémino, adenomas pituitarios, craneofaringiomas, schwannomas, entre otros.

1.4 Precisión requerida en radiocirugía estereotáctica

Para que se lleve a cabo de forma adecuada un procedimiento radioquirúrgico, la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) recomienda:

a) Localización precisa de la lesión. Las técnicas de localización deben ser capaces de determinar las coordenadas de la lesión con una precisión de ± 1 mm en el caso de imágenes angiográficas digitales y de ± 2 mm en caso de imágenes tomográficas o de resonancia magnética.

b) Precisión mecánica en la unidad de tratamiento. Se debe tener cuidado de que todos los ejes de rotación (mesa, brazo del acelerador, colimadores y micromultihojas) coincidan dentro de una esfera de 1 mm de radio con el isocentro del equipo.

c) Precisión y óptima distribución de la dosis. La dosis depositada debe administrarse con una precisión de $\pm 5\%$ [AAPM 1995].

d) Seguridad del paciente. Durante el tratamiento es obligatorio estar monitoreando al paciente para verificar que ningún componente mecánico colisione durante el tratamiento, así como para verificar que el paciente se mantenga en la posición adecuada.

1.5 Técnicas usadas para radiocirugía estereotáctica

Las técnicas utilizadas para radiocirugía estereotáctica incluyen la irradiación con partículas cargadas pesadas (piones, iones de helio, protones, etc.) o con radiación electromagnética producida con el Gamma Knife o aceleradores lineales de electrones.

1.5.1 Gamma Knife

Como ya se mencionó previamente, el gamma knife fue diseñado por el profesor Lars Leksell en Estocolmo, Suecia en el año 1940. Comercialmente fue el primer sistema utilizado para radiocirugía, en 1968 fue instalada la primera unidad en el Hospital Karolinska [Wu *et al* 1990].

Las principales componentes del gamma knife son: la unidad de radiación, los colimadores en forma de cascos, la mesa de tratamiento, el sistema hidráulico para controlar el movimiento de la mesa de tratamiento y el panel de control (Figura 1.2).

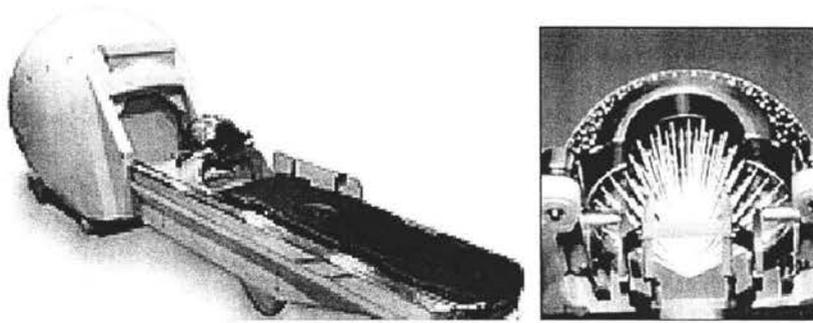


FIGURA 1.2 a) Gamma Knife marca Elekta. b) Convergencia de los haces de radiación al isocentro.

La unidad de radiación consta de un contenedor esférico en cuyo interior se alberga un cuerpo central hemisférico que contiene una gran cantidad de fuentes de cobalto 60 (201 fuentes), todas enfocadas en un punto común, llamado isocentro, lo cual permite depositar una alta dosis de radiación en una región pequeña, sin irradiar considerablemente los tejidos sanos circundantes al volumen blanco a tratar. [Ávila 2001]

1.5.2 Partículas cargadas pesadas

Históricamente R.R. Wilson en el año de 1946, fue el primero en proponer el uso de partículas cargadas pesadas (PCP) para ser utilizadas en radioterapia [Wilson 1946] debido a la forma como interactúan con la materia. Para las energías de las PCP utilizadas en radioterapia (del orden de GeV), conforme el haz va atravesando el tejido, la dosis depositada es casi constante con la profundidad hasta cerca del final de su alcance donde la dosis se incrementa súbitamente a un alto valor, seguido por un rápido descenso a cero. La región de alta dosis al final de su alcance se llama pico de Bragg.

Como el máximo en la dosis está altamente localizado se puede usar el haz para depositar dosis de radiación ionizante a lesiones que están a una cierta profundidad en el cuerpo minimizando la dosis a los tejidos sanos circundantes, en particular aquellos que están a profundidades mayores. Para mejorar la homogeneidad de dosis en dicho volumen blanco, se combinan varios haces de diferente penetración e intensidad, logrando así extender el pico de Bragg. Esto se logra haciendo pasar el haz a través de materiales atenuadores de diferente espesor para obtener un haz compuesto. El pico de Bragg extendido del haz compuesto está diseñado de tal manera que sea aproximadamente igual al ancho del volumen blanco en la dirección que incide el haz (Figura 1.3).

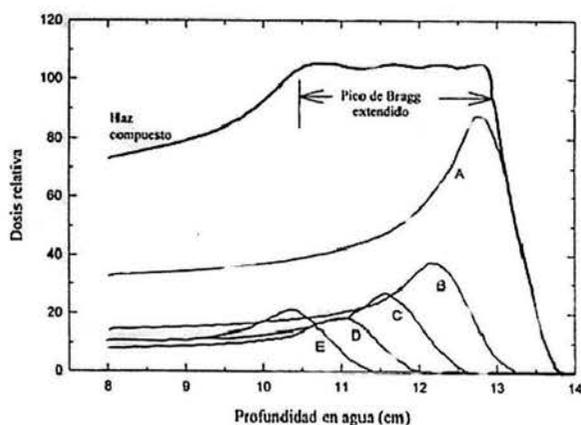


FIGURA 1.3 El ensanchamiento del pico de Bragg es resultado de la superposición de varios haces de partículas de diferentes energías e intensidades (haces A, B, C, D, E) para formar un haz compuesto. El haz A consiste de protones de 160 MeV. Los haces B, C, D, y E son haces de más baja energía que se obtienen al hacer pasar el haz A por atenuadores de diferentes espesores [Lutz 1993, Ávila 2001].

Esta técnica de radiocirugía es poco utilizada por su alto costo, y la complejidad de su manejo, a pesar de las ventajas evidentes que ofrece comparada con el uso de haces de radiación electromagnética.

1.6 Aceleradores lineales de electrones (linac)

Los primeros aceleradores lineales fueron desarrollados entre los años de 1940 y 1950 por diversos grupos de investigación [Stanton 1996]. Un acelerador lineal de electrones es un sistema en el que se aceleran electrones, a través de una guía de ondas, de alta radiofrecuencia. La alta energía que posee el haz de electrones permite que sea útil para el tratamiento directo de lesiones superficiales. Alternativamente, si los electrones inciden sobre un material grueso de número atómico alto producen radiación de frenado teniendo utilidad en tratamientos a profundidad.

1.6.1 Componentes de un linac

Las principales componentes de un linac son: una fuente de alto voltaje seguido por un generador de radiofrecuencia (Magnetron ó Klinstron), una guía de onda, el cañón de electrones, una guía de aceleración, el blanco y el filtro de aplanado (opcionales según la modalidad de tratamiento que se desee), un monitor de radiación y finalmente los colimadores (Figura 1.4).

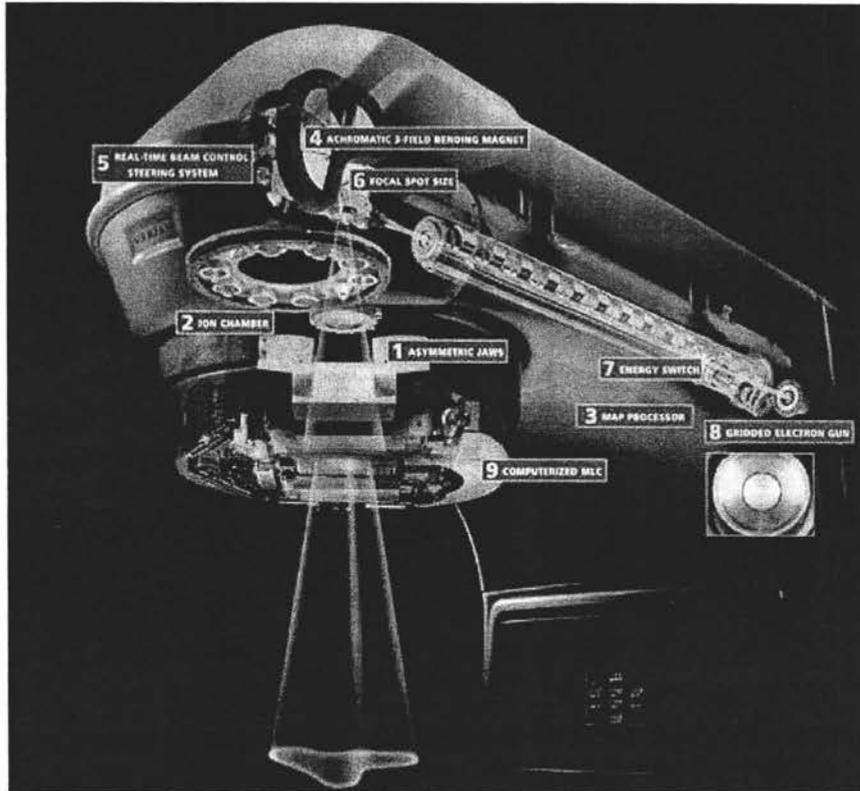


FIGURA 1.4 Componentes de un acelerador lineal [Varian Medical Systems, Inc.]. En donde: 1 Colimadores primarios, 2 cámara de ionización, 3 procesador de mapas, 4 imán deflector, 5 control del haz, 6 mancha focal, 7 interruptor de energía, 8 cañón de electrones, 9 colimadores mMLC.

La función de Magnetrón es generar la señal de radiofrecuencia para acelerar a los electrones, la cual se transporta a través de la guía de onda hacia la guía del acelerador. 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.

1.6.2 Modalidades de tratamientos terapéuticos en un linac

Un acelerador lineal puede trabajar en dos modalidades terapéuticas, con rayos X o con electrones. Cuando se trabaja con rayos X se coloca un blanco de transmisión en el camino del haz de electrones antes de que éstos pasen por los colimadores primarios. El diseño exacto del blanco generalmente es un secreto comercial, pero se sabe que son combinaciones de materiales de alto y bajo Z , por ejemplo tungsteno-carbón. Cuando se trabaja con electrones se permite el paso directo del haz a través de los colimadores primarios.

1.6.2.1 Modalidad terapéutica con rayos X

La colocación de las componentes de un linac durante esta modalidad sería la siguiente (Figura 1.5): en la trayectoria del haz de electrones (antes de pasar por los colimadores primarios) se coloca un blanco de transmisión suficientemente grueso para detener a los electrones, en el cual, al incidir éstos se produce radiación de frenado, también conocidos como rayos X de bremsstrahlung. Posteriormente el haz de rayos X generado pasa a través de los colimadores primarios; se coloca luego un filtro de aplanado, con el fin de mejorar la uniformidad de la intensidad del haz (pues a altas energías la distribución angular de la radiación producida en el blanco va hacia adelante). Estos filtros están hechos generalmente de materiales de número atómico (Z) alto; posteriormente, se tiene una cámara de ionización cuya finalidad es medir la rapidez de dosis del acelerador. Por último se tienen colimadores secundarios, bloques compensadores y algunos colimadores adicionales (si es que se cuenta con ellos).

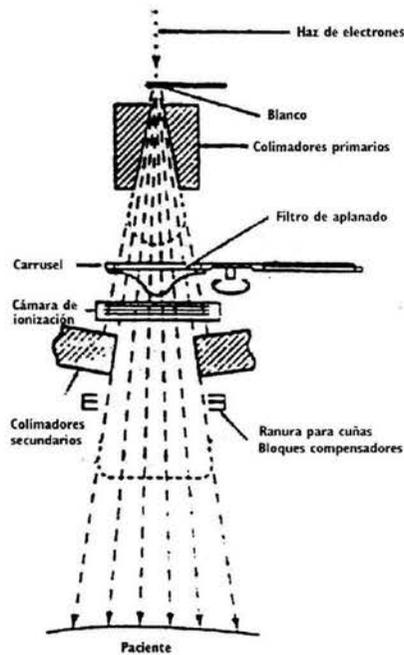


FIGURA 1.5 Componentes involucrados en la modalidad de tratamiento con rayos X en un acelerador lineal.

1.6.2.2 Modalidad terapéutica con electrones

La colocación de las componentes de un linac durante esta modalidad sería la siguiente (Figura 1.6): Se retira del camino del haz de electrones el blanco de transmisión, pasando el haz a través de los colimadores primarios directamente, posteriormente se retira el filtro de aplanado y se coloca una lámina dispersora, cuya finalidad es ensanchar el haz de electrones. Estas láminas dispersoras están hechas generalmente de materiales de alto Z ; algunos aceleradores modernos usan un sistema de dispersión en lámina doble, la primera lámina para ensanchar el haz y la segunda para uniformizarlo. Posteriormente, se tiene una cámara de ionización cuya finalidad, como ya se mencionó, es medir la rapidez de dosis del acelerador, a continuación se

tienen los colimadores secundarios, y finalmente se colocan accesorios montables en los que se colocan los aplicadores de electrones, también llamadas quijadas móviles.

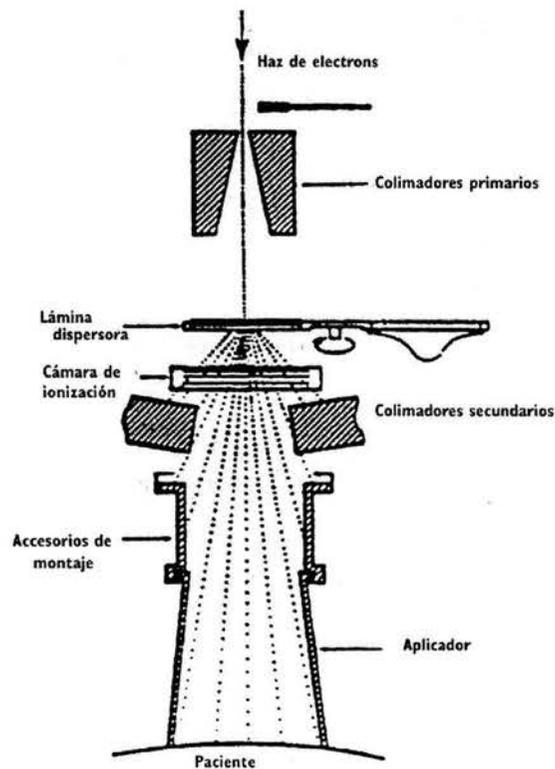


FIGURA 1.6 Componentes involucrados en la modalidad de tratamiento con electrones en un acelerador lineal.

1.6.3 Espectro de fotones producidos en un linac

El espectro de rayos X producidos en un linac es continuo, su energía máxima 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 radiocirugía estereotáctica es de 6 MV. En la figura 1.7 se muestra un espectro de rayos X producidos en un acelerador lineal de 6 MV; este espectro se obtuvo mediante una simulación Monte Carlo (espectro generado con el código de simulación Monte Carlo BEAMnrc) [www.irc.inms.nrc.ca/inms/irs/BEAM/beamhome.html].

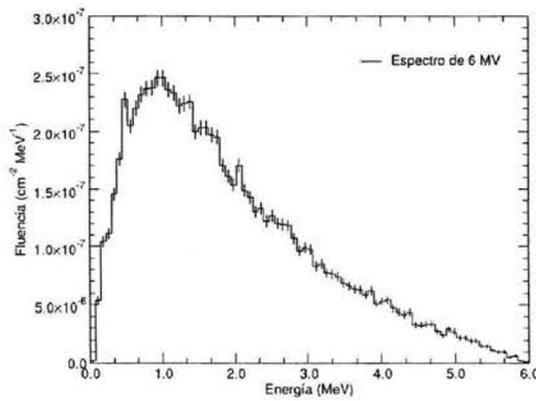
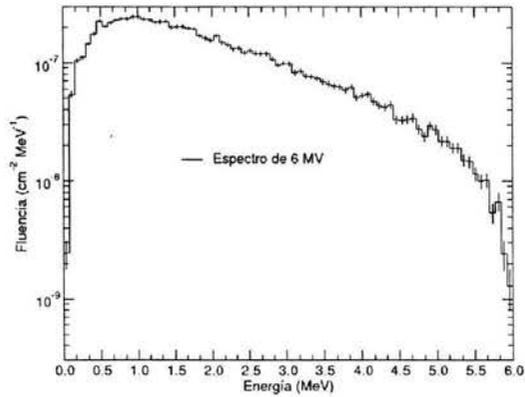


FIGURA 1.7 Simulación Monte Carlo que muestra un posible espectro de rayos X producidos por un acelerador marca Varian de 6 MV.

La razón por la que se describe este espectro únicamente es que durante la realización de este trabajo sólo se utilizó esta técnica terapéutica y este valor nominal de energía.

1.7 Modalidades de tratamiento en un linac (Novalis)

El acelerador Novalis® del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez” cuenta con cinco modalidades de tratamiento para radiocirugía estereotáctica: arcos circulares no coplanares, haces conformales, arcos conformales, arcos dinámicos conformales e intensidad modulada.

1.7.1 Arcos Circulares no Coplanares

A esta modalidad de tratamiento se le conoce como radiocirugía estándar. Este tratamiento considera el uso de diferentes colimadores circulares y por lo tanto, produce campos de radiación aproximadamente esféricos (los diámetros de los colimadores que se utilizan son de 4, 6, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5, 20 mm). El brazo (gantry) del linac gira mientras el haz está activo, depositando la dosis planeada al volumen blanco. El barrido de dicho arco y la suma de todos los arcos proyectados no coplanarmente asegura que la dosis en los tejidos circundantes sea lo más baja posible.

La mayor desventaja es que a menudo se deben utilizar múltiples isocentros para definir un volumen simple a tratar para que se cubra enteramente la lesión. Por lo tanto, la distribución de dosis dentro de la lesión tiende a ser inhomogénea, y pueden observarse puntos calientes y puntos fríos.

El algoritmo mediante el cual trabaja esta técnica es el algoritmo de Clarkson. El cálculo de la dosis se basa en medidas previamente realizadas durante la caracterización del haz como son el porcentaje de dosis en profundidad, el cociente máximo de tejido, cociente fuera del eje, etc. (ver apéndice C).

1.7.2 Haces Conformales

El objetivo de la radioterapia conformal es adaptar la dosis de radiación de tal forma que coincida con la forma del volumen blanco a tratar. Esto se realiza por medio de irradiaciones con formas irregulares en la lesión con un número fijo de campos tal que cada uno coincida con el contorno exterior de la lesión. Estos campos múltiples fijos son colocados en un espacio de tres dimensiones para uniformizar la irradiación de la lesión y de las estructuras anatómicas radiosensibles.

Se usan haces estáticos múltiples cuando se realiza un tratamiento con haces conformales. Cada campo de radiación se optimiza con la forma del volumen blanco. La forma del volumen blanco se delinea con colimadores multi-hojas o con bloques conformales. Esta técnica ofrece una excelente conformalidad de la dosis a la lesión, así como una buena protección a órganos de riesgo previamente definidos. Aunque si se compara con arcos circulares, la dosis que reciben los tejidos circundantes a la lesión es con frecuencia mayor.

La modalidad de haces conformales es el punto de partida para la modalidad de intensidad modulada.

1.7.3 Arcos Conformales

Para los arcos conformales la forma de los campos de radiación es optimizada conforme a la forma del volumen blanco para cada arco. En esta técnica se utiliza la forma "promedio" del volumen blanco. En esta técnica el gantry rota, así que la forma de la lesión puede modelarse por medio de un colimador multi-hojas o bloques conformales.

1.7.4 Arcos Dinámicos Conformales

Aquí, la forma del campo de radiación está cambiando continuamente mientras el gantry gira. Para cada 10 grados el haz optimiza la forma y la ajusta. Con ello, se logra un buen depósito de dosis en lesión, protegiendo los órganos de riesgo y disminuyendo la dosis a los tejidos circundantes.

En esta técnica terapéutica la irradiación se lleva a cabo mediante varios arcos, similar a lo que ocurre en la terapia de arcos circulares, pero la forma del haz está continuamente adaptándose al contorno de la lesión durante todo el movimiento del arco. Durante cada arco las unidades monitor permanecen constantes. Como la forma del haz y la longitud de camino a lo largo del haz en el tejido cambian durante el arco, el depósito de dosis por unidad de tiempo es variable.

1.8 Procedimiento a seguir en un tratamiento de radiocirugía estereotáctica

La radiocirugía estereotáctica es una técnica de tratamiento en donde debe coexistir un equipo interdisciplinario integrado por neurocirujanos, radiooncólogos, físicos médicos, y técnicos radioterapeutas. Por lo cual, el tratamiento del paciente debe estar a cargo de dicho grupo en conjunto. El procedimiento a seguir a grandes rasgos es:

- 1.- Fijación del marco estereotáctico al paciente.
- 2.- Adquisición de imágenes de tomografía y angiografía en su caso.
- 3.- Planeación del tratamiento con base en una reconstrucción tridimensional.
- 4.- Colocación del paciente en la mesa de tratamiento del linac.
- 5.- Ajuste del sistema linac a las coordenadas estereotácticas por medio de los láseres de localización
- 6.- Transferencia de la información del sistema de planeación al linac.
- 7.- Impartición de la dosis.

1.8.1 Fijación del marco estereotáctico al paciente

El objetivo de fijar el marco estereotáctico al paciente es reducir la incertidumbre en la localización de la lesión a tratar y el depósito de la dosis en la misma. Este procedimiento es ambulatorio, es decir, el paciente está despierto en todo momento. Dicho marco se fija en la estructura ósea del cráneo del paciente, al cual se le ha inyectado previamente anestesia local. Todos los componentes del marco deben estar previamente esterilizados.

1.8.2 Adquisición de imágenes de tomografía y angiografía

La obtención de imágenes se puede llevar a cabo con cualquiera de las técnicas de imagenología comunes, ya sea, tomografía axial computarizada, angiografía digital o resonancia magnética. Generalmente se obtienen dos de estos estudios, y durante la planeación se realiza fusión de imágenes.

Para la adquisición de las imágenes, se coloca en el marco estereotáctico una caja de localización, la cual contiene marcas fiduciales que permiten realizar el registro de las imágenes tomográficas o angiográficas, y obtener un sistema de coordenadas para localizar cualquier punto dentro de la caja.

El sistema Novalis no requiere caja de localización, ni marco estereotáctico para obtener imágenes de resonancia magnética; pues como se mencionó durante la planeación se lleva a cabo fusión de imágenes.

1.8.3 Planeación del tratamiento en base a una reconstrucción tridimensional

Una vez transferidas las imágenes al sistema de planeación, se delimita la lesión intracranial y las estructuras radiosensibles a proteger; y la planeación de tratamiento comienza. El radiocirujano (neurocirujano) debe de considerar algunos factores que influyen en el protocolo del tratamiento a realizar como son:

Volumen del tumor: dependiendo del tamaño puede determinarse si el tratamiento es fraccionado o de dosis única. Cuando la lesión del cerebro es grande, se recomienda que el tratamiento sea fraccionado debido a que el tejido normal fuera del volumen blanco de la lesión recibirá una fracción de la dosis que puede ser importante.

Forma de la lesión: la forma de la lesión del cerebro puede afectar la "homogeneidad" de la dosis impartida en la lesión. La dosis a la lesión debe ser tan uniforme como sea posible con una dosis muy baja al tejido normal circundante.

Proximidad de estructuras normales: para las lesiones del cerebro que están cerca de órganos de riesgo, se recomienda aún más el fraccionamiento, con el fin de evitar que dichos órganos pierdan sus funciones.

Considerado todo lo anterior, el neurocirujano delimita la lesión y los órganos de riesgo, y es después el radioncólogo quien determina la cantidad de radiación que se le puede dar a la lesión. Posteriormente el físico médico procede a realizar la planeación. En ella, el físico médico determina la modalidad de tratamiento más conveniente, así como los isocentros, arcos o haces, colimadores, etc.

1.8.4 Colocación del paciente en la mesa de tratamiento del linac

Finalizada la planeación, el físico médico lleva a cabo un procedimiento de control de calidad en el linac; verifica que los parámetros mecánicos y físicos del equipo estén dentro de las normas internacionales recomendadas.

De ahí, el paciente se coloca en la mesa de tratamiento fijándolo con el marco estereotáctico, para que con ello, permanezca en la misma posición durante todo el tratamiento.

1.8.5 Ajuste del sistema linac a las coordenadas estereotáticas por medio de los láseres de localización

Estando el paciente en la mesa, se coloca una caja de tratamiento en el marco estereotático, en la que se adhieren acetatos en los cuales se tiene delimitada la lesión a tratar y los isocentros utilizados. Con la ayuda de los láseres, los cuales se intersectan en un punto en el que se encuentra el isocentro del linac; se verifica que cada isocentro y arcos se hayan seleccionado de manera adecuada.

1.8.6 Transferencia de la información del sistema de planeación al linac

Hecho todo lo anterior, se transfiere la información del centro de planeación al sistema del linac para la impartición de la dosis.

1.8.7 Impartición de la dosis

Finalmente el técnico radioterapeuta se encarga de ejecutar el tratamiento. Al finalizar dicho tratamiento, se le retira el marco estereotático al paciente.

CAPÍTULO 2

RADIOCIRUGÍA CON INTENSIDAD MODULADA

2.1 Intensidad Modulada (IMRS)

Intensidad modulada significa que la intensidad del haz varía dentro del campo de tratamiento. La entrega de dosis se puede llevar a cabo por métodos dinámicos o por el método paso-disparo. El método dinámico se lleva a cabo mediante el movimiento continuo de los colimadores multi-hojas durante la irradiación. Para el paso-disparo un número de subcampos son usados para entregar la dosis.

Esta técnica es especialmente útil para lesiones que están cerca o envuelven órganos de riesgo críticos. Es usada para adaptar la dosis a la forma de la lesión mientras que minimiza la radiación al tejido circundante sano y a los órganos de riesgo.

En una planeación convencional, los haces y la irradiación son determinados por el físico médico y el software calcula la distribución de dosis después; en el caso de IMRS ocurre lo contrario, el concepto en el cual se basa esta técnica es el de planeación inversa. Con el uso de IMRS es posible fijar el límite de dosis para la lesión y los órganos de riesgo, por tanto, el software calcula la optimización de la planeación para satisfacer dichos límites. El BrainSCAN (software del acelerador Novalis®) genera cuatro planes con diferente peso (ninguno, bajo, medio, alto) en el depósito de dosis para los órganos de riesgo.

El algoritmo para el cálculo de dosis es el de “haz de lápiz” (Pencil Beam). Comparado con el algoritmo de Clarkson, el algoritmo Pencil Beam provee una gran precisión para campos conformales y de intensidad modulada, ya que toma en cuenta de manera precisa el transporte lateral de electrones. Este algoritmo también es adecuado para aplicaciones extracraneales.

En contraste a la radioterapia de haces conformales la radioterapia de intensidad modulada utiliza haces con intensidades no uniformes. La modulación de la intensidad se calcula por medio de un algoritmo de planeación inversa, la cual, se optimiza de tal manera que se alcancen los objetivos en la lesión y los órganos de riesgo de la forma más precisa. La modulación de los haces se puede obtener por medio de compensadores o colimadores multihojas. El algoritmo pencil beam se utiliza para calcular la dosis final entregada por los haces de intensidad modulada.

2.2 Planeación Inversa

La planeación de los tratamientos en radioterapia requiere que se calculen un conjunto de parámetros para entregar una cierta cantidad de dosis de radiación al paciente. El tipo de parámetros que se calculan depende del tipo de radiación que se está empleando en el tratamiento. Para tratamientos con rayos X de alta energía los parámetros a optimizar son: el número y orientación de los campos, la dosis a la lesión tumoral y a los tejidos sanos circundantes.

La solución a este problema, al cual se le conoce como problema directo, se plantea de la siguiente forma: dado un conjunto conocido de haces y sus características físicas se calcula la dosis a un tejido en particular. Actualmente existen diversos programas de cómputo que permiten realizar estos cálculos de forma precisa. Sin embargo, la distribución de dosis que resulta de estos cálculos se refina bajo el esquema de prueba y error. Aunque estos cálculos son muy precisos no existe ninguna garantía de que el plan que se obtiene sea el óptimo.

Otra alternativa al problema de la planeación de tratamientos es el enfoque de problema inverso: dada una distribución de dosis que se requiere, los datos de la anatomía del paciente y las características de todos los haces de radiación disponibles, se calcula el plan óptimo, esto es, el conjunto óptimo de parámetros. Sin embargo, hay que poner mucha atención en los criterios para determinar cuando un plan es óptimo. Una vez que se hayan establecido los criterios, uno espera que se desarrolle un algoritmo robusto y rápido, el cual satisfaga dichos criterios. Algunos de los criterios que se utilizan para la optimización de tratamientos en radioterapia son:

- a) Minimizar la suma de los cuadrados de las diferencias entre la distribución de dosis deseada y la dosis que entrega el plan actual.
- b) Minimizar alguna función de costo la cual es una función de las mismas diferencias.
- c) Métodos algebraicos que permitan encontrar el conjunto de haces que minimicen una cierta función objetivo relacionada con la distribución de dosis deseada a la lesión.

Debido a que el problema a tratar es multiobjetivo y las restricciones (órganos de riesgo) reducen el número de soluciones satisfactorias posibles, pueden existir inconsistencias que generen planes de tratamiento sin sentido. Por lo anterior, estos algoritmos pasan por estrictos controles de calidad antes de su aplicación clínica.

2.3 Algoritmo Pencil Beam

Los algoritmos de tipo pencil beam son métodos bien establecidos y aceptados para el cálculo de distribuciones de dosis en radioterapia. Comparados con el algoritmo de Clarkson (utilizado en la modalidad de conos), los algoritmos pencil beam tienen una mayor precisión para el cálculo de dosis de campos conformales y de intensidad modulada, ya que toman en cuenta transporte lateral de radiación.

2.3.1 Algoritmo para el cálculo de dosis

Para el cálculo total de la dosis de un haz conformal en un punto P en tejido, la fórmula a aplicar utilizando el algoritmo de pencil beam es:

$$D(x, y, d) = MU \cdot M_{N_{Lin}} \cdot S_t(c_{mic}, c_{jaw}) \cdot TMR_{PB}(\min(c_{mic}, c_{jaw}), r_{rad}) \cdot \left(\frac{SID}{SSD + d} \right)^2 \cdot IDD(x', y', r_{rad})$$

donde (ver Figura 2.1):

MU = Unidades monitor aplicadas por el linac

M_{NLin} = Rendimiento nominal del linac, dado por el cociente entre la dosis absoluta, medida en el maniquí de agua para un campo abierto (tamaño del campo de calibración) y la profundidad de calibración d_{cal} , dividido por la cantidad de unidades monitor aplicadas. Su expresión matemática es la siguiente:

$$M_{Nlin}(Gy / MU) = D(9.8 \times 9.8 cm^2, d_{cal}, SSD_{cal}) / (MU)$$

$c_{jaw/mlc}$ = Tamaño del campo cuadrado equivalente producido por las multi-hojas y los colimadores. (cm)

r_{rad} = Longitud de camino del haz desde la superficie de tejido hasta el punto P , corregido por las inhomogeneidades de la densidad electrónica del tejido. (cm)

SSD = Distancia fuente-superficie a lo largo del eje central del haz.(cm)

SID = Distancia fuente-isocentro a lo largo del eje central del haz.(cm)

d = Profundidad del punto P en tejido.(cm)

d_{cal} = Profundidad del punto P , cuando M_{NLin} y los factores de dispersión son medidos durante la calibración.(cm)

$S_t(c_{mlc}, c_{jaw})$ = Factor total de dispersión, describiendo el factor relativo producido por las multi-hojas y los colimadores.

$TMR_{PB}(\min(c_{mlc}, c_{jaw}), r_{rad})$ = Cociente tejido-máximo para el campo cuadrado equivalente mlc/jaw en la profundidad r_{rad} .

$IDD(x', y', r_{rad})$ = Distribución de dosis idealizada. Calculada por el sistema de planeación.

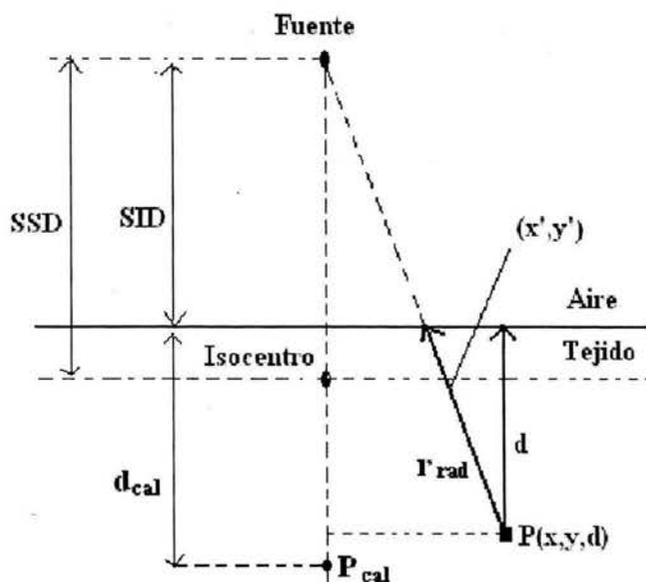


FIGURA 2.1 Geometría para el cálculo de dosis para tratamiento de intensidad modulada.

2.3.2 Factores radiales (RFS)

Los factores radiales son distribuciones relativas de dosis a lo largo de la dirección radial del eje central del haz.

$$RFS(r, d, SSD) = \frac{D(r, d, SSD)}{D(0, d, SSD)}$$

Donde $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ es la distancia radial al eje central del haz.

Para medir los factores radiales las micro-multihojas (mMLC) (ver apéndice A) deben ser removidas del acelerador, y las quijadas deben abrirse completamente y el eje central del haz debe ser perpendicular a la superficie del agua. Estas medidas se realizan moviendo el detector en dirección diagonal para disminuir el efecto de los bordes. Dichos factores deben ser medidos para diferentes profundidades (5, 14, 25, 50, 100, 200, 350,.... mm). Debido a que estas medidas se realizan en campos abiertos es necesario utilizar detectores de alta resolución (cámaras de ionización con volúmenes muy pequeños) pues las variaciones en dicha función son muy pequeñas. Finalmente para cada profundidad individual los factores radiales son normalizados de acuerdo al valor del eje central del haz.

