

00362



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FISICAS
INSTITUTO DE FISICA

1

DOSIMETRIA EN TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGIA
ESTEREOTACTICA.

T E S I S

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

P R E S E N T A :
MIGUEL ANGEL AVILA RODRIGUEZ

DIRECTORA DE TESIS: DRA. MERCEDES RODRIGUEZ VILLAFUERTE



posgrado en ciencias físicas
unam

MEXICO, D. F.

2001



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

El mayor de mis agradecimientos para la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, quien fungió como mi tutora principal de estudios y directora de esta tesis. Por su amistad, apoyo académico, invaluable comentarios y tiempo dedicado para el desarrollo de esta tesis: ¡Muchas Gracias!

Agradezco a los integrantes del comité sinodal Dr. Jorge Rickards Campbell, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, Dr. José Eduardo Villarreal Barajas, Dr. Rodolfo Díaz Perches y M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos por la lectura de la tesis y por sus valiosos comentarios y sugerencias que enriquecieron el contenido de la misma.

Un agradecimiento muy especial para la Dra. María Ester Brandan por todo el apoyo que me ha brindado desde que ingrese a su grupo de trabajo.

Al Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, Fís. César Gustavo Ruiz Trejo, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, Ing. Fernando Iturbe Hernan y M. en C. Adolfo Zárate Morales gracias por su amistad, apoyo técnico y académico.

A los integrantes del Departamento de Física del Instituto Nacional de Cancerología, especialmente al Fís. Miguel Ángel Pérez Pastenes, al Ing. Gabriel Resendiz, al Ing. Fís. Ricardo Sánchez y al Ing. Fís. Gabriel Ramírez por las facilidades otorgadas para hacer las mediciones experimentales de este trabajo y por el apoyo técnico recibido para realizar las mismas.

A Ricardo Ramírez, Carlos Sánchez y al Ing. Marco Veytia por la construcción de los maniqués utilizados con propósitos de calibración de dosímetros y simulación de tratamientos de radiocirugía.

Deseo expresar mi agradecimiento a las siguientes Instituciones:

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología y a la Dirección General de Estudios de Posgrado de la UNAM por las becas que me otorgaron para realizar mis estudios de maestría, y a los proyectos CONACyT 32226-E y DGAPA-UNAM IN101399 por el financiamiento parcial para realizar este trabajo.

Al Instituto Nacional de Cancerología y al Instituto de Física de la UNAM por permitirme utilizar sus instalaciones y equipo para la realización de esta tesis.

Con cariño para mi mamá Rebeca, para mi papá Federico

y

para mi hijo Edgar.

INDICE

Introducción.....	iv
Capítulo 1. Radiocirugía Estereotáctica	
1.1 Antecedentes históricos y perspectivas.....	1
1.2 RCE: Una técnica interdisciplinaria.....	4
1.3 Bases Radiobiológicas de la RCE.....	5
1.4 Consideraciones que se toman en cuenta para prescribir la dosis en RCE.....	5
1.5 Padecimientos para los cuales la RCE representa una alternativa.....	6
1.5.1 Neurocirugía.....	6
1.5.2 Braquiterapia.....	7
1.5.3 Irradiación cerebral.....	8
1.5.4 Embolización.....	8
1.6 Técnicas usadas en RCE.....	8
1.6.1 Partículas cargadas pesadas.....	9
1.6.2 Gamma Knife.....	10
1.6.3 Aceleradores Lineales de Electrones.....	12
1.7 Ventajas y desventajas de las técnicas usadas en RCE.....	14
1.7.1 Partículas cargadas pesadas.....	14
1.7.2 Gamma Knife.....	15
1.7.3 Linac.....	16
1.8 Precisión requerida en RCE.....	16
1.9 Procedimiento a seguir en Radiocirugía Estereotáctica.....	17
1.9.1 Colocación del marco estereotáctico en el cráneo del paciente.....	17
1.9.2 Adquisición de imágenes.....	18
1.9.3 Planificación del tratamiento.....	18
1.9.4 Irradiación de la lesión a tratar.....	19
Capítulo 2. Dosimetría y Calibración	
2.1 Dosimetría de la radiación y dosis absorbida.....	20
2.2 Equilibrio de partícula cargada.....	21
2.3 Sistemas dosimétricos usados en la práctica hospitalaria.....	21
2.4 Problemas dosimétricos y características de los haces de fotones usados en RC.....	22
2.5 Dosimetría Termoluminiscente.....	23
2.5.1 Proceso Termoluminiscente.....	24
2.5.2 Teoría de Randall y Wilkins.....	25
2.5.3 Características del TLD-100.....	26
2.5.4 Tratamiento térmico de los DTL.....	27
2.5.5 Equipo lector TL.....	28
2.6 Dosimetría con películas de tinte radiocrómico.....	29
2.6.1 Películas GafChromic MD-55-2.....	30
2.6.1.1 Composición y características de la película MD-55-2.....	31
2.6.3 Respuesta de las PTR.....	32

2.7 Detectores gaseosos.....	33
2.7.1 Cámaras de ionización.....	33
2.7.2 Tipos de cámaras de ionización.....	34
2.8 Teoría de cavidades.....	35
2.8.1 Teoría de Bragg-Gray (B-G).	35
2.8.2 Teoría de Spencer-Attix (S-A).	37
2.8.3 Teoría de Burlin.....	38
2.9 Formalismo del protocolo de calibración TG-21.....	38
2.9.1 Factor de escalamiento para obtener distancias en materiales plásticos equivalentes al agua (fotones).	39
2.10 Cálculo de dosis absorbida en tratamientos de RCE basada en un linac.	41
2.10.1 Algoritmo para el cálculo de dosis.	41
2.10.1.1 Razón tejido-máximo (TMR).....	42
2.10.1.2 Razón fuera del eje (OAR).....	42
2.10.1.3 Factor de dispersión total (S_t).....	43
2.10.2 Cálculo de dosis de los arcos de radiación simulados con haces fijos.	43
2.10.3 Cálculo de las Unidades Monitor (MU).	44
2.10.4 Calibración de las unidades monitor.	44

Capítulo 2. Metodología Experimental y Resultados

3.1. Protocolo para el manejo de los DTL.	45
3.2. Selección de DTL.	46
3.3. Protocolo para el manejo de las PTR.	48
3.4. Calibración de los DTL y PTR.	48
3.4.1. Verificación de la dosis depositada a los DTL y PTR con propósitos de calibración.	54
3.5. Diseño del maniquí para simular tratamientos de RC.	55
3.6. Procedimiento en la simulación de los tratamientos de RCE.	57
3.6.1. Colocación del marco estereotáctico en el maniquí.	57
3.6.2. Adquisición de imágenes.....	58
3.6.3. Planificación del tratamiento.	59
3.6.4. Colocación del maniquí en la camilla del acelerador y depósito de dosis.	60
3.6.4.1. Verificación de la localización del isocentro del acelerador.....	62
3.7. Resultados obtenidos con las PTR.....	65
3.8. Resultados obtenidos con los DTL.....	75

Capítulo 4. Discusión Resultados y Conclusiones

4.1 Determinación del volumen blanco.	87
4.2 Comparación cuantitativa entre los perfiles angulares de las curvas de isodosis: Medidas experimentales con PTR vs cálculos del SPT.	87
4.3 Comparación entre las curvas de isodosis calculadas por el SPT vs medidas experimentales con DTL.....	89
4.4 Conclusiones.....	90
4.5 Trabajo a futuro.....	92

Apéndice A. Interacción de la Radiación con la Materia

A.1. Ionización y excitación.	93
A.2. Radiación directamente e indirectamente ionizante.....	93
A.3. Coeficiente lineal de atenuación y atenuación exponencial.....	94
A.4. Coeficiente másico, electrónico y atómico de atenuación.	95
A.5. Coeficientes de transferencia y absorción de energía.	96
A.6. Interacción de haces de fotones con la materia.....	97
A.6.1. Efecto fotoeléctrico.....	97
A.6.2. Efecto Compton.	98
A.6.3. Producción de pares.	100
A.6. Transferencia Lineal de Energía.	102
Referencias.	104

Apéndice B. Hojas de Planificación de la Simulación de Tratamientos de RCE	108
--	-----

INTRODUCCIÓN

Siempre que se hace uso de radiaciones ionizantes en aplicaciones médicas, se necesita tener la certidumbre de que la dosis absorbida prescrita a un paciente le sea suministrada con alta precisión y exactitud. Se ha demostrado que el éxito o el fracaso de cualquier tratamiento en el que se hace uso de radiaciones ionizantes depende de la dosis absorbida aplicada al volumen blanco, dosis que no debe diferir de los valores previstos sino en un porcentaje muy reducido. Es por eso que en el reporte 24 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU 1976) se llega a la conclusión de que se necesita una exactitud de $\pm 5\%$ en la dosis absorbida.

Lo que la radiobiología y la radioterapia modernas han confirmado es la necesidad de suministrar dosis con alta exactitud, sobre todo cuando se aplican técnicas en las que se aumenta la dosis prescrita a niveles sin precedentes, como es el caso de la Radiocirugía Estereotáctica (RCE) donde se aplican dosis de entre 10 a 20 Gy en blancos intracraneales, generalmente pequeños, en una sola sesión. Además, las posibilidades actuales en radioterapia usando técnicas modernas de imagenología para la delimitación de volúmenes blanco y aceleradores lineales de electrones (linac) que utilizan la más alta tecnología para la irradiación de pacientes, solo pueden aprovecharse de una manera adecuada si hay un alto nivel de precisión y exactitud en la dosimetría de la radiación.

La RCE es una modalidad de radioterapia que utiliza las técnicas más avanzadas de simulación virtual con lo cual es posible generar un plan de tratamiento en 3D. Esta técnica de tratamiento radioterapéutico empezó a implementarse en nuestro país a mediados de la década de los 90. La primer institución médica mexicana en utilizar esta técnica fue el Hospital San Javier de Guadalajara, Jalisco, cuando en 1995 adquirió una unidad Gamma Knife. Hoy en día, son 6 los hospitales en el país (5 de ellos localizados en la Ciudad de México) que utilizan esta técnica, ya sea con rayos gamma provenientes de ^{60}Co o con rayos X de alta energía producidos en un linac.

Debido a la introducción de la RCE basada en un linac, cada día son más los hospitales interesados en implementarla en sus servicios y es poca la experiencia que se tiene en la dosimetría de los haces pequeños de radiación utilizados. Los estudios dosimétricos en RCE no se limitan a determinar la dosis absorbida en un punto, ya que puede haber estructuras radiosensibles cerca del volumen blanco a tratar por lo que es necesario determinar su distribución espacial de la dosis absorbida.

En RCE la elección de los dosímetros es particularmente difícil, ya sea para dosimetría absoluta o relativa, debido a los altos gradientes de dosis y a la falta de equilibrio electrónico lateral, características de los haces pequeños de radiación utilizados en RC. Lo anterior requiere que los dosímetros utilizados en estudios dosimétricos en RC tengan una buena resolución espacial para poder medir los gradientes de dosis, además de que sean lo suficientemente pequeños para que su respuesta no se vea afectada por la falta de equilibrio electrónico lateral.

En este estudio se eligieron los Dosímetros Termoluminiscentes (DTL) TLD-100, en su modalidad de microcubos de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$, y Películas de Tinte Radiocrómico (PTR) comerciales GafChromic MD-55-2. Estos dosímetros cumplen con los requisitos antes mencionados. Además, existe una gran cantidad de trabajos publicados en la literatura especializada donde éstos se han utilizado para realizar estudios dosimétricos y para determinar las características de haces de radiación pequeños como los usados en RC.

Para determinar la dosis absorbida y su distribución espacial en la simulación de un tratamiento de radiocirugía, se diseñó y fabricó un maniquí esférico de 16 cm de diámetro de un material equivalente a tejido (metacrilato de metilo¹). Las mediciones experimentales se realizaron con rayos X de 6 MV producidos en un linac propiedad del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN), al cual se acoplaron accesorios para estereotaxia y un sistema de planificación de tratamientos de la marca comercial BrainLab para realizar tratamientos de RC.

¹ También conocido como acrílico o lucita.

Los objetivos de este trabajo son:

Objetivo General: Desarrollar una metodología que nos permita implementar el uso de DTL y PTR para determinar la dosis y obtener su distribución espacial en tratamientos de radiocirugía.

Objetivo específico: Comparar los resultados obtenidos experimentalmente con aquellos proporcionados por el sistema de planificación de tratamientos, de tal manera que se pueda tener la certidumbre del buen funcionamiento de los sistemas y procedimientos utilizados en radiocirugía por el INCAN.

En el capítulo 1 se dan los antecedentes históricos sobre el desarrollo de la RCE y sus perspectivas. Así mismo, se abordan temas tales como prescripción de dosis, bases radiobiológicas, procedimientos para los cuales la RCE representa una alternativa, tipos de radiación utilizada, procedimiento de la RCE basada en un linac y precisión requerida en RCE.

El capítulo 2 contiene definiciones de conceptos básicos de dosimetría. Se da una explicación sobre el funcionamiento de los dosímetros utilizados en este trabajo y se aborda el tema de calibración. Además, se presenta el algoritmo para el cálculo de dosis absorbida utilizado por el sistema de planificación de tratamientos BrainLab.

El capítulo 3 versa sobre la metodología experimental y resultados obtenidos, mientras que en el capítulo 4 se hace la discusión de los resultados y se presentan las conclusiones del trabajo.

Finalmente, se agregan dos apéndices. En el apéndice A se describen los procesos mediante los cuales interacciona la radiación ionizante con la materia y cómo deposita la energía en ella. Aquí, se describen solamente aquellos procesos de interacción de importancia para la radioterapia, que tienen lugar para fotones de megavoltaje. En el apéndice B se anexan las hojas de planificación de las simulaciones de los tratamientos de radiocirugía que se realizaron en este trabajo.

CAPÍTULO 1

RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA

En este capítulo se dan los antecedentes históricos y perspectivas de la RCE, así como sus bases radiobiológicas y consideraciones para prescribir la dosis. De igual modo se describen los padecimientos para los cuales la RCE representa una alternativa y las técnicas usadas actualmente, mencionando sus ventajas y desventajas. Finalmente se describe el procedimiento a seguir para administrar un tratamiento de este tipo y la precisión requerida en ellos.

1.1 Antecedentes históricos y perspectivas.

En 1951, el neurocirujano sueco Lars Leksell del Karolinska Institute de Estocolmo, propuso una modalidad de tratamiento neuroquirúrgico a la que llamó Radiocirugía Estereotáctica (RCE) (Leksell 1951). Esta técnica consiste en el uso de haces pequeños de radiación externa en conjunción con dispositivos para localizar estereotácticamente¹ blancos inaccesibles en el interior del cerebro para destruirlos. Los primeros tratamientos de RCE se realizaron usando rayos X de 200-300 kVp, y posteriormente, protones de alta energía (Leksell 1960). En 1968, el mismo Leksell diseñó un equipo específico para radiocirugía al que llamó Gamma Knife (GK) el cual utiliza como fuente de radiación pastillas de Cobalto 60, y en el mismo año, la primer unidad de este tipo fue instalada en el Karolinska Institute.

Actualmente se pueden utilizar partículas cargadas pesadas aceleradas en un ciclotrón o sincrociclotrón (por ejemplo iones de helio y protones), rayos gamma y rayos X de alta energía, para tratar malformaciones arteriovenosas así como tumores intracraneales pequeños, tanto benignos como malignos (AAPM 1995). La ventaja de los protones de alta energía y de otras partículas cargadas pesadas, con respecto a la radiación electromagnética, radica en el hecho de su alcance finito y de su distribución de dosis tan peculiar con la profundidad. Conforme el haz va atravesando el tejido, la dosis depositada es casi constante

¹ Estereotaxia se refiere a un procedimiento quirúrgico especializado que permite determinar en forma precisa la localización intracraneal de ciertos procesos patológicos.

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 (véase figura 1.1). La región de alta dosis al final del alcance de la partícula es llamada pico de Bragg (Fabrikant 1984).