2.3.3 Factor de dispersión total (S_t)

Los factores de dispersión total describen la dosis relativa de acelerador en el punto de calibración en agua para diferentes tamaños de campo de las quijadas y de las

multihojas con respecto a la dosis de calibración. Este factor toma en cuenta la dispersión producida en la cabeza del acelerador y en el maniquí.

Las mediciones de los factores de dispersión total son hechas en el eje central del haz a una cierta profundidad d_{cal} en el maniquí para varias combinaciones de campos cuadrados producidos por las quijadas y por los mMLC. Los tamaños de campo recomendados para efectuar las mediciones de estos factores son para las quijadas de 18×18 a $9.8 \times 9.8 \text{ cm}^2$, y para las mMLC de 6×6 a $9.8 \times 9.8 \text{ cm}^2$. Estas medidas deben ser realizadas en la misma profundidad establecida d_{cal} y la misma SSD, usando 100 unidades monitor.

La normalización de estos factores se establece respecto a la dosis medida para campos abiertos tanto de las quijadas como de las mMLC en un campo de $9.8 \times 9.8 \text{ cm}^2$:

$$S_i(c, jaw) = \frac{D(c_{mlc}, c_{jaw}, d_{cal}, SSD_{cal})}{D(9.8cm, 9.8cm, d_{cal}, SSD_{cal})}$$

Donde:

c = es el tamaño del campo cuadrado producido por las mMLC.

c_{jaw} = es el campo cuadrado producido por las quijadas

d_{cal} = es la profundidad en el maniquí, donde los factores de dispersión y nominales son medidos.

SSD_{cal} = distancia fuente-superficie de calibración

2.3.4 Razón máxima de tejido (TMR)

Estas medidas se llevan a cabo en un maniquí de agua, en donde el eje central del haz es perpendicular a la superficie de agua. La distancia entre la fuente y el detector (SDD) se mantiene constante mientras que la distancia fuente-superficie varía. Para la calibración del algoritmo de pencil beam, los TMRs son medidos para diferentes tamaños de campo, donde la abertura del campo de las quijadas debe ser idéntico al campo producido por las mMLC. En este caso, los TMR dependen solo del tamaño del campo $c = c_{jaw} = c_{mMLC}$, la profundidad en el tejido d y la distancia fuente superficie SSD .

Como los TMR son difíciles de medir en la práctica, es posible calcularlos a través de los porcentajes de dosis en profundidad (PDD), en donde la distancia fuente superficie se mantiene constante y el detector se mueve alrededor del eje central del haz.

2.3.5 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

Como se mencionó anteriormente, en los PDD la distancia fuente superficie se mantiene constante y el detector se mueve a lo largo del eje central del haz. La ecuación que se utiliza para calcular los TMR a partir de los PDD es:

$$TMR(c, d, SSD) = \frac{1}{100} \cdot \left(\frac{SSD + d}{SSD + d_{cal}} \right)^2 \cdot PDD(c, d, SSD)$$

Este porcentaje de dosis en profundidad se define como el cociente, expresado en porcentaje, de la dosis absorbida a una profundidad d entre la dosis absorbida a una profundidad de referencia d_o , a lo largo de eje central del haz. La expresión matemática es:

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100$$

2.3.6 Factor de salida del linac (M). Calibración de las unidades monitor (MU)

Las unidades monitor son unidades de medida usadas para cuantificar la dosis entregada en un tratamiento. Estas unidades pueden calibrarse a dosis absorbida (en Gy). Esto se hace usualmente a una profundidad estándar d_{cal} en un maniquí de agua con una energía de fotones y tamaño de campo estándar (usualmente 6 MV y $9.8 \times 9.8 \text{ cm}^2$). El factor de calibración M se define como:

$$M(\text{Gy} / \text{MU}) = D(9.8 \times 9.8 \text{ cm}^2, 0, d_{cal}, SSD_{cal}) / \text{MU}$$

donde d_{cal} y SSD_{cal} son los mismos usados que para medir los S_t .

2.3.7 Corrección por camino longitudinal.

La opción de corrección por camino longitudinal está disponible en el plan de BrainScan como una corrección debido a la presencia de densidades inhomogéneas en los tejidos cuando se calcula la dosis. Esta corrección se basa en las unidades Hounsfield (HU) que entrega el tomógrafo y, por lo tanto, de la correcta calibración del mismo. Una unidad Hounsfield se puede definir como el cociente de coeficiente lineal de atenuación de un material dado en relación al coeficiente lineal de atenuación del agua.

La conversión de números Hounsfield (HU) a densidad electrónica se asume tomando un rango lineal en donde el número Hounsfield -1000 equivale a una densidad electrónica (#electrones/cm³) igual a 0 y 0 equivale a una densidad electrónica igual a 1. Por encima de este valor se asume que la relación es lineal pero con diferente gradiente.

Tomando como referencia a Schneider 1996 la relación que se usa es la siguiente [BrainScan 2003]:

$$\begin{aligned} \rho_e &= (HU + 1000) / 1000 & -1000 \leq HU \leq 47 \\ \rho_e &= (HU / 1827.15) + 1.0213 & HU > 47 \end{aligned}$$

El número CT (unidades Hounsfield) para puntos separados cada 1 mm a lo largo del eje de cálculo está registrado en una base de datos y se calcula una

profundidad equivalente para cada camino del haz. Para reducir el tiempo de cálculo, el isocentro está definido como el punto cero en una línea que se extiende de -300 mm a 100 mm a lo largo del eje de cálculo. Sólo los píxeles que quedan dentro de este intervalo son considerados en la corrección de camino longitudinal.

Una base de datos es creada para cada eje central del haz utilizado y la profundidad en el tejido es calculada con y sin corrección por camino longitudinal (PLC por sus siglas en inglés). Sin utilizar PLC, el camino entero es considerado agua y por consiguiente cada píxel tiene una densidad de 1.0 ($HU=0$). El TMR para cada profundidad en el tejido equivale al TMR para la misma profundidad d en agua. Utilizando el PLC, la densidad del tejido es calculada para cada píxel y un espesor equivalente es calculado. Estos valores son integrados a lo largo del camino del haz entero, por tanto, se establece una corrección en el TMR.

CAPÍTULO 3

DOSIMETRÍA CON PELÍCULA DE TINTE RADIOCRÓMICO

3.1 Sistemas dosimétricos en hospitales

El método más empleado para la determinación de la dosis absorbida en agua se basa en medidas realizadas con cámaras de ionización. Algunos dosímetros secundarios empleados son las películas radiográficas, las películas de tintes radiocrómicos, los dosímetros termoluminiscentes, etc. Su uso depende del sistema bajo estudio, como pueden ser determinación de dosis en un punto, distribuciones espaciales de dosis, mediciones relativas, gradientes de dosis, etc.

El hecho de que se utilicen dosímetros secundarios, significa que antes de ser utilizados para realizar mediciones de dosis absorbida deben ser calibrados. La calibración consiste en establecer una relación uno a uno entre la dosis depositada al dosímetro y su respuesta correspondiente.

3.2 Dosimetría de películas de tinte radiocrómico

El método de dosimetría utilizando películas de tinte radiocrómico (PTR) fue desarrollado por McLaughlin y Chalkley en 1965. Estas películas están constituidas básicamente de un plástico mezclado con un precursor de tinte radiocrómico que origina un color determinado cuando las películas son expuestas a radiación ionizante o luz ultravioleta. El cambio de color se debe al rompimiento de enlaces químicos, formación de radicales libres o iones y sus subsecuentes reacciones. Dado que la intensidad de color adquirido por la PTR depende de la dosis impartida a la película, ésta puede ser utilizada para cuantificar dosis y su distribución espacial. El intervalo de dosis útil varía dependiendo del material del cual sean fabricadas, pero generalmente están dentro del intervalo de 3 a 10^6 Gy.

3.2.1 Tipos de películas de tinte radiocrómico

En general las películas de tinte radiocrómico son incoloras y cuando se exponen a la radiación ionizante (rayos X, rayos gamma o partículas cargadas) adquieren un color azul (GafChromic, FWT-60) o un color rosado (F-3) dependiendo del tinte utilizado [AAPM 1998].

Las GafChromic (Internacional Specialty Products¹) son películas comerciales y tienen diferentes presentaciones: MD-55-1, MD-55-2; con una y dos capas sensibles de aproximadamente 15 μ m respectivamente, colocadas en un sustrato de mylar. Tienen una respuesta lineal a rayos gamma de ⁶⁰Co entre 7.5-25 Gy.

¹ Internacional Specialty Products, 1361 Alps Road Wayne, NJ 07470 USA.

Las películas HD-810 tiene una capa sensible de aproximadamente 156 μm , colocada en un sustrato de 100 μm de mylar, estas tienen una respuesta lineal a rayos gamma de ^{60}Co hasta 0.5 kGy y una supralineal de 0.5 a 25 kGy.

Las FWT-60 son películas comerciales de aproximadamente 55 μm de espesor, son sensibles en un intervalo de dosis de 2 a 20 kGy.

Las F-3 son fabricadas en el laboratorio de dosimetría del IFUNAM, son sensibles en un intervalo de dosis de 5 a 50 kGy.

3.3 Películas GafChromic MD-55-2

Durante la realización de este trabajo, se usaron este tipo de películas debido a que poseen ciertas características que particularmente son útiles para la simulación de un tratamiento de radiocirugía. Algunas de estas características son: su intervalo de dosis útil (lineal-sublineal) que es de 3 a 100 Gy, dentro del cual se encuentra el intervalo de dosis utilizado en radiocirugía, su alta resolución espacial 1200 líneas/mm.

Otra característica que poseen las películas es tornarse de un color azul claro a uno más oscuro dependiendo de la dosis depositada en ellas, ejemplo de ello se muestra en la figura 3.1.

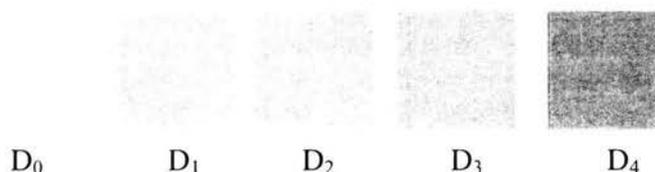


FIGURA 3.1 Característica de la película MD-55-2. La película se va tornando de un azul claro a un azul más oscuro conforme se deposita mayor dosis. La dosis D_0 muestra la película sin irradiar, las dosis D_1, D_2, D_3, D_4 muestran la película irradiada con diferentes dosis, donde $D_1 < D_2 < D_3 < D_4$.

Finalmente otra característica importante, es que estas películas cuentan con dos capas de material radiosensible, lo cual las hacen más sensibles a la radiación comparada con otros modelos. La estructura y las dimensiones de la película MD-55-2 son [Paelinck 2003]:

Base de poliéster $\approx 67 \mu\text{m}$
Capa sensible $\approx 15 \mu\text{m}$
Capa Adhesiva $\approx 44.5 \mu\text{m}$
Base de poliéster $\approx 25 \mu\text{m}$
Capa Adhesiva $\approx 44.5 \mu\text{m}$
Capa sensible $\approx 15 \mu\text{m}$
Base de poliéster $\approx 67 \mu\text{m}$

Por tanto el espesor total de una película MD-55-2 es de aproximadamente $\approx 278 \mu\text{m}$. Las películas se comercializan en un tamaño de $12.5 \times 12.5 \text{ cm}^2$.

3.3.1 Composición y características de la película MD-55-2

La composición atómica de esta película es la siguiente:

- La base de poliéster esta constituida por carbono en un 45%, hidrógeno en un 36% y oxígeno en un 19%.
- La capa sensible esta constituida por carbono en un 31%, hidrógeno 56%, nitrógeno 5% y oxígeno 8%.
- La capa adhesiva la constituye un 33% de carbono, un 50% de hidrógeno y un 17% de oxígeno.

Las características de la película GafChromic MD-55-2 se resumen en la siguiente tabla.

Modelo (Nuclear Associates)	37-041
Intervalo de dosis útil	3-100 Gy
Número atómico efectivo	6.0-6.5
Tiempo de estabilización de color	24 h
Respuesta a 40 keV relativa a ^{60}Co (1.25 MeV)	0.6
Efecto por dosis fraccionada	<1%
Efecto por rapidez de dosis	<60 Gy ninguna, >60 Gy 10%
Efecto por humedad	<2%
Efecto por temperatura	Sí
Sensibilidad a luz ultravioleta	Sí
Resolución espacial	>600 ciclos/mm (1200 líneas/mm)
Uniformidad de la película	3%-5%

TABLA 3.1 Características de las películas GafChromic MD-55-2.

Su alta resolución espacial es particularmente importante para su uso en radiocirugía estereotáctica de haces pequeños.

3.4 Densidad óptica

El efecto de la radiación en las PTR se mide en términos de la opacidad a la luz de la película, medida ya sea con un densitómetro, con un espectrofotómetro o con un escáner. La opacidad se define como el cociente entre la intensidad de la luz medida en ausencia de la película, entre la intensidad de la luz transmitida a través de la película en dirección perpendicular a su plano. Por tanto, la densidad óptica (OD) se define como el logaritmo en base 10 de la opacidad.

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_o}{I} \right)$$

donde I_o es la intensidad de la luz medida en ausencia de la película, I es la intensidad de la luz transmitida a través de la película.

Para las PTR la densidad óptica es proporcional a la afluencia de energía que atraviesa las películas y en consecuencia es proporcional a la dosis. En general, la densidad óptica se mide a una longitud de onda determinada (que de acuerdo al fabricante para MD-55-2 es de 671 nm) [AAPM 1998]. Usando un dispositivo adecuado se obtiene la respuesta de las películas a partir de la expresión:

$$\Delta OD = OD_i - OD_f$$

donde OD_i es la densidad óptica de la película irradiada y OD_f la densidad de la película no irradiada.

3.5 Respuesta de las PTR

Los cambios de intensidad sufridos por las PTR pueden ser cuantificados utilizando un espectrofotómetro, un densitómetro o un escáner. La respuesta de las PTR se define según el método de lectura utilizado.

3.5.1 Respuesta de las PTR por medio de espectrofotómetro o de un densitómetro

Las medidas directas de la densidad óptica se pueden hacer tanto con un espectrofotómetro como con un densitómetro. La diferencia entre estos dos instrumentos es respecto a la fuente de luz que se utiliza. Con un espectrofotómetro se tiene la capacidad de poder variar la longitud de onda de la luz incidente, mientras que con un densitómetro la fuente de luz es fija. Esta última puede ser luz blanca, o de una determinada longitud de onda.

Para obtener la densidad óptica de las películas, la respuesta con cualquiera de los dos instrumentos mencionados se define como:

$$R = (DO_i - DO_f)$$

donde OD_i es la densidad óptica de la película irradiada y OD_f la densidad de la película no irradiada (fondo).

3.5.2 Respuesta de las PTR por medio de escáner de cama plana

Para evaluar los tonos de gris o los tonos de color (rojo, verde, azul) de las películas obtenidos con un escáner, la respuesta está dada por [Ávila 2001]:

$$R = \log_{10} \left[\frac{TG_f}{TG_i} \right]$$

donde TG_f es el tono de gris o de color de la película sin irradiar (fondo) y TG_i es el tono de gris o de color de la película irradiada.

Cabe mencionar que las respuestas de las PTR obtenidas en el escáner son proporcionales a la densidad óptica mencionada anteriormente.

Con el método del espectrofotómetro o del densitómetro se puede determinar la dosis promedio en un área específica de la película normalmente de diámetros del orden de milímetros. Con el escáner se puede obtener una distribución espacial de la dosis absorbida, con una resolución espacial tan alta como la que permita el escáner (sin rebasar el valor mencionado en la tabla 2.1).

3.6 Ventajas y desventajas de la dosimetría con PTR

Ventajas.

a) Se pueden realizar medidas de distribuciones de dosis con una alta resolución espacial (dependiendo del lector con el que se obtiene la densidad óptica).

b) Permanencia de la lectura. La información no se borra después de ser leídas las películas. La permanencia de la información en las películas depende de las condiciones de temperatura y humedad de almacenamiento. En el grupo de dosimetría del IFUNAM se han observado permanencias de la lectura en intervalos de meses.

c) Disponibilidad comercial. Hay muchos tipos y tamaños.

d) Geometría. El hecho de que las películas sean delgadas y planas permiten hacer mapeos bidimensionales.

e) Linealidad vs. dosis. Su respuesta es lineal en intervalos de dosis útiles, dependiendo del tipo de película, de la radiación y del lector utilizado.

f) Independencia con la rapidez de dosis. Depende del tipo de película y de radiación.

g) No necesitan de un proceso químico de revelado.

Desventajas.

a) Dependencia con la energía. La respuesta de las películas con la energía depende del tipo de película o del tipo y energía de la radiación. Para las MD-55-2 y para haces de fotones energéticos (de algunos MeV) su dependencia con la energía es despreciable.

b) Sensibilidad a ambientes hostiles. La respuesta de las películas depende de las condiciones ambientales tales como humedad y temperatura (alteran la coloración).

c) Ceguera a neutrones de baja energía.

d) Alto costo.

3.7 Ventajas de las PTR sobre otros dosímetros.

La razón de utilizar películas de tinte radiocrómico en este trabajo en lugar de otros dosímetros, se debe a que éstas poseen algunas ventajas sobre ellos.

Comparándolas por ejemplo con películas radiográficas, las PTR poseen la ventaja de no necesitar un proceso de revelado para ser analizadas, mientras que las películas radiográficas sí lo requieren; otra ventaja sobre ellas es el intervalo de dosis útil, pues las PTR tienen un intervalo de dosis útil mayor.

Haciendo también una analogía con los dosímetros termoluminiscentes (TLD), encontramos también ciertas ventajas de las PTR sobre estos; por ejemplo, con los TLD no se pueden realizar medidas de distribuciones de dosis con una alta resolución espacial; igualmente no poseen una permanencia de la lectura, pues la información es borrada después de ser leídos.

CAPÍTULO 4

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL Y RESULTADOS

4.1 Protocolo para el manejo de las PTR

Las películas de tinte radiocrómico utilizadas en este trabajo fueron las GafChromic MD-55-2 las cuales tienen una presentación comercial de 12.5 cm × 12.5 cm. Para la calibración de dichas películas, se cortaron muestras de 1 cm × 1 cm; y durante la simulación de tratamientos se utilizaron muestras de 5 cm × 5 cm.

Se siguieron las recomendaciones del TG-55 [AAPM 1998]; todas las muestras fueron cortadas 24 horas antes de la irradiación, esto con el fin de evitar cualquier posible cambio en la sensibilidad de la película debido al trauma que sufren al ser cortadas, y fueron leídas 48 horas después de haber sido irradiadas, para asegurar la estabilización del color post-irradiación.

Durante el transcurso de este trabajo, las películas fueron almacenadas bajo condiciones controladas de humedad y temperatura teniendo cuidado de exponerlas lo menos posible a la luz ultravioleta para evitar cualquier efecto sobre las mismas.

4.2 Lectura de las PTR

Para la lectura de las películas se usó un escáner comercial marca Agfa DuoScan T1200 asociado a una computadora. Las PTR se digitalizaron operando el escáner en modo de transmisión. Durante la lectura se utilizó una máscara negra alrededor de la película para evitar contribuciones a la respuesta de zonas periféricas a la película. El escáner transmite la información a la computadora en donde se procesa la información. La respuesta de las películas se obtiene para el espectro de luz visible, pudiendo descomponer la información en términos de tonos de gris, combinación de la información (rojo, verde y azul), o de un color determinado (rojo, verde o azul). Las películas se digitalizaron en color utilizando 36 bits/píxel, 12 bits por cada color (rojo, verde o azul) y 300 puntos por pulgada, deshabilitando todas las opciones de procesamiento de imagen. La respuesta de las películas se determina por el logaritmo base 10 del cociente del tono de color de la película sin irradiar entre el tono de color obtenido de la película irradiada, tal como se mencionó previamente.

Para determinar la distribución espacial de la dosis depositada a las PTR se usó el programa MatLab versión 5.2.

4.3 Calibración de las PTR

La calibración consiste en relacionar la respuesta de los dosímetros con la dosis que reciben. En este trabajo, se calibraron las películas del lote #H1146MD55 en un intervalo de dosis de 0 a 45 Gy. La calibración se llevó a cabo en el GammaCell del Instituto de Ciencias Nucleares, UNAM, el 24 de febrero del año 2003, teniendo la

fuelle de ^{60}Co una tasa de dosis de $\dot{D} = 0.7947 \pm 0.0045$ Gy/min. Toda la calibración se realizó bajo condiciones de equilibrio de partícula cargada.

En estudios previos se comprobó que la respuesta en las PTR que más sensibilidad presenta es el color rojo, por lo cual, se utilizó esta componente para el análisis de las curvas de isodosis. [Álva 2001]

Los resultados obtenidos en la calibración se presentan en la tabla 4.1. Los valores de la respuesta corresponden a un promedio evaluado sobre una región de interés sobre la película de 70×70 píxeles.

Dosis (Gy)	Respuesta	Desviación estándar de la respuesta
0	0	0.008
3	0.054	0.161
6	0.103	0.073
9	0.149	0.059
12	0.204	0.044
15	0.241	0.040
18	0.293	0.036
21	0.343	0.026
24	0.390	0.024
27	0.424	0.030
30	0.504	0.033
35	0.595	0.028
40	0.665	0.037

TABLA 4.1 Resultados de la calibración de las PTR.

A la curva de calibración obtenida se le aplicó un ajuste cuadrático de tal manera que durante la simulación de tratamientos se pudieran correlacionar la repuesta de las PTR con la dosis recibida por las mismas, con el fin de obtener las curvas de isodosis.

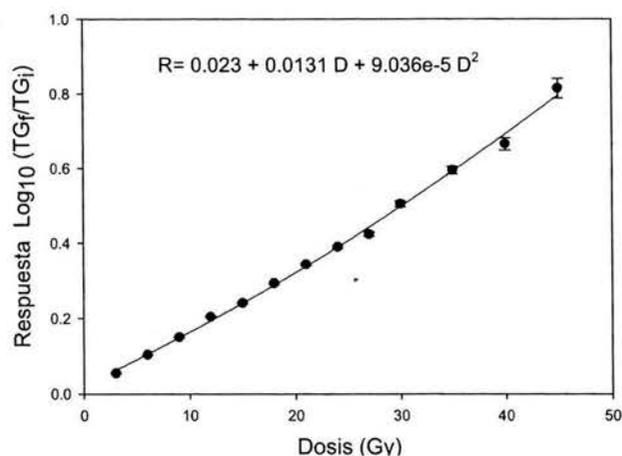


FIGURA 4.1 Curva de calibración para la película Gafchromic MD-55-2 irradiada en el GammaCell para la componente roja.

4.4 Diseño de maniqués para simular tratamientos de radiocirugía con lesiones irregulares

Para realizar verificaciones de dosis y su distribución espacial en una simulación de un tratamiento de radiocirugía se utilizó un maniquí esférico de 16 cm de diámetro de un material equivalente a tejido, metacrilato de metilo o acrílico (Figura 4.2). La razón por la cual se utilizó acrílico para fabricar los maniqués, se debe a que ha sido ampliamente usado para hacer mediciones de dosis de haces de fotones de alta energía. Aunado a eso, aunque la densidad másica del acrílico puede variar de un fabricante a otro, la composición atómica y la densidad electrónica son suficientemente constantes para garantizar su uso en dosimetría.

Este maniquí consiste de dos semiesferas en cuyos centros es posible introducir piezas que pueden ser intercambiadas. El diseño de este maniquí permite introducir primero las piezas centrales que simula la lesión, para ser localizada por medio de un tomógrafo y posteriormente cambiar las piezas centrales que permiten introducir las PTR para realizar las mediciones experimentales que permitan obtener la distribución espacial de dosis en diferentes planos: axial, coronal y sagital.

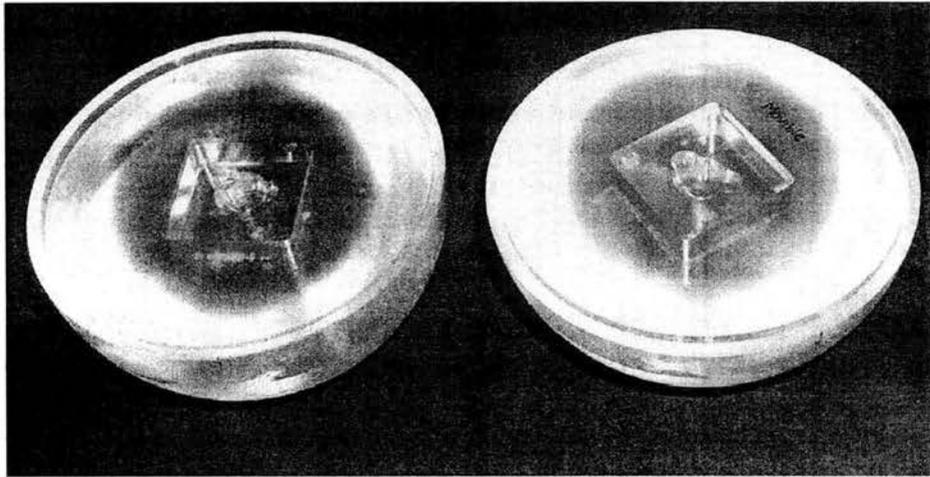


FIGURA 4.2 Maniquí para la simulación de un tratamiento de radiocirugía estereotáctica.

Adicionalmente se diseñaron cuatro tipos de lesiones irregulares de aire. Estas lesiones fueron fabricadas usando dos piezas de acrílico de 5 cm x 5 cm x 2.5 cm, a las cuales se les realizaron cavidades de acuerdo a los diseños mostrados en la figura 4.3.

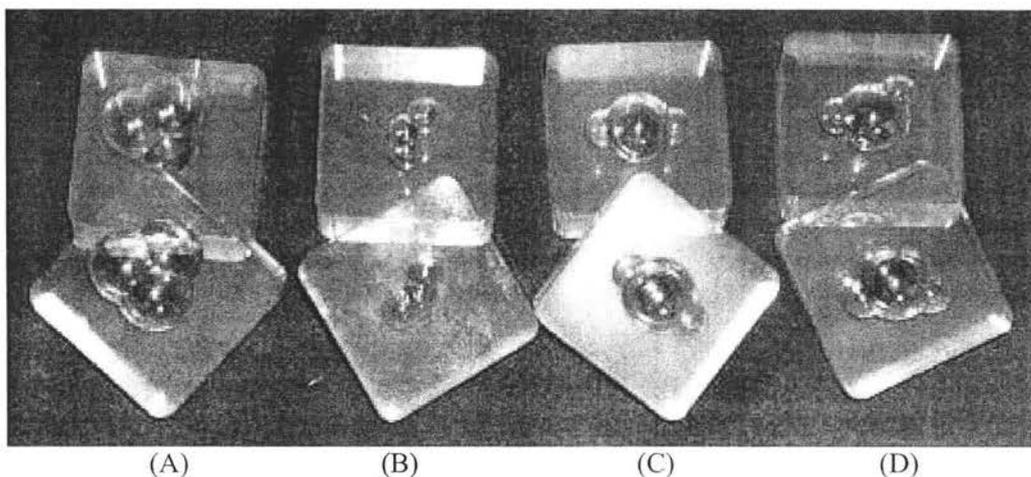
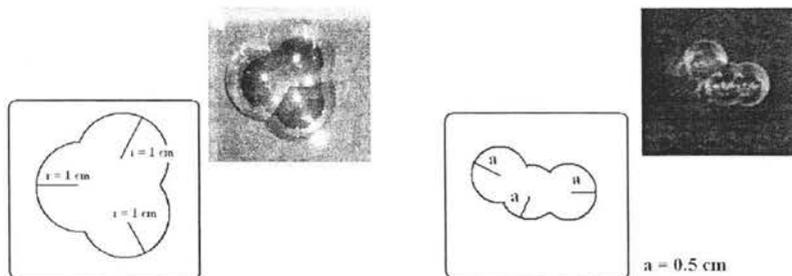


FIGURA 4.3 Diseños de los maniqués para simular lesiones irregulares.

Se utilizaron estas formas irregulares debido a que en un estudio previo, se percibió que las lesiones de cerebro presentan formas irregulares diversas. Por ello, con este tipo de diseños se logran abarcar gran parte de estas formas, además otra razón del diseño se debe a la simplificación del modelo, lo cual nos permite que se efectúe una cuantificación más eficiente, y a la vez permite simplificar el tratamiento en la modalidad de arcos circulares.

Las dimensiones de cada maniquí con forma irregular se presentan en la figura 4.4.



a) 3 esferas con un radio de 1 cm cada una.

b) 3 esferas con radios de 0.5 cm.

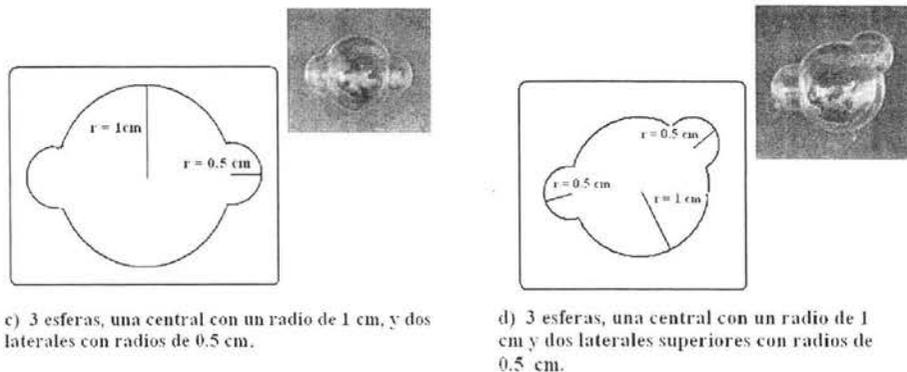


FIGURA 4.4 Dimensiones de los maniqués con formas irregulares utilizadas para simular tratamientos de radiocirugía.

4.5 Procedimiento en la simulación de tratamientos

Como ya se mencionó, este procedimiento consta de cinco pasos: la colocación del marco estereotáctico en el maniquí, la adquisición de imágenes tomográficas, la planeación del tratamiento, la colocación del maniquí en la camilla del acelerador y el depósito de dosis.

4.5.1 Colocación del marco estereotáctico en el maniquí

El marco estereotáctico se fija a una de las semiesferas del maniquí, de tal manera que la otra semiesfera quede libre para poder intercambiar las piezas centrales en el maniquí durante la adquisición de las imágenes, la planeación y la irradiación. Al colocar el marco se debe tener cuidado en la colocación espacial precisa de la lesión a tratar, para que ésta quede fuera del marco y no se obstruya al haz de irradiación durante el tratamiento como se muestra en la figura 4.5.

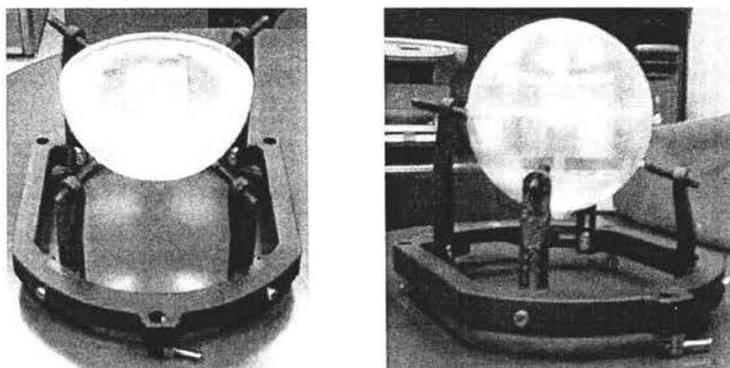


FIGURA 4.5 Colocación del marco estereotáctico en el maniquí.

4.5.2 Adquisición de imágenes tomográficas

Se utilizó un tomógrafo marca General Electric modelo HiSpeed CT/i. Una vez que el maniquí se sujetó al marco estereotáctico se procedió a montar en éste la caja de localización (fiduciales), con el cual es posible establecer el sistema de referencia en las imágenes tomográficas. Después de ello, se coloca y alinea el marco en la camilla del tomógrafo. Finalmente se seleccionan los parámetros involucrados en la adquisición de imágenes y se procede a adquirir las imágenes. En la figura 4.6 se muestra dicho tomógrafo durante la adquisición de imágenes.

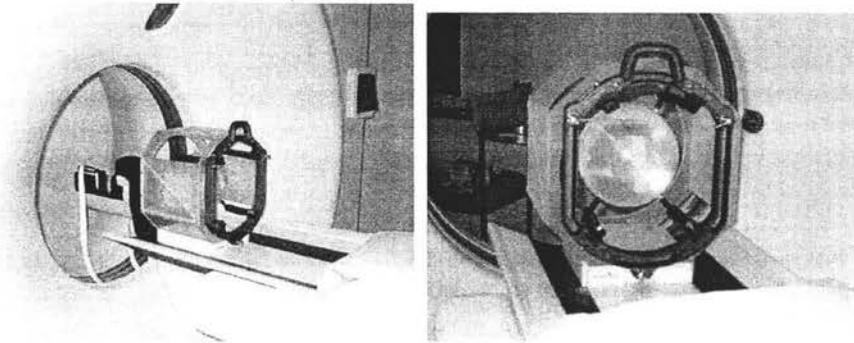


FIGURA 4.6 Adquisición de imágenes tomográficas. Tomógrafo HiSpeed CT/i de GE.

En este trabajo los parámetros que se utilizaron fueron 180 mAs, 100 kVp y el espesor del corte fue de 1 mm. Estos parámetros corresponden a los utilizados en estudios de tomografía estándar de cerebro.

Durante el desarrollo de este trabajo, se realizaron tres experimentos. Dos de estos experimentos requirieron de dos medidas en el tomógrafo.

La primera medida se realizó colocando en los nichos de las semiesferas una lesión con aire. Esto permite establecer la forma y tamaño de la lesión en el sistema de planeación.

Una segunda medida, se llevó a cabo colocando en los nichos de las semiesferas una lesión sólida. En este caso, el inserto se reemplazó con un bloque sólido con el objetivo de que al realizar las planeaciones la lesión (medida en aire) se pudiera exportar al sistema cuando la lesión es sólida con forma y tamaño de la lesión medida en aire.

Tanto en el primer experimento, como en el tercero se utilizan ambos conjuntos de imágenes, mientras que en el segundo experimento sólo se utilizan las imágenes obtenidas con la lesión en aire.

4.5.3 Planeación del tratamiento

Una vez obtenidas las imágenes tomográficas se transfieren al sistema de planeación. Lo primero que se debe hacer en la planeación es localizar los fiduciales, los cuales servirán para obtener un sistema de coordenadas de referencia en tres dimensiones para ubicar la lesión. Después de contar con un sistema de referencia se procede a hacer la reconstrucción de la imagen en 3D. Luego de ello, se marca, plano por plano qué región es la que se considera como lesión, se selecciona que tipo de tratamiento se realizará y dependiendo de éste, se determina el número de haces, la dosis y su distribución espacial. En caso de intensidad modulada la planeación inversa, el uso de colimadores de multihojas, etc.