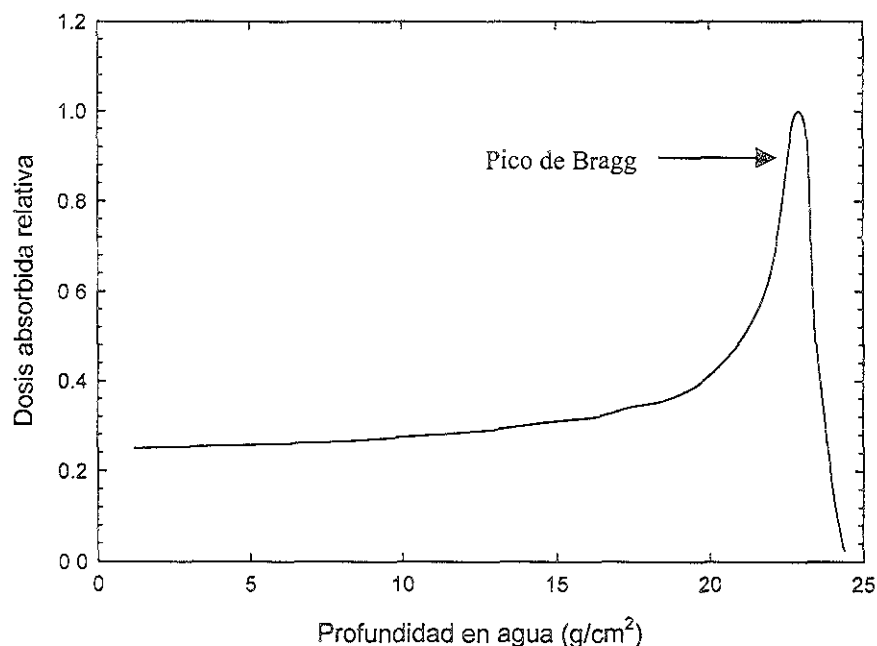


FIGURA 1.1 Distribución de dosis en profundidad característica de las partículas cargadas pesadas, mostrando el Pico de Bragg.

Debido al alto costo de una unidad GK², y de la imposibilidad de muchos países (entre ellos México) de poseer un ciclotrón para acelerar partículas cargadas pesadas a altas velocidades, en 1974 Larsson y colaboradores propusieron teóricamente el uso de rayos X de alta energía, producidos con un acelerador lineal de electrones (linac), para ser usados en radiocirugía (Larsson *et al* 1974). Diez años más tarde fueron publicados los primeros reportes clínicos de radiocirugía utilizando un linac (AAPM 1995). Desde entonces, un gran número de centros hospitalarios en todo el mundo ha adoptado esta técnica y la ofrece como alternativa cada vez más extendida para tratar un creciente número de lesiones

² Baste saber que desde 1968 en que fue instalada la primera unidad en Estocolmo, hasta 1987, había tan sólo cinco unidades de este tipo alrededor del mundo: 2 en el Estocolmo, Suecia; 1 en Buenos Aires, Argentina; 1 en Sheffield, Inglaterra y 1 en Pittsburg, USA.

intracraneales. Además, cabe señalar, que últimamente se están realizando estudios sobre la viabilidad de utilizar una unidad de ^{60}Co de teleterapia en tratamientos de radiocirugía (Poffenbarger *et al* 1998).

Con la RCE es posible concentrar, en una sola sesión, altas dosis de radiación ionizante (del orden de 10 a 20 Gy) en blancos intracraneales localizados estereotácticamente. El tipo de lesiones tratadas más frecuentemente son: malformaciones arteriovenosas, meningiomas, neurinomas del acústico, tumores pineales, metástasis solitarias (de 1 a 3), otros tumores benignos y neuralgia del trigémino (Friedman *et al* 1998). Puesto que los volúmenes blanco son usualmente pequeños, 5 a 40 mm de diámetro, y pueden estar cerca de estructuras críticas del cerebro, es necesario depositar la dosis prescrita con suma precisión, inclusive excediendo la precisión requerida en radioterapia convencional (Falco *et al* 1999). A diferencia de la radioterapia, en donde se busca que la dosis sea lo más homogénea posible en el volumen blanco, en radiocirugía lo más importante es buscar la curva de isodosis que mejor se ajuste al volumen blanco, misma que usualmente se utiliza para prescribir la dosis. Entre más baja sea la curva de isodosis con la que se prescribe la dosis, más grande es la diferencia entre la dosis prescrita y el máximo de dosis que se alcanza dentro del volumen blanco, en otras palabras, es más grande la inhomogeneidad de dosis (Friedman *et al* 1998). La meta final de la radiocirugía es la coincidencia precisa de la distribución de dosis en el volumen blanco seleccionado (Colombo *et al* 1998). Así, podemos decir que el objetivo de la radiocirugía es producir necrosis en el volumen blanco, con la aplicación única de una alta dosis de radiación, sin afectar considerablemente los tejidos sanos adyacentes (Podgorsak *et al* 1988).

La RCE se utiliza principalmente en el tratamiento de lesiones intracraneales, ya que la rigidez del cráneo asegura que la localización de su contenido permanezca estable. Sin embargo, recientemente se han propuesto y realizado tratamientos sobre lesiones de la columna vertebral y del resto del cuerpo, usando sistemas novedosos de inmovilización corporal que garantizan su precisión.

El desarrollo tecnológico actual ha permitido el diseño y fabricación de colimadores de forma variable denominados micro multihojas (“micro multileaf”) que permiten llevar a cabo lo que se llama conformación del tratamiento. Con estos colimadores se puede crear cualquier forma de haz, para adaptarse al perfil de la lesión desde cada una de las direcciones de entrada del haz. Esta variación del perfil del haz a lo largo de múltiples puertas de entrada permite realizar lo que se denomina como radiocirugía conformada dinámica, en la que en cada punto de giro del brazo del acelerador (gantry) se deposita la dosis con una forma “ajustada” y con una energía que puede ir variando. De esta forma, se consigue dar la dosis necesaria al volumen blanco y la menor dosis posible a las estructuras adyacentes.

Como podemos ver, la RCE es un procedimiento en rápido desarrollo que constituye una tecnología emergente que va ampliando las áreas de aplicación y que exige un riguroso control de calidad para asegurar los resultados deseados.

1.2 RCE: Una técnica interdisciplinaria.

En términos generales, la radiocirugía mediante GK fue desarrollada en la década de los 60 a iniciativa de neurocirujanos, mientras que el uso de la radiocirugía basada en un linac comenzó a desarrollarse en la década de los 80 por equipos interdisciplinarios integrados por neurocirujanos, radioterapeutas, físicos e informáticos. Hoy es unánimemente admitido, y así se recomienda, que la radiocirugía sea realizada por un equipo interdisciplinario en el que se incluyan neurocirujanos, físicos médicos y radioterapeutas.

Los neurocirujanos poseen un detallado conocimiento de la anatomía del cerebro y neurofisiología, lo cual es de suma importancia para identificar estructuras críticas del cerebro. Son expertos conocedores de los procesos de las enfermedades tratadas con radiocirugía. Además, poseen experiencia y habilidad en neurocirugía convencional, lo cual les permite identificar a los pacientes adecuados para ser tratados con radiocirugía. Los radioterapeutas, por su parte, poseen conocimientos y experiencia en los procesos de lesiones malignas así como de radiobiología, lo cual es crítico en la selección de los pacientes apropiados para ser tratados con radiocirugía en lugar de radioterapia

convencional o administrar una sobredosis en aquellos que ya recibieron este tratamiento y persiste un residual tumoral pequeño. Por sus conocimientos y experiencia en la tolerancia de tejidos sanos expuestos a radiación y de estructuras radiosensibles, su participación es crucial en la planificación del tratamiento y prescripción de dosis. Finalmente, el físico médico es de vital importancia en todo proceso en el que se utilicen radiaciones ionizantes para su uso en medicina, ello debido a sus conocimientos en procesos involucrados con la interacción de la radiación con la materia. Ellos llevan a cabo los procedimientos de garantía de calidad que aseguran la precisión en los sistemas mecánicos y dosimétricos involucrados en el depósito de la dosis en radiocirugía. La Asociación Americana de Física Médica recomienda que en todo proceso involucrado en radiocirugía esté presente al menos un físico médico tal y como es definido por esta asociación (AAPM 1985). Los requerimientos de garantía de calidad demandan que cada paso sea verificado por un físico e independientemente hacer una segunda verificación por otro físico (AAPM 1995).

1.3 Bases Radiobiológicas de la RCE.

Existen dos diferencias fundamentales en la dosis letal media para tejidos normales y tejidos neoplásicos. La primera consiste en la distinta capacidad de regeneración de las células normales. La segunda en que el número o proporción de células supervivientes es mucho menor en los tejidos tumorales (Hall 1994). Al depositar una alta dosis de radiación a un volumen limitado, la capacidad de regeneración, la histología y el efecto del oxígeno juegan un papel importante en la destrucción de células neoplásicas. En otras palabras, el efecto de una dosis "masiva" en la periferia de la lesión tiene un efecto radiobiológico proporcionalmente mayor, aumentando así la posibilidad de cura. El tejido cerebral normal adyacente a la lesión recibe una dosis substancialmente inferior.

1.4 Consideraciones que se toman en cuenta para prescribir la dosis en RCE.

El tejido nervioso sano adyacente al volumen blanco recibirá una dosis directamente proporcional al volumen de la lesión. Sin embargo, ciertas variables deben tenerse en cuenta además del volumen de la lesión. Ellas son: la localización de la lesión, la edad y condición general del paciente. La experiencia reportada en la literatura sugiere que cuanto más voluminosa sea la lesión a tratar, la dosis de radiación debe disminuir para prevenir la

distribución de una dosis significativa en los tejidos circundantes no afectados. Hoy en día existe una tendencia a disminuir la prescripción de dosis muy elevadas, ya que se ha observado un incremento en la supervivencia de estos pacientes y por ende el número de complicaciones descritas en la literatura ha aumentado. El radioterapeuta debe tener en cuenta los siguientes principios básicos:

1. Los tejidos de proliferación lenta pueden responder meses o años después de la irradiación.
2. La respuesta obtenida generalmente refleja la actividad proliferativa más que la radiosensibilidad intrínseca del tejido irradiado.

1.5 Padecimientos para los cuales la RCE representa una alternativa.

La RCE permite el tratamiento de determinadas malformaciones arteriovenosas cerebrales, alteraciones funcionales y de algunos tumores cerebrales (benignos o malignos). En algunos casos, la RCE juega un papel importante como complemento de la neurocirugía convencional, cuando con ella no se llegan a obtener los resultados deseados o cuando no puede ofrecer determinadas garantías de seguridad para el paciente. Tal es el caso de tumores o malformaciones arteriovenosas que no pudieron ser extirpados en su totalidad o en los que la intervención quirúrgica supone un alto riesgo por las características de la lesión o del paciente. En otros casos, la RCE no es un complemento sino una alternativa a tener en cuenta frente a la neurocirugía convencional. A continuación se da una breve explicación de los padecimientos más importantes para los cuales la RCE representa una alternativa.

1.5.1 Neurocirugía.

En la mayoría de los casos, la radiocirugía constituye una alternativa a los procedimientos neuroquirúrgicos que requieren una craneotomía. En algunas ocasiones éstos pueden realizarse de forma estereotáctica. En este caso se coloca un marco estereotáctico, o unas marcas, de forma fija en la cabeza del paciente y se obtienen imágenes del cerebro de la misma manera que para la radiocirugía. Un sistema de guía se encuentra sujeto al marco estereotáctico (véase figura 1.2) para dirigir a la lesión las herramientas quirúrgicas, o bien se utilizan marcas que, detectadas con un sistema de cámaras de infrarrojos, dan información de la posición de los instrumentos en cada

momento en la pantalla donde aparecen las imágenes del cerebro del paciente. La utilización de procedimientos estereotácticos permite reducir el impacto de la intervención quirúrgica sobre el tejido nervioso sano circundante.

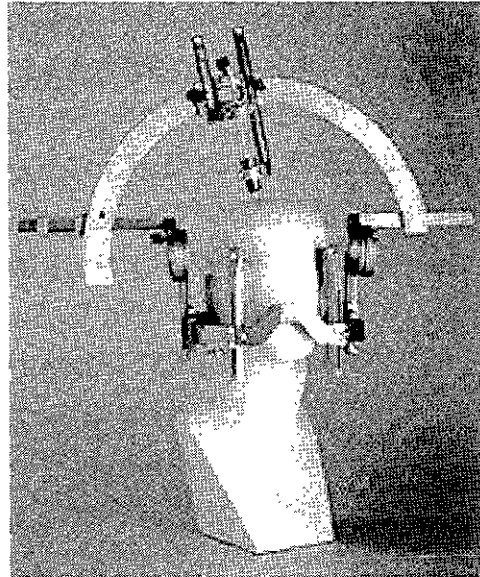


FIGURA 1.2 Marco estereotáctico utilizado en neurocirugía convencional.

Se use o no equipamiento estereotáctico, la resección quirúrgica de una lesión en el cerebro tiene riesgos para el paciente: riesgos anestésicos, complicaciones quirúrgicas generales y la posibilidad, quizás la de mayor relevancia, de originar daño al tejido cerebral normal o a los nervios craneales. Por otra parte, la craneotomía, en sí misma, requiere también una estancia hospitalaria mucho más larga que cualquier procedimiento radioquirúrgico.

1.5.2 Braquiterapia.

La radiocirugía puede, en muchos casos, constituir una alternativa a la braquiterapia. Esta última consiste en la implantación de fuentes radiactivas dentro del cerebro del paciente, con la finalidad de administrar una dosis alta de radiación a un volumen seleccionado. Su indicación queda usualmente limitada a ciertas neoplasias infiltrantes de naturaleza muy indiferenciada.

1.5.3 Irradiación cerebral.

En metástasis cerebrales la terapia con radiación externa de todo el cerebro es una alternativa, o bien una medida complementaria a la radiocirugía. Su acción afecta también al tejido sano, aunque en dosis tolerables gracias al modo fraccionado en que se administra. En los tumores que crecen de forma infiltrante (gliomas) la radioterapia convencional sigue teniendo un papel importante, y la radiocirugía puede ser un complemento en algunos casos para depositar una mayor cantidad de dosis en las zonas de restos tumorales visibles con los métodos de imagenología convencionales.

1.5.4 Embolización.

La embolización consiste en la inyección de un polímero en el interior de los vasos sanguíneos para ocluir aquellos que presenten alguna patología. Puede utilizarse por sí sola o en conjunción con la neurocirugía convencional y la radiocirugía, para el tratamiento de las malformaciones arteriovenosas. La radiocirugía puede sustituir a la embolización en unos casos y complementarla en otros.

1.6 Técnicas usadas en RCE.

En RCE suelen usarse dos tipos de radiación: partículas y fotones. En la figura 1.3 se muestra una comparación de dosis relativa depositada en tejido cerebral en función de la profundidad de penetración del haz para un haz de rayos gamma de Co-60, rayos X de 6 MV y un haz de protones con un pico de Bragg “extendido” (vea sección 1.6.1). En este ejemplo, cada haz deposita una dosis de 100 unidades arbitrarias en el centro del volumen blanco. Después de la región de incremento, las curvas de los fotones siguen su comportamiento característico de decaimiento exponencial en la dosis depositada conforme el haz atraviesa el tejido. En este caso la mayor cantidad de dosis es depositada fuera del volumen tumoral. El haz de protones con un pico de Bragg “extendido”, en cambio, concentra la dosis dentro del volumen tumoral mucho mejor que los haces de fotones. Afortunadamente, esta desventaja de los fotones desaparece cuando se usan haces múltiples, como los usados en RCE. A continuación, se da una breve explicación de las técnicas usadas en radiocirugía.