En la figura 4.7 se muestra un ejemplo de una planeación efectuada en el sistema BrainScan cuando se considera un órgano de riesgo. El tipo de tratamiento que se seleccionó en este caso es la modalidad de haces conformales estáticos. En el recuadro superior derecho se pueden observar la lesión y el órgano de riesgo delineados, así como el número de isocentros utilizados (que en este caso fue un solo isocentro), el número de haces, sus orientaciones y la localización de las multihojas para cada haz que se ha seleccionado, la dosis que se está administrando a la lesión y finalmente las curvas de isodosis que calcula el sistema de planeación para dicho tratamiento para los tres planos: axial, coronal y sagital.

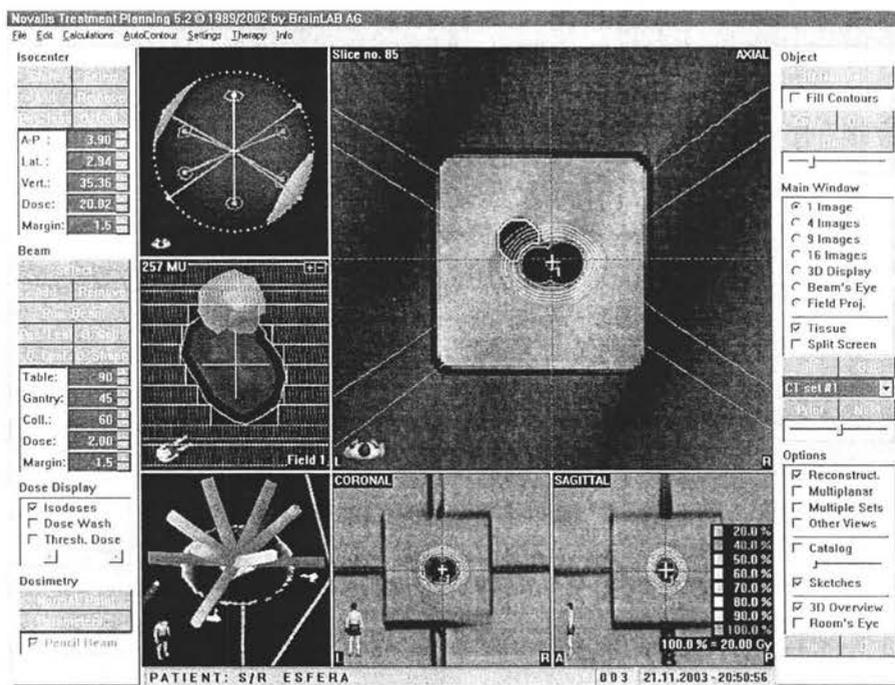


FIGURA 4.7 Planeación de tratamiento en la modalidad de haces conformales estáticos.

Para los tres experimentos realizados en este trabajo, se utilizó el sistema de planeación BrainScan v.5.2, en donde se estableció que se impartiría una dosis al volumen blanco de 20 Gy al 100%, que el volumen blanco estuviese definido por la curva de isodosis del 80%, y que se llevará a cabo la corrección por inhomogeneidades.

4.5.4 Colocación del maniquí en la camilla del acelerador

Una vez que se tienen todos los parámetros que serán utilizados para administrar el tratamiento se procede a realizar pruebas de control de calidad en el acelerador para verificar que todos los parámetros de operación estén funcionando adecuadamente, dichas pruebas se realizaron en cada simulación de tratamiento.

Después de que se ha verificado que todos los parámetros del acelerador sean los adecuados, se procede a colocar y alinear el marco estereotáctico con el maniquí en la camilla del acelerador. En esta etapa, se coloca la película a irradiar en el maniquí manteniendo el área de tratamiento sin iluminación. Una vez colocada la película, el maniquí es cubierto con una bolsa negra durante toda la simulación del tratamiento para protegerla de la luz ambiental.

Para alinear los isocentros de la lesión con el isocentro del equipo, se utilizan los láseres que están en las paredes del cuarto en donde se encuentra el acelerador, y se coloca sobre el marco estereotáctico una caja de material plástico a la cual se le colocan unos acetatos, producidos por el sistema de planeación, que tienen las ubicaciones del isocentro de la lesión a tratar (Figura 4.8).

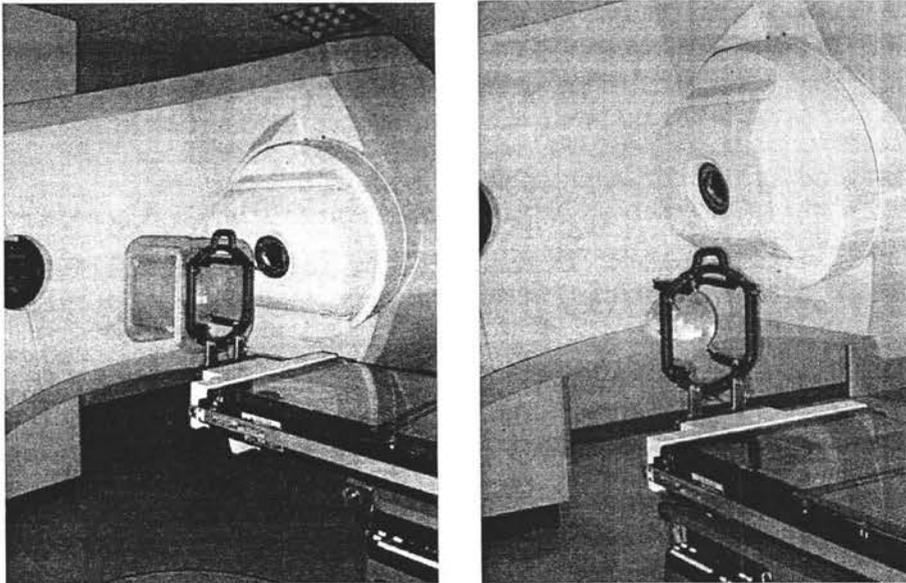


FIGURA 4.8 Colocación del maniquí en la camilla del acelerador y localización del isocentro.

4.5.5 Depósito de dosis

Finalmente se irradia el maniquí (con las PTR en posición) utilizando los parámetros entregados por la planeación. A lo largo del plano que se desee; axial, sagital y/o coronal.

4.6 Descripción de los experimentos realizados

Experimento 1: Lesión sólida (conos vs. intensidad modulada)

Para cumplir el objetivo de la radioterapia, se han utilizado diversos haces con su respectiva colimación con el fin de incrementar la dosis que recibe el volumen blanco sin incrementar la dosis que reciben los órganos circundantes (radioterapia convencional en la cual se utiliza la modalidad de arcos circulares no coplanares), pero se ha observado que en ocasiones la obtención de distribuciones de dosis con la homogeneidad adecuada requiere la modulación de la intensidad de los haces de tratamiento.

Es por ello que en el primer experimento de este trabajo (lesión sólida), proponemos un análisis cuantitativo entre estas dos modalidades: arcos circulares no coplanares (conos) e intensidad modulada.

En este experimento se consideró una lesión irregular, en él se trasladaron las curvas de isodosis planeadas con la presencia de la lesión de aire a un medio sólido efectuando la corrección por inhomogeneidades que proporciona el sistema de planeación BrainScan; dicho experimento se llevo a cabo para dos distintas modalidades de tratamiento que fueron conos e intensidad modulada.

Experimento 2: Lesión de aire (conos vs. Intensidad modulada)

Un segundo experimento se llevó a cabo también comparando estas modalidades, pero tomando en cuenta una lesión de aire. La razón de haber efectuado este experimento se debe a que algunas lesiones cerebrales se localizan atrás de los senos paranasales, los cuales están llenos de aire, por lo cual, fue importante realizar un estudio inicial considerando aire para el tratamiento de este tipo de lesiones y verificar que los algoritmos tanto de arcos circulares como el de intensidad modulada trabajen adecuadamente en medios inhomogéneos.

Se consideró una lesión irregular, en donde las curvas de isodosis obtenidas consideran la presencia de aire, dicho experimento se realizó efectuando la corrección por inhomogeneidades; este experimento se llevo a cabo para las modalidades de tratamiento de conos e intensidad modulada.

Experimento 3: Lesión sólida con un órgano de riesgo (intensidad modulada)

Finalmente se realizó un último experimento en el cual se contempló un órgano de riesgo comprometido durante la irradiación. Este experimento sólo se llevo a cabo con la modalidad de intensidad modulada. Es importante incluir este caso, pues el algoritmo de planeación inversa con el que trabaja la intensidad modulada penaliza los cálculos de dosis cuando existe un órgano de riesgo. Por lo cual, es importante medir

que tan eficiente es el algoritmo respecto al depósito y la distribución de dosis cuando éste penaliza.

Se consideraron una lesión irregular y un órgano de riesgo trasladando las curvas de isodosis planeadas con la lesión de aire a un medio sólido y efectuando la corrección por inhomogeneidades. Para dicho experimento se utilizó la modalidad de intensidad modulada, por proporcionarnos una menor incertidumbre en el depósito de dosis. Para los dos primeros experimentos se efectuaron las mediciones únicamente en el plano axial; mientras que en el último experimento se realizaron para los tres planos: coronal, axial y sagital.

En resumen, los parámetros utilizados durante las simulaciones de tratamientos en cada uno de los experimentos se presentan en la tabla 4.2.

Número de experimento	1era. planeación	2da. Planeación	Corrección por inhomogeneidades	Modalidad de tratamiento	Órganos de riesgo	Planos utilizados
1er	Lesión de aire	Transferencia de la 1era planeación a un medio sólido	Si	Conos e Intensidad modulada	No	Axial
2do	Lesión de aire		Si	Conos e Intensidad modulada	No	Axial
3er	Lesión de aire	Transferencia de la 1era planeación a un medio sólido	Si	Intensidad modulada	Si	Axial Coronal Sagital

TABLA 4.2 Parámetros utilizados durante la planeación de la simulación de tratamientos para cada experimento.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1 Análisis de datos

Para la obtención de las curvas de isodosis proporcionadas por el sistema de planeación, la distribución de la dosis se exportó en archivos con formato texto para ser analizado por medio del programa Matlab 6.5 en los planos de interés (las curvas de isodosis del sistema de planeación se entregaban en código ASCII). Para la obtención de las curvas de isodosis de las PTR se escribió un programa² en Matlab versión 6.5. Finalmente todas las curvas de isodosis fueron normalizadas al 100% para 20 Gy.

5.2 Registro de las curvas de isodosis.

Para el análisis de las curvas de isodosis se tuvieron que registrar las curvas obtenidas de las PTR con las que nos entregaba el sistema de planeación. Como se mencionó anteriormente, existen pruebas de control de calidad en el acelerador para verificar que todos los parámetros de operación estén funcionando adecuadamente, una de estas pruebas consiste en la verificación del isocentro, el cual debe de estar contenido dentro de una esfera de 1 mm de radio [AAPM 1995]. En todos los experimentos se verificó inicialmente que el isocentro cumpliera con esta condición. El registro de las curvas fue necesario debido a que las PTR fueron cortadas más pequeñas que los nichos en donde se colocaban.

Los registros de los desplazamientos obtenidos en cada experimento se muestran en la tabla 5.1.

Experimento	Modalidad	Plano	Desplazamiento (mm)	
			x_{off}	y_{off}
1er.	conos	axial	-0.5	1.0
	intensidad modulada	axial	0.0	0.0
2do.	conos	axial	-4.0	-0.5
	intensidad modulada	axial	-1.0	1.0
3er.	Intensidad modulada	axial	-0.5	4.5
		coronal	-0.5	3.6
		sagital	3.5	3.6

TABLA 5.1 Registro de los desplazamientos obtenidos en cada experimento.

² Autor: Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, Depto. Física Experimental, Instituto de Física, UNAM, 2002

5.3 Comparación cualitativa entre curvas de isodosis calculadas por el sistema y las medidas durante la experimentación

Experimento 1: Lesión sólida (conos vs. intensidad modulada)

La lesión utilizada para el primer experimento se muestra en la figura 5.1 con sus respectivas dimensiones (ver también figura 4.4d).

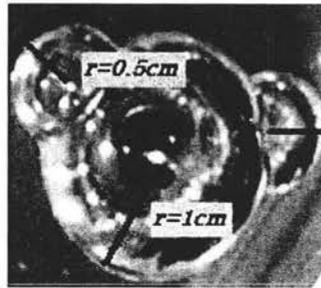


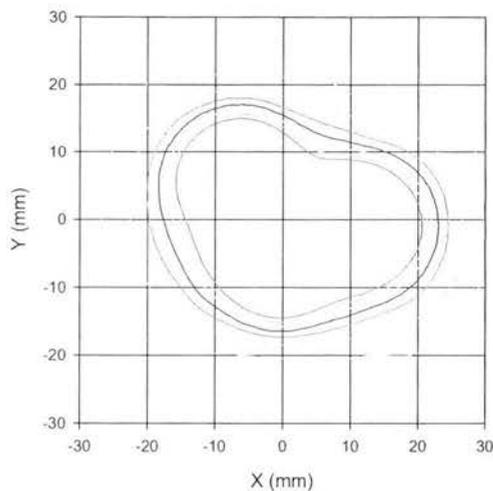
FIGURA 5.1 Lesión irregular utilizada en el primer experimento, cuyas dimensiones son dos esferas laterales con radios de 0.5 cm y una esfera central con un radio de 1 cm.

En las siguientes figuras se presentan de manera cualitativa las curvas de isodosis calculadas por el sistema de planeación (SPT) (bajo el código ASCII) y las obtenidas en las PTR durante la experimentación (en el programa MatLab 6.5). Se escogió presentar únicamente las curvas del 80%, 60%, 40% y 20% debido a que durante la planeación, la mayoría de los centros clínicos utilizan las curvas de 80% y 60% para conformar la lesión, es decir, pretender que dichas curvas cubran por completo a la lesión a tratar.

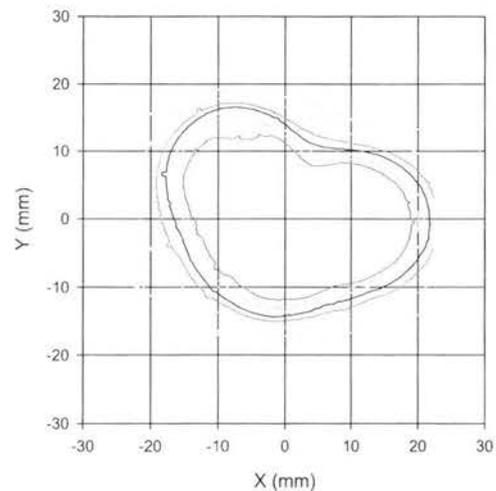
Arcos circulares no coplanares

SPT (BrainScan v.5.2)

PTR (MD-55-2)



(a)



(b)

Intensidad modulada

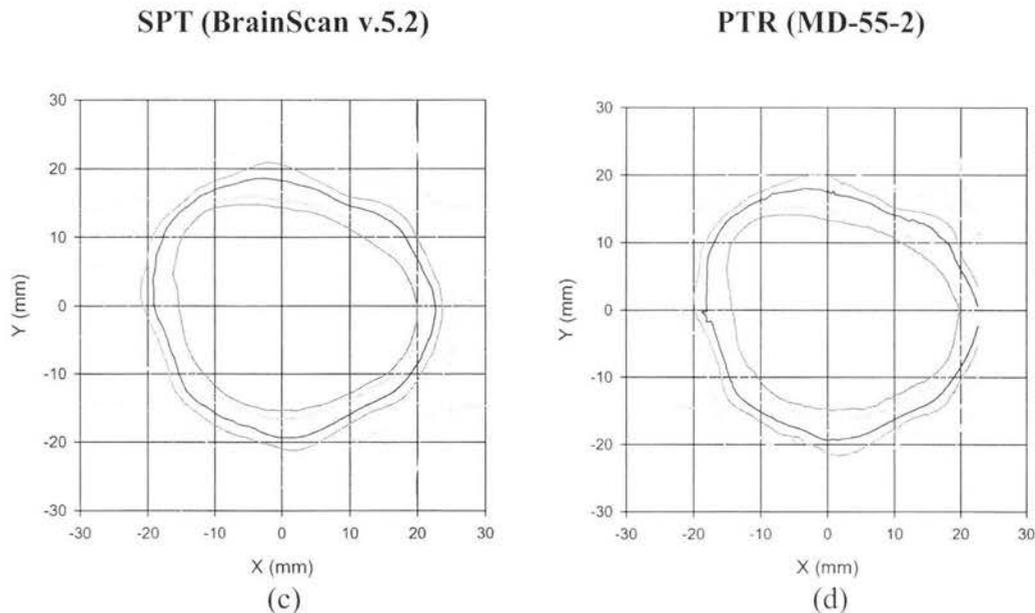


FIGURA 5.2 Curvas de isodosis (80, 70, 60, 50, 40, 30 y 20%, desde el centro) calculadas por el sistema de planeación (a,c) y medidas con las PTR (b,d) para las modalidades de arcos circulares no coplanares e intensidad modulada (experimento 1). La dosis al isocentro fue de 20 Gy (100%). Plano axial.

Experimento 2: Lesión de aire (conos vs. Intensidad modulada)

Para el segundo experimento la lesión utilizada se muestra en la figura 5.3 con sus respectivas dimensiones.

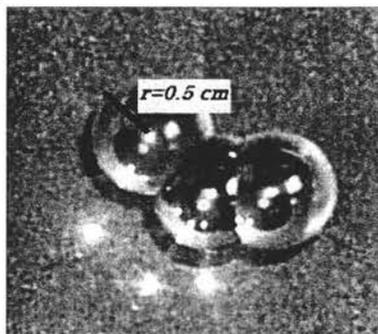
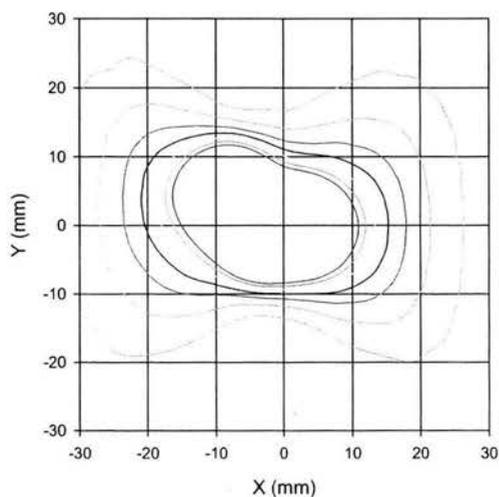


FIGURA 5.3 Lesión irregular utilizada durante el segundo experimento, cuyas dimensiones son tres esferas con radios de 0.5cm.

En las siguientes figuras se presentan de manera cualitativa las curvas de isodosis calculadas por el sistema de planeación (SPT) (bajo el código ASCII) y las obtenidas en las PTR durante la experimentación (en el programa MatLab 6.5).

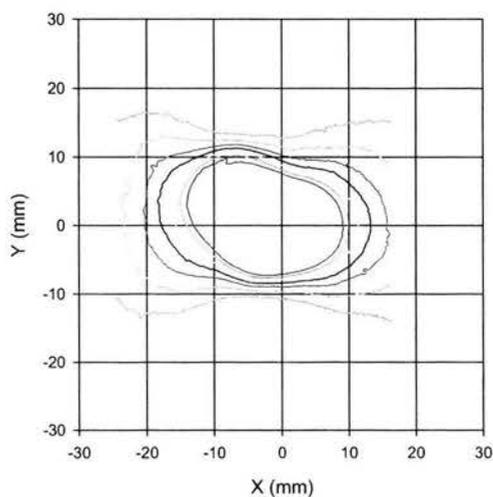
Arcos circulares no coplanares

SPT (BrainScan v.5.2)



(a)

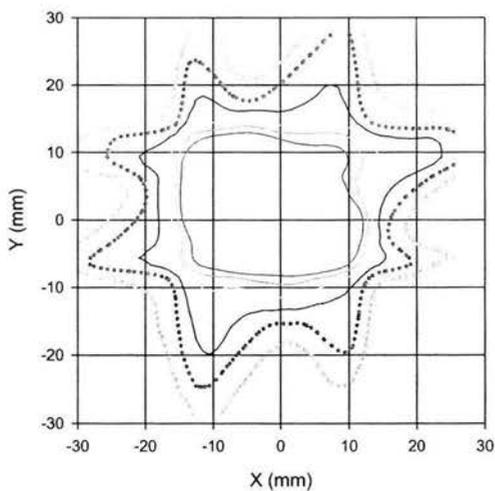
PTR (MD-55-2)



(b)

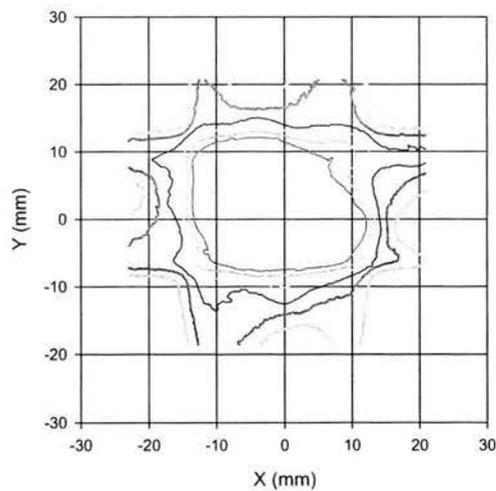
Intensidad modulada

SPT (BrainScan v.5.2)



(c)

PTR (MD-55-2)



(d)

FIGURA 5.4 Curvas de isodosis (80, 70, 60, 50, 40, 30 y 20%, desde el centro) calculadas por el sistema de planeación (a,c) y medidas con las PTR (b,d) para la modalidad de conos e intensidad modulada (experimento 2). La dosis al isocentro fue de 20 Gy (100%). Plano axial.

Experimento 3: Consideración de un órgano de riesgo

Finalmente para el tercer experimento la lesión utilizada se muestra en la figura 5.5 con sus respectivas dimensiones, en este caso el círculo superior izquierdo se consideró como órgano de riesgo y los dos círculos restantes se consideraron la lesión.

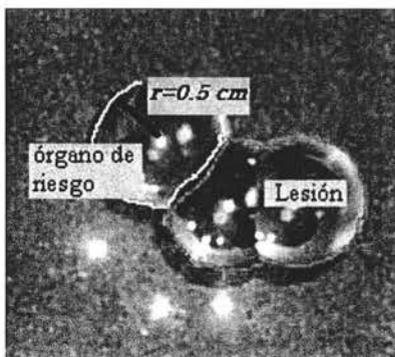
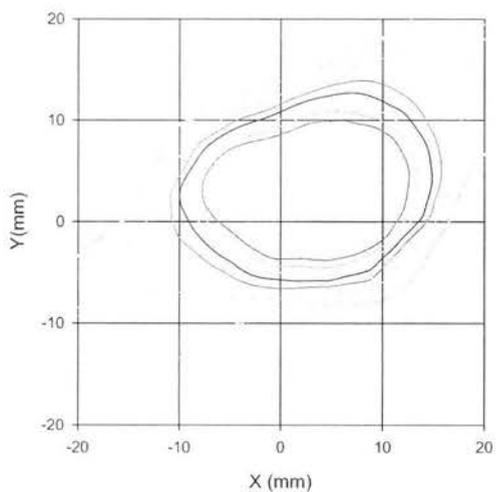


FIGURA 5.5 Lesión irregular utilizada en el tercer experimento, cuyas dimensiones son tres esferas con radios de 0.5cm. En donde se consideró como lesión el contorno dibujado de rosa y órgano de riesgo el iluminado de amarillo.

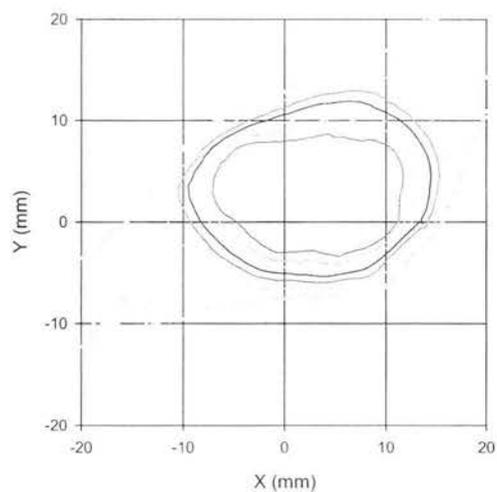
En las siguientes figuras se presentan de manera cualitativa las curvas de isodosis calculadas por el sistema de planeación (SPT) (bajo el código ASCII) y las obtenidas en las PTR durante la experimentación (en el programa MatLab 6.5).

Plano Axial

SPT (BrainScan v.5.2)

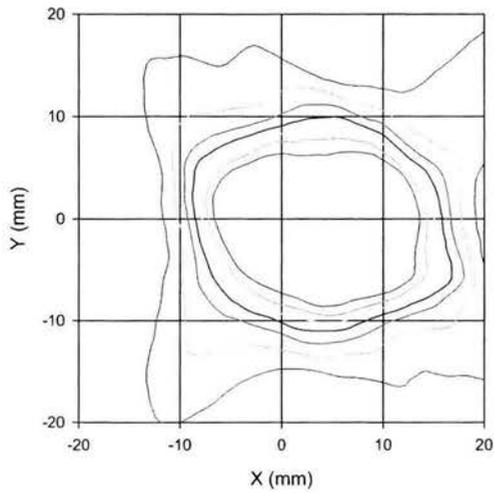


PTR (MD-55-2)

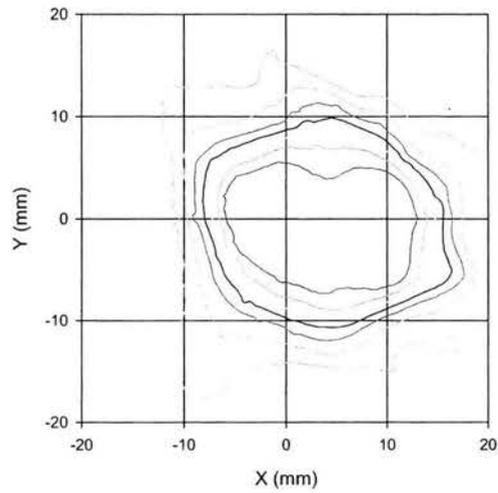


Plano Coronal

SPT (BrainScan v.5.2)

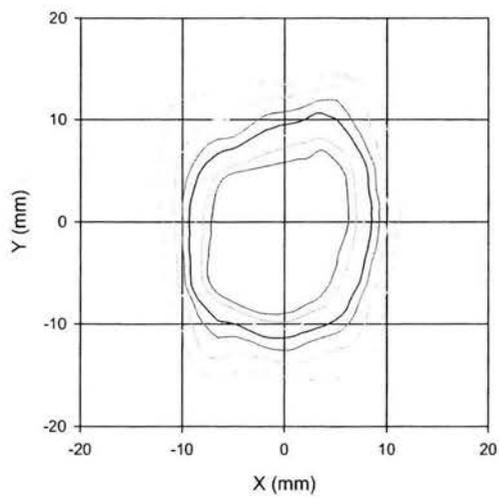


PTR (MD-55-2)



Plano Sagital

SPT (BrainScan v.5.2)



PTR (MD-55-2)

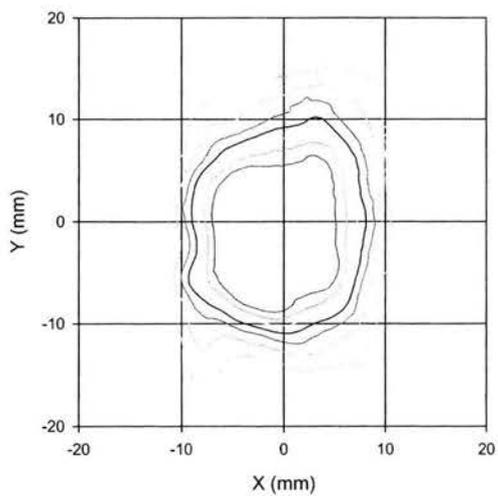


FIGURA 5.6 Curvas de isodosis (80, 70, 60, 50, 40, 30 y 20%, desde el centro) calculadas por el sistema de planeación y medidas con las PTR (experimento 3). La dosis al isocentro fue de 20 Gy (100%).

5.4 Comparación cualitativa entre curvas de isodosis calculadas y medidas por nivel de isodosis

Para visualizar con mayor facilidad de manera cualitativa las curvas de isodosis calculadas por el sistema y las obtenidas con las PTR en las siguientes figuras se despliegan cada conjunto de curvas por nivel de porcentaje de dosis.

Experimento 1: Lesión sólida (conos vs. intensidad modulada)

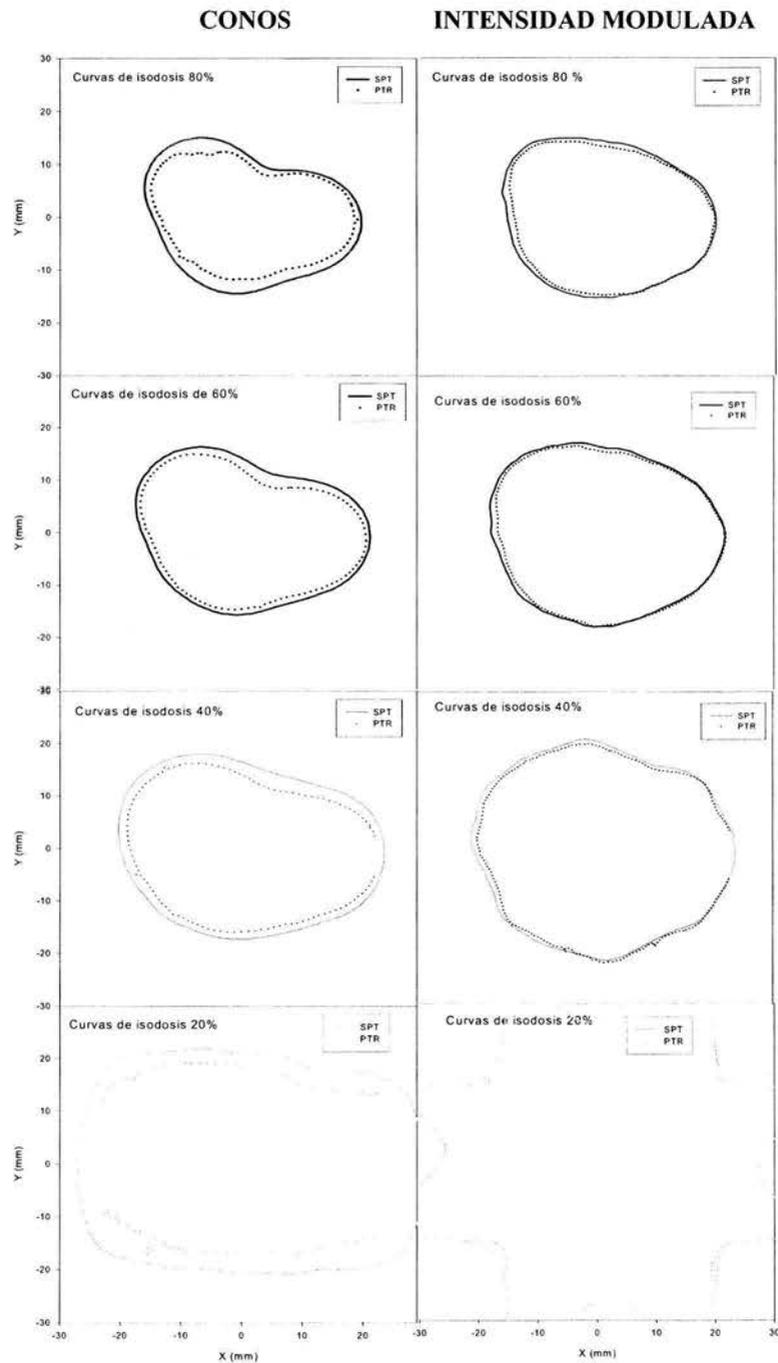


FIGURA 5.7 Comparación dosimétrica entre las curvas de planeación y las medidas por las PTR con la corrección por el desplazamiento (curvas de 80, 60, 40 y 20%). Para las modalidades de conos e intensidad modulada. Primer experimento.

Experimento 2: Lesión de aire (conos vs. Intensidad modulada)

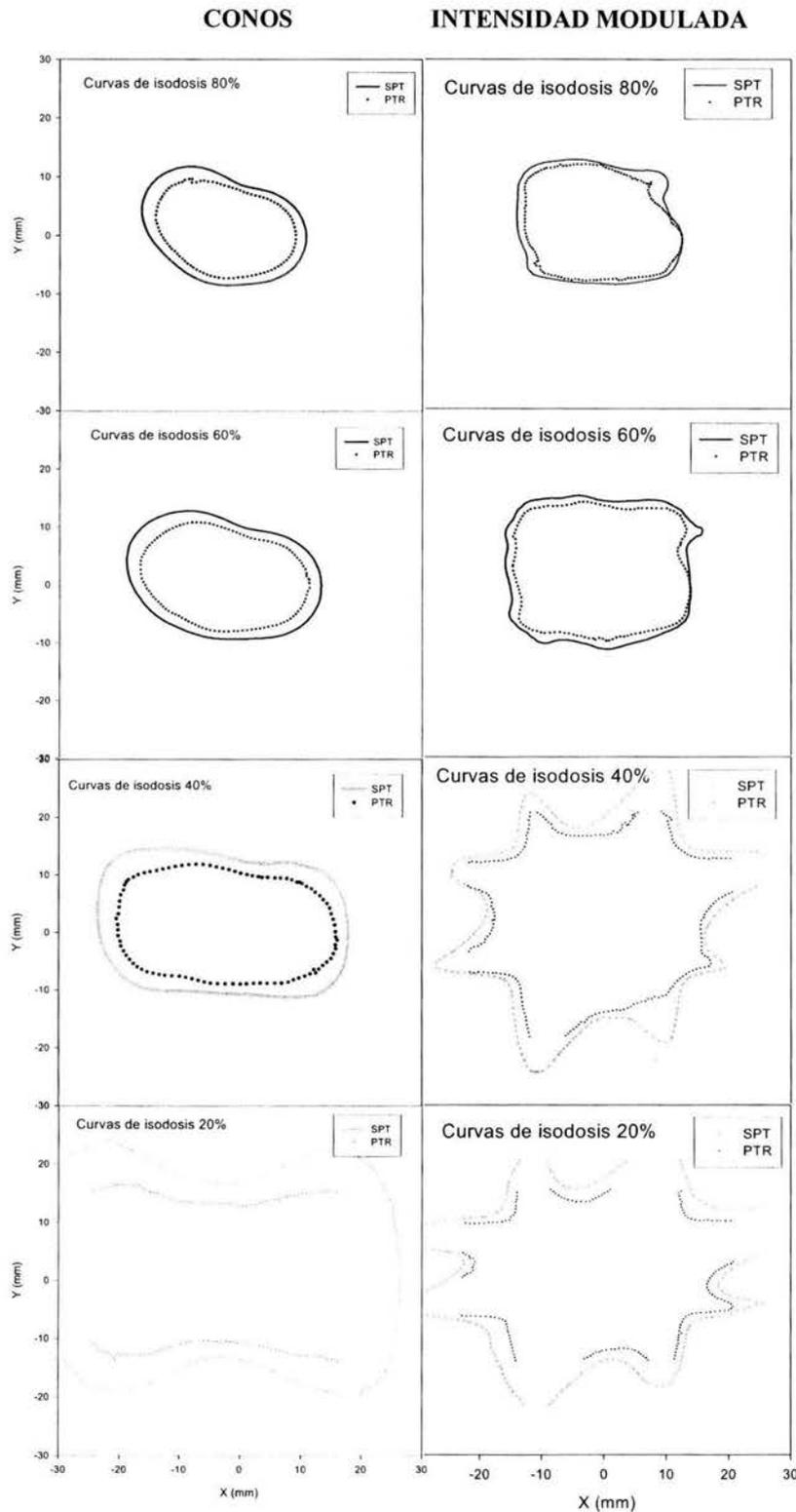


FIGURA 5.8 Comparación dosimétrica entre las curvas de planeación y las medidas por las PTR con la corrección por el desplazamiento (curvas de 80, 60, 40, 30 y 20%). Para las modalidades de conos e intensidad modulada. Segundo experimento.