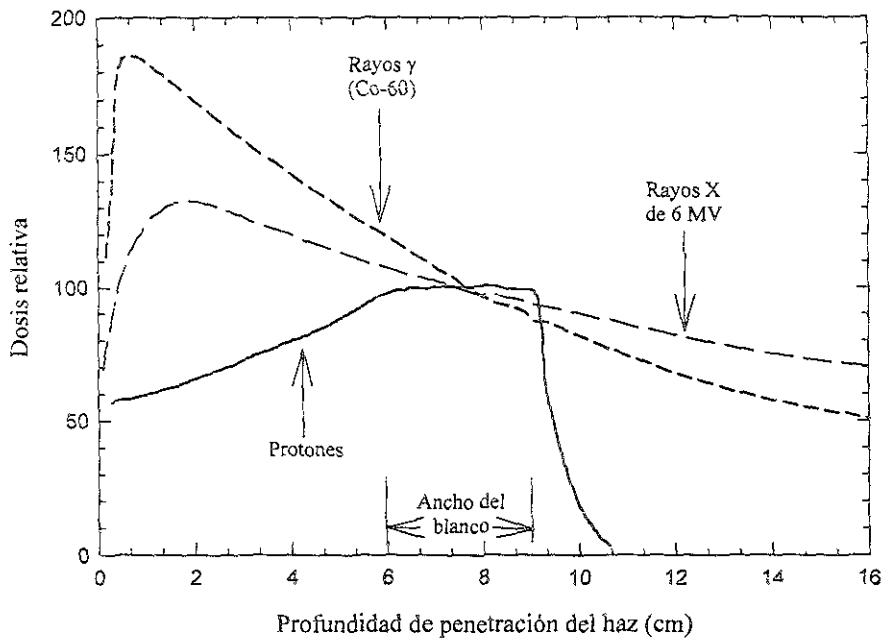


FIGURA 1.3 Comparación de la dosis depositada por diferentes haces de radiación. En este ejemplo el centro del volumen blanco está a 7.5 cm de la superficie del cráneo (Lutz 1993).

1.6.1 Partículas cargadas pesadas.

En 1946, R.R. Wilson fue el primero en proponer el uso de partículas cargadas pesadas (PCP) en radioterapia (Wilson 1946). Como mencionamos al principio de este capítulo, el efecto radiobiológico de las PCP consiste en un incremento abrupto de la densidad de ionización que tiene lugar al final del trayecto del haz de partículas, depositando así la mayor parte de su energía a una determinada profundidad dentro del tejido, con un rápido descenso de la radiación en la periferia del volumen blanco a tratar. Con el fin de obtener una mejor homogeneidad de dosis en el volumen blanco, se combinan varios haces de diferente penetración (energía) e intensidad, logrando así “extender” el pico de Bragg, lo cual se logra haciendo pasar el haz a través de materiales atenuadores de diferente espesor (véase figura 1.4) para obtener un haz compuesto. El ancho del pico de Bragg extendido del haz compuesto en la figura 1.4 está diseñado de tal manera que sea aproximadamente igual al ancho del volumen blanco en la dirección que incide el haz. El costo tan elevado de los aceleradores para obtener haces de PCP de alta energía, y la complejidad de su manejo, limita en la actualidad esta técnica a muy pocos centros en todo el mundo.

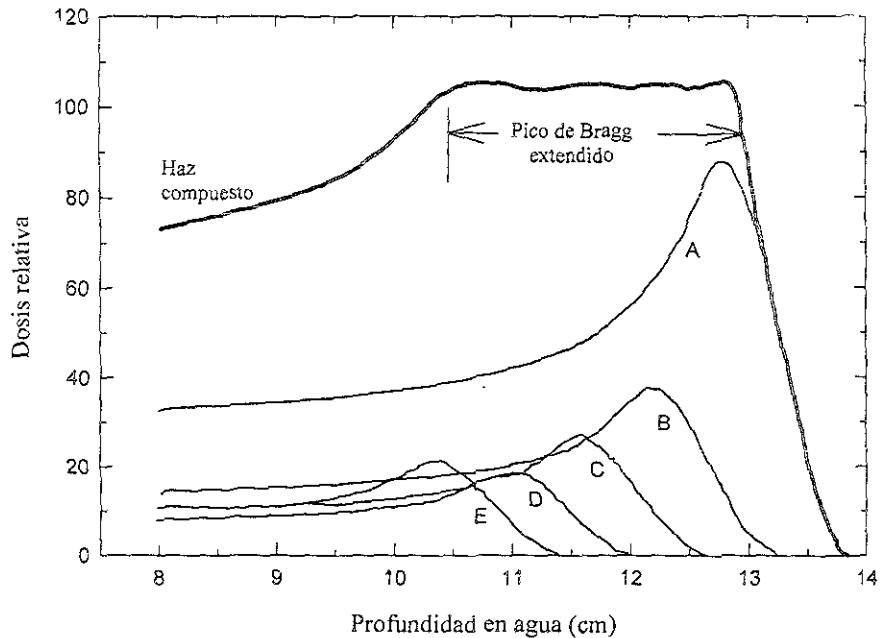


FIGURA 1.4 El “ensanchamiento” del pico de Bragg es resultado de la superposición de varios haces de partículas de diferente energía e intensidad (haces A, B, C, D y E) para formar un haz compuesto. El haz A consiste de protones de 160 MeV. Los haces B, C, D y E son haces de más baja energía que se obtienen al hacer pasar el haz A por atenuadores de diferentes espesores (Lutz 1993).

Las PCP depositan la dosis de manera similar a los electrones³, con algunas diferencias debido a la mayor masa de éstas. Los electrones y las PCP pierden energía debido a colisiones (eventos de ionización) con electrones contenidos en el material absorbedor. A diferencia de los electrones, los cuales describen una trayectoria muy irregular debido a que son fuertemente desviados por las colisiones que sufre con otros electrones del medio, las PCP viajan en un camino casi recto de una longitud bien definida.

1.6.2 Gamma Knife.

El GK fue el primer sistema de radiocirugía comercialmente disponible. En 1968 el primer GK, usando fuentes de ⁶⁰Co, fue instalado en el Karolinska Institute (Wu *et al* 1990). Los principales componentes de una unidad GK son:

³ Aunque los electrones también son partículas cargadas, con el término partículas cargadas pesadas nos referimos a partículas cargadas con masa mayor a la del electrón.

1. La unidad de radiación.
2. Cuatro colimadores en forma de casco (4, 8, 14 y 18 mm).
3. Una mesa de tratamiento.
4. Un sistema hidráulico.
5. El panel de control.

La unidad de radiación consta de un contenedor esférico en cuyo interior se alberga un cuerpo central hemiesférico que contiene una gran cantidad de fuentes pequeñas de ^{60}Co (201 en los modelos más recientes), todas enfocadas en un punto común (isocentro), lo cual hace posible depositar una alta dosis de radiación en una región pequeña, sin irradiar considerablemente los tejidos sanos circundantes al volumen blanco a tratar. La radiación emitida por cada fuente es colimada por tres colimadores: los dos primeros están instalados permanentemente en el cuerpo central de la unidad de radiación y el tercero está definido por uno de los cuatro colimadores en forma de casco, el cual define el diámetro del haz a 4, 8, 14 ó 18 mm en el punto donde convergen todos los haces (véase figura 1.5).

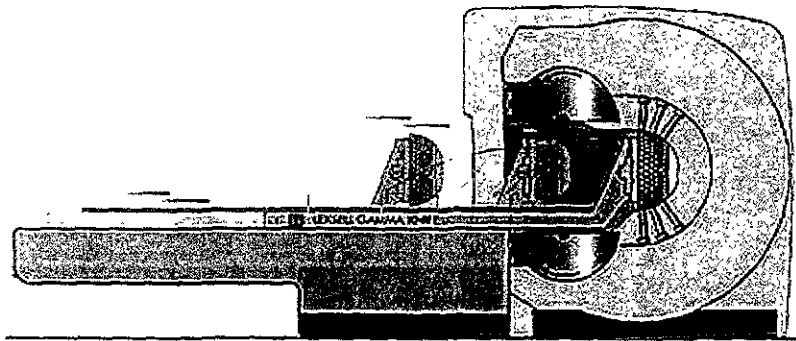


FIGURA 1.5 Vista de un corte transversal de una unidad Gamma Knife.

El recubrimiento, de forma semiesférica, tiene una puerta que se abre para colocar al paciente y una vía de acceso para reemplazar las fuentes. Las fuentes de radiación se alinean de tal manera que sus rayos hagan intersección en un único punto, denominado isocentro. El marco estereotáctico se encuentra rígidamente fijo a la mesa de tratamiento, de tal manera que cuando la mesa de tratamiento avanza dentro del GK, el isocentro del volumen blanco debe coincidir con el isocentro del sistema. Una de las ventajas de tal

sistema es la ausencia de partes móviles durante el tratamiento, lo cual contribuye a una mejor reproducibilidad y precisión.

El cobalto 60 es un radionúclido que emite dos fotones gamma con energías de 1.17 y 1.33 MeV (1.25 MeV en promedio) y una vida media de 5.26 años. Las fuentes de cobalto van decayendo con el paso del tiempo, de manera que para conservar la misma eficacia es necesario prolongar el tiempo de tratamiento, hasta que llega a ser necesario realizar un cambio de fuentes.

1.6.3 Aceleradores Lineales de Electrones.

Un acelerador lineal de electrones (linac) es un sistema en el que se aceleran electrones, a través de una guía de ondas, los cuales se hacen incidir sobre un material de número atómico alto (generalmente tungsteno) produciéndose así rayos X de frenado (Bremsstrahlung). En la figura 1.6 se muestran los componentes principales de un linac. El espectro de los rayos X producidos en un linac es continuo, y su energía máxima es igual a la energía nominal de los electrones acelerados. La energía de los rayos X más comúnmente usada en RCE es de 6 MV.

Para que un linac pueda ser utilizado en radiocirugía se requiere de una serie de accesorios, fundamentalmente en lo referente a la colimación de los haces y al sistema de fijación del cráneo del paciente. Los colimadores adicionales para obtener los haces circulares de radiación utilizados en RC, pueden ser fabricados con cerrobend⁴ en los mismos hospitales o también pueden ser adquiridos en casas comerciales especializadas.

⁴ Aleación que consiste de 50% de bismuto, 26.7% de plomo, 13.3% de estaño y 10% de cadmio. Se utiliza regularmente para fabricar protecciones en tratamientos de radioterapia, con el fin de proteger órganos o áreas que no se desean irradiar durante el tratamiento.

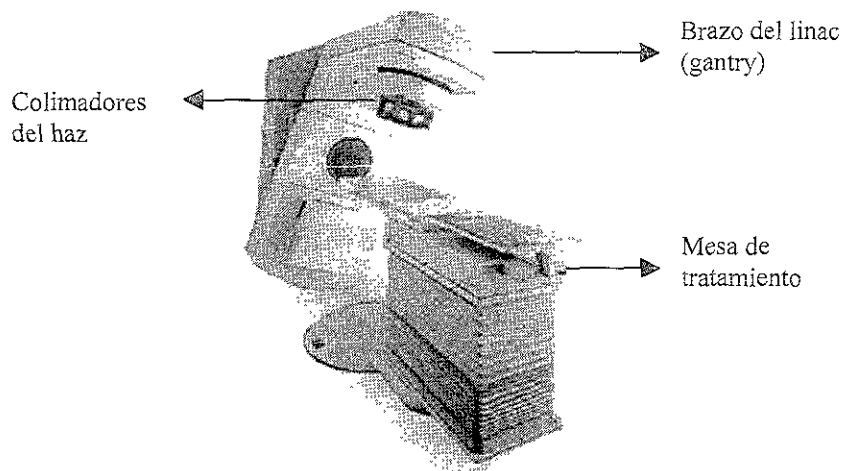


Figura 1.6 Componentes principales de un linac.

Cuando se usa la RCE basada en un linac, los haces de rayos X se dirigen alrededor de la cabeza del paciente desde una serie de arcos no coplanares convergentes, los cuales son descritos mediante la combinación de giros del brazo del acelerador y de la mesa de tratamiento, haciendo todos ellos intersección en el centro del volumen que se desea irradiar (véase figura 1.7). Las zonas de entrada y de salida de los haces se encuentran diseminadas en un gran volumen de tejido cerebral, de tal manera que la dosis en cualquier lugar fuera del volumen de tratamiento es pequeña. La irradiación de tejido normal es a veces inevitable y puede originar efectos adversos.

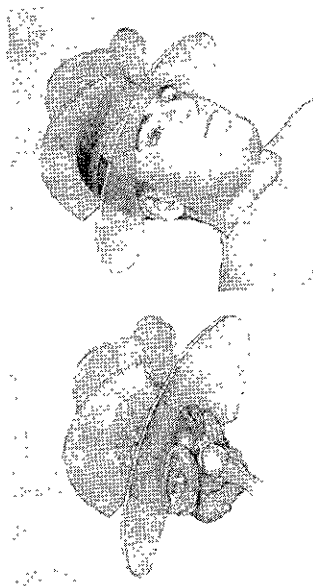


FIGURA 1.7 Técnica de arcos múltiples no coplanares convergentes.

Hoy en día existen múltiples sistemas de planificación de tratamientos computarizados para su utilización en RCE basada en un linac. Estos sistemas toman en cuenta la gran cantidad de factores que se pueden utilizar para irradiar volúmenes irregulares: la planificación se puede hacer no sólo por adición de esferas, sino también con infinitas combinaciones de los arcos de giro, longitud del arco, dosis de cada arco, combinación de colimadores, etc. La planificación para el linac es así muy versátil y fácil de adaptar a cualquier volumen. El proceso, si no se limita a tratar con esferas y se le quiere sacar el máximo partido, es complejo.

Con el linac se pueden utilizar sistemas de inmovilización que permiten, con una sola planificación del tratamiento, administrar la dosis necesaria en forma fraccionada. A este procedimiento, cuando se usa en fraccionamiento corto (2-4 sesiones), suelen llamarle radioterapia estereotáctica, pero aún no hay mucha experiencia en las dosis y número de fracciones más apropiadas. Cuando se usa en fracciones múltiples como en los tratamientos de radioterapia convencional, permiten aprovechar la efectividad y sobre todo la tolerancia de la radiación administrada en fracciones, con la exactitud en la localización que proporcionan los sistemas de inmovilización y con la colimación ya sea cilíndrica o conformada.

1.7 Ventajas y desventajas de las técnicas usadas en RCE.

La efectividad de los tratamientos de RCE, sin importar cual sea la técnica utilizada, dependerá del control preciso de todas las fuentes posibles de error en la localización de la lesión, la fijación precisa del marco estereotáctico en el cráneo del paciente, la planificación apropiada del tratamiento, la exactitud en la identificación del isocentro de la lesión y la intensidad de la dosis depositada. A continuación, se listan brevemente las ventajas y desventajas de las técnicas de RCE descritas en la sección anterior (Lutz 1993).

1.7.1 Partículas cargadas pesadas.

Ventajas:

1. Con el soporte técnico adecuado, este método puede producir la mejor distribución de dosis. El mayor porcentaje de dosis total absorbida es depositada en el volumen blanco.

2. Es posible realizar tratamientos fraccionados.

Desventajas:

1. Los aceleradores de partículas usados para producir haces de alta energía son extremadamente caros de construir al igual que su mantenimiento.
2. La planificación de los tratamientos requiere de mucho tiempo en comparación con los métodos en los que se utilizan fotones.
3. El cálculo preciso del alcance de las partículas en el tejido es difícil, además de que es una fuente potencial de errores.
4. Los dispositivos modificadores del haz deben ser diseñados y fabricados para cada paciente, incrementando el tiempo de preparación y el costo.
5. Existe más incertidumbre con respecto a la relación entre dosis y efectividad biológica (en tejido cerebral) para partículas que para fotones.

1.7.2 Gamma Knife.

Ventajas:

1. Debido a la ausencia de partes móviles durante el tratamiento es un sistema que cuenta con una alta reproducibilidad.
2. El tiempo de tratamiento por isocentro es corto.
3. Se puede obtener una buena distribución espacial de dosis.
4. La planificación del tratamiento es relativamente sencilla.
5. La forma de los blancos se logra principalmente por geometría de varios isocentros, y puede ser mejor que para aquellas logradas con un linac para blancos con diámetro < 15 mm.

Desventajas:

1. Su costo de adquisición es relativamente alto, pero mucho más bajo comparado con un acelerador de partículas cargadas pesadas.
2. Requiere del cambio de las fuentes cada 5 a 10 años.
3. Los tamaños de campo son limitados, requiriendo en la mayoría de los tratamientos el uso de múltiples isocentros.
4. El fraccionamiento de dosis, hoy en día, es difícil.

1.7.3 Linac.

Ventajas:

1. Su costo de adquisición es relativamente bajo.
2. La distribución espacial de dosis es similar a las obtenidas con un GK.
3. Tiene una gran flexibilidad
4. No hay limitación en los tamaños de campo.
5. Es relativamente fácil de lograr la forma de los haces (aunque probablemente no tan fácil como con las partículas cargadas).
6. Es posible el fraccionamiento de dosis de una forma precisa.

Desventajas:

1. Comparado con el GK, el linac demanda de un mayor número de procedimientos de control de calidad para garantizar la seguridad y confiabilidad de los tratamientos.
2. Es necesario un especial cuidado para lograr precisión en el depósito de la dosis, comparado con un GK.
3. Configurar el sistema de planificación de tratamientos, inclusive los comerciales, es una labor difícil de llevar a cabo que consume mucho tiempo.
4. El tiempo de tratamiento por isocentro es mayor comparado con un GK, pero menor comparado con partículas cargadas.

1.8 Precisión requerida en RCE.

Los requerimientos básicos para que la radiocirugía se lleve a cabo en forma adecuada son (AAPM 1995):

1. Localización precisa del volumen blanco.
2. Precisión mecánica en la unidad de tratamiento.
3. Precisión y óptima distribución de la dosis absorbida.
4. Seguridad del paciente.

Estos cuatro requerimientos son comunes para cualquier técnica de RCE utilizada.

Las técnicas de localización estereotáctica deben ser capaces de determinar las coordenadas del volumen blanco con una precisión de ± 1 mm en el caso de utilizarse imágenes de Angiografía Digital y ± 2 mm en el caso de utilizar imágenes de Tomografía Axial Computada o Resonancia Magnética Nuclear. En lo que respecta a la precisión mecánica en la unidad de tratamiento, específicamente cuando se hace uso de un linac, se debe tener especial cuidado en que todos los ejes de rotación (mesa, brazo del acelerador y colimadores) coincidan dentro de una esfera de 1 mm de radio con el isocentro del equipo. Finalmente, la dosis depositada debe administrarse con una precisión de $\pm 5\%$ (AAPM 1995).

Todo lo anterior requiere de un riguroso control de calidad para asegurar el uso óptimo de las radiaciones ionizantes en radiocirugía. Es por ello que se deben realizar mediciones experimentales para verificar que la dosis prescrita a los pacientes, los procedimientos de localización y la planificación de los tratamientos se están llevando en forma adecuada.

1.9 Procedimiento a seguir en Radiocirugía Estereotáctica.

En todos los sistemas de radiocirugía, cualquiera que sea la fuente de radiación, se sigue una metodología similar que consiste básicamente en cuatro pasos:

1. Colocación del marco estereotáctico en el cráneo del paciente.
2. Adquisición de imágenes.
3. Planificación del tratamiento.
4. Irradiación de la lesión a tratar.

1.9.1 Colocación del marco estereotáctico en el cráneo del paciente.

La radiocirugía es un procedimiento ambulatorio, que se realiza con el paciente despierto utilizando la estructura ósea del cráneo para fijar un marco estereotáctico que ofrece una referencia precisa para la localización de anomalías. Dicho marco se halla fijo al cráneo de tal manera que permite el establecimiento de un sistema de coordenadas reproducible para localización y tratamiento de las lesiones. El mismo permite tratar con

alta precisión blancos intracraneales predeterminados manteniendo el resto del volumen cerebral protegido del efecto de la radiación.

Todos los componentes del marco estereotáctico deben ser esterilizados antes de cada procedimiento. Luego el neurocirujano inyecta anestesia local en los sitios en los que serán fijados los soportes del marco. Habitualmente, la colocación del marco estereotáctico se lleva a cabo en la sala de tomografía.

1.9.2 Adquisición de imágenes.

Una vez fijado el marco estereotáctico a la cabeza del paciente, la lesión a tratar se localiza mediante las técnicas de imagenología comunes, es decir, la Tomografía Axial Computarizada (TAC), la Angiografía Digital (AD) o la Resonancia Magnética Nuclear (RMN), realizadas siempre bajo condiciones estereotácticas, con los marcos adecuados de localización. Las prolongaciones del marco permiten mantener la estructura de éste fuera del área de tratamiento, lo cual hace posible obtener imágenes cerebrales de excelente calidad y libres de artefactos y distorsiones que se podrían originar debido a la interferencia del material del marco. En el caso de la RMN, debido a las posibles distorsiones de la imagen que pueden inducir a errores en la localización, es habitual utilizarla haciendo una fusión de imágenes con las del TAC.

El marco estereotáctico está provisto de un sistema de localización radio-opaco (marcas o "fiduciales") lo cual permite localizar los volúmenes y, mediante coordenadas cartesianas, los distintos puntos o isocentros en los que se centrará el tratamiento radioquirúrgico. Toda la información referente a la imagen y al marco de localización suministrada digitalmente por la computadora del equipo empleado (TAC, RMN), es transferida, mediante cinta magnética, disco óptico o preferiblemente mediante red local, al sistema de planificación de tratamientos.

1.9.3 Planificación del tratamiento.

La planificación de los tratamientos en RCE se lleva a cabo en potentes estaciones de trabajo que utilizan las técnicas de simulación virtual más avanzadas, con las cuales es posible reconstruir y manipular en 3D (X, Y, y Z) las imágenes obtenidas del paciente. Una

vez capturadas las imágenes digitales por el sistema de planificación de tratamientos, el paciente se deja en reposo. Para definir el volumen blanco se debe contar con la participación interdisciplinaria del neurocirujano, del radioterapeuta y del físico médico. Del mismo modo se definen las estructuras radiosensibles a proteger (vías ópticas, quiasma, cristalino, etc.). Posteriormente se comienza a planificar el tratamiento combinando los arcos, colimadores e isocentros necesarios para poder obtener la curva de isodosis que mejor se ajuste al blanco elegido. Delimitar con exactitud el volumen patológico y limitar al máximo el volumen de tejido normal que es irradiado son las consideraciones clave en la planificación del tratamiento radioquirúrgico.

1.9.4 Irradiación de la lesión a tratar.

Finalizada la planificación, el Físico Médico lleva a cabo un procedimiento de control de calidad en el linac. Verifica y documenta que los parámetros mecánicos y físicos del equipo generador de radiación se encuentren dentro de las Normas Internacionales recomendadas.

Con el equipo en condiciones de tratamiento el paciente es colocado en la mesa de tratamiento, y el marco estereotáctico se fija firmemente a la mesa del acelerador para mantener la cabeza del paciente inmóvil durante todo el procedimiento. Se procede a ubicar, con las coordenadas X, Y y Z, la posición del isocentro. Se ensayan los arcos de tratamiento a utilizar para evitar posibles colisiones mecánicas, y finalmente se comienza a dar el tratamiento.

El paciente suele estar entre una y dos horas sujeto a la mesa del acelerador, de acuerdo al grado de complejidad del tratamiento y del número de isocentros utilizados. Terminado el tratamiento, el paciente es liberado de la fijación, se le retira el marco estereotáctico y se retira a su domicilio reanudando su actividad normal de forma inmediata. Una estancia hospitalaria de una noche para observación es un procedimiento de rutina en la mayoría de las instituciones. El seguimiento periódico del paciente sometido a radiocirugía es algo esencial para conocer tanto la eficacia como los posibles efectos secundarios, ya que los efectos de la radiación se manifiestan a lo largo del tiempo, en forma lenta.

CAPÍTULO 2

DOSIMETRÍA Y CALIBRACIÓN

En este capítulo se dan primeramente definiciones de conceptos básicos relacionados con la dosimetría de la radiación ionizante. Posteriormente se describe el funcionamiento de los dosímetros utilizados en este trabajo: dosímetros termoluminiscentes, películas de tinte radiocrómico y cámara de ionización. A continuación se aborda el tema de teoría de cavidades y se describe el formalismo del protocolo de calibración TG-21. Finalmente se desarrolla el algoritmo para el cálculo de dosis utilizado por el sistema de planificación de tratamientos BrainLab.

2.1 Dosimetría de la radiación y dosis absorbida.

La dosimetría de la radiación se refiere a la medición de la dosis absorbida, o rapidez de dosis, resultado de la interacción de la radiación ionizante con la materia (ver apéndice A). De manera más general, se refiere a la determinación (teórica o experimental) de las magnitudes antes mencionadas, así como también a cualquier otra magnitud radiológica relevante como puede ser exposición, kerma, fluencia, equivalente de dosis y energía impartida entre otras (Attix 1986). Con la dosimetría de la radiación es posible evaluar y cuantificar el daño o alteración de la materia (viva o inerte) causado por la interacción de la radiación ionizante con ella.

La dosis absorbida, de acuerdo al reporte 60 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU 1998), se define como:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad 2.1$$

donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía promedio impartida a un cierto material de masa dm . Sus unidades de medida en el Sistema Internacional son de J kg^{-1} y el nombre especial para esta unidad es el gray (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$. A diferencia de la exposición, que sólo esta definida

para fotones que interactúan en aire, la dosis absorbida D está definida para cualquier tipo de radiación ionizante y para todo tipo de materia con la cual ella interactúa.

En radioterapia, la magnitud de mayor interés es la dosis absorbida en un material biológico determinado. Sin embargo, por razones de normalización se recomienda que las mediciones de la dosis absorbidas, en las prácticas radioterapéuticas, sean referidas al agua, ya que es un material bien caracterizado y fácilmente disponible en todo el mundo (ICRU 1969). En consecuencia, la dosis absorbida en agua es la magnitud de interés inmediato en radioterapia y los equipos generadores de radiación ionizante deben ser calibrados en unidades de esta magnitud.

2.2 Equilibrio de partícula cargada.

Dado un volumen V , se dice que existe Equilibrio de Partícula Cargada (EPC) en éste si cada partícula cargada de un tipo y energía dados que sale de él, es reemplazada por una partícula idéntica que lo penetra. Para lograr esto en la práctica experimental, los dosímetros a irradiar son cubiertos con un material, cuyo espesor debe ser al menos igual que el alcance de los electrones secundarios en dicho material, con el fin de que en éste se creen los electrones que entran al dosímetro, los cuales deberán compensar a los que salen de él, logrando así un balance de entrada-salida de partículas cargadas.

2.3 Sistemas dosimétricos usados en la práctica hospitalaria.

En la práctica hospitalaria, el método más empleado para la determinación de la dosis absorbida en agua se basa en medidas realizadas usando una cámara de ionización ya que éstas constituyen un medio excelente de comparación con los patrones nacionales e internacionales de un laboratorio oficial de metrología. Además de la cámara de ionización, se pueden emplear otros tipos de dosímetros, cuyas características los hacen más adecuados para realizar este tipo de medidas. Tal es el caso de las películas radiográficas o de tinte radiocrómico, dosímetros termoluminiscentes y diodos semiconductores entre otros. El uso de uno u otro sistema dosimétrico depende del sistema bajo estudio, como pueden ser determinación de dosis en un punto, mediciones relativas, gradientes de dosis, distribución espacial de dosis, etc.. Todos los sistemas dosimétricos mencionados anteriormente son

secundarios, es decir, antes de ser utilizados para realizar mediciones de dosis absorbida deben ser calibrados. La calibración de un dosímetro consiste en establecer la relación que existe entre la dosis depositada y su respuesta correspondiente.

2.4 Problemas dosimétricos y características de los haces de fotones usados en RC.

Los problemas dosimétricos relacionados con la RCE han sido extensamente reportados en la literatura especializada (Rice *et al* 1987, Serago *et al* 1992, Wu *et al* 1990). Esencialmente, dichos problemas están relacionados con el tamaño de los haces usados en radiocirugía, que como mencionamos en el capítulo 1, van de 5 a 40 mm de diámetro (Friedman *et al* 1998). Los principales problemas dosimétricos de los haces de radiación con tamaños de campo menores de 30 mm de diámetro son dos (Rice *et al* 1987):

1. Cuando se hacen mediciones sobre el eje central, la ausencia de equilibrio electrónico lateral complica la interpretación de los valores de las medidas, ya que el detector tiene un tamaño finito y la dosis puede disminuir significativamente del centro a la periferia del detector.
2. Puede haber grandes gradientes de dosis, y el detector puede no resolverlos adecuadamente cuando se hacen mediciones fuera del eje central.

Dichos problemas tienen una solución en común: el tamaño del detector. Como regla general, el diámetro de los detectores usados en RCE deben tener un diámetro de al menos $1/3$ del diámetro del haz por evaluar (Hartmann *et al* 1995). A diferencia de los haces de fotones usados en teleterapia (tamaños de campo de 5 a 40 cm), donde la profundidad de máxima dosis (d_{max}) disminuye al aumentar el tamaño de campo debido a la contribución de la radiación dispersada, una característica importante de los haces de rayos X usados en radiocirugía es que la d_{max} se incrementa conforme aumenta el diámetro del haz en el intervalo de 10-30 mm, y esto es debido a la ausencia del equilibrio electrónico lateral. El incremento es proporcional a la energía del haz (Sixel y Podgorsak 1993).

La dosimetría en RCE requiere entonces de dosímetros con una alta resolución espacial, con un volumen sensible lo suficientemente pequeño para medir con precisión la dosis en

regiones con altos gradientes de dosis. Además, estos dosímetros deben proporcionar una distribución espacial de dosis, más que la dosis en un solo punto, particularmente en casos en que es necesario verificar distribuciones de dosis conformadas. Los dosímetros termoluminiscentes y las películas de tinte radiocrómico han sido, y siguen siendo, los dosímetros más utilizados para dichos propósitos y en la literatura especializada existen infinidad de publicaciones sobre este tema (Podgorsak *et al* 1988, Wu *et al* 1990, McLaughlin *et al* 1994, Ramani *et al* 1994, Heydarian *et al* 1996, Ertl *et al* (1996, 1997, 1998), Poffenbarger *et al* 1998).

2.5 Dosimetría Termoluminiscente.

Ciertos sólidos previamente irradiados tienen la propiedad de emitir luz si se eleva su temperatura a un valor suficiente por debajo de su temperatura de incandescencia. A este fenómeno se le conoce como radioluminiscencia térmicamente estimulada; sin embargo, por razones históricas se le llama simplemente termoluminiscencia. La importancia de este fenómeno en la dosimetría de la radiación ionizante radica en el hecho de que la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado, esto hace posible que los materiales termoluminiscentes (TL) puedan utilizarse como dosímetros en el intervalo en que su respuesta es lineal con respecto a la dosis absorbida.

La dosimetría termoluminiscente fue propuesta originalmente por Daniels y colaboradores en 1949 (Daniels *et al* 1949), quienes vieron en el fluoruro de litio (LiF) el material más viable para la dosimetría termoluminiscente. Daniels abandonó sus trabajos de investigación en aspectos de termoluminiscencia alrededor de 1954. El interés en el LiF como un material termoluminiscente fue revivido por Cameron y colaboradores, a principios de la década de los 60, quienes retomaron el trabajo que Daniels había iniciado (Cameron *et al* 1961, 1964). Es así como las investigaciones del grupo de trabajo de Cameron dieron como resultado el fluoruro de litio con impurezas de magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti) mejor conocido como TLD-100.

Hoy en día, la dosimetría termoluminiscente es un método bien establecido utilizado prácticamente en toda actividad donde se requiere de mediciones experimentales de dosis

absorbida. El intervalo de dosis útil de los dosímetros termoluminiscentes (DTL) va desde la medición de dosis tan bajas como la radiación de fondo natural (μGy) (Zárate-Morales 1994), hasta dosis mucho más altas, como las empleadas en radiocirugía (Gy) (Attix 1986).