Experimento 3: Consideración de un órgano de riesgo. Plano axial.

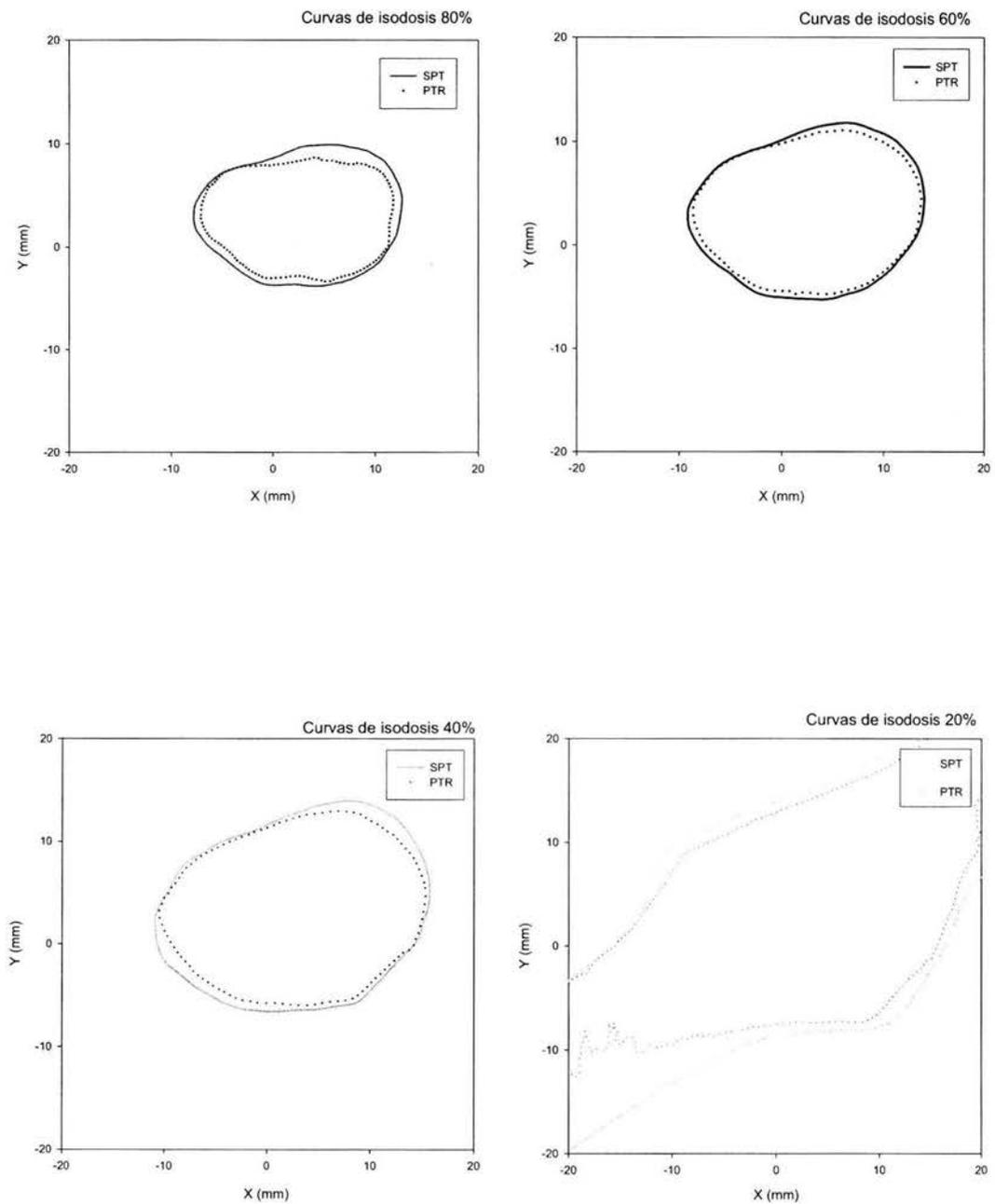


FIGURA 5.9 Comparación dosimétrica entre las curvas de planeación y las medidas por las PTR con la corrección por el desplazamiento (curvas de 80, 60, 40 y 20%). Plano axial. Tercer experimento.

Experimento 3: Consideración de un órgano de riesgo. Plano coronal.

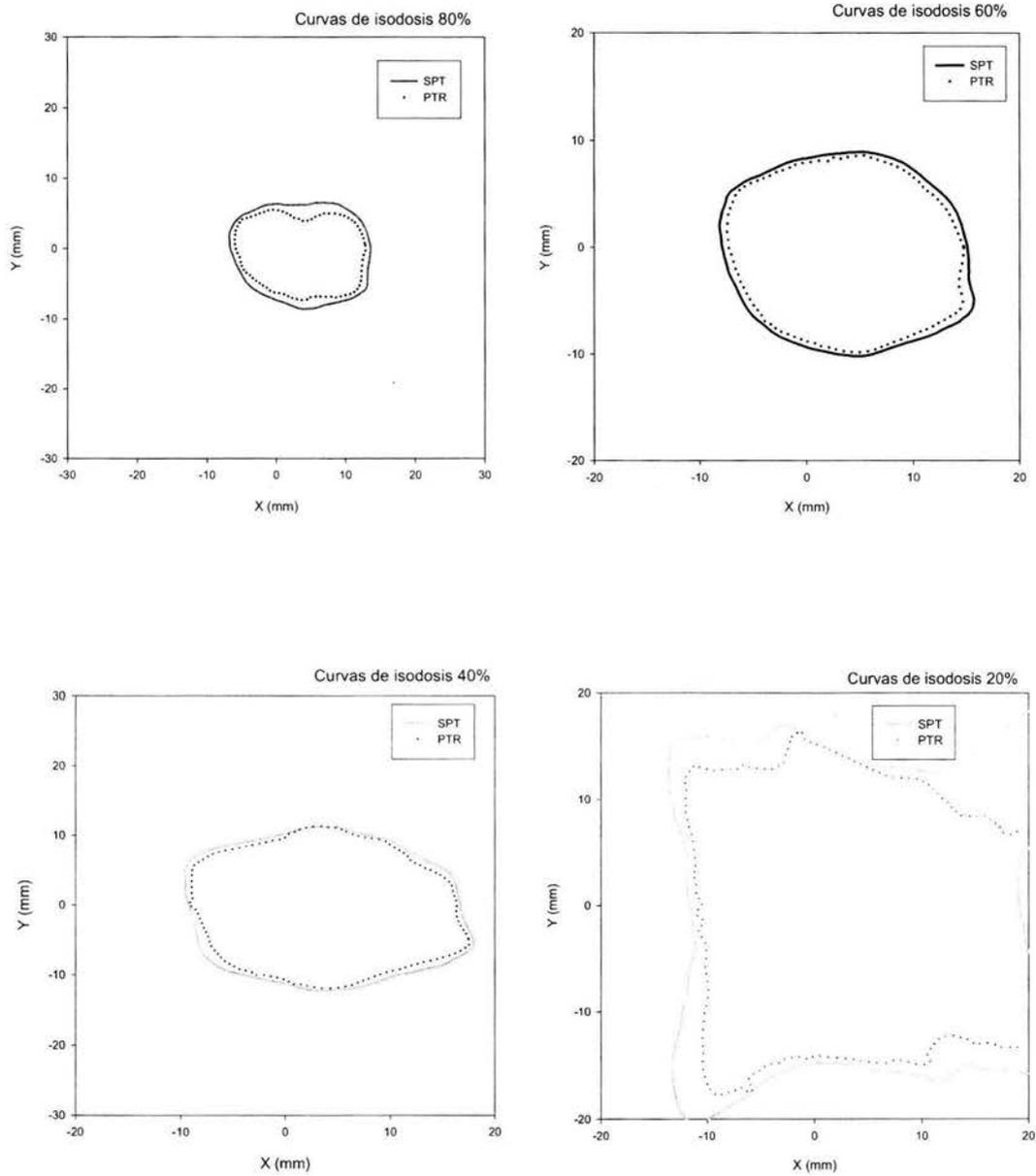


FIGURA 5.10 Comparación dosimétrica entre las curvas de planeación y las medidas por las PTR con la corrección por el desplazamiento (curvas de 80, 60, 40 y 20%). Plano coronal. Tercer experimento.

Experimento 3: Consideración de un órgano de riesgo. Plano sagital.

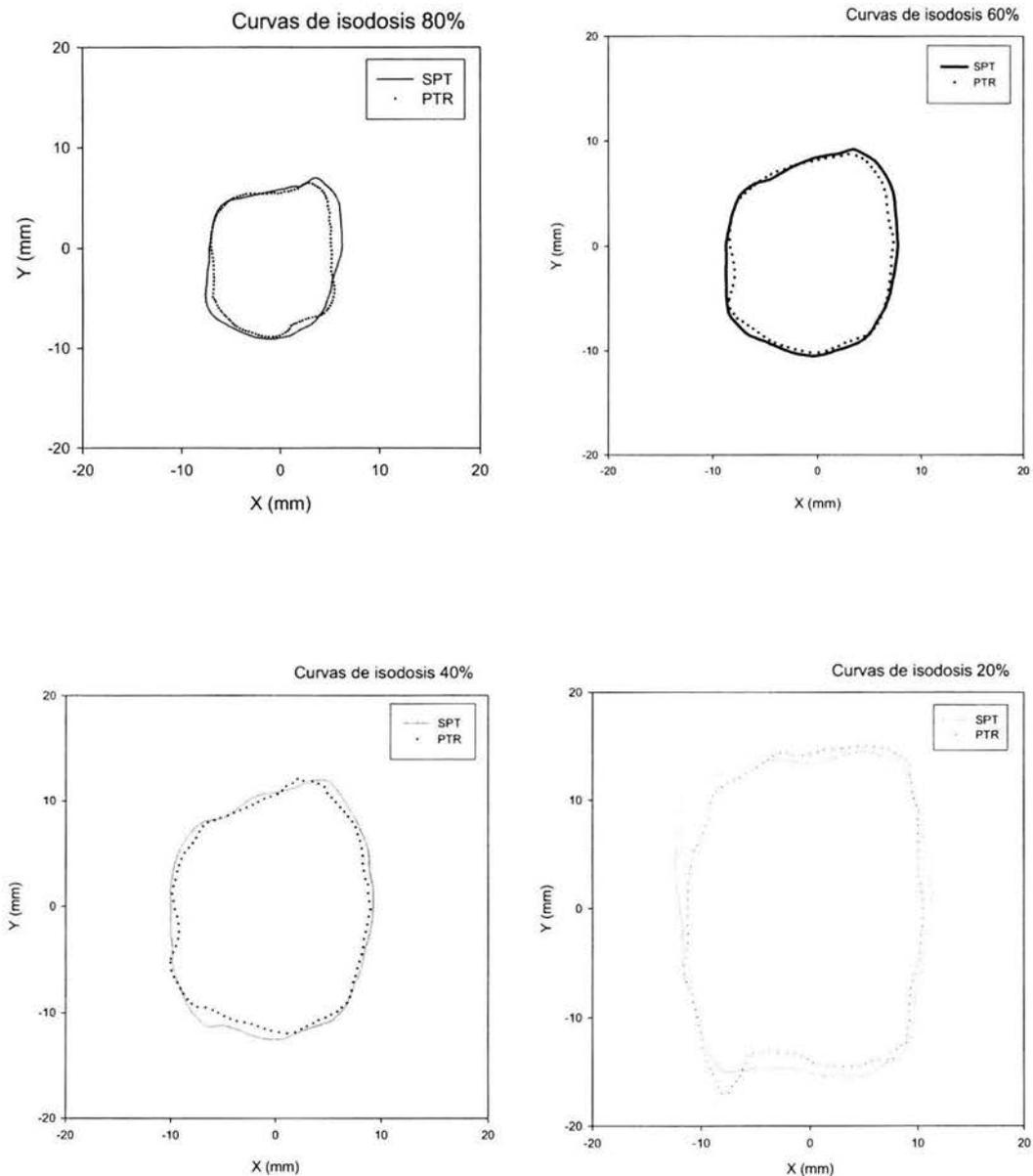


FIGURA 5.11 Comparación dosimétrica entre las curvas de planeación y las medidas por las PTR con la corrección por el desplazamiento (curvas de 80, 60, 40 y 20%). Plano sagital. Tercer experimento.

5.5 Mapas polares que representan gráficos de radio vs. ángulo

Para un análisis cuantitativo del promedio de la diferencia que existe entre las curvas de isodosis calculadas por el sistema de planeación y las medidas durante la

experimentación se pasaron dichas curvas a coordenadas polares (perfiles angulares) que representan gráficas de distancia radial como función del ángulo. Las siguientes gráficas muestran los perfiles angulares de las curvas de isodosis (distancia radial desde isocentro en función del ángulo polar para cada curva de isodosis) calculadas por el sistema de planeación y las medidas por las películas.

Experimento 1: Lesión sólida (conos vs. intensidad modulada)

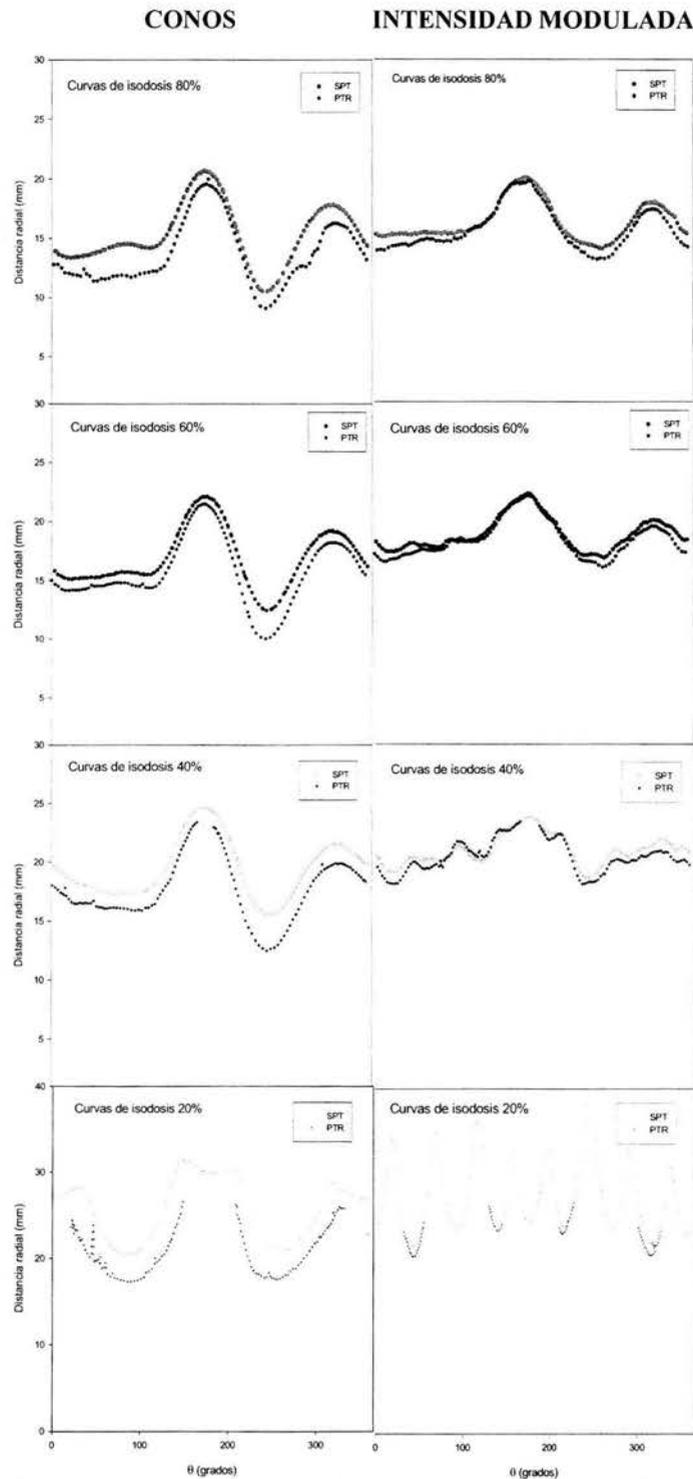


FIGURA 5.12 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 40 y 20%. Para la modalidad de conos e intensidad modulada. Para el primer experimento.

Experimento 2: Lesión de aire (conos vs. Intensidad modulada)

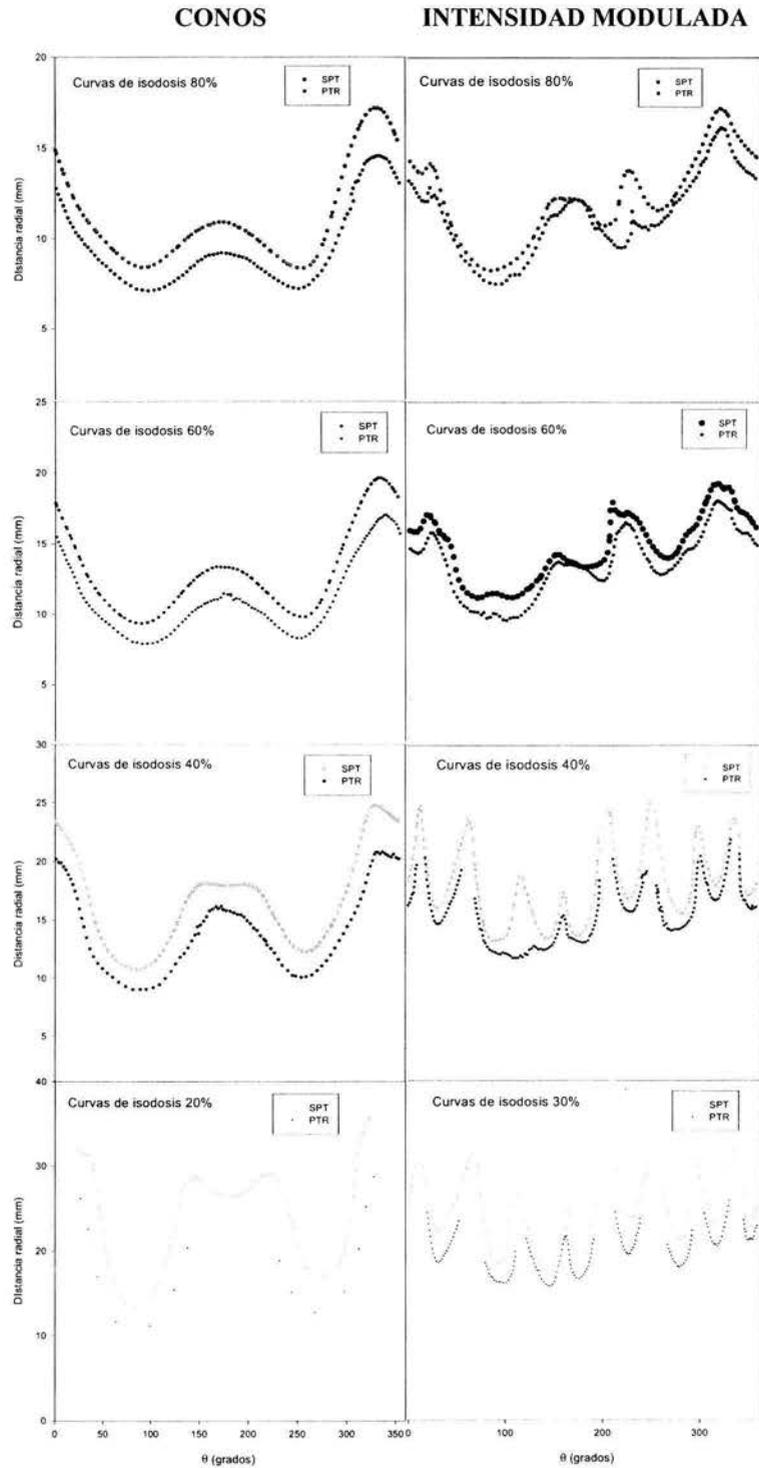


FIGURA 5.13 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 40 y 20%. Para la modalidad de conos e intensidad modulada. Segundo experimento.

Experimento 3: Consideración de un órgano de riesgo. Plano axial.

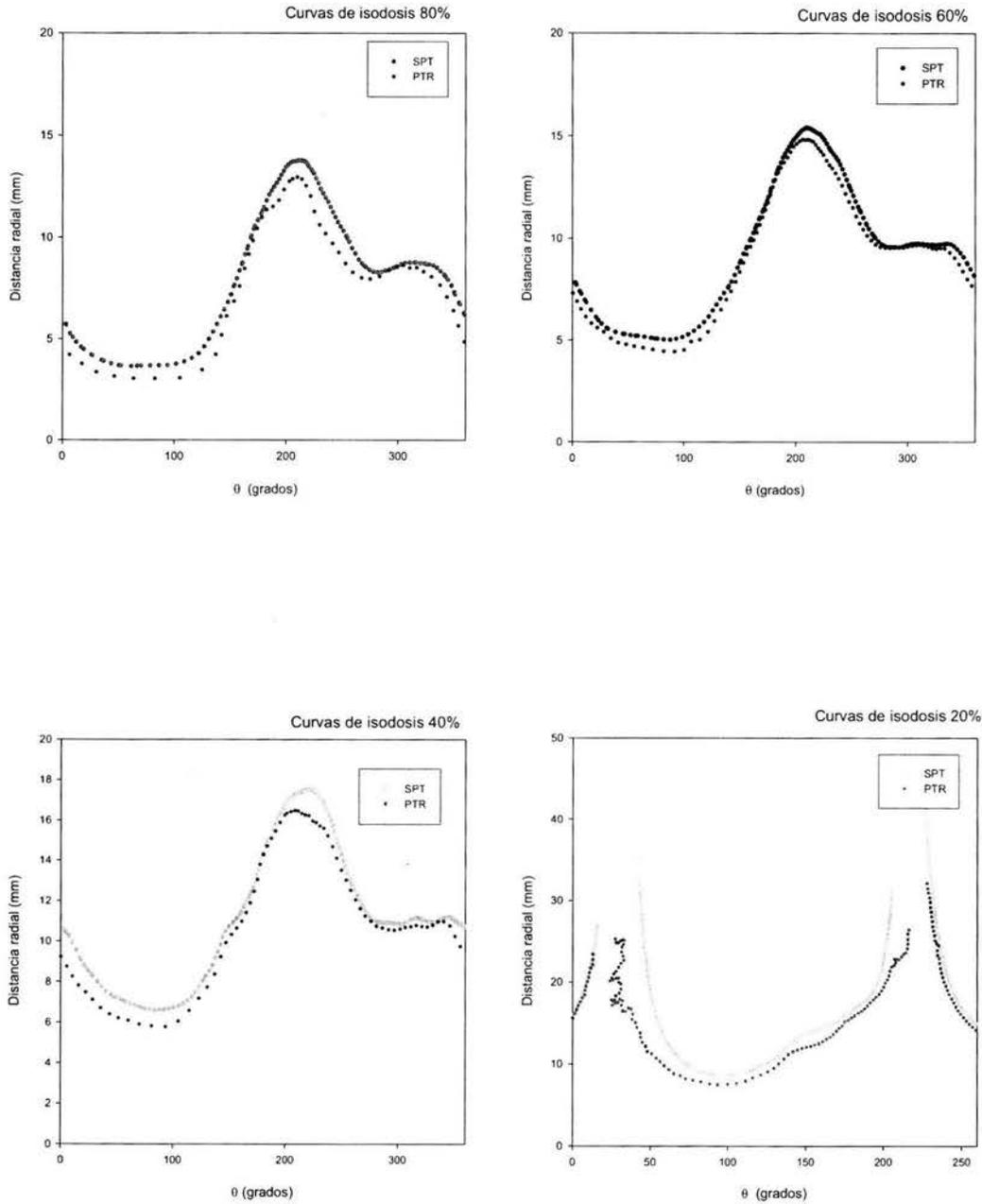


FIGURA 5.14 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 40 y 20%. Plano axial. Tercer experimento.

Experimento 3: Consideración de un órgano de riesgo. Plano coronal.

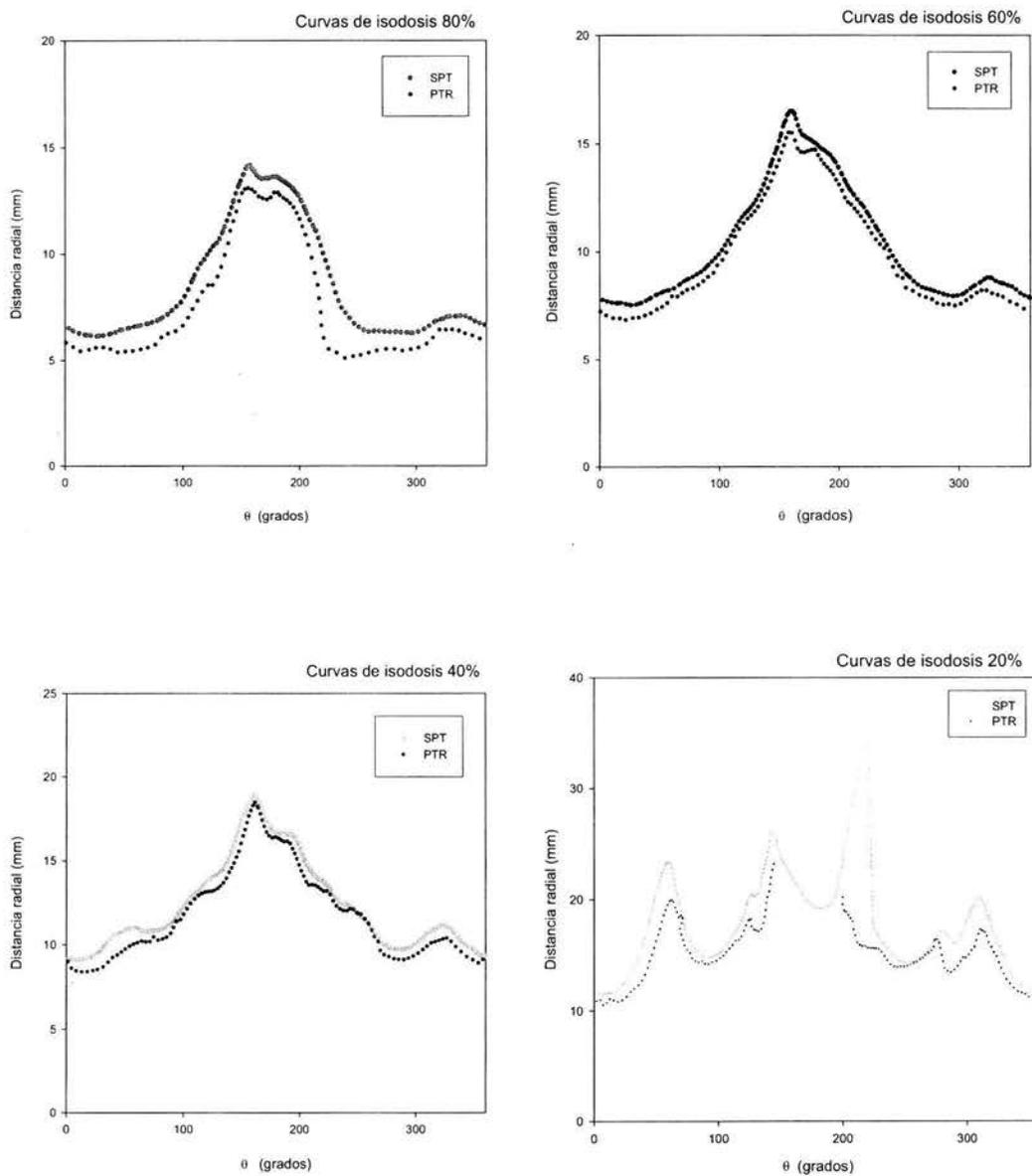


FIGURA 5.15 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 40 y 20%. Plano coronal. Tercer experimento.

Experimento 3: Consideración de un órgano de riesgo. Plano sagital.

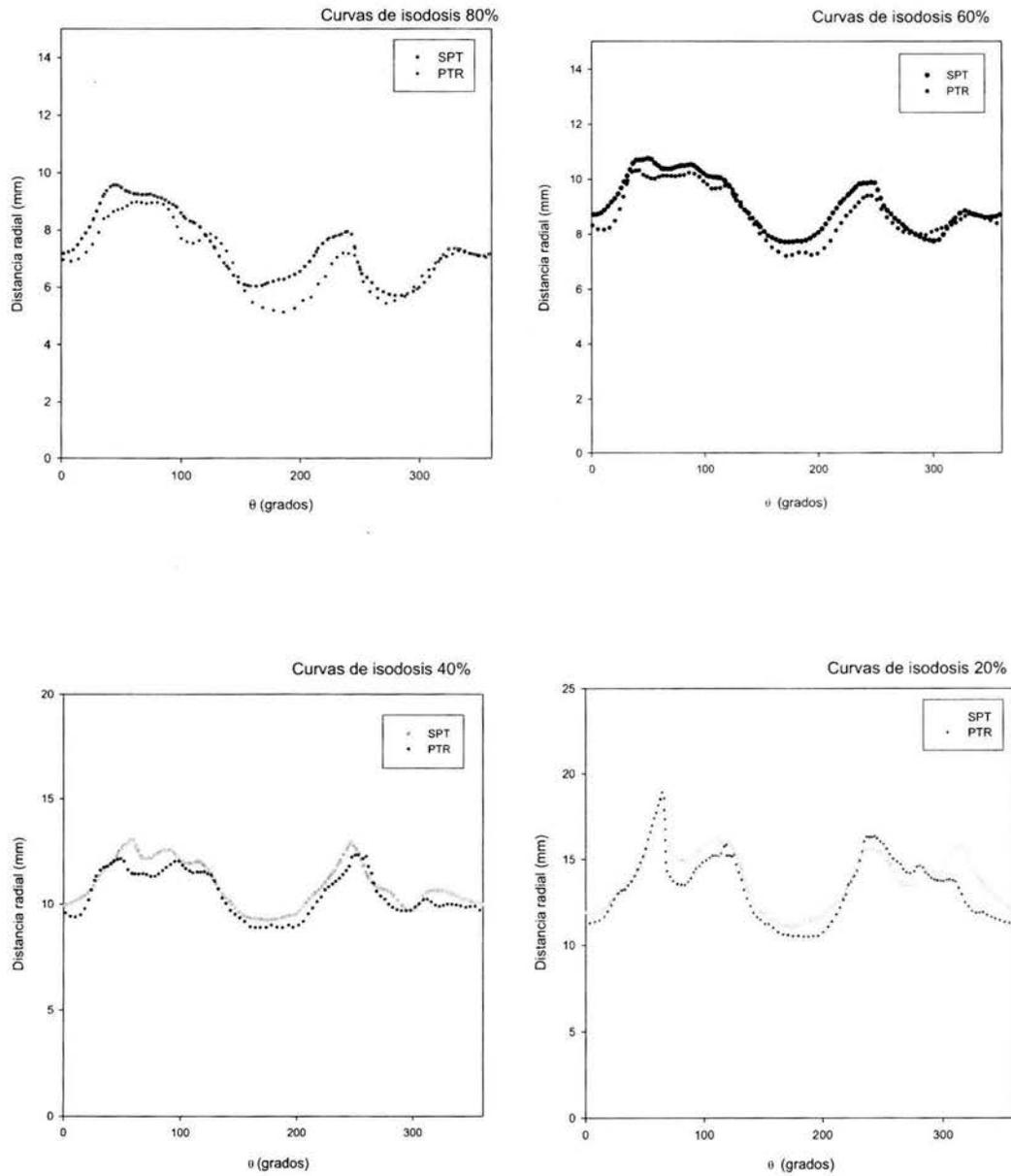


FIGURA 5.16 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 40 y 20%. Plano sagital. Tercer experimento.

5.6 Cálculo de la diferencia promedio

Para cuantificar las diferencias entre los valores dados por la planeación y los medidos por las PTR se utilizó el promedio de la diferencia:

$$\bar{r} = \frac{\sum |r_{\text{exp}} - r_{\text{spt}}|}{N}, \quad r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

donde r_{exp} es la distancia radial desde el isocentro corregido por el desplazamiento de las curvas, en función del ángulo polar para cada curva de isodosis de las películas MD-55-2 y r_{spt} es la distancia radial desde el isocentro, en función del ángulo polar para cada curva de isodosis dada por la planeación. Estos datos se obtuvieron a partir de las gráficas de los perfiles angulares de las curvas de isodosis (figuras 5.12 – 5.16), a los cuales se les aplicó un algoritmo (smooth) para suavizar las curvas tomando solo 100 pares de datos, por lo tanto consideramos $N = 100$.

5.7 Resultados obtenidos

5.7.1 Experimento 1: Lesión sólida (conos vs. intensidad modulada)

Los resultados cuantitativos del promedio de las diferencias encontradas entre las curvas de isodosis calculadas por la planeación y las medidas por las PTR durante el primer experimento se muestran en la tabla 5.2.