2.5.1 Proceso Termoluminiscente.

Un DTL es un cristal que cuenta con activadores apropiados para que se produzca el fenómeno de la termoluminiscencia. Estos activadores (o impurezas) forman dos tipos de imperfecciones en el cristal: trampas para electrones y trampa para iones positivos o huecos, ubicadas en la banda de energías prohibidas, los cuales capturan y retienen a los portadores de carga por ciertos periodos hasta ser liberados al cederles energía térmica, produciéndose así la recombinación y emitiendo fotones de luz que son la base de la dosimetría termoluminiscente (véase figura 2.1).

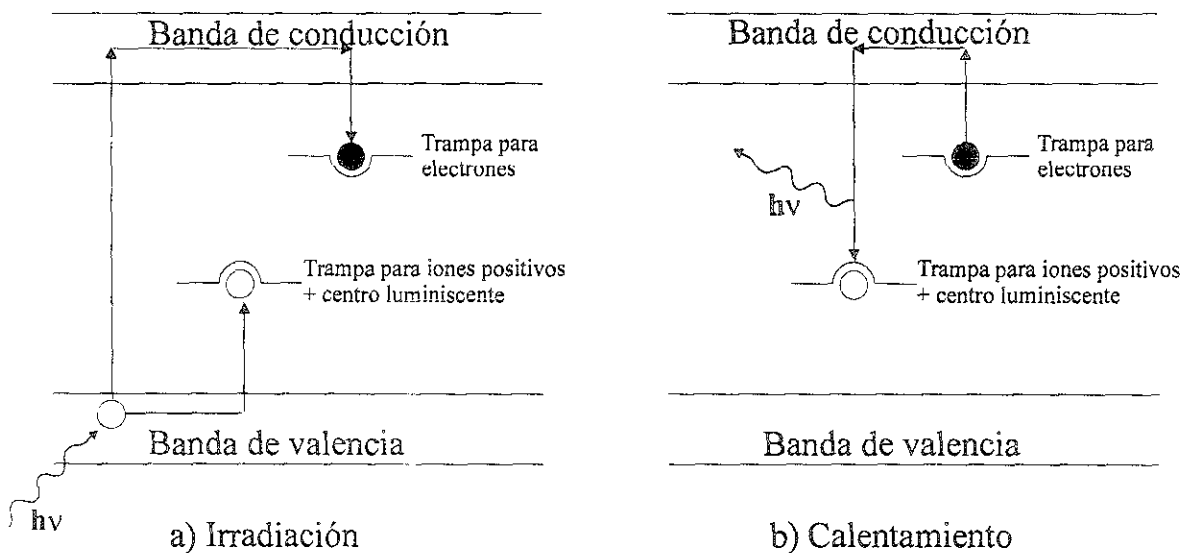


FIGURA 2.1 Diagrama de bandas de energía para representar el proceso TL, a) exposición del cristal a la radiación, b) calentamiento del cristal.

El proceso termoluminiscente se explica como sigue (Attix 1986): al interaccionar la radiación ionizante con el cristal se puede proporcionar la energía suficiente para crear los portadores de carga, es decir, electrones e iones positivos producidos por la vacancia de electrones. Los primeros son transferidos de la banda de valencia a la banda de conducción, en donde se mueven hasta ser atrapado por una trampa para electrones, situada en la banda de niveles prohibidos de energía. Al mismo tiempo, el ión positivo producido por la

vacancia se mueve en la banda de valencias hasta que es atrapado por una trampa para iones positivos (figura 2.1.a). Posteriormente, durante el calentamiento del cristal se puede transferir la energía térmica suficiente para sacar al electrón de la trampa y llegar a la banda de conducción donde se mueve hasta que eventualmente puede caer a un centro luminiscente donde se recombina. La recombinación da como resultado un fotón de luz visible, que es la base de la termoluminiscencia (figura 2.1.b).

2.5.2 Teoría de Randall y Wilkins.

Hasta la fecha no existe ninguna teoría que explique completamente el fenómeno TL. Sin embargo, varios modelos tratan de explicarlo a partir de la existencia de tres elementos principales: los centros luminiscentes, los portadores de carga y las trampas. Uno de los modelos más aceptados es la cinética de primer orden que trata de explicar el proceso termoluminiscente, en términos de la temperatura absoluta T (K) del cristal (Randall y Wilkins 1945), usando la siguiente ecuación:

$$p = \frac{1}{\tau} = \alpha e^{-E/kT} \quad 2.2$$

donde p es la probabilidad de escape de los electrones por unidad de tiempo (s^{-1}), τ es el tiempo de vida promedio en la trampa, α es un factor de frecuencia, E es la energía de la trampa (eV) y k es la constante de Boltzman ($k = 1.381 \times 10^{-23} \text{ J K}^{-1} = 8.62 \times 10^{-5} \text{ eV K}^{-1}$).

De la ecuación 2.2 es evidente que, debido a que los valores de k , α y E se mantienen constantes, aumentando T aumenta p y consecuentemente disminuye τ . Lo anterior significa que cuando se calienta un cristal TL y aumenta su temperatura linealmente con el tiempo, desde la temperatura ambiente, la intensidad TL (luz emitida) se incrementa debido a que aumenta el número de electrones que escapan de la trampa, teniéndose un máximo a alguna temperatura T_m , y posteriormente disminuye ya que va decreciendo el número de electrones atrapados. Suponiendo que la intensidad de luz emitida es proporcional a la tasa de escape de electrones, a la temperatura T_m se obtendrá un máximo o pico de termoluminiscencia. Debido a que puede haber trampas a diferentes profundidades

(energías) en la banda de energías prohibidas, y a que el proceso de emisión de luz TL implica la desocupación de dichas trampas a diferentes temperaturas, esto da lugar a una curva de termoluminiscencia (comúnmente conocida como curva de brillo) la cual es característica de cada material y puede presentar uno o varios picos, como se muestra en la figura 2.2.

El valor de T_m está relacionado con la tasa de calentamiento lineal q (K/s) mediante la siguiente relación de la teoría de Randall-Wilkins:

$$\frac{E}{kT_m} = \frac{\alpha}{q} e^{-E/kT_m} \quad 2.3$$

de donde se puede apreciar fácilmente que T_m crece gradualmente conforme aumentamos la tasa de calentamiento lineal q .

2.5.3 Características del TLD-100.

Los DTL poseen ciertas características que los hacen apropiados para la dosimetría de la radiación ionizante en aplicaciones médicas; una de las más importantes es su tamaño pequeño, ya que pueden ser colocados en pequeñas cavidades sin que perturben apreciablemente el campo de radiación. Otras características son: buena equivalencia con el tejido, buena precisión y exactitud, alta sensibilidad y reutilización, entre otras. En la Tabla 2.1 se presentan las características más importantes del TLD-100, dosímetro que fue utilizado en este trabajo.

TABLA 2.1 Características del TLD-100 (LiF:Mg,Ti)

Densidad (g/cm ³)	2.64
Número atómico efectivo	8.2
Espectro de emisión TL (nm)	Intervalo: 350-600 Máximo: 400
Temperatura del pico principal a 40 °C/min (°C)	215
Dependencia energética sin usar filtro (30 keV/ ⁶⁰ Co)	1.25
Intervalo de dosis útil	100 μGy – 1 kGy
Desvanecimiento de la señal TL	< 5% / 12 semanas

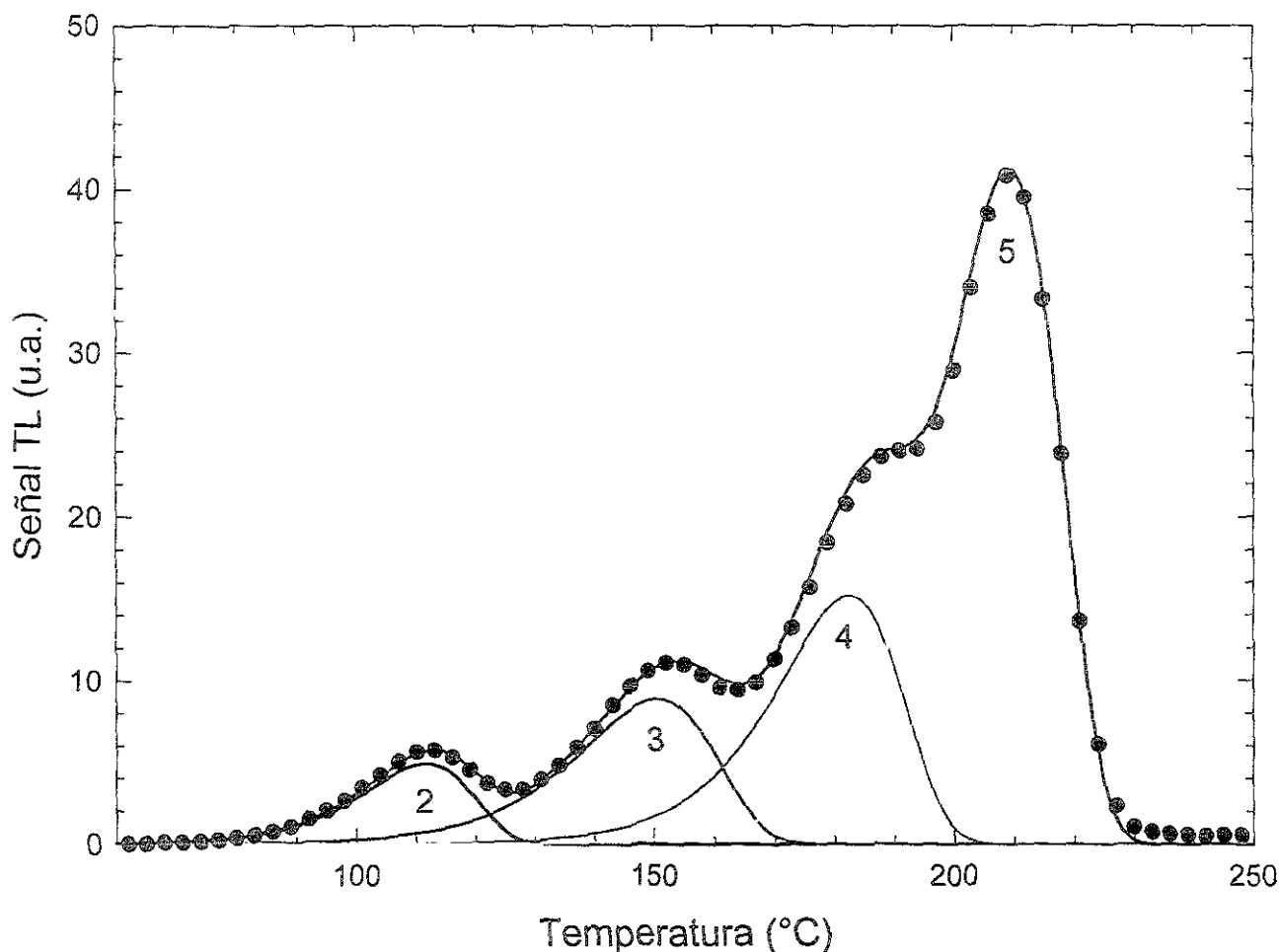


FIGURA 2.2 Curva de brillo de TLD-100 irradiado con fotones de Co-60 a una dosis de 0.134 Gy que muestra su descomposición en los picos componentes 2 a 5.

2.5.4 Tratamiento térmico de los DTL.

Previamente a ser utilizados para cualquier estudio, los DTL deben recibir un tratamiento térmico cuyo objetivo es vaciar las trampas para los portadores de carga. El tratamiento térmico consiste en un horneado a alta temperatura para restablecer sus características, borrar la señal acumulada durante su almacenamiento y dispersar las impurezas a su configuración original, y un horneado a baja temperatura para estabilizar los picos de baja temperatura. El tratamiento térmico utilizado en este trabajo fue de 1 hora a 400 °C seguido de 2 horas a 100 °C, ambos horneados en aire (Gamboa-deBuen 1996).

2.5.5 Equipo lector TL.

El equipo lector TL consiste básicamente de los siguientes componentes: una fuente térmica que calienta la plancheta, un tubo fotomultiplicador (TFM) y un equipo electrónico para integrar en el tiempo la señal eléctrica generada en el TFM. En este trabajo se utilizó un equipo lector marca Harshaw modelo 3500. En la figura 2.3 se presenta un diagrama de bloques donde se pueden identificar las partes fundamentales del equipo. Para obtener la lectura de la señal termoluminiscente se coloca el dosímetro en una plancheta metálica por la que se hace pasar una corriente eléctrica para calentarla. El dosímetro se calienta por contacto y emite luz que llega al TFM, el cual convierte la señal luminosa en señal eléctrica y la amplifica. Esta señal (corriente eléctrica), se integra durante el tiempo total de la lectura, obteniéndose así un cierto valor de carga eléctrica que es proporcional a la intensidad total de la luz emitida por el dosímetro. Cuando se leen los cristales termoluminiscentes es necesario suministrarle gas nitrógeno (N_2) al módulo donde se encuentra la plancheta, ya que los DTL se calientan a altas temperaturas y el metal de la plancheta puede reaccionar con el aire y contaminarse. Además, el N_2 ayuda a disminuir la emisión de infrarrojo de la plancheta cuando ésta se calienta. También evita contaminación en la superficie del cristal.

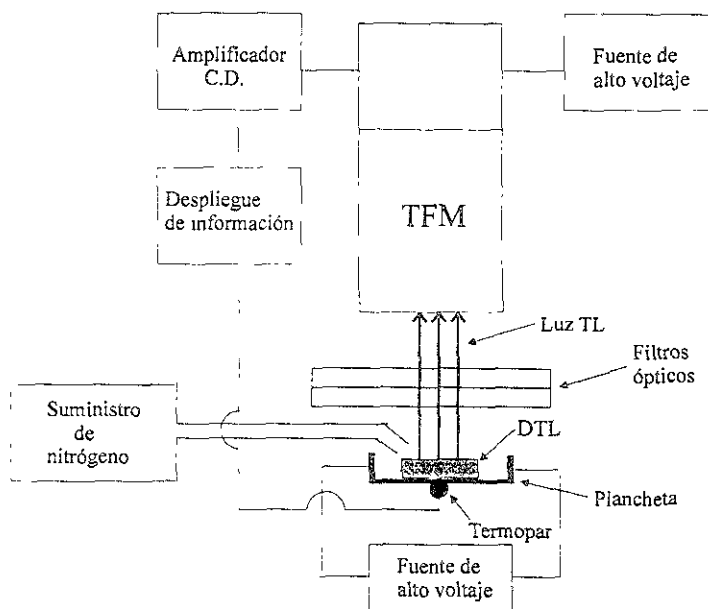


FIGURA 2.3 Diagrama esquemático de un lector TL típico (Attix 1986).

Los parámetros de operación de un equipo lector TL son:

1. Voltaje de operación: es el voltaje de operación del TFM.
2. Tasa de calentamiento: es la rapidez con la que se calienta la plancheta.
3. Tiempo de lectura: es el tiempo requerido para integrar la señal TL.
4. Ventana de integración: es el intervalo de temperatura en el cual se integra la señal TL.

Además, para tener un control del funcionamiento del equipo se debe medir, cada vez que éste se utiliza, la señal de referencia, que consiste en la lectura de la señal luminosa emitida por una fuente emisora de luz con intensidad constante que queda expuesta al TFM cuando el modulo que contiene la plancheta se saca. Si ésta mantiene un valor constante para los parámetros de lectura habituales, se puede suponer que el equipo está funcionando adecuadamente. Otro parámetro que puede influir en la respuesta de un DTL es la temperatura ambiente, por lo que se debe procurar que ésta se mantenga más o menos constante cada vez que se utiliza el equipo lector.

El parámetro dosimétrico a medir en los DTL, partiendo de la lectura obtenida, puede ser:

1. El área bajo la curva de brillo.
2. El área bajo la curva de uno o varios de los picos que componen la curva de brillo.
3. La altura de alguno de los picos de la curva de brillo.

En este trabajo se utilizó el área bajo la curva de brillo como respuesta del dosímetro.

2.6 Dosimetría con películas de tinte radiocrómico.

El método de dosimetría utilizando películas de tinte radiocrómico (PTR) fue desarrollado por McLaughlin y Chalkley en 1965 (McLaughlin 1965). Estas películas constan básicamente de un plástico mezclado con un precursor de tinte radiocrómico que

origina un color cuando las películas son expuestas a radiación ionizante o luz ultravioleta. El cambio de color puede ser causado por el rompimiento de enlaces químicos, formación de radicales libres o iones y sus subsecuentes reacciones (McLaughlin 1970). El intervalo de dosis útil de las PTR varía dependiendo del material del cual sean fabricadas, pero generalmente están dentro del intervalo de 10^3 a 10^6 Gy, lo que las hace especialmente útiles para evaluar las dosis que se utilizan en irradiaciones industriales (esterilización de equipo médico, irradiación de alimentos, etc.).

2.6.1 Películas GafChromic MD-55-2.

Recientemente se ha introducido en el mercado una nueva versión de PTR diseñadas particularmente para hacer mediciones de dosis absorbida en radioterapia. Una de estas versiones es la película GafChromic MD-55-2 la cual se torna de un color azul claro a uno más oscuro dependiendo de la dosis depositada en ellas (McLaughlin *et al* 1995). El intervalo de dosis útil de estas películas es de 3 a 100 Gy (Niroomand-Rad 1998). La característica de esta película, con respecto a su precedente (MD-55) es que cuenta con dos capas de material radiocrómico, lo cual la hace más sensible a la radiación. La estructura de la película MD-55-2 se muestra en la figura 2.4.

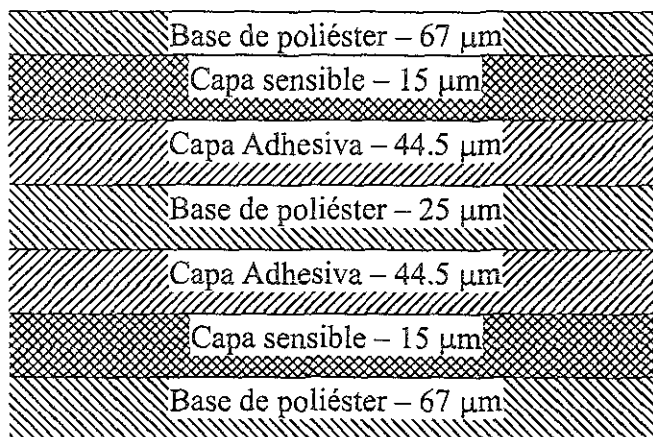


FIGURA 2.4 Estructura y dimensiones de la película GafChromic MD-55-2 (Niroomand-Rad 1998)

2.6.1.1 Composición y características de la película MD-55-2.

La composición atómica aproximada de esta película es la siguiente (Niroomand-Rad 1998):

Base de poliéster:	Carbono	45%
	Hidrógeno	36%
	Oxígeno	19%
Capa sensible:	Carbono	31%
	Hidrógeno	56%
	Nitrógeno	5%
	Oxígeno	8%
Capa Adhesiva	Carbono	33%
	Hidrógeno	50%
	Oxígeno	17%

TABLA 2.2 Características de la película GafChromic MD-55-2

Modelo (Nuclear Assoc.)	37-041
Intervalo de dosis útil	3-100 Gy
Número atómico efectivo	6.0-6.5
Tiempo de estabilización de color (post-irradiación)	24 h
Respuesta a 40 keV relativa a Co-60 (1.25 MeV)	0.6
Efecto por dosis fraccionada	< 1%
Efecto por rapidez de dosis	< 60 Gy ninguno, > 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%

*En el intervalo de rapidez de dosis de 0.08-80 Gy/min.

2.6.3 Respuesta de las PTR.

Los cambios post-irradiación (respuesta) de las PTR son más a menudo cuantificados utilizando un espectrofotómetro, pero en los últimos años se ha estado utilizando un escáner para obtener tonos de gris de las películas irradiadas (Stevens *et al* 1996, Ruiz *et al* 1998). La respuesta de las PTR (particularmente cuando son expuestas a radiación electromagnética) se define según el método de lectura utilizado. En el laboratorio de Dosimetría de la Radiación Ionizante del Instituto de Física de la UNAM, se utilizan dos métodos de lectura:

Método 1.- Si se utiliza un espectrofotómetro para obtener la densidad óptica de las películas la respuesta se define como:

$$R = (DO_i - DO_f) \quad 2.4$$

donde DO_i es la densidad óptica de las películas irradiadas y DO_f es la densidad óptica de las películas sin irradiar (fondo).

Método 2.- Si se utiliza un escáner comercial de cama plana para evaluar el tono de gris de las películas la respuesta está dada por:

$$R = \log_{10} \left(\frac{TG_f}{TG_i} \right) \quad 2.5$$

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

Con el método de lectura 1 sólo se puede determinar la dosis promedio en un área específica de la película, mientras que con el método 2 se puede obtener una distribución espacial de la dosis absorbida (2D). En este trabajo la respuesta de la película fue definida utilizando el método 2, y en la figura 2.5 se muestra esquemáticamente el procedimiento a seguir.

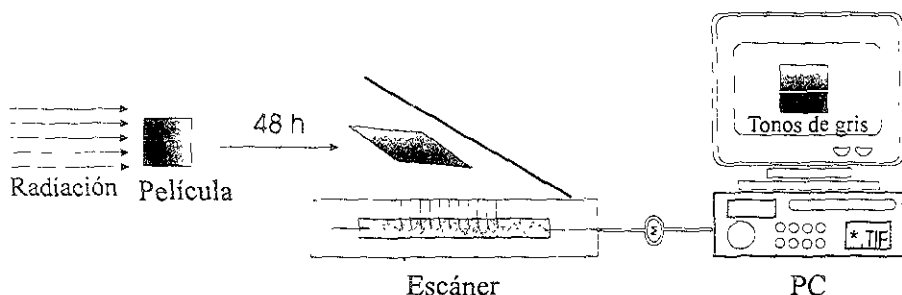


FIGURA 2.5 Diagrama esquemático donde se muestra el método de lectura de las PTR utilizando un escáner (Ruiz *et al* 1998).

2.7 Detectores gaseosos.

El tipo más común de detector de radiaciones ionizantes son los detectores gaseosos. Estos detectores basan su principio de operación en la capacidad que tiene la radiación de producir iones al atravesar el aire u otro medio gaseoso. Cuando se aplica una diferencia de potencial entre dos zonas de una cámara llena de gas ionizado, los iones positivos serán atraídos hacia el polo negativo del detector (el cátodo), y los electrones libres lo serán hacia el polo positivo (el ánodo). Si ambos electrodos se conectan a un instrumento de medida de la diferencia de potencial creada, aparecerá una señal eléctrica, proporcional a la dosis depositada por la radiación. Este principio da lugar a la cámara de ionización.

2.7.1 Cámaras de ionización.

La cámara de ionización es el dosímetro más usado cuando se desea realizar medidas muy precisas, tales como las que se requieren en radioterapia. Una cámara de ionización consiste básicamente en una cavidad llena de un gas (usualmente aire) en donde se encuentran dos electrodos entre los que se aplica una diferencia de potencial. El voltaje que se aplica entre los electrodos debe ser tal que no permita la recombinación de iones pero que tampoco se produzcan ionizaciones secundarias cuando los iones se dirigen a los electrodos. Cuando la radiación entra a través de la pared de la cámara e interacciona con el aire, o con la pared misma, se forman iones en el interior de la cámara; ya en el aire, los iones se dirigen a sus respectivos electrodos produciéndose así una corriente eléctrica y el problema de detección se reduce a medir esa corriente, proporcionando así directamente la medida de la intensidad de radiación que en cada momento alcanza a la cámara. Para ello,

la cámara debe ser calibrada por el fabricante, o en un laboratorio de calibración (primario o secundario), utilizando un campo de radiación bien caracterizado. Dicha calibración deberá hacerse con cierta periodicidad y siempre que el equipo haya sufrido alguna modificación importante. Así, las cámaras de ionización pueden ser usadas para medir campos de radiación si es conocida la relación existente entre el campo de radiación y la carga producida. Cabe hacer la aclaración de que si puede determinarse el volumen de gas donde se colectan los iones, por medios distintos a la calibración en un campo de radiación conocido, la cámara de ionización se convierte en un dosímetro absoluto.

La carga (o corriente) inducida en la cavidad de una cámara de ionización es extremadamente pequeña. Ésta debe ser determinada por un dispositivo medidor de carga muy sensible que tenga una alta impedancia de entrada ($> 10^{14} \Omega$), al cual se le conoce como electrómetro. El electrómetro y la cámara de ionización pueden ser calibrados por separado. Sin embargo, en algunos casos el electrómetro es una parte integral del sistema de dosimetría y debe ser calibrado junto a la cámara de ionización como una unidad.

2.7.2 Tipos de cámaras de ionización.

Las cámaras de ionización se clasifican, dependiendo a la forma de los electrodos, en planas ó cilíndricas según estén dotadas de electrodos plano paralelo ó cilíndricos. La pared de la cámara no debe ser muy gruesa a fin de que pueda ser atravesada por la radiación que se quiere detectar.

Por su forma de operar también se dividen en cámaras de corriente y cámaras de pulsos. Una cámara de corriente es aquella en que la exposición medida es el resultado de la corriente que se produce al ionizarse el gas que contiene.

Las cámaras de pulsos se basan en medir la carga eléctrica acumulada, con un dispositivo que combina un condensador y un discriminador. Cuando un pulso alcanza una «altura adecuada» a través del circuito eléctrico correspondiente, éste es medido. En las cámaras de pulsos se detecta el efecto de cada radiación individualmente, por lo que

resultan adecuadas para conocer la energía y la distribución espectral de los campos de radiación medidos.

2.8 Teoría de cavidades.

Bajo condiciones prácticas, no es posible medir de manera directa la dosis absorbida por un medio irradiado. Es por eso que, si se desea determinar la dosis absorbida por un medio, se debe sustituir parte de éste por un dispositivo que sea capaz de proporcionar información de la dosis absorbida y, a partir de esa medida, relacionarla con la dosis absorbida por el medio de interés. Para poder relacionar la dosis absorbida por un dispositivo de medida con la dosis absorbida por el medio de interés, se debe hacer uso de la teoría de cavidades. A continuación se da una breve explicación de las teorías de cavidades más usuales.

2.8.1 Teoría de Bragg-Gray (B-G).

Supongamos que una fluencia Φ de partículas cargadas idénticas, con energía cinética T , pasa a través de una interfaz entre dos medios diferentes, g y w (véase figura 2.6.a); dada esta situación, puede decirse que la dosis absorbida en la frontera del lado g está dada por:

$$D_g = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} \right]_T \quad 2.6$$

y consecuentemente en el lado w por:

$$D_w = \Phi \left[\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} \right]_T \quad 2.7$$

donde $[(dT/\rho dx)_{c,g}]_T$ y $[(dT/\rho dx)_{c,w}]_T$ son los poderes de frenado máxicos de colisiones, de los dos medios, evaluados para la energía T . Si se supone que la fluencia de partículas es continua (i.e. ignorando la retrodispersión) podemos escribir el cociente de las dosis absorbidas en los dos medios de la siguiente forma:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{(dT/\rho dx)_{c,w}}{(dT/\rho dx)_{c,g}} \quad 2.8$$

Esta relación fue utilizada por Bragg (1910) y Gray (1929, 1936) para relacionar la dosis absorbida de la cavidad g con la dosis absorbida en el medio w .

Supongamos ahora una región homogénea de un medio w , que contiene una capa delgada o cavidad llena de otro medio g , tal y como se muestra en la figura 2.6.b. Se deben cumplir dos condiciones para que ésta pueda considerarse una cavidad del tipo B-G:

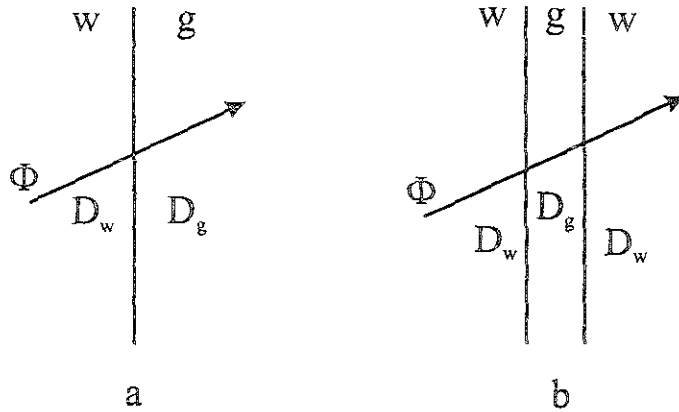


Figura 2.6 (a) Fluencia Φ de partículas cargadas cruzando una interfaz entre los medios w y g . (b) Fluencia Φ de partículas cargadas pasando a través de una capa delgada (cavidad) de un medio g , envuelta en un medio w (Attix 1986).

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 g es depositada en su totalidad por las partículas cargadas que la atraviesan.

Bajo estas condiciones, el cociente de las dosis absorbidas del medio w y la cavidad g , para cada componente monoenergética del espectro de partículas cargadas que cruza la

cavidad, está dado por la ecuación 2.8. Para el caso de una distribución diferencial de energía Φ_T (partículas/cm² MeV), se deben utilizar los poderes de frenado máxicos de colisiones promediados sobre el espectro energético de las partículas, los cuales es común representarlos por medio de ${}_m\bar{S}$; así la ecuación 2.8 quedaría expresada por:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{{}_m\bar{S}_w}{{}_m\bar{S}_g} \quad 2.9$$

o de una manera más simplificada por:

$$D_g^w = {}_m\bar{S}_g^w \quad 2.10$$

2.8.2 Teoría de Spencer-Attix (S-A).

Esta teoría (Spencer y Attix 1955) constituye un refinamiento a la relación de B-G y considera que los electrones secundarios con una energía superior a un cierto umbral Δ depositan su energía fuera de la cavidad. Δ es aproximadamente la energía de un electrón con la cual puede justamente atravesar la cavidad. 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 es contabilizado en el espectro de frenado continuo y se considera que no deposita su energía en la cavidad sino hasta que haya alcanzado una energía inferior a Δ . Bajo esta aproximación, la ecuación 2.10 se convierte en:

$$D_g^w = ({}_m\bar{S}_g^w)_\Delta \quad 2.11$$

donde $({}_m\bar{S}_g^w)_\Delta$ es el cociente de los poderes de frenado máxicos de colisión de los medios w y g , promediados sobre el espectro total de los electrones y restringidos a pérdidas energéticas inferiores a Δ , justificando así que se les llame poderes de frenado restringidos. De manera estricta, Δ depende del tamaño de la cavidad, sin embargo la utilización de un

la atenuación y la dispersión múltiple del haz primario de fotones en la pared de la cámara y en el capuchón de equilibrio electrónico, β_{wall} es el cociente entre la dosis absorbida y la fracción del kerma de colisiones en la pared de la cámara, $(\bar{L}/\rho)_{gas}^{med}$ es el cociente entre el poder de frenado másico de colisiones promedio del material de la pared de la cámara (wall) y el gas contenido en la cavidad de la misma, $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{med}^{air}$ es el cociente de los coeficientes másicos de absorción de energía promedio entre el aire y el medio, α es la fracción de ionización debida a electrones originados en la pared de la cámara y $(1 - \alpha)$ es la fracción de ionización debida a electrones originados en el capuchón.