Nivel de isodosis	Promedio de la diferencia (mm)	
	Conos	Intensidad modulada
20%	4.09	1.04
40%	1.76	0.57
60%	1.18	0.45
80%	1.16	0.44

TABLA 5.2 Desviaciones promedio entre las curvas de isodosis de planeación y las medidas con PTR para el primer experimento.

La figura 5.17 muestra las gráficas de los valores de los promedios de las diferencias para las dos modalidades de tratamiento.

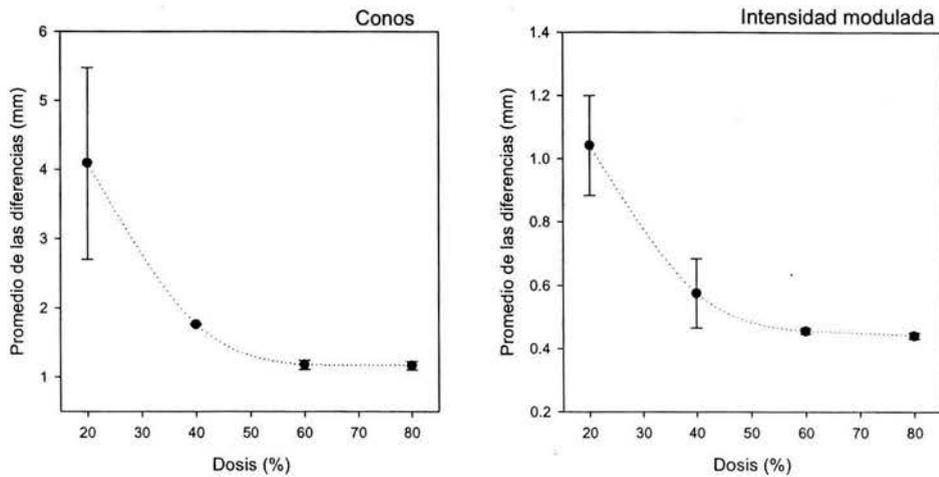


FIGURA 5.17 Valores del promedio de las diferencias para las dos modalidades de tratamiento: conos e intensidad modulada.

La mejor relación entre las curvas de isodosis medidas y calculadas en ambas modalidades es para las curvas de isodosis altas (80% y 60%). En cuanto a las desviaciones para las curvas de isodosis bajas (40% y 20%) se obtienen mayores discrepancias.

Comparando ambas modalidades cabe mencionar que la mejor relación en todas las curvas ocurre para la modalidad de intensidad modulada.

5.7.2 Experimento 2: Lesión de aire (conos vs. intensidad modulada)

Los resultados cuantitativos del promedio de las diferencias encontradas entre las curvas de isodosis calculadas por la planeación y las medidas con las PTR para el segundo experimento se muestran en la tabla 5.3.

Nivel de isodosis	Promedio de la diferencia (mm)	
	Conos	Intensidad modulada
20%	7.73	3.24
40%	3.01	2.63
60%	2.11	1.33
80%	1.84	1.01

TABLA 5.3 Promedio de las diferencias entre las curvas de isodosis de planeación y las medidas por PTR.

La figura 5.18 muestra las gráficas de los valores de los promedios de las diferencias para las dos modalidades de tratamiento.

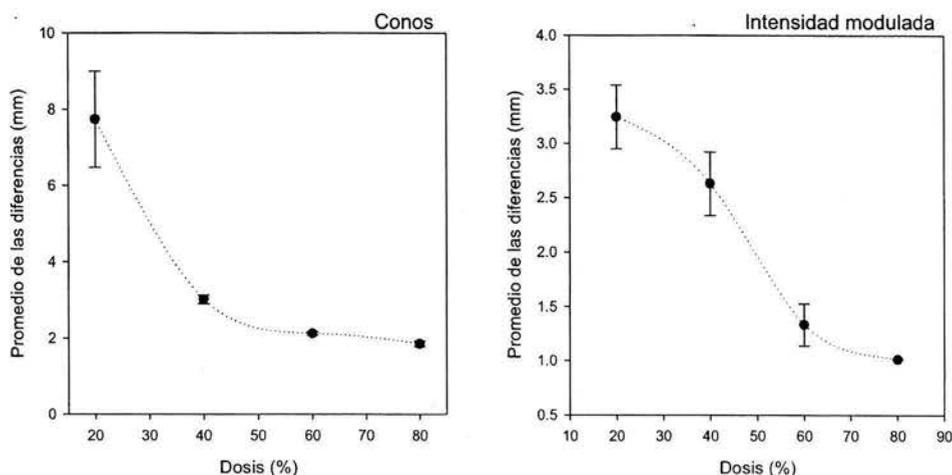


FIGURA 5.18 Valores de las desviaciones promedios para las dos modalidades de tratamiento: conos e intensidad modulada.

Como puede observarse de la tabla 3.4 y de la figura 3.26 la mejor relación entre las curvas de isodosis medidas y calculadas en ambas modalidades ocurren nuevamente para las curvas de isodosis altas (80% y 60%). Las diferencias son mayores para las curvas de isodosis bajas (40%, 30% y 20%) en particular para la curva de isodosis del 20% para la cual obviamente la diferencia es muy grande para el tratamiento con conos.

Nuevamente comparando ambas modalidades la mejor relación en todas las curvas ocurre para la modalidad de intensidad modulada.

5.7.3 Experimento 3: Lesión sólida con un órgano de riesgo utilizando intensidad modulada

Finalmente los resultados cuantitativos del promedio de las diferencias encontradas entre las curvas de isodosis calculadas por la planeación y las medidas por las PTR para los tres planos se muestran en la tabla 5.4.

Nivel de isodosis	Promedio de la diferencia (mm)		
	Plano axial	Plano Coronal	Plano Sagital
20%	0.19	0.91	0.65
40%	1.52	0.45	0.39
60%	0.71	0.64	0.43
80%	1.30	0.76	0.32

TABLA 5.4 Promedio de las diferencias entre las curvas de isodosis de planeación y las medidas por PTR.

La figura 5.19 muestra las gráficas de los valores de los promedios de las diferencias obtenidas para los tres planos de tratamiento: axial, coronal y sagital.

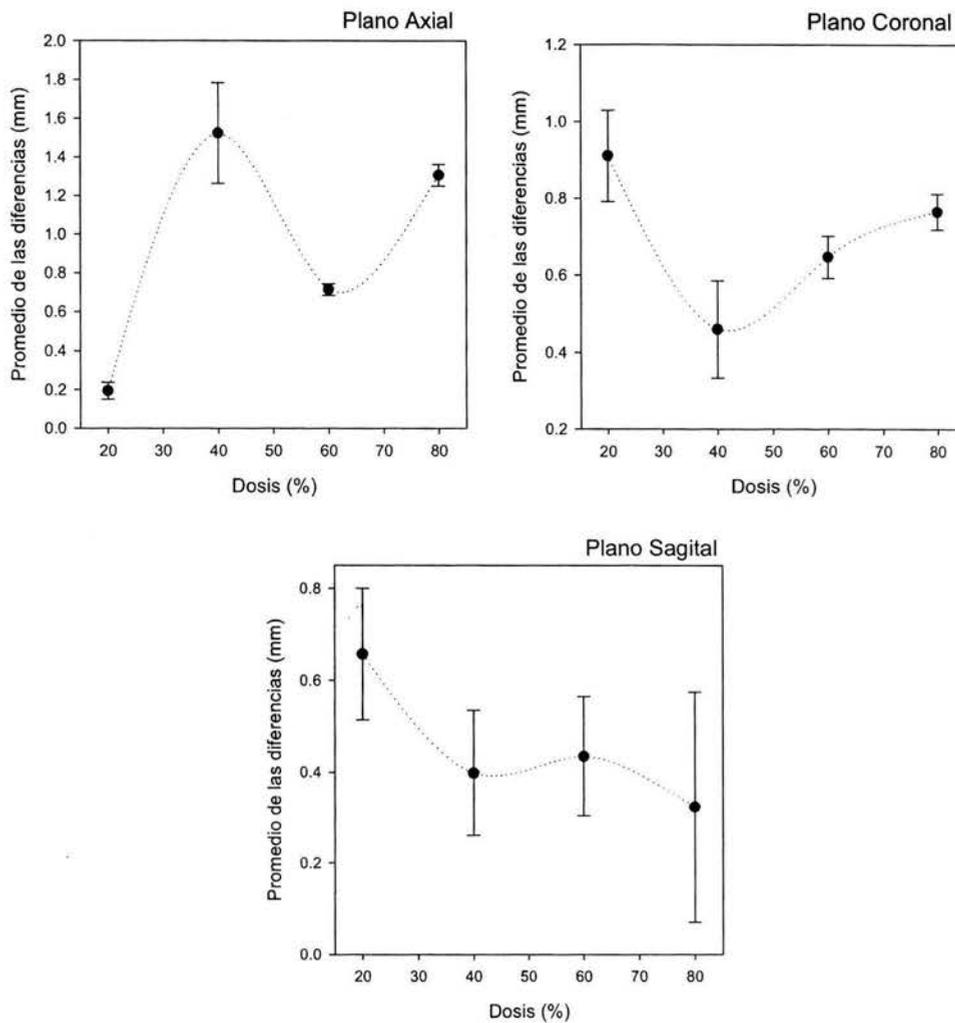


FIGURA 5.19 Valores de las desviaciones promedios para los tres planos de tratamiento: axial, coronal y sagital.

Como se puede observar en este experimento no es posible afirmar que existe un mejor acuerdo entre las curvas de isodosis altas (80% y 60%), ni mayor discrepancia entre las curvas de isodosis bajas (40% y 20%) como se obtuvo en los dos experimentos anteriores. Aunque si se puede observar que la máxima diferencia es menor a 1.5 mm en todos los casos.

5.8 Histogramas dosis-volumen

Un histograma dosis-volumen se puede definir, como una gráfica que nos indica qué fracción del volumen irradiado recibe determinada cantidad de dosis.

Un ejemplo de un histograma dosis-volumen, se muestra en la figura 5.20.

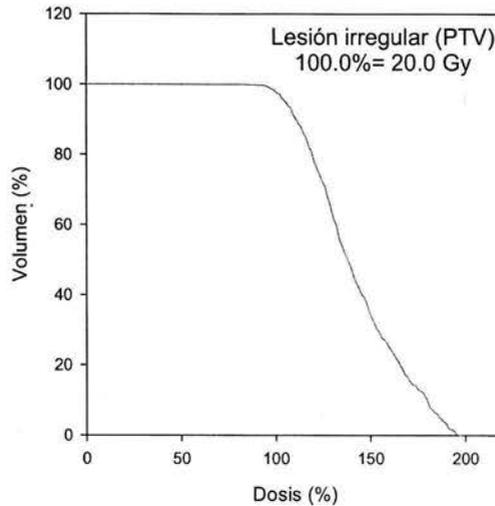


FIGURA 5.20 Histograma dosis-volumen obtenido para una lesión irregular utilizando conos.

La forma de interpretar estos histogramas es la siguiente; uno se coloca en un porcentaje de volumen determinado, por ejemplo el de 60%, y ve su correspondiente coordenada en el eje de dosis, que en este caso sería aproximadamente del 130% de la dosis, entonces esto quiere decir que el 60% del volumen está recibiendo una dosis de 26 Gy o mayor. También se puede apreciar por ejemplo, que la máxima dosis que recibe la lesión es de 190% o 38 Gy aproximadamente, pero que es un volumen muy pequeño el que la está recibiendo.

Además de la información ya mencionada, los histogramas de dosis-volumen nos proporcionan información aún más importante, la “homogeneidad del depósito de dosis”. Por ejemplo: si el histograma es un escalón (el caso ideal) quiere decir que 100% de la dosis fue entregada al 100% de la lesión, es decir, que existe una homogeneidad completa en el depósito de dosis a la lesión. Generalmente, cuando se trabaja con intensidad modulada casi se logra llegar al caso ideal. Cuando se trabaja con conos, en el histograma se observa que la dosis se prolonga más allá de un escalón ideal, lo cual indica que en la lesión existen puntos calientes, es decir, que existen regiones de la lesión que están recibiendo una mayor dosis que la prescrita, y por lo tanto el depósito de dosis es inhomogéneo.

5.8.1 Comparación entre dos modalidades de tratamiento para radiocirugía utilizando histogramas dosis-volumen: conos vs. intensidad modulada

Además de poder utilizar las curvas de isodosis para comparar dos modalidades de tratamiento, otra forma de efectuar también una comparación es a través de los histogramas dosis-volumen. Los histogramas que se presentan a continuación son los que proporciona el sistema de planeación. No existe algo comparativo experimentalmente debido a que sólo se contaba con información en tres planos (axial, coronal y sagital) y por ello, no se cuenta con la información volumétrica necesaria para generar un histograma dosis-volumen.

Los histogramas obtenidos en los dos primeros experimentos se muestran en las figuras 5.21 (primer experimento) y 5.22 (segundo experimento).

Experimento 1: Lesión sólida

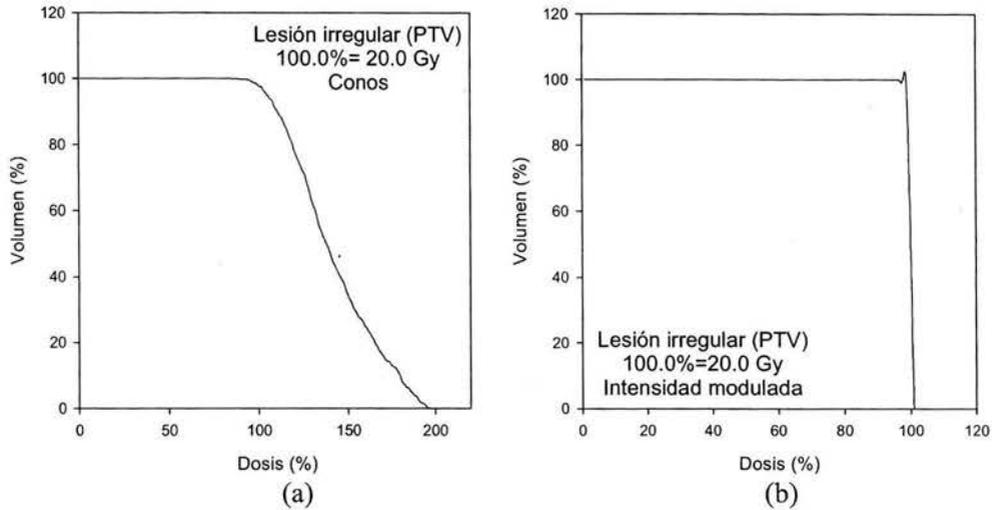


FIGURA 5.21 Histogramas dosis-volumen para el primer experimento. a) Conos y b) Intensidad modulada.

Experimento 2: Lesión de aire

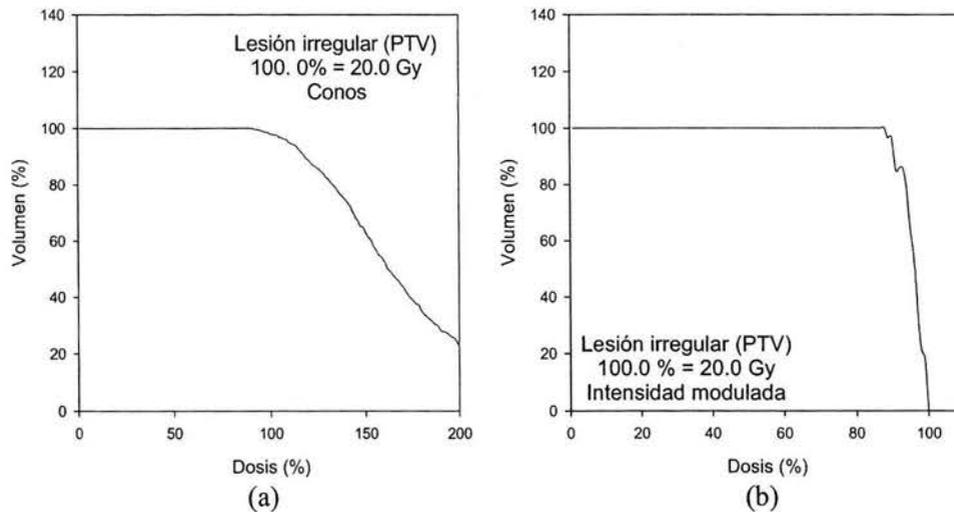


FIGURA 5.22 Histogramas dosis-volumen para el segundo experimento. a) Conos y b) Intensidad modulada.

Los histogramas anteriores muestran lo esperado, es decir, que cuando se utiliza intensidad modulada los histogramas son casi ideales, y cuando se utilizan conos, se aprecia una prolongación en la dosis más allá de un escalón ideal.

Un aspecto importante que muestran el conjunto de curvas de isodosis y los histogramas dosis-volumen, es que en la modalidad de tratamiento de arcos circulares (conos) pareciera que el interés reside en tener conformalidad durante el tratamiento, mientras que lo que se optimiza en intensidad modulada es tener homogeneidad en el depósito de la dosis.

5.8.2 Histogramas dosis-volumen considerando durante el tratamiento un órgano de riesgo

Cuando se tiene un órgano de riesgo se deben considerar los histogramas dosis-volumen de la lesión y del órgano de riesgo involucrado, con el fin radiobiológico de observar cuanta energía es entregada al órgano de riesgo y verificar que la dosis esté por debajo del valor establecido como umbral.

Los histogramas dosis-volumen que se obtuvieron los muestra la figura 5.23.

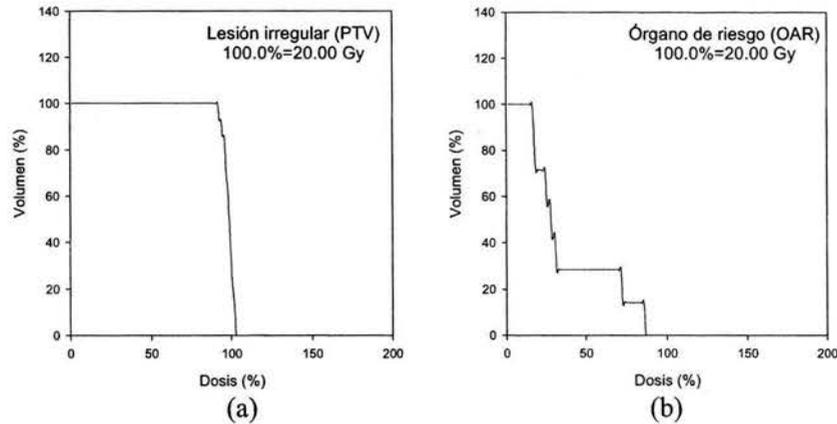


FIGURA 5.23 Histogramas dosis-volumen del tercer experimento. a) Volumen blanco y b) Órgano de riesgo.

Los histogramas para los órganos de riesgo se leen de la misma manera que los histogramas para las lesiones, pero cabe mencionar que en este caso hay que tener mucho cuidado al interpretarlo cuando se está tratando a un paciente, por el efecto radiobiológico antes mencionado. En este experimento la dosis que se estableció como tolerancia para el órgano de riesgo fue de 60 % de la dosis al volumen blanco, es decir, 12 Gy (que es la dosis umbral para el tallo en dosis única), y en el histograma se ve que solo el 30% del volumen del órgano involucrado recibe la dosis de tolerancia.

CAPÍTULO 6

DISCUSIÓN DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Debido a que la radiocirugía estereotáctica utiliza una alta dosis de radiación ionizante para tratar lesiones intracraneales, es necesario tener la certidumbre de que la dosis prescrita a un paciente le sea suministrada con alta precisión y exactitud. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la radiación recomienda que la dosis impartida esté dentro del $\pm 5\%$ de la dosis prescrita [ICRU 1976].

Esta precisión y exactitud en el depósito de la dosis se ha logrado actualmente, en primera instancia por los avances que ha tenido la imagenología para la delimitación de las lesiones. En segundo lugar, cuando se utilizan aceleradores lineales, la incorporación de mecanismos secundarios para la rotación del gantry y la mesa de tratamiento que han aumentado la precisión a escala submilimétrica, y por último si se habla de radiocirugía estereotáctica, el uso de un sistema de coordenadas tridimensionales para localizar las estructuras intracraneales.

Por tanto en el uso clínico, es importante realizar un trabajo experimental de alta exactitud y precisión para verificar que la dosis impartida a la lesión, los procedimientos de localización y planificación del tratamiento sean los adecuados.

En este trabajo se desarrolló un protocolo para determinar la dosis y su distribución espacial en tratamientos de radiocirugía estereotáctica para lesiones irregulares, en el cual se utilizaron un maniquí esférico de 16 cm de diámetro y cuatro maniqués que simulaban lesiones irregulares, todos ellos fabricados de un material equivalente a tejido (lucita).

Se realizó una comparación dosimétrica entre dos modalidades de tratamientos: conos e intensidad modulada. Aprovechando el diseño de los maniqués irregulares se realizó también, una comparación tanto en medios heterogéneos (sólo lucita) como en medios inhomogéneos (lucita y aire). Este último fue muy relevante, debido a que existen lesiones intracraneales que se encuentran ubicados detrás de los senos paranasales, los cuales están llenos de aire.

Finalmente se consideró un órgano de riesgo durante la realización del último experimento sólo utilizando la modalidad de intensidad modulada, pues se quería verificar que el algoritmo con el que trabaja la intensidad modulada, restringirá de manera adecuada los cálculos de dosis cuando existe un órgano de riesgo.

6.1 Determinación del volumen a tratar

Para determinar el volumen de la lesión que será irradiada, el médico (en este caso el neurocirujano) escoge el conjunto de planos (axial, coronal o sagital) que le

proporcione una mayor información del blanco que quiere delimitar. Después de haber seleccionado el conjunto que mejor le convenga empieza a delimitar plano por plano la ubicación del volumen blanco para posteriormente con el sistema de planeación proceder a realizar una reconstrucción tridimensional (es decir, volumétrica) de la lesión.

Durante los experimentos, los volúmenes a irradiar y el volumen del órgano de riesgo (tercer experimento) se muestran en la tabla 6.1, así como los volúmenes reales en cada caso.

Lesiones	Volumen real (cm ³)	Volumen delimitado en la planeación (cm ³)	Desviación en el volumen (%)
Lesión sólida (1er. exp.)	5.20	6.25	20
Lesión de aire (2do. exp.)	1.60	2.10	31
Lesión sólida (3er. exp.)	1.20	0.90	25
Órgano de riesgo (3er. exp)	0.40	0.45	12

TABLA 6.1 Volúmenes reales y obtenidos en la planeación para los tres experimentos realizados.

Como se observa en la tabla, al momento de delimitar la lesión se comete un error promedio entre todos los experimentos del 22% en el volumen a tratar, lo que querría decir que se estaría irradiando el tejido sano circundante en una cantidad considerable. Cabe mencionar que esta desviación en el volumen depende de la forma en que se haya delineado la lesión y del tamaño de la matriz de cálculo en el sistema de planeación, la cual divide el volumen, tanto del tejido sano como el tejido tumoral, en cubos (voxeles) que varían de 4 a 0.25 mm de lado.

Es por ello, que se debe hacer énfasis que únicamente el neurocirujano debe delimitar la lesión al momento de tratar a un paciente, y que se debe tener cuidado en el tamaño del voxel que se elija al momento de realizar el cálculo en los volúmenes, sobre todo si la lesión es pequeña y se encuentra en las cercanías de un órgano de riesgo.

6.2 Comparación cuantitativa entre los perfiles angulares de las curvas de isodosis.

En este trabajo se utilizaron películas de tinte radiocrómico GafChromic MD-55-2 y la dosis prescrita fue de 20 Gy al 100%. Durante el análisis se utilizó un escáner comercial marca Agfa DuoScan T1200 asociado a una computadora personal y las PTR se digitalizaron operando el escáner en modo de transmisión. La digitalización se realizó en modo de color con 12 bits/color por pixel. Sólo se utilizó la componente roja, por ser está la que nos proveía de mayor información [Alva 2001].

6.2.1 Comparación obtenida entre conos e intensidad modulada.

Los resultados obtenidos para la modalidad de conos muestran un buen acuerdo entre los cálculos y las medidas experimentales, para las curvas de isodosis altas, con un promedio de las diferencias de 1.10 mm en promedio para las curvas del 80% y 60 %. Las mayores discrepancias ocurren para las curvas de isodosis bajas, con un promedio de las diferencias de 1.76 mm a 4.09 mm para las curvas de isodosis del 40% y 20% respectivamente (este experimento sólo contempló el plano axial).

Para el caso de intensidad modulada se encontraron que los mejores acuerdos ocurren nuevamente para las curvas de isodosis altas, obteniendo un promedio de las diferencias de 0.44 mm para las curvas de isodosis de 80% y 60%, y nuevamente una mayor discrepancia para las curvas de isodosis bajas teniendo un promedio de las diferencias de 0.57 mm a 1.04 mm para las curvas de isodosis del 40% y 20% respectivamente (este experimento sólo contempló el plano axial).

Finalmente un análisis comparativo entre modalidades de tratamiento muestra que el mejor acuerdo entre las curvas de isodosis medidas experimentalmente y las calculadas por el sistema de planeación se presenta cuando se utiliza intensidad modulada.

Nuestro trabajo se realizó de manera similar a los existentes en la literatura, los cuales han reportado igualmente diferencias similares entre las medidas experimentales y los cálculos proporcionados por el sistema de planeación.

Algunos ejemplos son; Ramani (*et al* 1994) quien reporta una diferencia de 1.00 mm para las curvas de isodosis altas (90% y 50%), y valores de 5.00 mm para curvas de isodosis bajas (10%). Los autores utilizaron un maniquí esférico de acrílico y películas MD-55-2, su dosis prescrita fue de 50 Gy al 100%. La respuesta de sus películas se obtuvo utilizando un densitómetro comercial (X-Rite modelo 301) con una fuente de luz de $\lambda = 530$ nm.

Otros estudios también recientes nos muestran resultados similares a los encontrados en este trabajo durante la comparación de dos o más modalidades de tratamiento; por ejemplo, el estudio realizado por Timothy D. Solberg y otros colaboradores (2000) quienes reportan que el uso de mMLC (bajo las distintas modalidades de tratamiento en que pueden ser utilizadas) proporciona mayor beneficio en el depósito de dosis durante un tratamiento que con la utilización de arcos circulares no coplanares.

Por tanto, los resultados mostrados en este trabajo están en buen acuerdo con los reportados en la literatura. Cabe mencionar que en este trabajo se utilizó una dosis prescrita menor a la utilizada en otros estudios (en los que se utilizan dosis mayores debido a que la densidad óptica de las películas es proporcional a la dosis impartida) pero el trabajo se realizó de esta manera para que la dosis prescrita se encontrará en el intervalo de dosis útil en un tratamiento convencional de radiocirugía. Cabe resaltar también, que en este trabajo utilizamos un método de lectura de las películas menos sofisticado que en otros estudios.

Desde 1998, la cirugía y la radioterapia de intensidad modulada postoperatoria ha sido el tratamiento estándar del cáncer de los senos paranasales en varios centros hospitalarios [Claus 2002]. En la mayoría de los pacientes, la cirugía utilizando un abordaje transfacial o craneofacial produce una gran cavidad de aire. Aunado a eso, el cáncer de los senos paranasales se diagnostica con frecuencia en un estadio avanzado y una resección en bloque del tumor raramente es posible y frecuentemente de una gran morbilidad para los nervios craneales y estructuras ópticas [Paelinck 2003]. Es por ello, que una alternativa de tratamiento es la utilización de radiación ionizante en su modalidad de intensidad modulada.

Los resultados obtenidos para la modalidad de conos muestran un buen acuerdo entre los cálculos y las medidas experimentales, para las curvas de isodosis altas, con un promedio de las diferencias de 1.84 mm y 2.11 mm para las curvas del 80% y 60 %, respectivamente. Las mayores discrepancias ocurren para las curvas de isodosis bajas, con un promedio de las diferencias de 3.01 mm y 7.73 mm para las curvas de isodosis del 40% y 20% respectivamente (este experimento sólo contempló el plano axial).

En cuanto al caso de intensidad modulada se encontraron que los mejores acuerdos ocurren nuevamente para las curvas de isodosis altas, obteniendo un promedio de las diferencias de 1.01 mm y 1.33 mm para las curvas de isodosis de 80% y 60%, respectivamente, y nuevamente una mayor discrepancia para las curvas de isodosis bajas teniendo un promedio de las diferencias de 2.63 mm y 3.24 mm para las curvas de isodosis del 40% y 20% respectivamente (este experimento sólo contempló el plano axial).

Otro resultado que arroja este experimento en ambas modalidades, es que las dosis que calcula el sistema de planeación están sobreestimadas, es decir, las dosis que se miden en las películas son menores que las dosis que calcula el sistema.

Nuestro trabajo se realizó de manera similar a los existentes en la literatura, considerando una cavidad de aire, los cuales han reportado igualmente diferencias similares entre las medidas experimentales y los cálculos proporcionados por el sistema de planeación. En todos estos estudios, se ha observado que las dosis que calcula el sistema de planeación se sobreestiman.

Paelinck (2003) quien utilizó una maniquí de acrílico y películas radiocrómicas MD-55-2 (como en este trabajo) menciona que: la dosimetría en y alrededor de cavidades de aire puede ser afectada por la introducción de un dosímetro, y producir un error en la lectura de la estimación de la dosis. Las medidas en las películas muestran que en una cavidad de aire la dosis calculada es sobreestimada.

En otro trabajo realizado por Martens y colaboradores (2002) se menciona que: muchos tumores de cabeza y cuello se originan en las mucosas, estos se localizan en interfaces de aire-tejido donde se ha encontrado dosimétricamente una sobreestimación en parte de los tumores cuando se utilizan fotones de megavoltios. Un decrecimiento en la atenuación del haz, dispersión de fotones, desequilibrio electrónico y, campo pequeño afectan la distribución de la dosis [Martens 2002].

Finalmente otro trabajo reciente e importante es el de Dirk Verellen, el cual, obtiene resultados similares a los obtenidos en este trabajo [Linhout 2002].

Por tanto, debido a que se sabe que uno de los problemas asociados a la presencia de aire son las perturbaciones que ocurren en las fronteras (falta de equilibrio de partícula cargada), los valores obtenidos en esta tesis pueden tomarse con reserva y como un análisis cualitativo. De cualquier manera se puede concluir que se sobreestima la dosis prescrita durante el tratamiento, de igual manera que como lo menciona la literatura.

6.2.2 Comparación obtenida para un tratamiento de IMRS con un órgano de riesgo comprometido

Finalmente se realizó un último experimento el cual contemplaba un órgano de riesgo comprometido durante la irradiación. Este tipo de estudio era muy relevante de realizar pues el tratamiento de lesiones intracraneales frecuentemente involucra la irradiación de órganos de riesgo, para los cuales las dosis deben mantenerse debajo de valores umbrales. El algoritmo de planeación inversa con el que trabaja la modalidad de intensidad modulada penaliza los cálculos de dosis cuando existe un órgano de riesgo.

Por esta razón, era importante verificar la eficiencia del algoritmo respecto al depósito y la distribución de dosis cuando se restringe.

Este estudio se realizó para los tres planos: axial, coronal y sagital. Los resultados obtenidos muestran que no se puede afirmar que existe un mejor acuerdo entre las curvas de isodosis altas (80% y 60%), ni mayor discrepancia entre las curvas de isodosis bajas (40% y 20%) como se obtuvo en los dos experimentos anteriores.

Para el plano axial, los promedios de las diferencias para las curvas de isodosis altas fueron de 1.30 mm y 0.71 mm para las curvas del 80% y 60 %, respectivamente y para las curvas de isodosis bajas fueron de 1.52 mm y 0.19 mm para las curvas de isodosis del 40% y 20%, respectivamente.

En el plano coronal, los promedios de las diferencias para las curvas de isodosis altas fueron de 0.76 mm y 0.64 mm para las curvas del 80% y 60 %, y para las curvas de isodosis bajas fueron de 0.45 mm y 0.91 mm para las curvas de isodosis del 40% y 20% respectivamente.

Finalmente para el plano sagital, los promedios de las diferencias para las curvas de isodosis altas fueron de 0.32 mm y 0.43 mm para las curvas del 80% y 60 %, respectivamente y para las curvas de isodosis bajas fueron de 0.39 mm y 0.65 mm para las curvas de isodosis del 40% y 20% respectivamente.

De todos los resultados mencionados queda claro que la precisión que se obtiene en cada estudio depende no solamente de la dosis prescrita, sino también del protocolo que se utiliza (incluyendo el equipo) para la lectura de la respuesta de las películas de tinte radiocrómico.

6.3 Conclusiones

El objetivo central de esta tesis fue el desarrollar una metodología experimental que permitiera implementar el uso de películas de tinte radiocrómico GafChromic MD-55-2 para determinar la dosis y su distribución espacial en tratamientos de radiocirugía. Así mismo, realizar una comparación dosimétrica entre los cálculos que entrega el sistema de planeación y las medidas experimentales.

Los resultados mostrados en esta tesis indican que el protocolo experimental puede implementarse en aquellos hospitales que cuenten con un escáner comercial de

transmisión y películas de tinte radiocrómico MD-55-2, para el intervalo de dosis de 0 a 45 Gy.

6.3.1 Comparación dosimétrica entre las curvas de isodosis proporcionadas por el sistema de planeación y las medidas experimentales.

Las películas de tinte radiocrómico permitieron la determinación de curvas de isodosis experimentales a diferentes niveles 80%, 60%, 40% y 20%. Los resultados experimentales se compararon con aquellos calculados por el sistema de planeación encontrándose que en los dos primeros experimentos las mejores relaciones ocurren para las curvas de isodosis altas, y la mayor discrepancia existe para las curvas de isodosis bajas, para las cuales las dosis (del orden de 8 a 4 Gy) están cercanas a la sensibilidad reportada por el fabricante que es de 3 Gy. Esta sensibilidad depende indudablemente del equipo lector que se utilice. En el tercer experimento, con la presencia de un órgano de riesgo, los promedios de las diferencias obtenidos muestran que no se puede afirmar que exista un mejor acuerdo entre las curvas de isodosis altas, ni una mayor discrepancia en curvas de isodosis bajas.

6.3.2 Comparación entre dos modalidades de tratamiento para radiocirugía: conos vs intensidad modulada

A partir de las curvas de isodosis se puede concluir que, en un análisis comparativo entre modalidades de tratamiento la mejor relación entre las curvas de isodosis medidas experimentalmente y las calculadas por el sistema de planeación se presenta cuando se utiliza intensidad modulada. Esto se debe a que el algoritmo para el cálculo de dosis con el que trabaja la intensidad modulada (Pencil beam) toma en cuenta radiación dispersada a primer orden, en comparación con el algoritmo de arcos circulares no coplanares (Clarskon) que sólo toma en cuenta la atenuación del haz.

Igualmente, de los histogramas dosis-volumen presentados, se puede concluir que existe una distribución de dosis más homogénea cuando se trabaja con intensidad modulada que cuando se hace con conos.

Sin embargo, es importante mencionar que el uso de una técnica u otra depende de varios factores; la localización de la lesión, los órganos de riesgo involucrados, el tamaño, la forma etc. Sin embargo se tiene que mencionar que las dos modalidades son óptimas para ser utilizadas en radiocirugía, pues ninguna se sale del intervalo permitido para el depósito y la distribución de dosis.

Para el caso de lesiones paranasales, los experimentos nos indicaron que la dosis es sobrestimada por el sistema de planeación. Una posible causa se debe a que al poner la película en medio inhomogéneo, el haz de radiación es atenuado y la dosis estimada por la película subestima a la real (aunque no hay manera de cuantificar cuanto se está subestimado la dosis).

Otra posible causa de la sobrestimación de la dosis es que los algoritmos de cálculo de dosis (Clarkson para arcos circulares no coplanares y Pencil Beam para

intensidad modulada) se basan en medidas en agua, y por tanto, tienen problemas en las fronteras con inhomogeneidades. Es decir, los algoritmos tienen una aproximación muy pobre para el caso en que se tienen medios inhomogéneos.

También se debe mencionar que la resolución espacial y la calibración del tomógrafo durante la adquisición de las imágenes, tiene una influencia importante en los resultados producidos por el sistema de planeación, ya que considera los números de Housfield que éste entrega para calcular las densidades electrónicas del material irradiado durante la planeación, particularmente importante cuando se realiza la corrección por inhomogeneidades, como en todos los experimentos realizados. Medidas realizadas en el tomógrafo (marca General Electric modelo HiSpeed CT/i) propiedad del Instituto Nacional de Neurología con un maniquí de calibración mostró que las unidades Housfield asociadas a aire no eran las adecuadas, por lo que quizás, otra razón de la sobrestimación de la dosis sea producido por lo antes mencionado.

6.3.3 Comparación dosimétrica entre el sistema de planeación y las medidas experimentales cuando se involucra un órgano de riesgo.

En este trabajo se observó que cuando se compromete un órgano de riesgo no se puede establecer una mejor relación para los diferentes niveles de isodosis en cuanto a los promedios de las diferencias.

Como conclusión final, podemos decir que los resultados obtenidos en el presente trabajo muestran que los equipos y procedimientos utilizados por el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez” para suministrar tratamientos de Radiocirugía Estereotáctica en sus diferentes modalidades, son adecuados. Sin embargo, en situaciones en las que se involucren lesiones paranasales (hasta ahora no se ha tratado ninguna lesión de este tipo) se debe de tomar en cuenta este factor y tomar sus precauciones para tratar a este tipo de pacientes.

6.4 Trabajo a futuro

1. Realizar una comparación dosimétrica de las curvas de isodosis calculadas por el sistema de planeación y medidas experimentalmente en tres dimensiones.
2. Verificar la calibración del Tomógrafo (marca General Electric modelo HiSpeed CT/i) propiedad del Instituto Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suarez”.

APÉNDICE A

DOSIMETRÍA DE LA RADIACIÓN

A.1 Exposición, Dosis absorbida y Kerma

En los primeros años en que se empezó a tratar de caracterizar y medir un campo de radiación, se observó que la radiación era capaz de producir ionización en el aire, por lo cual la primera forma de medir la intensidad de un campo de radiación se estableció en términos de su capacidad para ionizar el aire, ya que era fácil medir la carga eléctrica de los iones producidos. Antes de definir la magnitud correspondiente se definió la unidad, a la cual se le denominó Roentgen (en honor del descubridor de los rayos X). El Roentgen se definió como la cantidad de rayos X o gamma que es capaz de producir en un centímetro cúbico de aire, en condiciones normales de presión y temperatura, una unidad electrostática de carga de cada signo.

La magnitud correspondiente que se utilizó para caracterizar un campo de radiación fue la exposición que es la cantidad de carga eléctrica que produce la radiación en la unidad de masa de aire. Matemáticamente, la exposición es el cociente de dQ entre dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en el aire cuando todos los electrones liberados por fotones en una masa de aire dm se frenan completamente en aire. Su expresión es:

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

Sus unidades de medida en el Sistema Internacional son de C/kg . La unidad especial es el Roentgen $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$.

La exposición sólo está definida para un tipo específico de radiación (electromagnética) y para un medio (aire), por lo cual esto limita su utilidad, por ello, para caracterizar el efecto de la radiación sobre la materia viva o inanimada, se definieron magnitudes relacionadas con la forma en que se absorbe la radiación.

La dosis absorbida es la cantidad de energía que la radiación deposita por unidad de masa del material irradiado. De acuerdo al reporte de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación [ICRU 1998], la dosis absorbida se define como:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía promedio depositada por la radiación ionizante en una porción de materia con masa dm . Sus unidades de medida en el Sistema Internacional son J/kg , o bien $J/kg = Gy$.

La dosis absorbida está definida para cualquier tipo de radiación ionizante y todo tipo de material con el cual interacciona.

En radioterapia, la magnitud de interés es la dosis absorbida en un material biológico determinado. Por razones de normalización se recomienda que las mediciones de la dosis absorbida en las prácticas radioterapéuticas sean referidas al agua [ICRU 1969]. Por lo cual, los equipos generadores de radiación ionizante deben ser calibrados en unidades de dosis absorbida en agua.

Finalmente, el kerma es la energía cinética inicial que adquieren las partículas cargadas (electrones) por la interacción de partículas no cargadas (fotones y neutrones) por unidad de masa del material irradiado. Con mayor formalidad el kerma se define como el cociente de dE_{tr} entre dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas en una cantidad de materia de masa dm .

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

Sus unidades de medida en el Sistema Internacional son J/kg .

A.2 Interacción de radiación con la materia

La operación de cualquier detector de radiación depende básicamente de la manera en que la radiación a ser detectada interactúa con el material del detector mismo. Una comprensión de la respuesta de un tipo específico de detector debe basarse en el conocimiento de los mecanismos por los cuales la radiación ionizante interactúa y pierde su energía en la materia.

La radiación ionizante puede producir ionización o excitación en el medio con el cual interactúa. La excitación consiste en el aumento de energía de un electrón en un átomo o molécula, sin que éste salga de su átomo. Si la radiación tiene la suficiente energía para sacar al electrón de su átomo, entonces este electrón de carga negativa deja al átomo con carga neta positiva. A este proceso se le llama ionización.

Una forma de clasificar a la radiación ionizante es a partir de las interacciones con la materia, sobre esta base existen dos tipos de radiación ionizante: la radiación directamente ionizante, que comprende todas las partículas cargadas (e^- , e^+ , p , etc.) y la radiación indirectamente ionizante, que comprende todas las partículas no cargadas (neutrones, rayos X , rayos γ). Se les llama indirectamente ionizantes, pues las partículas cargadas que resultan de la interacción con la materia son las que finalmente ionizan o excitan los átomos del medio.

A.2.1 Interacción de haces de fotones con la materia

Debido a nuestro interés en radioterapia (particularmente el radiocirugía estereotáctica), las radiaciones ionizantes que nos interesan son los fotones. Existen varios procesos de interacción con la materia para fotones, pero sólo tres de ellos son relevantes para radioterapia, estos son: efecto fotoeléctrico, efecto Compton, y creación de pares.

A.2.1.1 Efecto fotoeléctrico

La cinemática de este proceso consiste en que un fotón incidente interactúa con un electrón ligado de las órbitas más internas del átomo (K, L, M o N) dando como resultado la transferencia de toda la energía del fotón (el cual desaparece totalmente), generándose un electrón *fotoeléctrico*; este electrón sale de su órbita con una energía cinética T igual a la energía del fotón incidente $h\nu$ menos la energía de ligadura del electrón E_b (Figura A.1). Matemáticamente, se expresa como:

$$T_e = h\nu - E_b$$

La interacción fotoeléctrica crea un átomo ionizado con una vacancia en una de sus capas; dicho espacio vacante es rápidamente ocupado por otro electrón de las órbitas más externas. Durante este proceso se pueden producir rayos X característicos, llamados así porque su energía es igual a la diferencia energética que existe entre las órbitas del electrón expulsado y el electrón que ocupa la vacancia. En esta interacción es también posible que se emitan electrones Auger, los cuales son electrones monoenergéticos producidos por la absorción interna de rayos X característicos en el átomo y la reemisión de energía en forma de electrones orbitales expulsados del átomo [Kahn 2003].

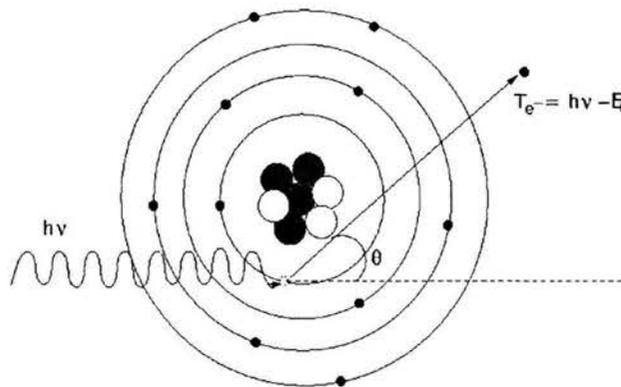


FIGURA A.1 Representación del efecto fotoeléctrico.

El efecto fotoeléctrico es el mecanismo de interacción que predomina para fotones de baja energía (su intervalo es de 0.01 keV a 1 MeV); este proceso se acentúa cuando se utilizan materiales de números atómicos Z , altos. La probabilidad de que un

electrón sea liberado es máxima si el fotón incidente tiene justo la energía de ligadura para sacar al electrón de su orbita. La probabilidad de que ocurra un efecto fotoeléctrico es:

$$\frac{\tau}{\rho} = \frac{Z^n}{h\nu^3}$$

donde ρ es la densidad del material atenuador y el exponente n varia entre 3 y 3.8 para materiales de Z altos, y para materiales de Z bajo es 4.8.

A.2.1.2 Dispersión Compton

La cinemática de este proceso consiste en que un fotón incidente interacciona con un electrón atómico poco ligado de las capas más externas del átomo. En este proceso, el fotón incidente transfiere parte de su energía al electrón, el cual es sacado de su órbita y se comienza a mover en el medio a un ángulo θ con respecto a la dirección de incidencia original, el resto de la energía es utilizada por el fotón dispersado (fotón Compton), el cual también se mueve a un ángulo ϕ (Figura A.2).

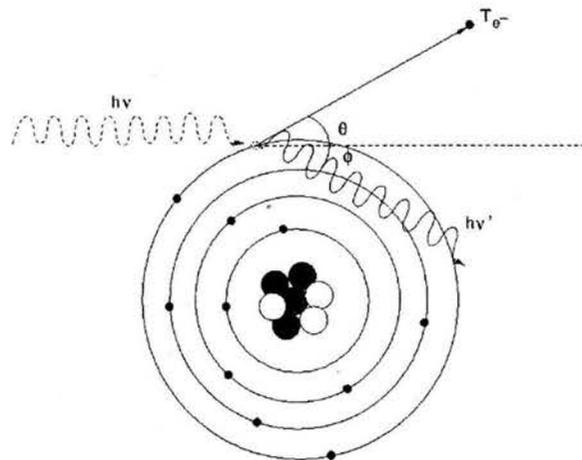


FIGURA A.2 Representación del efecto Compton.

A partir de leyes de conservación de la energía y momento lineal se puede derivar la expresión matemática que relaciona la energía que se le transfiere al fotón Compton y su ángulo de dispersión, que es:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)}$$

donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente y m_0c^2 es la energía en reposo del electrón (0.511 MeV). La energía que se le transfirió al electrón, está dada por la expresión:

$$T_e = h\nu - h\nu'$$

La probabilidad de que se lleve a cabo una dispersión Compton por átomo del material depende del número de electrones disponibles como blanco, por lo que la dependencia es lineal con Z , esto es:

$$\frac{\sigma}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} \sigma_e$$

donde N_A es el número de Avogadro, A es el peso molecular del material y σ_e es la probabilidad de interacción por electrón en el medio. Como la interacción Compton se efectúa sólo con electrones "libres" (poco ligados), $E_b \approx 0$, σ_e es independiente del número atómico.

En tejido blando, para fotones en el intervalo de energías de 100 keV a 10 MeV, (caso en particular de interés para la radiocirugía estereotáctica) el efecto predominante es el Compton.

A.2.1.3 Producción de pares

La cinemática de este proceso se lleva a cabo en las cercanías del campo coulombiano del núcleo, durante esta interacción el fotón desaparece y es remplazado por un par electrón-positrón. (Figura A.3)

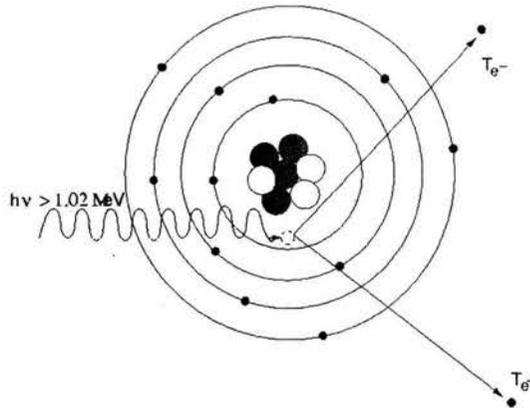


FIGURA A.3 Representación del proceso de producción de pares.

El requisito para que se pueda llevar a cabo este proceso es que la energía del fotón incidente sea mayor o igual que 1.022 MeV. Esto se debe a que la masa en reposo del electrón es equivalente a 0.511 MeV, por lo que el mínimo de energía requerida para que se lleve a cabo la producción de pares es 1.022 MeV; entre mayor sea la energía, mayor es la probabilidad de que ocurra la producción de pares. Si la energía del fotón es mayor a 1.022 MeV, el exceso de energía se reparte entre las partículas en forma de energía cinética.

De acuerdo a la ley de conservación de la energía, la energía cinética del electrón y del positrón está dada por la expresión:

$$T_{e^-} + T_{e^+} = h\nu - 2m_0c^2$$

donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente, m_0c^2 la energía en reposo del electrón, T_{e^-} es la energía impartida al electrón y T_{e^+} es la energía impartida al positrón. El electrón y el positrón no necesariamente reciben la misma energía cinética. Su energía promedio está dada por:

$$T_{e^-,e^+} = \frac{h\nu - 1.022\text{MeV}}{2}$$

La probabilidad de producción de pares por núcleo del material, varía aproximadamente con el cuadrado del número atómico del material, esto es:

$$\frac{\kappa}{\rho} = \frac{N_A}{A} {}_a\kappa$$

donde ${}_a\kappa$ es la probabilidad de interacción por átomo, la cual depende de Z^2 .

A.2.2 Coeficiente total de atenuación

La radiación electromagnética no puede ser absorbida completamente por el material irradiado, sino que sólo disminuye su intensidad al aumentar el espesor del material absorbedor. Si consideramos por ejemplo, un haz angosto monoenergético, el cual posee una intensidad inicial I_0 y un material absorbedor con un espesor x , la intensidad del haz que atravesará el material absorbedor sin interactuar en él, se puede expresar matemáticamente como:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

A esta expresión se le conoce como la ley de atenuación exponencial, donde μ es el coeficiente lineal de atenuación que depende del tipo de material y de la energía de los fotones del haz, cuyas unidades son cm^{-1} . A este coeficiente se le puede interpretar como la probabilidad de que un fotón interactúe en el medio absorbedor por unidad de distancia recorrida, sin importar el tipo de interacción que sufre. Si dividimos μ entre la densidad del medio ρ , entonces estaremos tratando con el coeficiente másico de atenuación, μ/ρ , que tiene unidades de cm^2/g .

El coeficiente másico total de atenuación para fotones es la suma de todas las probabilidades másicas para cada uno de los fenómenos antes mencionados, por tanto:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho}$$

donde τ/ρ es la contribución del efecto fotoeléctrico, σ/ρ es la del efecto Compton, y κ/ρ es la de la producción de pares.

La importancia relativa para que se dé cada efecto depende de la energía del fotón incidente $E_\gamma = h\nu$ y del número atómico Z del medio absorbedor. La figura A.4 indica las regiones de Z y E_γ en las cuales cada interacción predomina.

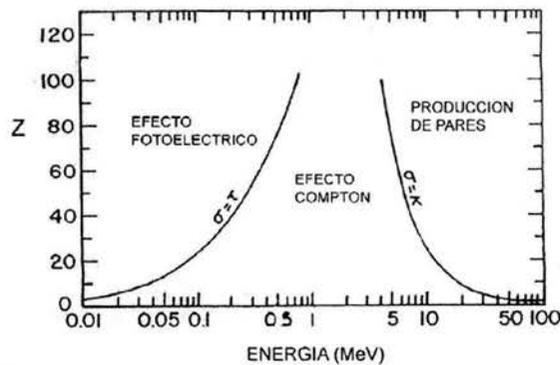


FIGURA A.4 Importancia relativa para los tres procesos principales de interacción de fotones con la materia.

Las curvas muestran que el efecto fotoeléctrico domina para fotones de baja energía, el efecto Compton lo hace para fotones de energía media, cuyo intervalo va de 20 keV a aproximadamente 30 MeV, y finalmente la producción de pares domina en la región de altas energías. Para números atómicos Z bajos, como lo son el carbón, el aire, el agua y el tejido humano (que es de nuestro interés) el efecto dominante es el Compton. Conforme se va aumentando el número atómico Z del medio absorbedor, el efecto Compton se va estrechando y empiezan a predominar los otros efectos restantes.

A.2.3 Coeficientes de transferencia y absorción de energía

El coeficiente lineal de transferencia μ_{tr} representa la fracción de energía transferida, por los fotones, en forma de energía cinética a las partículas cargadas por unidad de espesor del material absorbedor. Este coeficiente se relaciona con el coeficiente lineal de atenuación por medio de la expresión:

$$\mu_{tr} = (\overline{E_{tr}}/h\nu)\mu$$

donde $h\nu$ es la energía de los fotones incidentes que atraviesan un material de espesor x , y $\overline{E_{tr}}$ es la energía promedio transferida a las partículas cargadas en forma de energía cinética por interacción.

El coeficiente de absorción de energía μ_{en} representa la fracción de energía absorbida por el material. Su expresión que lo relaciona con el coeficiente lineal de atenuación es:

$$\mu_{en} = (\overline{E_{en}}/h\nu)\mu$$

donde $\overline{E_{en}}$ es la energía promedio absorbida por el material por interacción.

Se puede relacionar igualmente los coeficientes de transferencia y absorción de energía por medio de la expresión:

$$\mu_{en} = (1 - g)\mu_{tr}$$

donde g es la fracción de energía que se pierde por radiación de frenado.

Al igual que el coeficiente lineal de atenuación, los coeficientes de transferencia y absorción de energía pueden pasar a ser coeficientes másicos, dividiéndolos entre la densidad del material absorbedor.

A.2.4 Interacción de haces de electrones con la materia

Como se mencionó anteriormente, a las partículas cargadas se les conoce como radiación directamente ionizante, por ser éstas las que producen excitación o ionización en el medio irradiado; mientras que las partículas no cargadas se conocen como radiación indirectamente ionizante, pues durante la interacción con el medio generan partículas cargadas secundarias, las cuales producen excitación e ionización en el medio depositando su energía.

Por tanto, las partículas cargadas (e^- , e^+ , p , etc.) pierden su energía de manera distinta a las partículas no cargadas (neutrones, rayos X , rayos γ). Un fotón incidente por ejemplo, puede atravesar un trozo de material sin sufrir ninguna interacción, y por lo tanto no perderá energía; o puede sufrir pocas interacciones perdiendo su energía en uno o más eventos catastróficos.

En cambio las partículas cargadas al estar sujetas a la fuerza eléctrica del campo Coulombiano sufren muchas interacciones azarosas; interactúan con uno o más electrones o con el núcleo de prácticamente todos los átomos que le rodean, por tanto, en muchas de estas interacciones transfieren pequeñas fracciones de su energía produciendo mucha ionización y excitación.

Debido a que durante las interacciones que sufren las partículas cargadas transfieren su energía cinética en fracciones muy pequeñas, se puede decir que éstas

pierden su energía cinética gradualmente, y se puede aproximar a un poder de frenado continuo.

Otra diferencia, entre partículas cargadas y no cargadas radica en que desde el punto de vista estocástico es imposible predecir con precisión que tan lejos un fotón penetra en el material absorbedor, mientras que es más simple determinar, debido a las interacciones que sufren, hasta donde penetran las partículas cargadas.

Por ello, para el estudio de las interacciones de electrones (partículas cargadas) con la materia se cuenta con dos parámetros. Uno es el alcance R , el cual representa qué tan lejos llegará una partícula dentro del material absorbedor con respecto a la dirección de incidencia del haz; y el otro es el poder de frenado lineal o másico (dT/dx) o $(dT/\rho dx)$ que representa la pérdida de energía por unidad de longitud medida en línea recta; inclusive se puede utilizar el número de pares de iones que se producen por unidad de longitud, a lo que se le llama ionización específica dN/dx .

A.2.4.1 Interacciones Coulombianas

Éstas pueden ser caracterizadas en términos del parámetro de impacto b y del radio atómico a . Existen cuatro posibles interacciones: colisiones suaves, colisiones fuertes, interacciones coulombianas con el campo externo del núcleo y finalmente las interacciones nucleares por partículas cargadas pesadas. La figura A.5 muestra los parámetros antes mencionados.

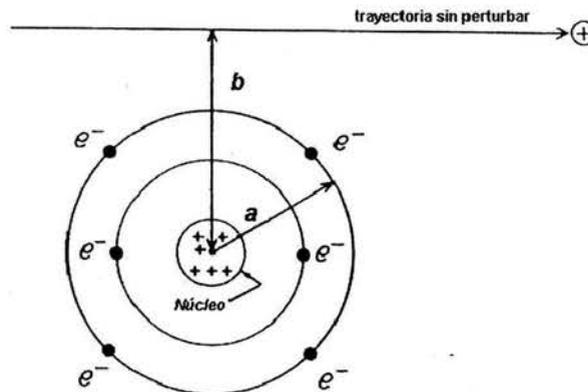


FIGURA A.5 Parámetros importantes en las colisiones de partículas cargadas donde b es el parámetro de impacto y a el radio atómico.

A.2.4.1.1 Colisiones suaves ($b \gg a$)

En este tipo de colisiones, las partículas cargadas pasan a una distancia considerable del átomo, por lo tanto la influencia del campo coulombiano de la partícula cargada afecta al átomo como un todo; algunas veces excitándolo a un nivel de energía mayor y otras veces ionizándolo sacando a un electrón de valencia. El efecto neto es la transferencia de una pequeña cantidad de energía (pocos eV) a un átomo del medio.

Como es más probable que existan valores grandes de b que interacciones cercanas al núcleo, las colisiones suaves son el tipo más numeroso de interacciones de partículas cargadas, de esta manera se podría decir a groso modo, que la mitad de la energía transferida al medio se debe a este tipo de interacciones.

A.2.4.1.2 Colisiones fuertes ($b \approx a$)

En este caso, las partículas cargadas interactúan con un electrón atómico que es sacado del átomo con una energía cinética considerable, llamándoles electrones secundarios ó rayos δ . Estos rayos δ tienen la suficiente energía como para sufrir interacciones coulombianas, disipando su energía a lo largo de una traza separada de la partícula cargada inicial.

Las colisiones fuertes son pocas comparadas con las suaves pero en general, las fracciones promedio de energía que pierden las partículas cargadas son comparables.

A.2.4.1.3 Interacciones coulombianas con el campo externo del núcleo ($b \ll a$)

Estas interacciones se producen principalmente con el núcleo, y es más importante para electrones que para otras partículas cargadas. No producen rayos X , ni transferencia de energía.

En aproximadamente el 97-98% de este tipo de interacciones, los electrones son dispersados elásticamente y no emiten rayos X , ni excitan al núcleo perdiendo únicamente la energía necesaria para que haya conservación de momento. En el resto de las interacciones 2-3% los electrones sufren colisiones inelásticas produciendo radiación de frenado.

A.3 Equilibrio de partícula cargada

Si consideramos un volumen V de un material irradiado, se dice que existe equilibrio de partículas cargadas en dicho volumen, si para cada partícula cargada de un tipo y energía dados que sale de él, es reemplazada por otra partícula cargada idéntica de la misma energía que lo penetra. La figura A.6 muestra de manera esquemática este concepto.

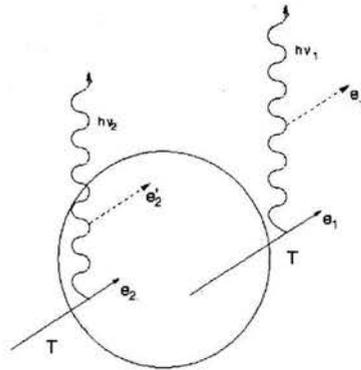


FIGURA A.6 Dibujo esquemático que ilustra el concepto de equilibrio de partícula cargada.

Es importante tener equilibrio de partícula cargada durante un experimento porque de esta manera se asegura que el material utilizado bajo esta condición actúa realmente con un dosímetro, y por ende nos sirve en dosimetría para determinar la dosis que se deposita en un experimento.

En la práctica dosimétrica esto se logra colocando el dosímetro a irradiar entre un material, tal que, su espesor sea al menos igual al alcance de los electrones secundarios más energéticos en dicho material; esto con el fin de que en el material se produzcan los electrones que entran al dosímetro, los cuales compensarán a los que salen de él, logrando un equilibrio de partícula cargada.

A.4 Teoría de Cavidades

En la práctica no es posible medir directamente la dosis absorbida en un medio irradiado, por ello, se requiere la utilización de dispositivos aptos para cuantificar la dosis absorbida; tales como dosímetros termoluminiscentes, películas de tinte radiocrómico, cámaras de ionización, etc., por medio de los cuales, se establece una relación entre la dosis absorbida por éstos y la dosis absorbida por el medio de interés.

Para poder relacionar la dosis absorbida por el dispositivo de medida con la dosis absorbida por el medio de interés, se utiliza lo que se conoce como teoría de cavidades.

A.4.1 Teoría de Bragg-Gray

Si consideramos una interfaz entre dos medios distintos g y w (Figura A.7), y suponemos que existe una afluencia Φ [cm^{-2}] de partículas cargadas idénticas, con energía T , que pasa a través de ésta; entonces la dosis absorbida en la frontera del lado g será [Attix 1986]:

$$D_g = \phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \right]_T$$

y la dosis absorbida del lado w será:

$$D_w = \phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \right]_T$$

donde $\left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \right]_T$ y $\left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \right]_T$ son los poderes de frenado máxicos de colisión respectivos.

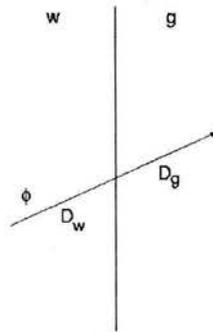


FIGURA A.7 Afluencia de partículas cargadas cruzando una interfaz entre dos medios w y g .

Si suponemos además, que la afluencia de partículas es continua se puede establecer el cociente de las dosis absorbidas en los dos medios:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w}}{\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g}}$$

Esta relación fue utilizada por Bragg y Gray para relacionar la dosis absorbida de la cavidad g con la dosis absorbida en el medio w .

Si consideramos ahora una región homogénea de un medio w , el cual contiene una capa delgada o una cavidad llena de otro medio g , (Figura A.8) para que esta pueda ser considerada una cavidad del tipo Bragg-Gray se deben cumplir dos condiciones:

1. El espesor de la capa g es pequeño en comparación con el alcance de las partículas cargadas que la atraviesan, de tal manera que su presencia no perturba el campo de partículas cargadas.
2. La dosis absorbida en la cavidad es depositada enteramente por las partículas cargadas que la atraviesan.

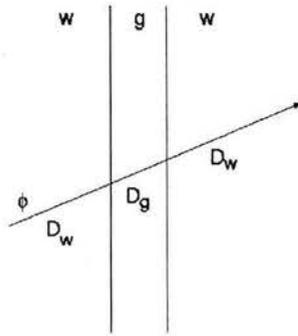


FIGURA A.8 Afluencia de partículas cargadas pasando a través de una cavidad de un medio g , envuelta en un medio w .

Bajo estas condiciones, el cociente de las dosis absorbidas del medio w y la cavidad g , para un haz monoenergético de partículas cargadas que cruza la cavidad es [Attix 1986]:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{(dT/\rho dx)_{c,w}}{(dT/\rho dx)_{c,g}}$$

Para el caso de un haz polienergético, se tiene una distribución diferencial de energía Φ_T (partículas $\text{cm}^{-2} \text{MeV}^{-1}$), por lo cual, se debe utilizar el poder másico de frenado de colisión promedio, por tanto el cociente de las dosis absorbidas es:

$$D_g^w = \frac{D_w}{D_g} = \frac{m \bar{S}_w}{m \bar{S}_g} = m \bar{S}_g^w$$

A.4.2 Teoría de Spencer-Attix

Esta teoría constituye un refinamiento de la relación de Bragg-Gray, la cual considera dos factores importantes en el depósito de dosis: los rayos δ y el tamaño de la cavidad caracterizado por un parámetro Δ .

Con ello, se considera que los electrones secundarios con una energía superior a un cierto valor umbral Δ depositan su energía fuera de la cavidad. El valor Δ se toma arbitrariamente como la energía promedio de los electrones que tiene alcances proyectados justo lo bastante grandes como para cruzar la cavidad (usualmente se utiliza un valor de $\Delta = 10 \text{ keV}$). Un electrón secundario con energía inferior a Δ se supone que deposita su energía en el punto en que fue creado, mientras que un electrón secundario con energía superior a Δ se considera que no deposita su energía en la cavidad sino hasta que haya alcanzado una energía inferior a Δ . El cociente de dosis absorbidas es:

$$D_g^w = \left(m \bar{S}_g^w \right)_\Delta$$

donde $\left(\bar{S}_g^w\right)_\Delta$ es el cociente de los poderes de frenado másicos de colisión restringidos de los medios w y g , promediados sobre el espectro total de los electrones y restringidos a pérdidas energéticas inferiores a Δ .

A.4.3 Teoría de Burlin

Esta teoría considera el tamaño de las cavidades. Se consideran tres tamaños posibles: pequeñas, medianas y grandes, comparándolas con el alcance de los electrones secundarios. Así el cociente de dosis absorbidas esta dado por:

$$\frac{\bar{D}_g}{D_w} = d \cdot \bar{S}_w^g + (1-d) \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_w^g$$

donde d es un parámetro relacionado con el tamaño de la cavidad (el cual tiende a 1 para cavidades pequeñas y a 0 para cavidades grandes), \bar{D}_g es la dosis absorbida promedio en la cavidad g , D_w es la dosis absorbida en el medio w bajo condiciones de equilibrio de partícula cargada y $\left(\bar{\mu}_{en}/\rho\right)_w^g$ es el cociente de los coeficientes de absorción de energía másicos de los medios g y w , promediados sobre el espectro de energía de los fotones.

APENDICE B EVALUACIÓN DEL SISTEMA DE MICRO-MULTIHOJAS

B.1 Introducción

Una de las modalidades de tratamiento con las que trabaja el acelerador lineal del Instituto de Neurología es la de intensidad modulada. Para que dicha modalidad pueda llevarse a cabo es necesaria la utilización de un sistema de colimación llamado micro-multihojas (mMLC). Es importante por ello, realizar un comisionamiento (análisis) de este sistema para garantizar que las características físicas (parámetros) estén dentro de los márgenes de seguridad radiológica y de las especificaciones del fabricante.

B.2 Sistema de micro-multihojas (mMLC)

El sistema de mMLC consiste en 26 pares de láminas de tungsteno de diferentes dimensiones, las cuales se mueven perpendicularmente al eje central del haz de radiación. 14 pares en el área central del campo tienen 3mm de ancho y 6 pares tienen un ancho de 4.5 y 5.5 mm en los bordes. Este sistema de multihojas (mMLC) está localizado en la parte más externa del acelerador lineal de 6 MV.

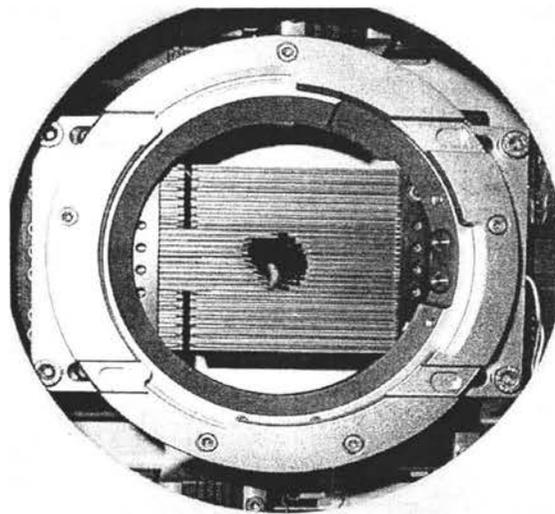


FIGURA B.1 Sistema de micro-multihojas.

B.3 Descripción de las mMLC

Las especificaciones de las micro-multihojas son las siguientes:

Tamaño máximo de campo	98 × 98 mm
Número de hojas	52 (26 pares)
Ancho de las hojas	14 × 3.0 mm (en el centro del campo) 6 × 4.5 mm (a la derecha y a la izquierda de las hojas de 3 mm) 6 × 5.5 mm (a la derecha e izquierda en los bordes del campo)
Material de la hojas	Tungsteno
Recomendación para la transmisión de las hojas	Menos del 2%
Maxima velocidad de las hojas	1.0 cm/s
Precisión en el reposicionamiento de las hojas	<0.1 mm
Movimiento de la hojas	Paralelo a colimador primarios
Peso	30 kg aproximadamente

B.4 Características físicas de las mMLC

Las características físicas que deben analizarse durante el comisionamiento de las mMLC son: transmisión, radiación de fuga, penumbra 80-20% para campos cuadrados y penumbra 80-20% para campos no cuadrados.