De acuerdo con este protocolo, la dosis absorbida en agua para la calidad del haz usado a una profundidad de referencia d_0 está dada por:

$$D_w(d_0) = MN_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{gas}^w P_{ion} P_{wall} P_{repl} \quad 2.15$$

donde M es la lectura del electrómetro corregida por temperatura y presión para una cámara de ionización centrada a la profundidad d_0 , P_{ion} es un factor de corrección por recombinación de iones, P_{wall} es un factor de corrección que toma en cuenta las diferencias de composición entre la pared de la cámara y el medio y P_{repl} es un factor de corrección por reemplazamiento del material del maniquí por la cámara, que toma en cuenta los cambios en la fluencia de fotones y electrones. La razón de haber utilizado el TG-21 para determinar la dosis depositada a los dosímetros es que la calibración de éstos fue realizada en un maniquí de acrílico, y el formalismo de este protocolo nos permite hacer mediciones en maniqués de materiales plásticos y después referir la dosis a agua.

2.9.1 Factor de escalamiento para obtener distancias en materiales plásticos equivalentes al agua (fotones).

Bajo condiciones ideales (fuente puntual de fotones primarios, sólo interacciones Compton en el maniquí, y completa ausencia de fotones dispersados en el colimador y otros componentes del cabezal de las unidades de radiación), se obtiene la misma distribución espectral en una maniquí de agua y plástico cuando la distancia fuente-superficie (SSD) y la

profundidad de los dosímetros es escalada tomando en cuenta la concentración relativa de electrones del material plástico y el agua.

Bajo condiciones prácticas, los colimadores y otros componentes de las unidades de tratamiento utilizadas en radioterapia contribuyen con un número significativo de fotones dispersados del haz primario y la ley del inverso cuadrado de la distancia no provee una descripción precisa de las fluencias de fotones como función de la distancia desde la fuente. Además, para haces de fotones con energías mayores a 25 MeV, la sección transversal para la producción de pares es mayor que para la interacción Compton, y un factor de escalamiento que tome en cuenta la concentración relativa de electrones deja de ser aplicable. Por estas razones, es recomendable que la distancia fuente-detector (SDD) y el tamaño de campo para un maniquí de material plástico sean los mismos que para un maniquí de agua.

Dado un espesor de un material plástico y uno de agua, se obtendrá una atenuación igual del haz incidente si el espesor del material plástico se relaciona con el espesor de agua por un factor de escalamiento (FE) dado por:

$$FE = \frac{d_{plástico}}{d_{agua}} = \frac{\bar{\mu}_{plástico}}{\bar{\mu}_{agua}} \quad 2.16$$

donde d es la profundidad y $\bar{\mu}$ es el coeficiente lineal de atenuación promedio, calculado sobre el espectro de los fotones incidentes. Si consideramos el acrílico como material plástico y un haz de fotones incidentes con una energía nominal de 6 MV, la ecuación 2.16 quedaría como (AAPM 1983):

$$FE = \frac{d_{acrílico}}{d_{agua}} = 0.88 \quad 2.17$$

Este factor es el cociente de los espesores lineales del acrílico y el agua, para los cuales se obtiene la misma atenuación de fotones.

2.10 Cálculo de dosis absorbida en tratamientos de RCE basada en un linac.

El cálculo de la dosis que se deposita en los tratamientos de RCE, como se mencionó en el capítulo 1, se realiza en sistemas de planificación de tratamientos computarizados. A continuación se describe el algoritmo para el cálculo de dosis utilizado por el sistema que se usó para realizar este trabajo (BrainLab 1999).

2.10.1 Algoritmo para el cálculo de dosis.

La dosis absorbida D en un punto arbitrario P en el plano del isocentro, para un haz fijo de rayos X, está dada por (véase Figura 2.7):

$$D(c,d,r,R) = M \cdot TMR(c,d) \cdot OAR(c,r') \cdot S_f(c) \cdot \left(\frac{SID}{R}\right)^2 \quad 2.18$$

donde:

- c = Diámetro del colimador proyectado al isocentro [mm]
- d = Profundidad (en tejido) del punto de interés [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 = (Source Isocenter Distance) distancia de la fuente al isocentro (usualmente 100 cm)
- $TMR(c,d)$ = (Tissue Maximum Ratio) Razón tejido-máximo para un colimador de diámetro c a la profundidad d
- $OAR(c,r')$ = (Off-Axis Ratio) Razón fuera del eje para un colimador de diámetro c a la distancia radial r' del eje central en el plano del isocentro, donde:

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

- $S_f(c)$ = Factor de dispersión total para un colimador de diámetro c

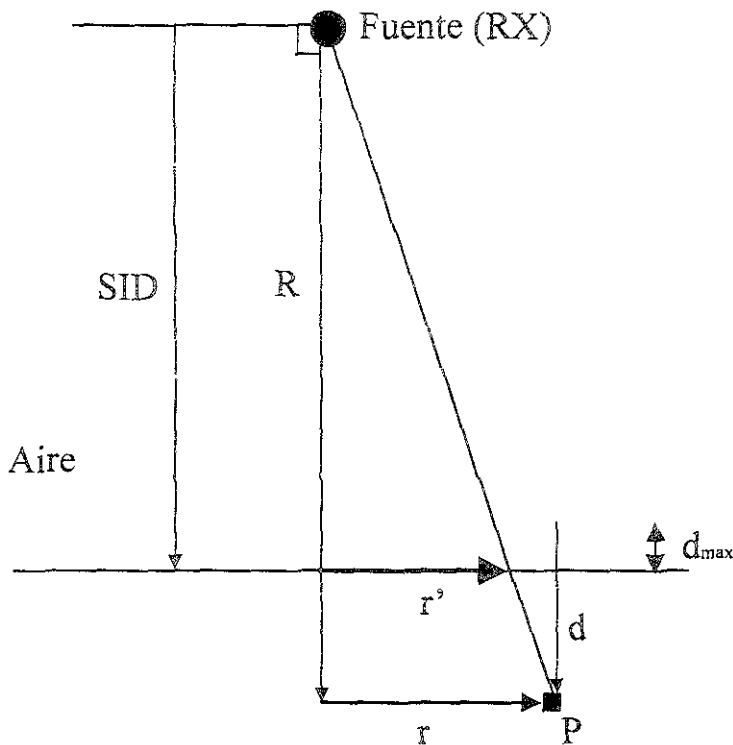


FIGURA 2.7 Geometría para calcular la dosis absorbida utilizada por el sistema de planificación de tratamientos de radiocirugía BrainLab.

2.10.1.1 Razón tejido-máximo (TMR)

Se define como el cociente de la dosis a una profundidad d en un maniquí entre la dosis a la profundidad de referencia d_{max} (profundidad a la cual se alcanza la dosis máxima, aproximadamente 1.5 cm para un haz de rayos X de 6 MV) para un colimador de diámetro c (la medición de la dosis debe ser a lo largo del eje central del haz en ambos casos). Matemáticamente se expresa como:

$$TMR(c, d) = D(c, 0, d, SSD_d) / D(c, 0, d_{max}, SSD_{d_{max}}) \quad 2.19$$

donde SSD es la distancia fuente-superficie.

2.10.1.2 Razón fuera del eje (OAR)

Se define como el cociente de la dosis a una distancia radial r del eje central entre la dosis medida en el eje central del haz, a la misma profundidad d :

$$OAR(c, r, d) = D(c, r, d, SSD) / D(c, 0, d, SSD) \quad 2.20$$

2.10.1.3 Factor de dispersión total (S_t)

Se define como el cociente de la dosis a d_{max} medida sobre el eje central para un colimador de diámetro c entre la dosis medida en el mismo punto para un tamaño de campo de referencia (usualmente $10 \times 10 \text{ cm}^2$). Su expresión matemática está dada por:

$$S_t(c) = D(c, 0, d_{max}, SSD) / D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, d_{max}, SSD) \quad 2.21$$

2.10.2 Cálculo de dosis de los arcos de radiación simulados con haces fijos.

En la RCE basada en un linac, la técnica que se utiliza para depositar la dosis absorbida es conocida como arcos múltiples no coplanares convergentes, esto quiere decir que el brazo del acelerador está en movimiento. Para calcular la dosis absorbida depositada en este tipo de técnica el arco es simulado por un número finito de haces fijos. Por lo tanto, la dosis en un punto particular 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 calculada con la siguiente expresión:

$$D_P(c) = \sum_{i=1}^N D_{P,i}(c, d_i, r_i, R_i) \quad 2.22$$

donde:

$$D_{P,i}(c, d_i, r_i, R_i) = \frac{MU_T}{N} \cdot M \cdot TMR(c, d_i) \cdot OAR(c, r_i) \cdot S_t(c) \cdot \left(\frac{SID}{R_i} \right)^2 \quad 2.23$$

Los valores de d_i , r_i y R_i están calculados en planos paralelos al eje central del haz que contienen al 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.

2.10.3 Cálculo de las Unidades Monitor (MU).

Las unidades monitor son las unidades de medida usadas para cuantificar la dosis depositada en un tratamiento. El número total de unidades monitor para cada arco del tratamiento, se calcula usando la siguiente expresión:

$$MU_T = \frac{D_{iso} \cdot N}{M \cdot S_i(c) \cdot \sum_{i=1}^N TMR(c, d_i)} \quad 2.24$$

donde D_{iso} es la dosis que se desea depositar en el isocentro, N es el número de haces fijos en los cuales se divide el arco y d_i es la profundidad al isocentro (en tejido) a lo largo del eje central del i-ésimo haz fijo que compone el arco.

2.10.4 Calibración de las unidades monitor.

Estas unidades deben ser calibradas en términos de dosis absorbida en agua en Gy. Esto se hace generalmente a una profundidad de referencia d_{cal} en un maniquí de agua. El factor de calibración se define como:

$$M(Gy / MU) = D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, d_{cal}, SSD_{cal}) / MU \quad 2.25$$

Los valores de d_{cal} y SSD_{cal} dependen del protocolo de calibración que se utilice. Usualmente, y para un haz de rayos X de 6 MV, $M = 1\text{Gy}/100\text{MU}$ a una $d_{cal} = 5 \text{ cm}$ y $SSD_{cal} = 100 \text{ cm}$. Es importante aclarar que si la calibración de las unidades monitor del acelerador se hace utilizando los valores para d_{cal} y SSD_{cal} mencionados anteriormente, entonces la medición del factor de dispersión total se debe realizar en la misma posición, es decir, si:

$$M(Gy / 100MU) = D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, d_{cal}, SSD_{cal}) / 100MU \quad 2.26$$

$$\Rightarrow S_i(c) = \frac{D(c, 0, d_{max}, SSD_{BL})}{D(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, d_{cal}, SSD_{cal})} \quad 2.27$$

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL Y RESULTADOS

En este capítulo se describe, en primer lugar, el protocolo para el manejo y uso de los DTL y PTR. Posteriormente se dan los pormenores acerca de la calibración de los dosímetros, así como de la verificación de dosis que se depositó en ellos con propósitos de calibración, para lo cual se utilizó una cámara de ionización. También se dan detalles sobre el diseño de los maniqués utilizados con propósitos de calibración de dosímetros y simulación de tratamientos de RC, se describe el procedimiento utilizado para la simulación de los tratamientos de RC, y finalmente, se presentan los resultados experimentales obtenidos.

3.1. Protocolo para el manejo de los DTL.

En este trabajo se usaron dosímetros sinterizados TLD-100 (LiF:Mg,Ti) Harshaw/Bricon¹ en su versión de microcubos, con dimensiones de 1x1x1 mm³. Para el manejo de éstos se utilizó el protocolo establecido por el Grupo de Dosimetría de la Radiación del Departamento de Física Experimental, del IFUNAM (Gamboa-deBuen 1996, Buenfil-Burgos 1996). Como se mencionó en el capítulo 2, el tratamiento térmico que recibieron los DTL previo a realizar cualquier irradiación fue de 1 h a 400 °C, seguido de 2 h a 100 °C, enfriando a temperatura ambiente después de cada uno de los hornados. El hornado a 400 °C se realizó en una Mufla Victoreen modelo 2600-62, mientras que el de 100 °C en un horno marca Thelco modelo 19, ambos propiedad del IFUNAM. En todos los casos los dosímetros se irradiaron aproximadamente 24 h después de que recibieron el tratamiento térmico, mismo período que se dejó pasar entre irradiación y lectura de los DTL.

Para la lectura de los dosímetros se utilizó el equipo lector TL marca Harshaw modelo 3500, y las condiciones de lectura en todos los casos fueron las siguientes:

- Voltaje de operación del TFM: 890 V

¹ Harshaw/Bricon, Solon Technologies, Inc., 6801 Cochran Road, Solon, OH 44139.

- Tasa de calentamiento: 10 °C/s
- Tiempo de lectura: 30 s
- Ventana de integración: Temperatura ambiente a 300 °C

La temperatura ambiente del laboratorio donde se encuentra el equipo lector estuvo siempre controlada entre 17 y 19 °C.

3.2. Selección de DTL.

Cuando se requiere de hacer mediciones con una buena precisión usando dosímetros TL, es recomendable que se realice una selección de los dosímetros que serán utilizados para el estudio. La selección de dosímetros tiene como objetivo agrupar los DTL con respuestas similares ante una cierta dosis, y la eliminación de los que tienen respuestas cuya diferencia con el valor promedio es mayor a una desviación estándar preestablecida. En este trabajo se realizó una selección que incluyó uniformidad de la respuesta de un lote de dosímetros y reproducibilidad de lectura de cada uno de ellos.

Para tal propósito, se empezó a trabajar con un lote de 250 dosímetros, los cuales fueron irradiados y leídos en 4 ocasiones, a una misma dosis (0.5 Gy), utilizando una fuente emisora de β^- de ^{90}Sr - ^{90}Y propiedad del IFUNAM. La tasa de dosis reportada para dicha fuente era de 0.384 cGy/s (mayo de 1997) y sus características de decaimiento se muestran en la tabla 3.1 (Buenfil-Burgos 1996).

TABLA 3.1 Características del decaimiento radiactivo de una fuente de ^{90}Sr - ^{90}Y .

Radionúclido	Vida media	Tipo de decaimiento	E_{\max} (MeV)	E_{prom} (MeV)	Decae a
^{90}Sr	28.1 años	β^-	0.546	0.196	^{90}Y
^{90}Y	64.1 h	β^-	2.248	0.935	^{90}Zr (estable)

Para la selección de los dosímetros que se utilizaron en este trabajo se siguió el procedimiento descrito por Williams & Thwaites (1993). El primer paso de este

procedimiento es calcular el factor de calibración individual (C_{ij}) de los DTL, el cual está dado por:

$$C_{ij} = \sum_{i=1}^n R_{ij} / nR_{ij} \quad 3.1$$

donde R_{ij} denota la j -ésima lectura del i -ésimo dosímetro y n el número de dosímetros. De esta manera, el factor de calibración promedio (C_i) para cada uno de los dosímetros está dado por:

$$C_i = \sum_{j=1}^m C_{ij} / m \quad 3.2$$

donde m es el número de veces que se irradiaron y leyeron los dosímetros. La desviación estándar (como porcentaje) para C_{ij} se calculó por medio de la siguiente expresión:

$$S_i = \frac{100}{C_i} \left[\frac{1}{m-1} \sum_{j=1}^m (C_i / C_{ij})^2 \right]^{1/2} \quad 3.3$$

La desviación estándar de cualquier dosímetro está dada por:

$$S = 100 \left(\sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n (C_i - C_{ij})^2 / n(m-1) \right)^{1/2} \quad 3.4$$

y finalmente la desviación estándar para el lote de dosímetros se calcula mediante la expresión:

$$S_{lote} = \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (C_i - 1)^2 \right]^{1/2} \quad 3.5$$

S_{lote} es una medida de la precisión con la cual se trabaja cuando se sigue este procedimiento. De los 250 dosímetros con los que se empezó a trabajar con propósitos de selección, se eligieron 100 cristales para realizar este estudio. Para los dosímetros seleccionados se obtuvieron valores de $S = 4.2\%$ y $S_{lote} = 2.8\%$.