B.4.1 Transmisión

Esta característica se refiere a la cantidad de radiación que pasa a través de las micro-multihojas cuando se tiene un campo cerrado, y que obviamente contribuye a la radiación que se le entrega al paciente. Dicha característica generalmente se mide mediante películas radiográficas o películas de tinte radiocrómico, ambas calibradas previamente; durante la prueba se toma una distancia fuente superficie (SSD) dada, y la película se coloca por debajo de un cierto espesor de material, de tal manera, que quede colocada después del punto donde se encuentra la dosis máxima (este punto depende de la energía nominal que proporcione el acelerador a los electrones). Posteriormente se cierran todas las láminas y se irradia a determinada dosis (en Gy o unidades monitor conocidas), y finalmente se obtienen perfiles los cuales son analizados para cuantificar la cantidad de radiación proporcional que atraviesan las láminas.

B.4.2 Radiación de fuga

Esta medición se refiere a la cantidad de radiación que pasa entre las láminas en un campo cerrado, y que igualmente contribuye a la radiación que se le entrega al paciente. Las condiciones en que se mide esta característica son las mismas que para la prueba de transmisión, únicamente que se analiza en el perfil el espacio correspondiente entre las láminas.

De tal forma que la radiación mínima obtenida en un perfil cualquiera corresponde a la transmisión de las multihojas y la radiación máxima obtenida en dicho perfil corresponde a la radiación de fuga.

B.4.3 Penumbra 80 - 20%

La penumbra física 80- 20 % se define para un campo abierto como el ancho que existe entre las curvas de isodosis del 80 % y del 20%. Para esta prueba las películas se colocan bajo los mismos parámetros de las pruebas anteriores. En esta prueba se generan diferentes tamaños de campo y se irradia una película para cada caso; posteriormente éstas son analizadas obteniendo las curvas de isodosis para el 80% y el 20%, con lo cual, se mide el ancho entre estas curvas de isodosis.

B.4.4 Penumbra producida por campos no cuadrados

En este caso, se genera por medio de las micro-multihojas un campo irregular con la forma que se desee, y se obtienen las curvas de isodosis del 80 y del 20 % para determinar el ancho de la penumbra 80% - 20% anteriormente definida.

B.5 Comisionamiento de las mMLC del acelerador lineal propiedad de INNyN.

Durante el comisionamiento de las mMLC se utilizaron películas radiográficas y películas de tinte radiocrómico. En todos los casos, las respuestas de las películas se midieron utilizando un escáner comercial en modo de transmisión AFGA DuoScan T1200, usando una resolución espacial de 300 puntos por pulgada y 36 bits de color (12 bits por color, rojo, verde y azul). Adicionalmente, se utilizó un densitómetro Victoreen (modelo 07424, número de serie 95590) para medir la densidad óptica de las películas radiográfica, para así compararlas con los resultados obtenidos durante el escaneo.

B.5.1 Transmisión y radiación de fuga

Para las pruebas de transmisión y radiación de fuga se utilizaron películas radiográficas Kodak (X-OMAT, T-MAT G/BA 24 × 30 cm²) previamente calibradas en el acelerador de 6 MV propiedad del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía a un intervalo de dosis de 0 a 12 unidades monitor (MU). En este trabajo, una unidad monitor (MU) corresponde a 0.99 cGy.

Las densidades de las películas fueron medidas en términos de la densidad estándar definida como [Attix 1986]:

$$SD = \frac{(OD) - (OD)_f}{(OD)_m - (OD)_f}$$

Donde (OD) es la densidad óptica de la película expuesta, $(OD)_f$ es la densidad óptica de la película no expuesta (fondo), y $(OD)_m$ es la máxima densidad óptica medida.

Las películas fueron irradiadas a una profundidad de 1.5 cm por debajo de láminas de lucita, a un SSD 98.5 cm y el tamaño del campo utilizado fue de 9.8×9.8 cm². Las láminas fueron cerradas en su totalidad y se expusieron las películas a 12 unidades monitor. Después de la irradiación, las películas fueron manipuladas según los procedimientos estándares [Xia 1999]. Finalmente, mediante el análisis de los perfiles obtenidos se tomaron las medidas de la radiación máxima y mínima para obtener con ello, la radiación de fuga y la transmisión.

B.5.2 Penumbra 80 - 20%

Para la prueba de la penumbra 80- 20 % se utilizaron películas GafChromic HD-180 previamente calibradas en el acelerador de 6 MV propiedad del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía en un intervalo de 0 a 35 Gy. Nuevamente las películas fueron irradiadas a una profundidad de 1.5 cm por debajo de unas láminas de lucita, y utilizando un SSD de 98.5 cm. Se irradiaron cuatro películas a diferentes tamaños de campo (2×2 , 4×4 , 6×6 , 9.8×9.8 cm²) formados sólo por las quijadas. Posteriormente las películas expuestas fueron digitalizadas en modo de transmisión con el escáner AFGA DuoScan T1200, de ahí, se obtuvieron perfiles transversales de las imágenes, cuyas intensidades fueron asociadas con sus respectivas dosis por medio de su curva de calibración, se determinaron las curvas de isodosis del 80% y del 20%. Finalmente se midió la penumbra 80-20%.

Se irradió una película con un campo no cuadrado producido con las mMLC, bajo los mismos parámetros y el mismo análisis que para los casos de campos regulares.

B.6 Resultados

Los resultados obtenidos fueron:

La figura B.2 muestra la distribución de dosis relativa obtenida a través de un perfil en las láminas. La radiación de fuga medida entre las láminas fue de 2.67 ± 0.11 %, y la transmisión medida a través de las laminas fue de 1.55 ± 0.01 %. Estos valores obtenidos reproducen los que se han reportan en la literatura [Hartmann 2002].

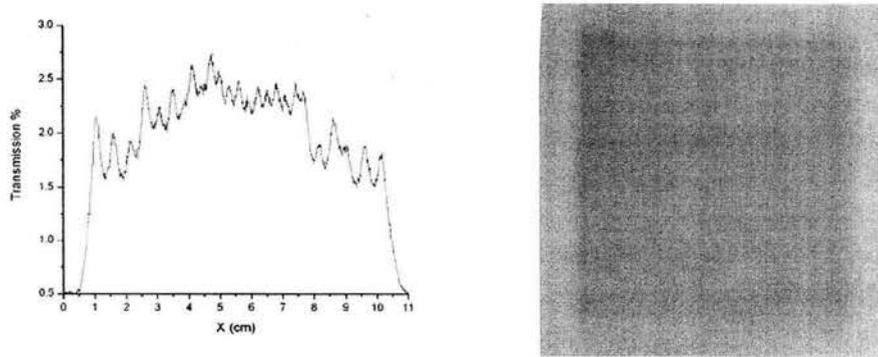


FIGURA B.2 Transmisión a través del sistema mMLC.

La variación de la penumbra 80-20% como función del tamaño de campo cuadrado se ilustra en la figura B.3, en donde se aprecia que la penumbra no varió significativamente. El valor de la medida de la penumbra 80- 20 % fue de 2.43 ± 0.15 mm.

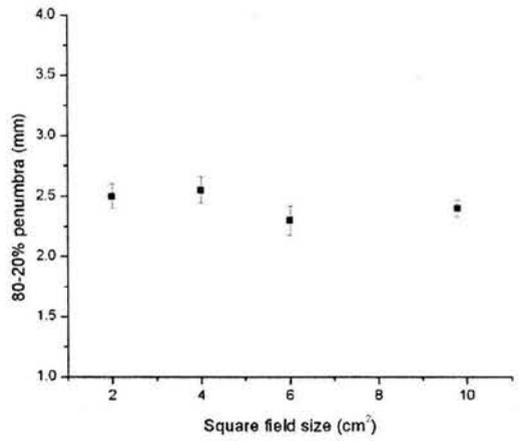
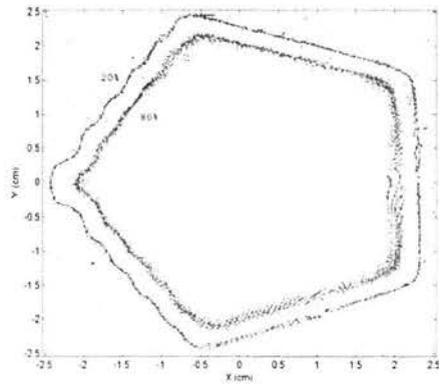
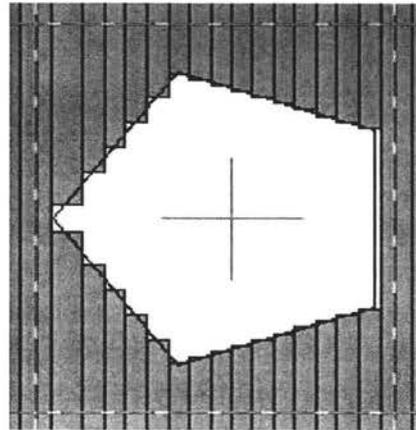


FIGURA B.3 Penumbra para diferentes tamaños de campos cuadrados.

En la figura B.4 se muestran las curvas de isodosis 80 y 20% producida por un campo pentagonal creado por las multihojas para medir la penumbra 80-20% de un campo irregular. Se puede observar que en las distancias negativas en el eje x tiene una ligera variación en la ocurrencia de las curvas de isodosis. Este efecto puede atribuirse al número y al tamaño de las micro-multihojas utilizadas para producir el campo pentagonal (como se muestra en la figura A.4 b). Las medidas de penumbra 80-20% máxima y mínima fueron de 4.8 y 3.0 mm, respectivamente. Estos valores también reproducen los que se han reportan en la literatura [Xia 1999].



(a)



(b)

FIGURA B.4 Campo pentagonal. a) Medidas en la película en términos de las curvas de isodosis 80 y 20%. b) Posición de las mMLC para la formación de un campo pentagonal.

B.7 Conclusiones

Las medidas dosimétricas que se obtuvieron durante la realización de este trabajo para la transmisión, radiación de fuga y penumbra 80-20% muestran que el sistema de colimación por micro-multihojas de Novalis cumple con los márgenes de seguridad radiológica y las especificaciones del fabricante y además que son reproducibles de acuerdo a lo reportado en la literatura.

APÉNDICE C

CARACTERIZACIÓN DEL HAZ DE RADIACION EN UN LINAC. ALGORITMOS DE PLANEACIÓN DE TRATAMIENTO PARA LA MODALIDAD DE ARCOS CIRCULARES NO COPLANARES: CLARKSON

Para conocer la distribución de dosis en un paciente se requiere de un algoritmo de cálculo de dosis, que por lo general necesita de la caracterización de haz de radiación. En este apéndice se desarrollaran los algoritmos de Clarkson y Pencil Beam que son los que utiliza el sistema de planeación.

C.1 CARACTERIZACIÓN DEL HAZ DE RADIACIÓN

Antes de empezar a utilizar cualquier acelerador lineal de uso clínico, es necesario caracterizar su o sus haces de radiación, dicha caracterización requiere de 4 a 8 horas para una sola energía y una sola modalidad (electrones o fotones). Después de ello, se deberán repetir todos los análisis de caracterización cada seis meses.

El acelerador lineal del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía cuenta con una sola energía nominal de 6 MV, y una sola modalidad: haces de fotones. Es por ello, que este apéndice sólo definirá la caracterización de un haz de fotones.

Dicha caracterización consiste tanto de medidas puntuales, como de medidas de barrido. Las medidas puntuales consisten en la medición de: factor absoluto de rendimiento, factores de dispersión de los colimadores, factores de dispersión producidos en los maniqués y factores de dispersión totales. Las medidas de barrido consisten en la medición de: razón máxima de tejido (TMR), porcentaje de dosis a profundidad (PDD), razón fuera del eje central (OAR). Para efectuar dichas mediciones existen protocolos internacionales como el realizado por la Asociación Americana de Físicos Médicos en su reporte TG21 [AAPM 1999] o el propuesto por la Agencia Internacional de Energía Atómica en su reporte IAEA 398 [IAEA 2000] que mencionan cómo se deben llevar a cabo las mediciones durante la caracterización de haces de radiación.

C.2 Algoritmo de Clarkson

La distribución de dosis que calcula este algoritmo está basada en varias medidas realizadas durante la caracterización del haz de radiación. Este algoritmo se aplica únicamente cuando se trabaja bajo la modalidad de arcos circulares no coplanares (conos).

C.2.1 Definición de la profundidad en donde la dosis es máxima d_{max}

La profundidad d_{max} es la profundidad donde la razón máxima de tejido (TMR) o el porcentaje de dosis a profundidad (PDD) alcanzan su valor máximo. Esta profundidad varía con el tamaño del campo, tanto para campos cuadrados como para campos circulares.

Pero el sistema de planeación promedia dicha d_{max} y toma este valor promedio como el punto de referencia para medir los factores de dispersión totales.

C.2.2 Valores de dosis (D)

La función que calcula la dosis en este algoritmo depende de cuatro parámetros, el diámetro del colimador c , la distancia perpendicular al eje central del haz r (es decir, la distancia radial), la profundidad en el tejido d , y la distancia fuente-superficie SSD .

C.2.3 Razón máxima de tejido (TMR por sus siglas en inglés)

La razón máxima de tejido es medida manteniendo constante la distancia fuente-detector SDD , y variando la distancia fuente-superficie SSD . Esta razón máxima de tejido es una función que depende del diámetro del colimador c , la profundidad en el tejido d , la distancia en el eje central del haz r y la distancia fuente-superficie SSD . El TMR es medido en el eje central del haz $r = 0$.

$$TMR(c, d) = TMR(c, r, d, SSD)$$

$$TMR(c, d) = D(c, 0, d, SSD_d) / D(c, 0, d_{max}, SSD_{d_{max}})$$

Esa razón máxima de tejido se define como el cociente de la dosis a una profundidad d en el maniquí entre la dosis a la profundidad de referencia d_{max} para un colimador de diámetro dado. Para un acelerador de 6 MV, d_{max} se encuentra a 1.5 cm aproximadamente.

Debido a que las mediciones de TMR en la práctica son difíciles de realizar, a partir de las curvas PDD, las cuales en la práctica son más fáciles de realizar, se pueden obtener los TMR.

C.2.4 Porcentaje de dosis en profundidad (PDD por sus siglas en inglés)

Para obtener las curvas de PDD, las mediciones se realizan con una distancia fuente-superficie SSD constante mientras que el detector se va moviendo a lo largo del eje central. La ecuación que correlaciona los TMR con los PDD es:

$$TMR(c, d) = \frac{1}{100} \cdot \left(\frac{SSD + d}{SSD + d_{max}} \right)^2 \cdot PDD(c, d, SSD)$$

Este porcentaje de dosis en profundidad se define como el cociente, expresado en porcentaje, de la dosis absorbida a una profundidad d entre la dosis absorbida a una profundidad de referencia d_o , a lo largo de eje central del haz. La expresión matemática es:

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100$$

C.2.5 Razón fuera del eje central (OAR por sus siglas en inglés)

La función de razón fuera del eje central es determinada midiendo perfiles transversales que intersectan el eje central del haz en una dirección perpendicular a él.

Estos valores dependen del diámetro del colimador c , la distancia al eje central r , la profundidad en el tejido d , y la distancia fuente-superficie SSD .

La razón fuera del eje central está definido como:

$$OAR(c, r, d, SSD) = D(c, r, d, SSD) / D(c, 0, d, SSD)$$

Es decir, el cociente de la dosis medida a una distancia radial r relativa a la dosis en el eje central del haz para un colimador de diámetro c . Las medidas son realizadas a nivel de isocentro a una profundidad constante d en el maniquí. La profundidad que se utiliza es con frecuencia mayor que d_{max} y se recomienda que sea mayor de 7.5 cm, esto es $SSD = 92.5$ cm. Por lo que la fórmula anterior se puede simplificar en:

$$OAR(c, r, d) = D(c, r, d, SSD_d) / D(c, 0, d, SSD_d)$$

Donde SSD_d es el SSD necesario para colocar el detector en el isocentro a una profundidad d en tejido.

C.2.6 Factor de dispersión total (S_t)

El factor de dispersión total es definido como:

$$S_t = D(c, 0, d_{max}, SSD_{d_{max}}) / D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, d_{max}, SSD)$$

Este factor se define como el cociente de la dosis a la profundidad d_{max} en el eje central del haz para un colimador de diámetro c relativa a la dosis medida en el mismo punto cuando se utiliza un campo cuadrado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

C.2.7 Factor de salida del linac. Calibración de las unidades monitor (M)

Las unidades monitor (MU) son unidades de medida usadas para cuantificar la dosis entregada en un tratamiento. Estas unidades pueden calibrarse a dosis absorbida (en Gy). Esto se hace usualmente a una profundidad estándar d_{cal} en un maniquí de agua con una energía de fotones y tamaño de campo estándar (usualmente 6MV y $10 \times 10 \text{ cm}^2$). El factor de calibración M se define como:

$$M(\text{Gy} / \text{MU}) = D(9.8 \times 9.8 \text{cm}^2, 0, d_{\text{cal}}, \text{SSD}_{\text{cal}}) / \text{MU}$$

Por simplificación, usualmente se establece que $d_{\text{cal}} = d_{\text{max}}$.

Los valores de d_{cal} y SSD_{cal} dependen del protocolo de calibración que se utilice, para un acelerador lineal de 6MV, $M=1\text{Gy}/100\text{MU}$ a una $d_{\text{cal}}=5\text{ cm}$ y $\text{SSD}_{\text{cal}}=100\text{ cm}$. Cabe mencionar que si la calibración de dichas unidades monitor se hace utilizando los valores d_{cal} y SSD_{cal} , entonces la medición del factor de dispersión total se debe realizar en la misma posición, es decir:

$$M(\text{Gy} / 100\text{MU}) = D(9.8 \times 9.8 \text{cm}^2, 0, d_{\text{cal}}, \text{SSD}_{\text{cal}}) / 100\text{MU}$$

C.2.8 Cálculo de dosis

De acuerdo al algoritmo de Clarkson, la dosis D en un punto arbitrario P en el plano del isocentro, para un haz fijo de rayos X es:

$$D(c, r, d, R) = M \cdot \text{MU} \cdot \text{TMR}(c, d) \cdot \text{OAR}(c, r') \cdot S_i(c) \cdot \left(\frac{\text{SID}}{R}\right)^2$$

Donde (ver figura C.1)

c = Diámetro del colimador proyectado al isocentro, medido perpendicularmente en el eje central axial del haz (mm)

d = Profundidad del punto de interés en tejido (mm)

r = Distancia radial desde el eje central al punto de interés (mm)

R = Distancia del punto de interés a la fuente (mm)

M = Factor de calibración del acelerador (Gy/MU)

SID = Distancia de la fuente al isocentro (usualmente 1000 mm)

$\text{TMR}(c, d)$ = Cociente tejido-máximo para un colimador de diámetro c a una profundidad d

$\text{OAR}(c, r')$ = Cociente fuera de eje para un colimador de diámetro c a la distancia radial r' del eje central en el plano del isocentro, donde:

$$r' = r \cdot \frac{\text{SID}}{R}$$

$S_i(c)$ = Factor de dispersión total para un colimador de diámetro c .

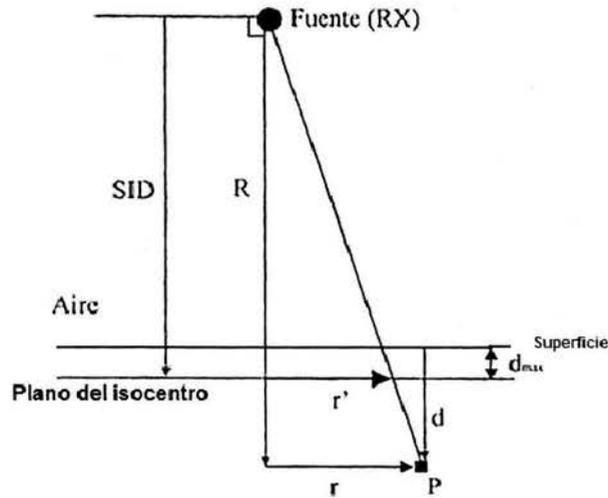


FIGURA C.1 Geometría para el cálculo de dosis para tratamiento de arcos circulares.

C.2.9 Cálculo de dosis en arcos de radiación simulados con haces fijos

Para la utilización de los colimadores circulares, la técnica que se utiliza es conocida como arcos circulares no coplanares convergentes, por tanto el brazo del acelerador al ir depositando la dosis de radiación, está en movimiento. Para calcular la dosis absorbida depositada en estos tratamientos el arco es simulado por un número finito de haces fijos. Por ello, la dosis en un punto P es la suma de la contribución de cada haz fijo que simula el arco.

Para un arco dividido en N haces fijos, la dosis absorbida en un punto P es:

$$D_p(c) = \sum_{i=1}^N D_{p,i}(c, d_i, r_i, R_i)$$

En donde la contribución de cada haz fijo está dada por:

$$D_{p,i}(c, d_i, r_i, R_i) = \frac{MU_T}{N} \cdot M \cdot TMR(c, d_i) \cdot OAR(c, r_i) \cdot S_r(c) \cdot \left(\frac{SID}{R_i} \right)^2$$

Los valores de d_i , r_i , R_i son calculados en planos paralelos al eje central del haz contenidos en un punto P , el isocentro y la fuente de rayos X del i -ésimo haz fijo que compone el arco. MU_T es el número total de unidades monitor depositadas en el isocentro por el arco.

C.2.10 Cálculo de las unidades monitor

Las unidades monitor totales para cada arco usado en un tratamiento se calculan mediante la fórmula:

$$MU_T = \frac{D_{iso} \cdot N}{M \cdot S_i(c) \cdot \sum_{i=1}^N TMR(c, d_i)}$$

Donde:

D_{iso} = es la dosis total entregada al isocentro en un arco.

N = es el número de haces fijos en que se dividió el arco.

d_i = es la profundidad del isocentro en el tejido a lo largo del eje central del haz para el i -ésimo haz en el arco (mm).

El valor de d_i puede ser cualquier valor actual del isocentro, esto es, asumiendo que la densidad del tejido es equivalente a agua, o puede ser una profundidad equivalente tomando en cuenta la densidad heterogénea del tejido.

APÉNDICE D

HOJAS DE PLANEACIÓN DE LAS SIMULACIONES DE TRATAMIENTOS EN RADIOCIRUGÍA: CONOS E INTENSIDAD MODULADA.

SISTEMA DE PLANEACIÓN DE TRATAMIENTOS:

BRAINSCAN

Las páginas que se muestran a continuación, son proporcionadas por el sistema de planeación para que los técnicos radioterapeutas lleven a cabo el tratamiento. Las dos primeras hojas de cada tratamiento contienen el nombre del paciente, el tipo de tratamiento a efectuar, el número de isocentros utilizados, la dosis de prescripción, las especificaciones dosimétricas y el número de arcos o haces y sus parámetros de posicionamiento durante el tratamiento. En la tercera hoja de cada planeación se presentan los histogramas de dosis-volumen de la lesión y de los órganos de riesgo, si es que los hay. Finalmente se imprimen cuatro acetatos mostrados en la última hoja para cada tratamiento (micas de localización) en donde se encuentran impresos la lesión, los isocentros que se deben localizar en cada tratamiento y algunas veces algunas proyecciones de los haces.

PRIMER EXPERIMENTO

Experimento 1: Lesión sólida (conos)

lovalis Treatment Planning 5.2

BrainLAB

Irradiation Plan

Irradiation Plan Circular Arc Module

Patient: s/r - FANTOMAF, Case#003

Plan con conos

Last Modification	:	08-MAY-2003 15:49:49
Reference Set	:	CT set #1 (08-MAY-2003)
Treatment	:	Circular Arc (Clarkson)
Beam Profile	:	conos-070403 (Neuro), 6 MV (08-MAY-2003)

Isocenters (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	cGy/ Degree	Prescr. Dose	Calc. Dose	Overall Dose
1	Lesión	-4.50	-0.81	36.30	5.28	20.00	20.00	29.25
2	Lesión	6.47	-6.44	36.34	4.80	18.00	18.00	27.03
3	Lesión	-0.86	11.56	36.25	4.82	18.00	18.00	28.15

Parameters for Therapist (IEC Linac Convention)

Isocenter Num.	Arc Num.	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Monitor Units	Initials
1	1	20.0	90°	30°	130°	447	A C ✓ OK
1	2	20.0	50°	30°	130°	446	✓ OK
1	3	20.0	10°	30°	130°	445	✓ OK
1	4	20.0	350°	230°	330°	447	✓ OK
1	5	20.0	310°	230°	330°	450	✓ OK
2	1	17.5	90°	30°	130°	412	✓ OK
2	2	17.5	60°	30°	130°	408	✓ OK
2	3	17.5	30°	30°	130°	402	✓ OK
2	4	17.5	330°	230°	330°	417	✓ OK
2	5	17.5	300°	230°	330°	417	✓ OK
3	1	17.5	90°	30°	130°	416	✓ OK
3	2	17.5	60°	30°	130°	424	✓ OK
3	3	17.5	30°	30°	130°	415	✓ OK
3	4	17.5	330°	230°	330°	402	✓ OK
3	5	17.5	300°	230°	330°	409	✓ OK

Patient: s/r - FANTOMAF, Case#003

Plan con conos

Last Modification : 08-MAY-2003 15:49:49
 Reference Set : CT set #1 (08-MAY-2003)
 Treatment : Circular Arc (Clarkson)
 Beam Profile : conos-070403 (Neuro), 6 MV (08-MAY-2003)

Parameters for Physicist (IEC Linac Convention)

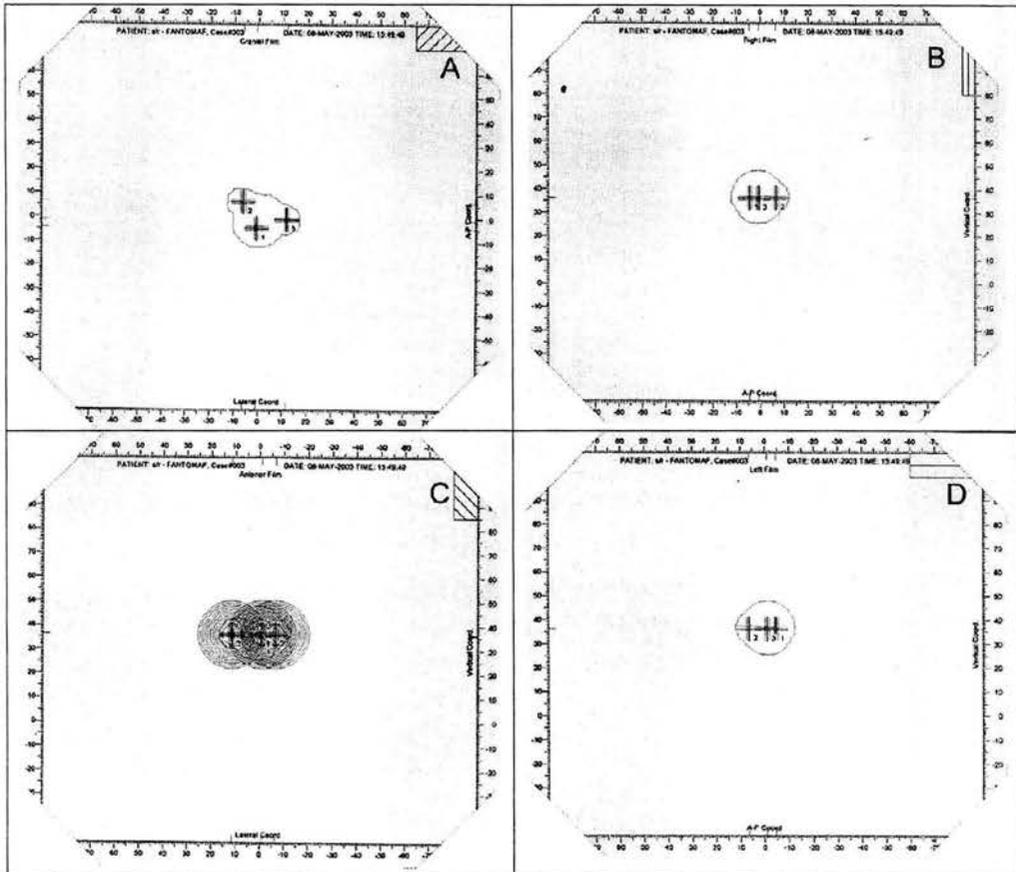
Isoc Lum.	Arc Num.	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Isoc Dose	Depth Equi. (mm)	Aver. TMR	MU/ Deg.	Monitor Units	Initials
1	1	20.0	90°	30°	130°	4.00	76.7	0.758	4.47	447.0	
1	2	20.0	50°	30°	130°	4.00	76.3	0.760	4.46	445.9	
1	3	20.0	10°	30°	130°	4.00	75.9	0.762	4.45	444.6	
1	4	20.0	350°	230°	330°	4.00	76.7	0.758	4.47	446.8	
1	5	20.0	310°	230°	330°	4.00	77.8	0.753	4.50	449.5	
2	1	17.5	90°	30°	130°	3.60	78.8	0.748	4.12	412.0	
2	2	17.5	60°	30°	130°	3.60	76.6	0.756	4.08	407.7	
2	3	17.5	30°	30°	130°	3.60	73.4	0.768	4.01	401.3	
2	4	17.5	330°	230°	330°	3.60	80.6	0.741	4.16	416.2	
2	5	17.5	300°	230°	330°	3.60	80.8	0.740	4.16	416.4	
3	1	17.5	90°	30°	130°	3.60	80.3	0.742	4.16	415.6	
3	2	17.5	60°	30°	130°	3.60	84.1	0.728	4.24	423.7	
3	3	17.5	30°	30°	130°	3.60	79.8	0.744	4.14	414.2	
3	4	17.5	330°	230°	330°	3.60	73.8	0.768	4.01	401.5	
3	5	17.5	300°	230°	330°	3.60	77.0	0.754	4.09	408.7	

Dosimetry Specifications

Prescribed treatment dose (= 100 %) : 20.00 Gy
 Collimator rotation : 90°
 Dose algorithm : Clarkson
 Linac Energy : 6 MV
 Nominal output : 1.110 Gy / 100MU
 Field size by moveable jaws : 4 x 4 cm²
 Depth of maximum dose : 1.4 cm
 Average dose per degree : 0.050 Gy
 Tissue inhomogeneity correction : On
 Av. tissue depth (eq. path length) : 77.9 mm
 Target volume (Lesion) : 6.22 ccm
 Total number of isocenters : 3
 Total number of arcs : 15

Experimento 1: Lesión sólida (conos)

Micas de localización



Experimento 1: Lesión sólida (conos)

PRIMER EXPERIMENTO

Experimento 1: Lesión sólida (IMRS)

lovalis Treatment Planning 5.2

BrainLAB

Irradiation Plan

Irradiation Plan IMRS Module

Patient: s/r - FANTOMAF, Case#005

using: s/r - FANTOMAF SIN AIRE, Case#002 - NOT FOR CLINICAL USE !!
IMRS

Last Modification	:	08-MAY-2003 16:39:26
Reference Set	:	CT set #1 (08-MAY-2003)
Treatment	:	IMRS (Pencilbeam)
Beam Profile	:	28ene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Isocenters (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)
1	---	-0.07	0.74	36.78

Parameters for Therapist (IEC LINAC Convention)

Soc. Num.	Beam Num.	Table Angle	Gantry Angle	Coll. Angle	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	Num. of Seg.	Monitor Units	Initials
1	1	90°	0°	310°	20	17	22	23	36	255	✓ A C
1	2	90°	45°	100°	20	20	23	23	35	235	✓ OK
1	3	90°	90°	65°	20	20	24	21	37	271	✓
1	4	89°	135°	95°	20	23	23	22	36	255	✓
1	5	56°	62°	310°	20	17	24	23	37	295	✓
1	6	55°	120°	310°	17	17	27	26	36	290	✓
1	7	45°	90°	60°	20	17	23	22	36	245	✓
1	8	0°	270°	90°	17	17	23	23	36	244	✓
1	9	0°	315°	55°	17	17	25	24	35	310	✓
1	10	0°	45°	40°	17	17	22	21	36	237	✓
1	11	0°	90°	90°	17	17	23	23	37	260	✓
1	12	0°	135°	90°	17	17	26	27	35	284	✓
1	13	0°	180°	90°	17	17	27	24	35	256	✓
1	14	349°	225°	90°	17	17	24	24	36	224	✓
1	15	315°	270°	5°	17	17	25	23	36	252	✓
1	16	303°	240°	310°	17	20	22	23	36	251	✓
1	17	303°	298°	310°	17	17	26	27	36	265	✓

Patient: s/r - FANTOMAF, Case#005

using: s/r - FANTOMAF SIN AIRE, Case#002 - NOT FOR CLINICAL USE !!
IMRS

ast Modification	:	08-MAY-2003 16:39:26
erence Set	:	CT set #1 (08-MAY-2003)
reatment	:	IMRS (Pencilbeam)
eam Profile	:	28ene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Parameters for Physicist (IEC LINAC Convention)

loc. num.	Beam Num.	PTV Margin (mm)	Depth Equiv. (mm)	LeafSeq Error	LeafSeq TAG Increase	Num. of Seg.	Pencil Beam MU	LeafSeq Factor	Monitor Units	Initials
1	1	2.0	76.4	1.2%	0%	36	255.1	1.00	255.0	
1	2	2.0	86.4	1.7%	0%	35	207.7	1.13	235.0	
1	3	2.0	81.2	1.2%	13%	37	219.0	1.24	271.0	
1	4	2.0	85.8	1.3%	6%	36	219.1	1.16	255.0	
1	5	2.0	84.4	1.3%	0%	37	222.2	1.33	295.0	
1	6	2.0	87.5	1.4%	0%	36	224.5	1.29	290.0	
1	7	2.0	86.0	1.4%	6%	36	203.5	1.20	245.0	
1	8	2.0	78.5	1.5%	0%	36	202.7	1.20	244.0	
1	9	2.0	78.2	1.4%	10%	35	283.0	1.10	310.0	
1	10	2.0	82.5	1.3%	6%	36	203.6	1.16	237.0	
1	11	2.0	85.0	1.3%	0%	37	210.1	1.24	260.0	
1	12	2.0	84.0	1.5%	0%	35	218.0	1.30	284.0	
1	13	2.0	87.0	1.6%	0%	35	204.0	1.26	256.0	
1	14	2.0	88.7	1.5%	0%	36	192.4	1.16	224.0	
1	15	2.0	86.0	1.3%	0%	36	216.5	1.16	252.0	
1	16	2.0	87.9	1.3%	3%	36	208.5	1.20	251.0	
1	17	2.0	86.2	1.5%	6%	36	197.7	1.34	265.0	

MRS Specifications

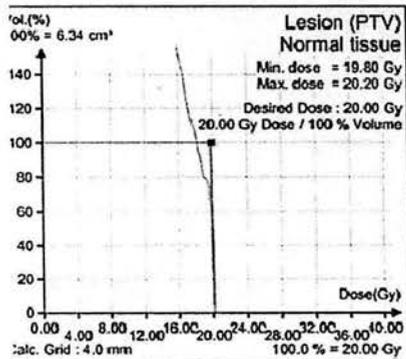
Optimization Type	:	PTV only (completely optimized, 45, 21)
Optimization Engine	:	DPL2 v.5.2
Leaf Sequencing	:	Dynamic RMS Error = 0.80
Allowed Tongue-and-Groove Increase	:	max. 28 %
Beamlet Size	:	max. 4.00 mm
Grid Size PTV	:	4.00 mm
Grid Size OAR	:	4.00 mm
Grid Size DVH	:	4.00 mm
Normal Tissue Restriction	:	No
Sharp Edge Smoothing	:	3 %
Above Conformal Beam MU	:	max. 400 %

Experimento 1: Lesión sólida (IMRS)

Patient: s/r - FANTOMAF, Case#005
Histograms

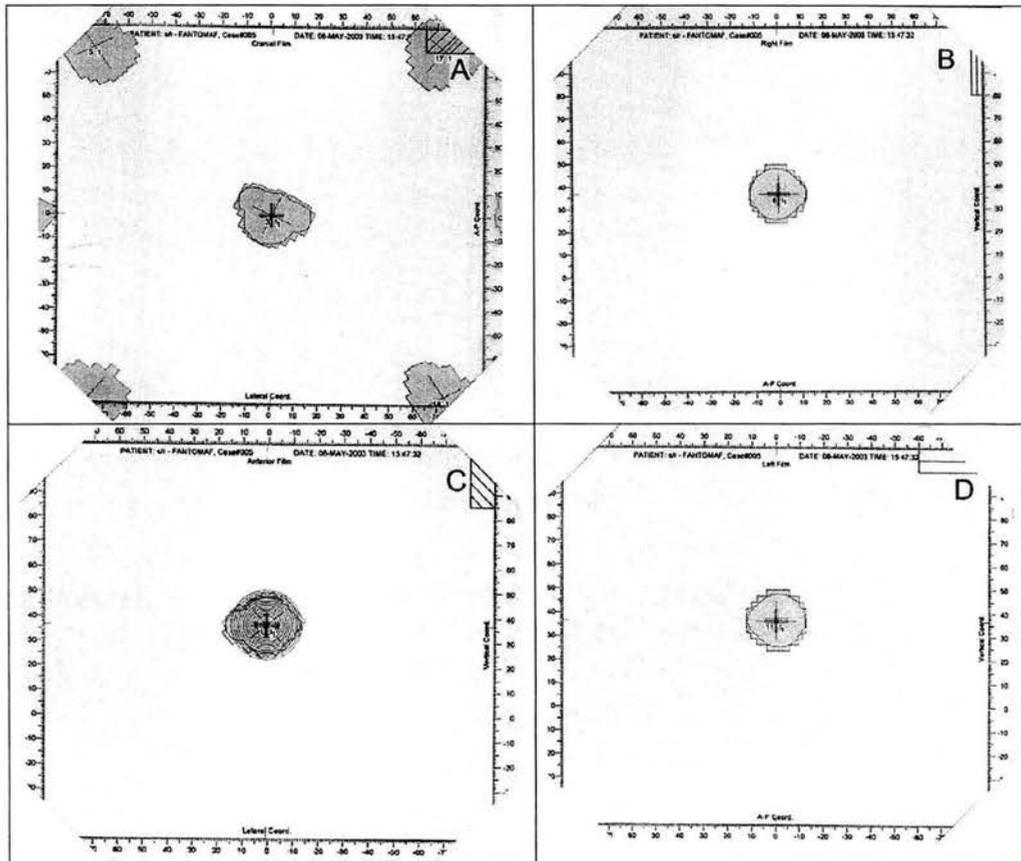
Last Modification : 08-MAY-2003 17:01:35
 Reference Set : CT set #1 (08-MAY-2003)
 Treatment : IMRS (Pencilbeam)
 Beam Profile : 28ene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Max. dose (exact, 5 mm); total tissue): 101.7 % (= 20.34 Gy)



Experimento 1: Lesión sólida (IMRS)

Micas de localización



Experimento 1: Lesión sólida (IMRS)

SEGUNDO EXPERIMENTO

Experimento 2: Lesión de aire (conos)

lovalis Treatment Planning 5.2

BrainLAB

Irradiation Plan

Irradiation Plan Circular Arc Module

Patient: S-R - PRUEBA, Case#004
CONOS

Last Modification	:	14-JUN-2003 13:31:24
Reference Set	:	CT set #1 (13-JUN-2003)
Treatment	:	Circular Arc (Clarkson)
Beam Profile	:	conos-070403 (Neuro), 6 MV (08-MAY-2003)

Isocenters (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	cGy/ Degree	Prescr. Dose	Calc. Dose	Overall Dose
1	Lesion	4.95	-7.69	35.70	6.82	20.00	20.00	30.23
2	Lesion	-2.35	-3.41	35.70	6.94	20.00	20.00	43.23
3	Lesion	-0.31	2.27	35.68	6.83	20.00	20.00	37.01

Parameters for Therapist (IEC Linac Convention)

Isocenter Num.	Arc Num.	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Monitor Units	Initials
1	1	12.5	63°	30°	130°	606	OK
1	2	12.5	10°	30°	130°	605	OK
1	3	12.5	350°	230°	330°	618	OK
1	4	12.5	296°	230°	330°	618	OK
2	1	10.0	63°	30°	130°	630	OK
2	2	10.0	10°	30°	130°	628	OK
2	3	10.0	350°	230°	330°	626	OK
2	4	10.0	296°	230°	330°	634	OK
3	1	12.5	63°	30°	130°	619	OK
3	2	12.5	10°	30°	130°	613	OK
3	3	12.5	350°	230°	330°	607	OK
3	4	12.5	296°	230°	330°	610	OK

Patient: S-R - PRUEBA, Case#004
CONOS

Last Modification : 14-JUN-2003 13:31:24
 Reference Set : CT set #1 (13-JUN-2003)
 Treatment : Circular Arc (Clarkson)
 Beam Profile : conos-070403 (Neuro), 6 MV (08-MAY-2003)

Parameters for Physicist (IEC Linac Convention)

Isocenter Num.	Arc Num.	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Isoc. Dose	Depth Equi. (mm)	Aver. TMR	MU/Deg.	Monitor Units	Initials
1	1	12.5	63°	30°	130°	5.00	77.6	0.739	6.06	605.9	
1	2	12.5	10°	30°	130°	5.00	76.8	0.741	6.04	604.2	
1	3	12.5	350°	230°	330°	5.00	82.0	0.725	6.17	617.3	
1	4	12.5	296°	230°	330°	5.00	82.0	0.725	6.17	617.3	
2	1	10.0	63°	30°	130°	5.00	81.3	0.719	6.30	630.0	
2	2	10.0	10°	30°	130°	5.00	80.1	0.723	6.27	627.1	
2	3	10.0	350°	230°	330°	5.00	80.0	0.724	6.26	625.6	
2	4	10.0	296°	230°	330°	5.00	82.1	0.716	6.33	633.2	
3	1	12.5	63°	30°	130°	5.00	82.3	0.724	6.18	618.1	
3	2	12.5	10°	30°	130°	5.00	80.2	0.731	6.13	612.5	
3	3	12.5	350°	230°	330°	5.00	77.4	0.739	6.06	606.1	
3	4	12.5	296°	230°	330°	5.00	78.8	0.735	6.09	609.1	

Dosimetry Specifications

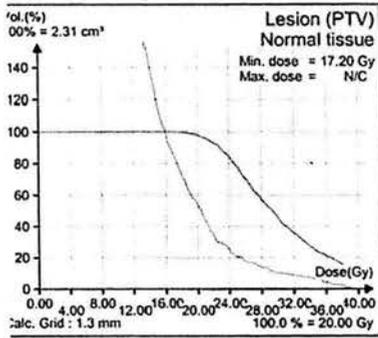
Prescribed treatment dose (= 100 %) : 20.00 Gy
 Collimator rotation : 90°
 Dose algorithm : Clarkson
 Linac Energy : 6 MV
 Nominal output : 1.110 Gy / 100MU
 Field size by moveable jaws : 4 x 4 cm²
 Depth of maximum dose : 1.4 cm
 Average dose per degree : 0.069 Gy
 Tissue inhomogeneity correction : On
 Av. tissue depth (eq. path length) : 80.1 mm
 Target volume (Lesion) : 2.39 ccm
 Total number of isocenters : 3
 Total number of arcs : 12

Experimento 2: Lesión de aire (conos)

Patient: S-R - PRUEBA, Case#004
Histograms

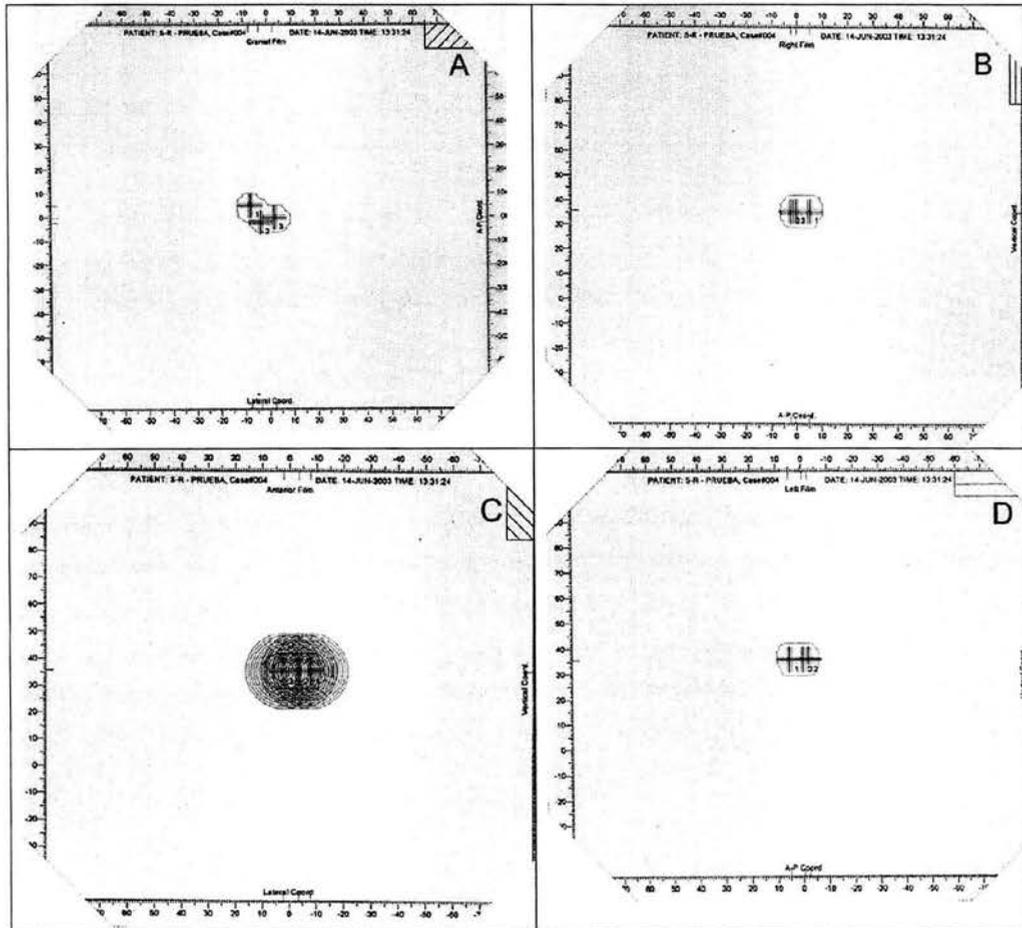
Last Modification : 14-JUN-2003 13:31:24
 Reference Set : CT set #1 (13-JUN-2003)
 Treatment : Circular Arc (Clarkson)
 Beam Profile : conos-070403 (Neuro), 6 MV (08-MAY-2003)

Max. dose (exact (,5 mm); total tissue): 250.2 % (= 50.04 Gy)



Experimento 2: Lesión de aire (conos)

Micas de localización



Experimento 2: Lesión de aire (conos)

SEGUNDO EXPERIMENTO

Experimento 2: Lesión de aire (IMRS)

lovalis Treatment Planning 5.2

BrainLAB

Irradiation Plan

Irradiation Plan IMRS Module

Patient: S-R - PRUEBA, Case#003
IMRS

Last Modification	:	14-JUN-2003 13:17:31
Reference Set	:	CT set #1 (13-JUN-2003)
Treatment	:	IMRS (Pencilbeam)
Beam Profile	:	28Bene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Isocenters (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)
1	Lesion	1.35	-2.69	35.81

Parameters for Therapist (IEC LINAC Convention)

Isoc. Num.	Beam Num.	Table Angle	Gantry Angle	Coll. Angle	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	Num. of Seg.	Monitor Units	Initials
1	1	90°	90°	90°	17	17	21	21	30	629	OK
1	2	90°	170°	75°	17	17	21	21	28	525	OK
1	3	0°	230°	90°	17	17	21	21	28	712	OK
1	4	0°	270°	0°	17	17	21	21	28	529	OK
1	5	0°	315°	0°	17	17	21	21	27	481	OK
1	6	0°	0°	5°	17	17	21	21	27	511	OK
1	7	0°	45°	70°	17	17	21	21	29	768	OK
1	8	0°	90°	5°	17	17	21	21	27	471	OK
1	9	0°	130°	90°	17	17	21	21	28	761	OK

Parameters for Physicist (IEC LINAC Convention)

Isoc. Num.	Beam Num.	PTV Margin (mm)	Depth Equiv. (mm)	LeafSeq Error	LeafSeq TAG Increase	Num. of Seg.	Pencil Beam MU	LeafSeq Factor	Monitor Units	Initials
1	1	1.0	76.3	1.2%	4%	30	607.8	1.03	629.0	
1	2	1.0	81.5	1.8%	4%	28	486.8	1.08	525.0	
1	3	1.0	74.1	1.7%	0%	28	712.3	1.00	712.0	

Patient: S-R - PRUEBA, Case#003
IMRS

Last Modification : 14-JUN-2003 13:17:31
 Reference Set : CT set #1 (13-JUN-2003)
 Treatment : IMRS (Pencilbeam)
 Beam Profile : 28ene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Beam Num.	PTV Margin (mm)	Depth Equiv. (mm)	LeafSeq Error	LeafSeq TAG Increase	Num. of Seg.	Pencil Beam MU	LeafSeq Factor	Monitor Units	Initials
1	4	1.0	74.7	2.2%	0%	28	529.2	1.00	529.0
1	5	1.0	77.0	2.6%	4%	27	462.9	1.04	481.0
1	6	1.0	71.3	1.6%	0%	27	472.3	1.08	511.0
1	7	1.0	67.7	1.5%	4%	29	714.0	1.08	768.0
1	8	1.0	71.8	1.8%	0%	27	471.2	1.00	471.0
1	9	1.0	78.7	1.7%	0%	28	677.7	1.12	761.0

MRS Specifications

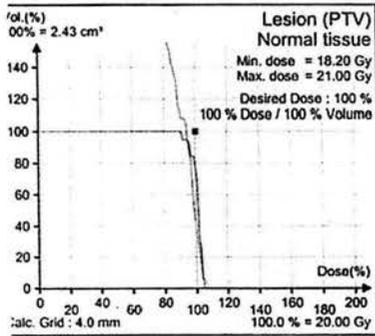
Optimization Type : OAR normal (completely optimized, 32, 9)
 Optimization Engine : DPL2 v.5.2
 Leaf Sequencing : Dynamic RMS Error = 1.00
 Allowed Tongue-and-Groove Increase : max. 29 %
 Beamlet Size : max. 3.50 mm
 Grid Size PTV : 4.00 mm
 Grid Size OAR : 4.00 mm
 Grid Size DVH : 4.00 mm
 Normal Tissue Restriction : Yes
 Grid Size Normal Tissue : 8.00 mm
 Inner Margin : 8.0 mm
 Outer Margin : 24.0 mm
 Sharp Edge Smoothing : 3 %
 Above Conformal Beam MU : max. 300 %

Experimento 2: Lesión de aire (IMRS)

Patient: S-R - PRUEBA, Case#003
Histograms

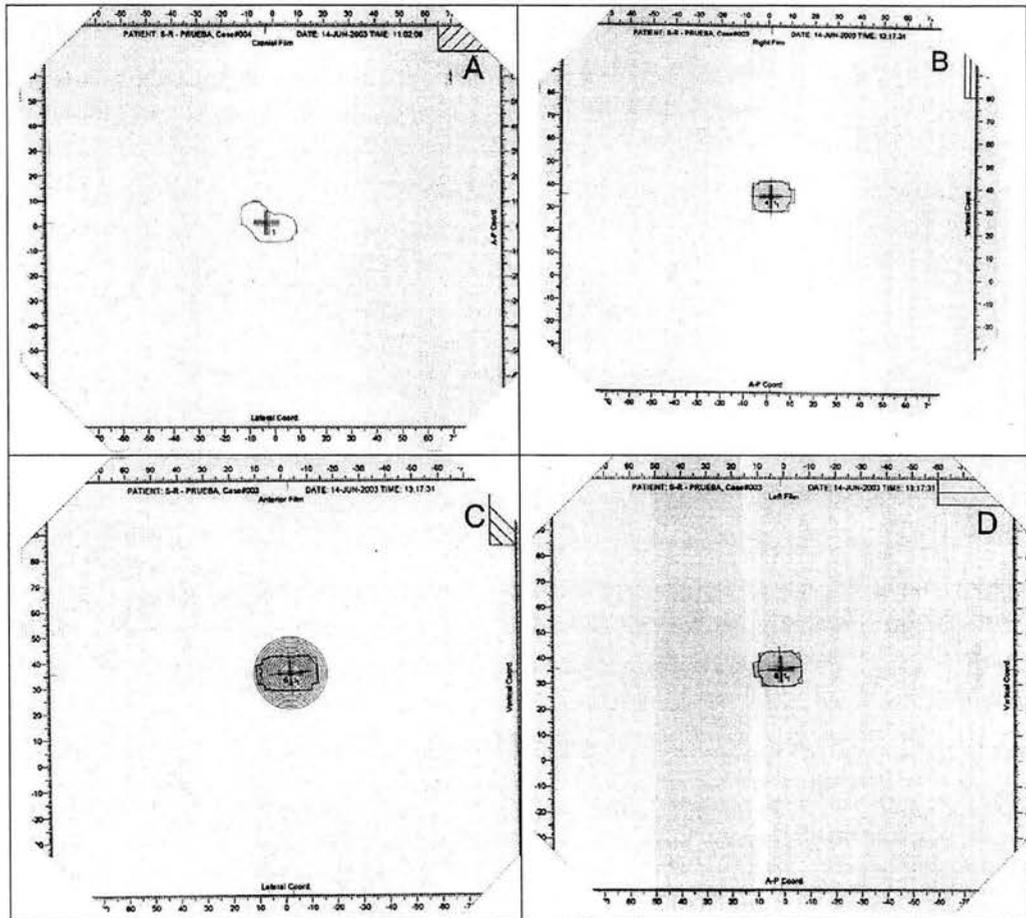
Last Modification : 14-JUN-2003 13:17:31
 Reference Set : CT set #1 (13-JUN-2003)
 Treatment : IMRS (Pencilbeam)
 Beam Profile : 28Bene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Max. dose (exact (.5 mm); total tissue): 112.0 % (= 22.40 Gy)



Experimento 2: Lesión de aire (IMRS)

Micas de localización



Experimento 2: Lesión de aire (IMRS)

TERCER EXPERIMENTO

Experimento 3: Lesión sólida con un órgano de riesgo

lovalis Treatment Planning 5.2

BrainLAB

Irradiation Plan

Irradiation Plan IMRS Module

Patient: S/R - ESFERA, Case#007

using: S/R - ESFERA, Case#003 - NOT FOR CLINICAL USE !!
Plan final

Last Modification	:	21-NOV-2003 17:32:18
Reference Set	:	CT set #1 (21-NOV-2003)
Treatment	:	IMRS (Pencilbeam)
Beam Profile	:	28ene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Isocenters (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)
1	---	3.90	2.94	35.36

Parameters for Therapist (IEC LINAC Convention)

Isoc. Num.	Beam Num.	Table Angle	Gantry Angle	Coll. Angle	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	Num. of Seg.	Monitor Units	Initials
1	1	90°	45°	60°	11	11	17	17	29	829	ACS
1	2	90°	130°	345°	11	11	17	17	28	483	ACS
1	3	50°	75°	100°	11	11	15	15	28	566	ACS
1	4	50°	105°	110°	14	11	16	16	30	686	ACS
1	5	0°	235°	90°	11	11	16	17	29	263	ACS
1	6	0°	305°	65°	11	11	16	17	29	933	ACS
1	7	0°	60°	300°	11	11	16	17	28	214	ACS
1	8	0°	125°	90°	11	11	17	16	27	536	ACS
1	9	310°	250°	5°	11	11	17	17	28	548	ACS
1	10	310°	285°	205°	11	11	17	17	28	946	ACS

Patient: S/R - ESFERA, Case#007

using: S/R - ESFERA, Case#003 - NOT FOR CLINICAL USE !!
Plan final

Last Modification : 21-NOV-2003 17:32:18
 Reference Set : CT set #1 (21-NOV-2003)
 Treatment : IMRS (Pencilbeam)
 Beam Profile : 28ene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Parameters for Physicist (IEC LINAC Convention)

Beam Num.	PTV Margin (mm)	Depth Equiv. (mm)	LeafSeq Error	LeafSeq TAG Increase	Num. of Seg.	Pencil Beam MU	LeafSeq Factor	Monitor Units	Initials
1	1.5	85.9	1.8%	27%	29	653.0	1.27	829.0	
1	1.5	84.9	2.5%	0%	28	483.2	1.00	483.0	
1	1.5	85.8	1.8%	8%	28	524.8	1.08	566.0	
1	1.5	85.8	1.6%	12%	30	616.1	1.11	686.0	
1	1.5	81.0	1.7%	17%	29	225.9	1.16	263.0	
1	1.5	77.8	2.1%	0%	29	933.4	1.00	933.0	
1	1.5	81.6	2.4%	0%	28	214.1	1.00	214.0	
1	1.5	84.7	2.6%	0%	27	536.2	1.00	536.0	
1	1.5	84.7	2.0%	0%	28	548.2	1.00	548.0	
1	1.5	84.6	1.9%	0%	28	946.4	1.00	946.0	

MRS Specifications

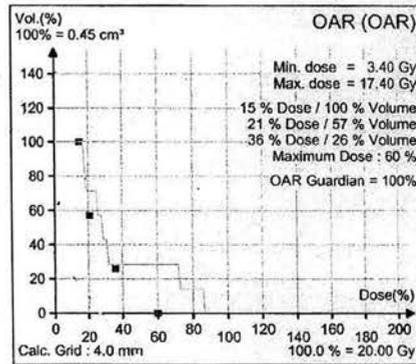
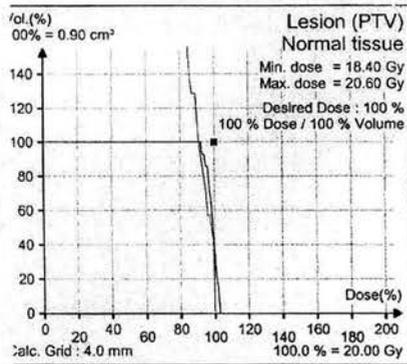
Optimization Type : OAR high (completely optimized, 80, 9)
 Optimization Engine : DPL2 v.5.2
 Leaf Sequencing : Dynamic RMS Error = 1.00
 Allowed Tongue-and-Groove Increase : max. 27 %
 Beamlet Size : max. 3.50 mm
 Grid Size PTV : 4.00 mm
 Grid Size OAR : 4.00 mm
 Grid Size DVH : 4.00 mm
 Normal Tissue Restriction : No
 Sharp Edge Smoothing : 3 %
 Above Conformal Beam MU : max. 300 %

Experimento 3: Lesión sólida con un órgano de riesgo

Patient: S/R - ESFERA, Case#004
Histograms

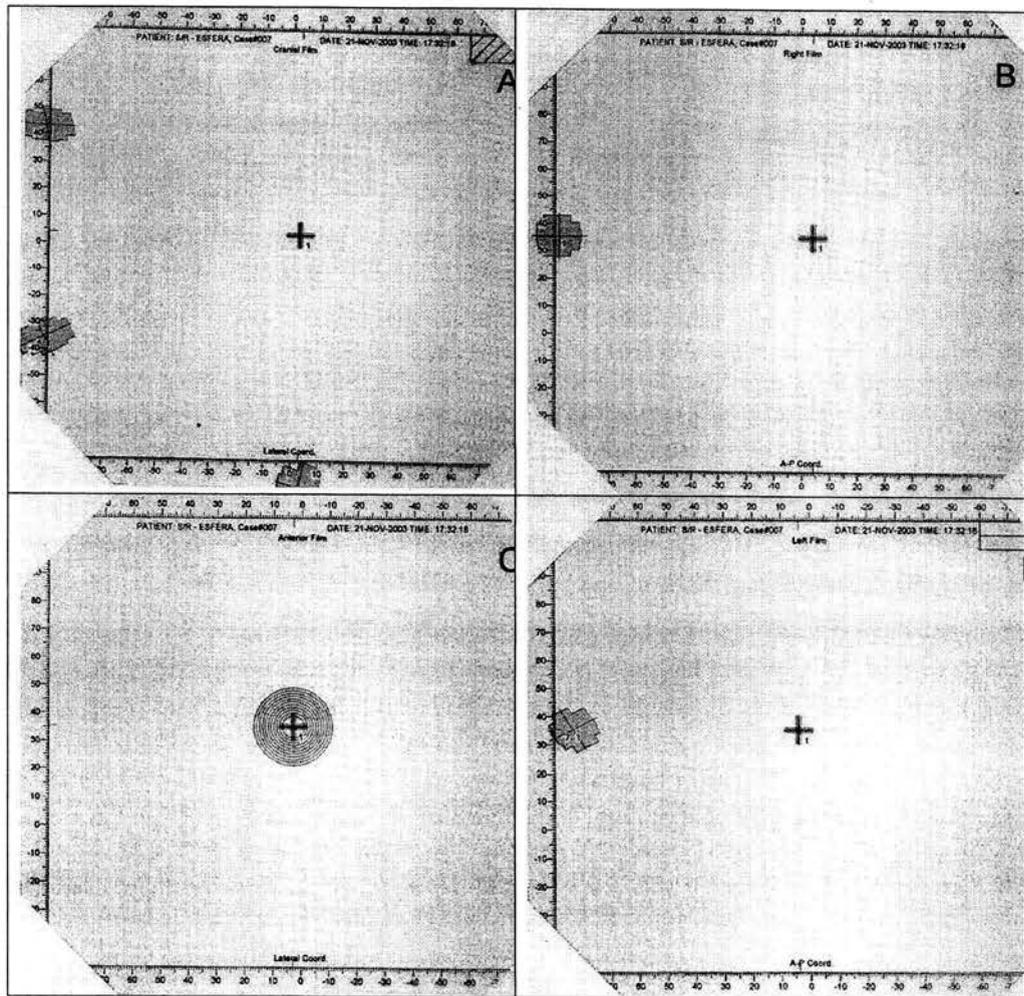
Last Modification : 21-NOV-2003 16:18:19
 Reference Set : CT set #1 (21-NOV-2003)
 Treatment : IMRS (Pencilbeam)
 Beam Profile : 28ene2003 (Neuro), 6 MV (28-JAN-2003)

Max. dose (exact (.5 mm); total tissue): 105.7 % (= 21.13 Gy)



Experimento 3: Lesión sólida con un órgano de riesgo

Micas de localización



Experimento 3: Lesión sólida con un órgano de riesgo

REFERENCIAS

AAPM Task Group 21, *Radiation Therapy Committee, A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams*, Med. Phys. 10 (1983) 741-771.

AAPM Task Group 42, Report No.54, *Stereotactic Radiosurgery*, American Institute of Physics, N.Y. (1995).

AAPM Task Group 55, *Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy*, Med. Phys. 25 (1998) 2093-2114.

Alva H., Mercado-Uribe H., Rodríguez-Villafuerte M., Brandan M., *The use of a reflective scanner to study radiochromic film response*, Phys. Med. Biol., 47 (2002) 2925-2934.

Attix F.H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, U.S.A. (1986).

Ávila-Rodríguez M.A., *Dosimetría en Tratamientos de Radiocirugía Estereotáctica*, Tesis de Maestría en Física Médica, Instituto de Física, UNAM (2001).

Betti O., Derechinsky V., *Irradiation stereotaxique multifaisceaux*, Neurochirurgie 38 (1983) 27-34.

BrainScan, *Software Guide*, version 5.0x, BrainLab AG Germany (2003).

Claus F., Boterberg T., Ost P., Huys J., Vermeersch H., et al. *Postoperative radiotherapy for adenocarcinoma of the ethmoid sinuses: treatment results for 47 patients*, Radiat. Oncol. Biol. Phys. 54 (2002) 1089-1094.

Christian S., Simeon N., Uwe O., *Comparison of IMRT optimization based on a pencil beam and a superposition algorithm*, Med. Phys. 30 (2003) 1909-1913.

Friedman WA., Bova FJ., *The University of Florida radiosurgery system*, Surg. Neurol. 32 (1989) 334-342.

García O., Rodríguez M., Lárraga J., Celis M., *Dosimetric studies of a mMLC for intensity modulated radiation surgery for irregular lesions*, AIP proceedings: Seventh Mexican Symposium on Medical Physics, 6 (2003) 167-172.

Hall E., *Radiobiology for the Radiologist*, Philadelphia: J.B.Lippincott Company, (1994).

Hartmann G., Föhlisch F., *Dosimetric characterization of a new miniature multileaf collimator*, Phys. Med. Biol. 47 (2002) 171-177.

Horsley V., Clark RH. *The structure and functions of the cerebellum examined by a new method*. Brain 31(1908) 45-125.

IAEA, Technical Report Series 398, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, An International code of Practice for Dosimetry Based on Standards of absorbed Dose to Water*, TRS-398, 2000

ICRU, *Radiation Dosimetry: X-rays and Gamma Rays with Maximum Photon Energies Between 0.6 and 50 MeV*, ICRU Report 14, Publications ICRU, Washington, DC, U.S.A. (1969).

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, U.S.A. (1976).

ICRU, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, ICRU Report 60, Publications ICRU, Bethesda, MD, U.S.A. (1998).

Kahn F., *The Physics of Radiation Therapy, third edition*, Editor: Williams and Wilkins (2003)

Larsson B., Liden K., Sarby B., *Irradiation of small structures through the intact skull*, Acta Radiológica 13 (1974) 511-534.

Lawrence JH., Tobias CA., Born JL., et al. *Heavy particle irradiation in neoplastic and neurologic disease*, J. Neurosurgery 19 (1962) 717.

Leksell L., *The Stereotactic Method and Radiosurgery of the Brain*, Acta Chir. Scand. 108 (1951) 316-319.

Leksell L., Herner T., Liden K., *Stereotactic radiosurgery of the brain*, Report of a case. Kungl fysiograf sällsk Lund förh 25 (1955) 142.

Leksell L., Larsson B., Abderson B., *Lesions of Depth of the Brain Produced by High Energy Protons*, Acta Radiol. 54 (1960) 251-264.

Linhout N., Verellen D., Van Acker S., Vourdeckers M., et al., *Evaluation of Dose Calculation algorithms for dynamic arc treatments of head and neck tumours*, Radiother. Oncol. 64 (2002) 85-89

Lutz W., *Stereotactic Radiosurgery*, Editors Alexander III E., Loeffler J.S., and Lunsford L.D., McGraw-Hill, Inc., U.S.A. (1993).

Lutz W., Winston KR., Maleki N., *A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator*, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 14 (1998) 373-381.

Martens C., Reynaert N., De Wagter C., Nilsson P., Coghe M., Palmans H., Thierens H., De Neve W., *Underdosage of the upper-airway mucosa for small fields as used in intensity-modulated radiation therapy: A comparison between radiochromic film measurements, Monte Carlo simulations, and collapsed cone convolution calculations*, Med. Phys. 29 (2002) 1528-1535.

- McLaughlin W. L. and Chalkley L., *Photo. Sci. Eng.* 9 (1965) 159.
- Mohan R., Chui C., *Differential Pencil Beam Dose Computation Model For Photons*, *Med. Phys.* 13 (1986) 64.
- Paelinck L., Reynaert N., Thierens H., De Wagter C., De Neve W., *The Value of Radiochromic Film Dosimetry Around Air Cavities: Experimental Results and Monte Carlo Simulations*, *Phys. Med. Biol.* 48 (2003) 1895-1905.
- Ramini R., Lightstone A.W., Mason D.L.D., O'Brien P.F., *The Use of Radiochromic Film in Treatment Verification of Dynamic Stereotactic Radiosurgery*, *Med. Phys.* 21 (1994) 389-392.
- Solberg T., Kristen L., Boedeker , Randi F., Selch M., DeSalles A., *Dynamic arc radiosurgery field shaping: a comparison with static field conformal and noncoplanar circular arcs*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 49 (2000) 1481-1491.
- Spiegel EA, Wycis HT, Marks M, et al. *Stereotaxis apparatus for operations on human brain*, *Science* 105 (1947) 349.
- Stanton R., Stinson D., *Applied Physics For Radiation Oncology*, (1996).
- T. D. Solberg, K. L. Boedeker, R. Fogg, M. T. Selch, Antonio A. F. DeSalles, *Dynamic arc radiosurgery field shaping: a comparison with static field conformal and noncoplanar circular arcs*, *Int. J. Radiat. Onco. Biol. Phys.* 49 (2001) 1481-1491.
- Wilson R.R., *Radiological Use of Fast Protons*, *Radiology* 40 (1946) 487.
- Wu A., Linder G., Maitz A.H., Kalend A.M., Lunsford L.D., Flickinger J.C., and Bloomer W.D., *Physics of Gamma Knife Approach on Convergent Beams in Stereotactic Radiosurgery*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14 (1990) 115-126.
- Wurm R., Cosgrove V., Schlenger L., Kaiser A., Zeunert G., Dinges S., Bohsung J., Groll J., Pfaender M., Bauer S., Leonhardt G., Jahn U., Stuschke M., Budach V., *Radiat. Ther. Oncol. Basel, Karger*, 33 (1999) 64-77.
- Xia P., Geis P., Xing L. Ma C., Findley D., Fsofer K., Boyer A., *Physical characteristics of a miniature multileaf collimator*, *Med. Phys.* 26 (1999) 65-70.