3.3. Protocolo para el manejo de las PTR.

La película GafChromic MD-55-2² tiene una presentación comercial de 12.5 cm x 12.5 cm. Para propósitos de calibración de esta película se cortaron y utilizaron muestras de 1 cm x 1 cm, mientras que para determinar la distribución espacial de dosis en la simulación de los tratamientos de RCE las muestras fueron de 5 cm x 5 cm. Para evitar cualquier posible cambio en la sensibilidad de la película debido al trauma que éstas sufren cuando son cortadas (Klassen *et al* 1997), las muestras que se utilizaron fueron cortadas 24 h antes de ser irradiadas. Se ha reportado en la literatura especializada que la estabilización del color post-irradiación de las películas GafChromic requiere un tiempo mínimo necesario de 24 h (Reinstein *et al* 1998, Niromand-Rad 1998), ya que durante las primeras 24 h post-irradiación de estas películas la absorbancia puede incrementarse hasta un 16%, seguido de un 4% durante las 2 semanas siguientes. Por tal motivo, las películas utilizadas en este trabajo fueron leídas aproximadamente 48 h después de haber sido irradiadas, tal y como se recomienda en el TG-55 (Niromand-Rad 1998).

Para la lectura de las películas se usó un escáner comercial marca Microtek modelo ScanMaker E3 asociado a una PC. Las películas fueron digitalizadas utilizando 1 byte/pixel (256 tonos de gris) y 300 puntos por pulgada (dpi), manteniendo fijos el brillo y el contraste durante todo el estudio. Para determinar la distribución espacial de la dosis depositada a las PTR usadas en la simulación de los tratamientos de RCE, se utilizó el programa Matlab versión 5.2 con el cual fue posible obtener las curvas de isodosis de las películas.

3.4. Calibración de los DTL y PTR.

La calibración consistió en relacionar la respuesta de los dosímetros con la dosis absorbida en agua, y se hizo de manera simultánea para los DTL y las PTR. Para tal

² Nuclear Associates, Division of Victoreen, Inc. 100 Voice Road, Carle Place, NY 11514.

propósito se diseñó y fabricó un maniquí que consiste de placas de acrílico, a dos de las cuales se les hicieron cavidades para que albergaran a los DTL, PTR y una cámara de ionización tal y como se muestra en la figura 3.1. La cámara de ionización se utilizó con el objeto de verificar la dosis depositada a los dosímetros con propósitos de calibración (sección 3.4.1). Cada una de las placas de acrílico de la figura 3.1 (A, B y C) tiene un espesor de 2.2 cm y un área de 20x20 cm², y las mismas fueron colocadas, con propósitos de calibración, en el orden que se muestra en la figura 3.3. Con el fin de favorecer la retrodispersión, el maniquí de calibración armado fue colocado sobre 10 placas de acrílico con un espesor de 0.5 cm cada una (figura 3.3).

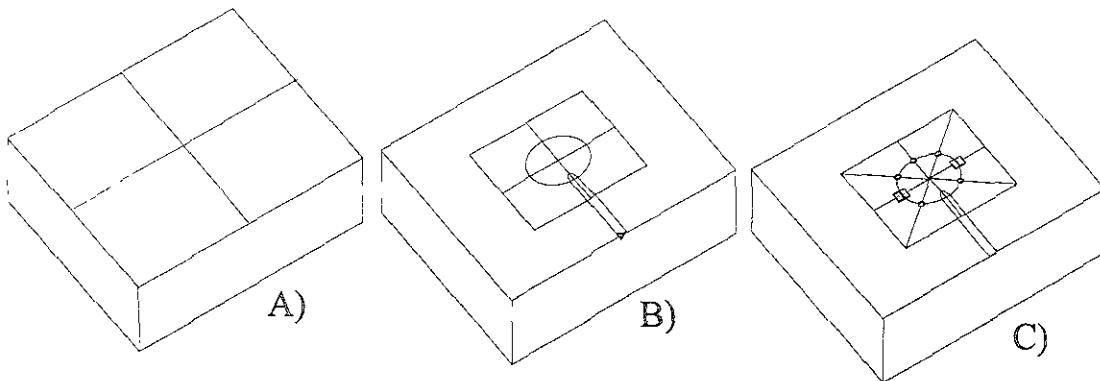


FIGURA 3.1 Maniquí de acrílico utilizado con propósitos de calibración de los DTL y PTR.

La película se calibró de 3 a 25 Gy, mientras que los dosímetros TL se calibraron de 1 a 25 Gy. Las dosis a las cuales fueron calibradas las PTR y los DTL se muestran en las tablas 3.2 y 3.3, respectivamente. Para cada una de las dosis se irradiaron 2 muestras de PTR y 4 DTL tal y como se muestra en la figura 3.2. El centro de las muestras de PTR y DTL, así como el punto de referencia³ de la cámara de ionización fueron colocados sobre una circunferencia de 2.5 cm de radio. El tamaño de campo utilizado fue de 10 x 10 cm² para una distancia fuente superficie (SSD) de 100.6 cm.

La calibración se realizó en el mismo linac en que se hicieron las simulaciones de los tratamientos de RCE (Varian, Clinac 600C) con rayos X de 6 MV, y la geometría de

³ Punto situado en el interior del volumen sensible de una cámara de ionización calibrada donde, en ausencia de ella, se determina la magnitud radiológica objeto del proceso de calibración. En cámaras cilíndricas de dedal, este punto coincide normalmente con el centro geométrico del volumen sensible de la cámara.

calibración se muestra en la figura 3.3. Las dosis mayores a 10 Gy se depositaron en forma fraccionada con el fin de no saturar la lectura del electrómetro asociado a la cámara de ionización. La tasa de dosis del acelerador es de aproximadamente 400 MU/min (1 MU = 1 cGy, para un tamaño de campo de 10 x 10 cm²). En este trabajo la dosis calculada se referirá a la dosis proveniente de las unidades monitor del linac.

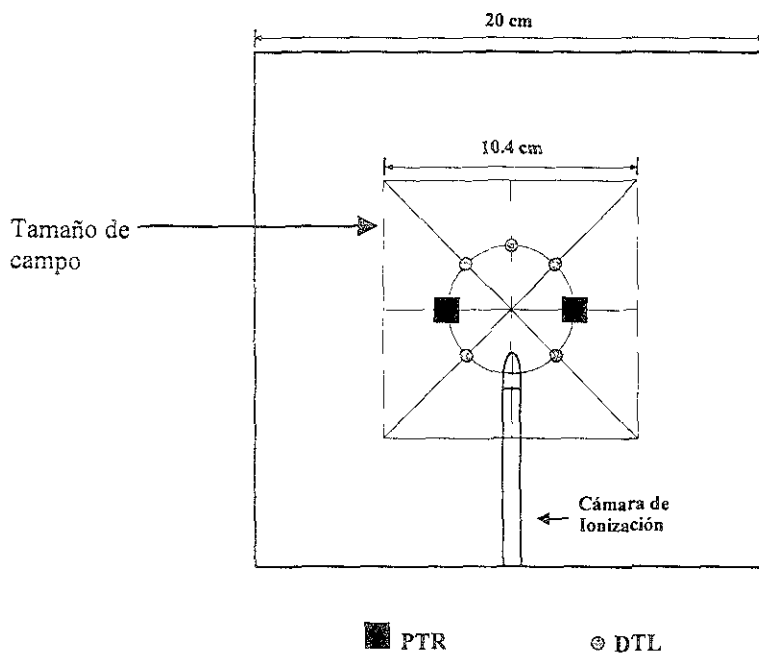


FIGURA 3.2 Detalle de la figura 3.1.C.

Los resultados obtenidos en la calibración de las PTR y DTL se presentan en las tablas 3.2 y 3.3, respectivamente, y las curvas de calibración correspondientes se muestran en las figuras 3.4 y 3.5.

TABLA 3.2 Resultados de la calibración de las PTR.

Dosis en agua ¹ (Gy)	Lectura ² Película A	Lectura ² Película B	Lectura Promedio (A+B)	Respuesta ³	SD de la Respuesta
0	208±2	208±1	208±2.2	0	0
3	186±1	185±2	185.5±2.2	0.0497	0.0040
4	181±2	180±2	180.5±2.8	0.0616	0.0016
7	167±2	168±2	167.5±2.8	0.0941	0.0015
10	153±2	156±2	154.5±2.8	0.1291	0.0027
12.5	144±2	146±2	145±2.8	0.1567	0.0018
15	139±1	140±2	139.5±2.2	0.1735	0.0038
17.5	132±2	132±2	132±2.8	0.1959	0.0024
20	126±2	126±2	126±2.8	0.2177	0.0028
22.5	120±2	121±2	120.5±2.8	0.2371	0.0032
25	119±2	118±2	118.5±2.8	0.2443	0.0034

¹Calculada a partir de las unidades monitor del linac.

²Promedio del tono de gris obtenido con una región de interés de 80x80 pixeles ($\approx 0.65 \times 0.65 \text{ cm}^2$), y su correspondiente desviación estándar.

³Respuesta = $\text{Log}_{10} (\text{TG}_f / \text{TG}_i)$, donde TG_f es el tono de gris de la película sin irradiar (cero Gy) y TG_i es el tono de gris de la película irradiada.

TABLA 3.3 Resultados de la calibración de los DTL.

Dosis en agua ¹ (Gy)	Señal TL DTL ₁ (μC)	Señal TL DTL ₂ (μC)	Señal TL DTL ₃ (μC)	Señal TL DTL ₄ (μC)	Señal TL Promedio (μC)
1	0.794	0.667	0.677	0.764	0.725±0.063
1.5	1.126	1.408	1.269	1.326	1.282±0.119
2	1.494	1.281	1.311	1.399	1.371±0.096
3	2.268	2.456	2.170	2.460	2.338±0.144
4	3.034	3.381	3.175	3.073	3.166±0.155
7	6.037	6.039	6.199	6.187	6.116±0.090
10	7.997	7.274	8.686	9.003	8.240±0.769
12.5	10.217	9.974	9.265	10.287	9.936±0.467
15	15.380	12.788	12.697	14.736	13.900±1.363
20	17.925	17.967	17.164	17.995	17.763±0.400
22.5	20.227	21.507	20.517	21.314	20.891±0.616
25	21.163	23.114	24.420	24.768	23.366±1.632

¹Calculada a partir de las unidades monitor del linac.

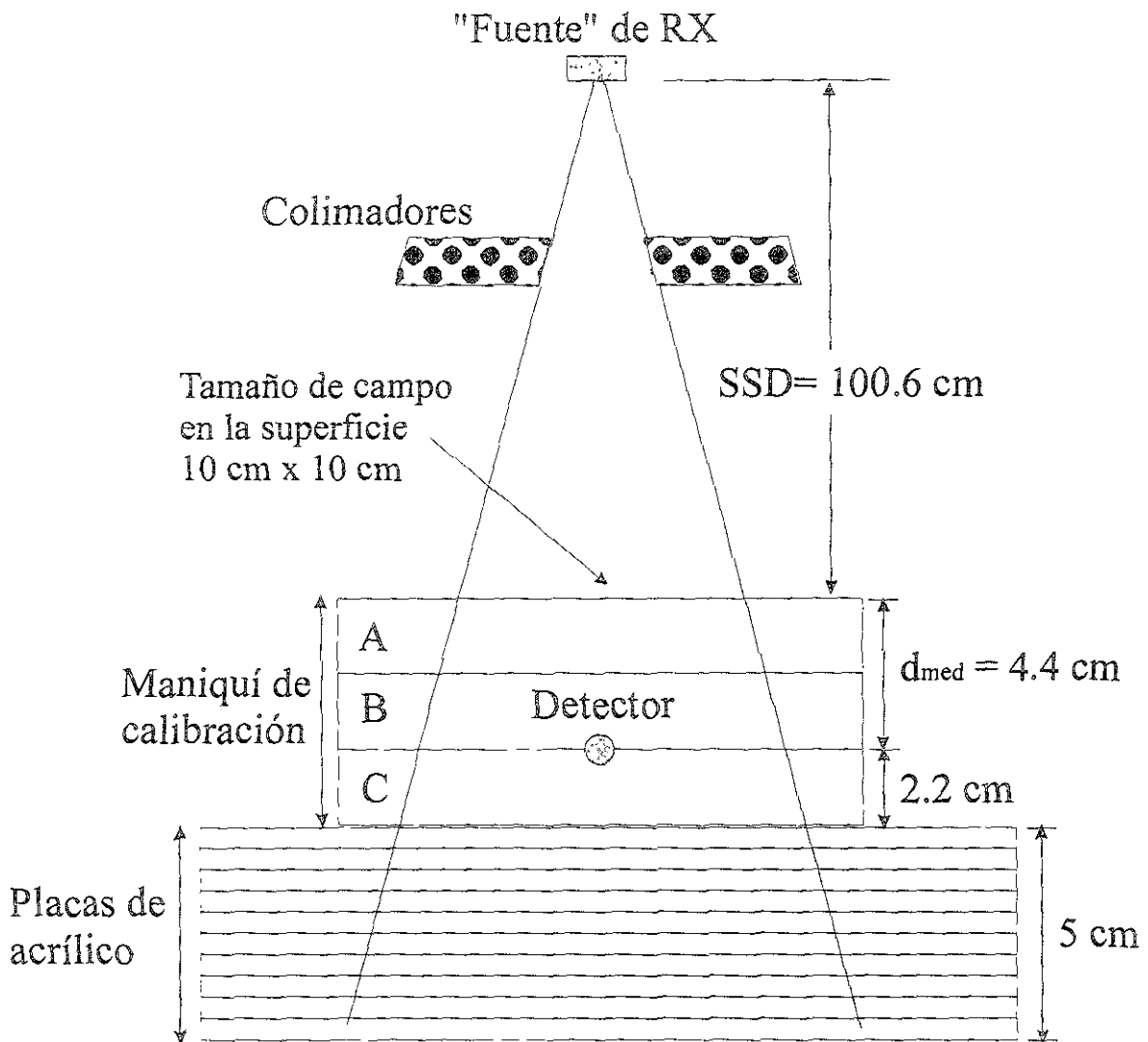


FIGURA 3.3 Geometría utilizada para la calibración de los DTL y PTR.

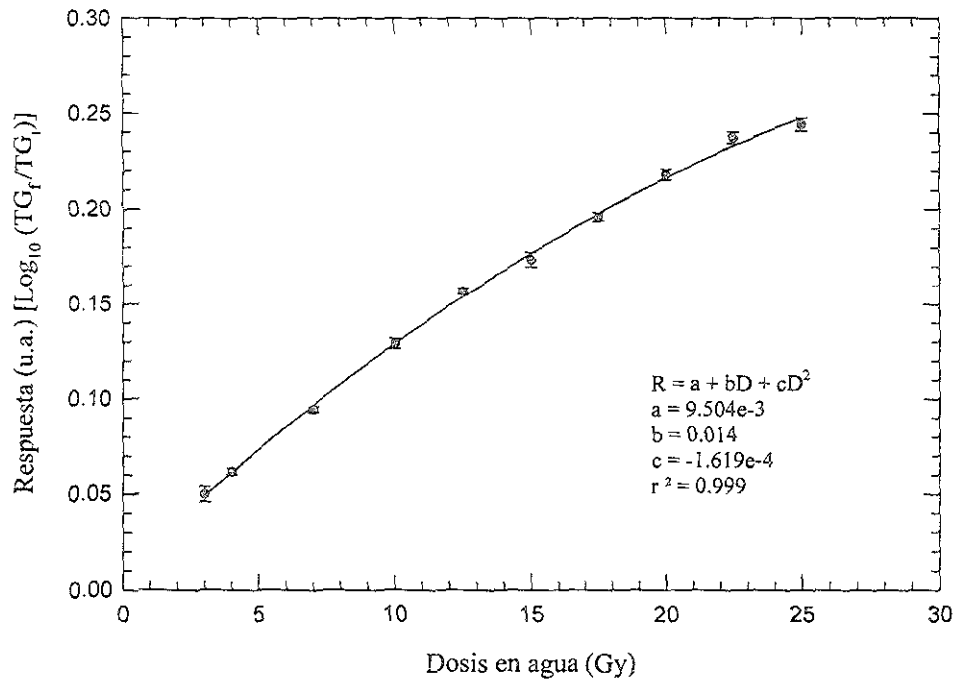


Figura 3.4 Curva de calibración para la película GafChromic MD-55-2 irradiada con rayos X de 6 MV.

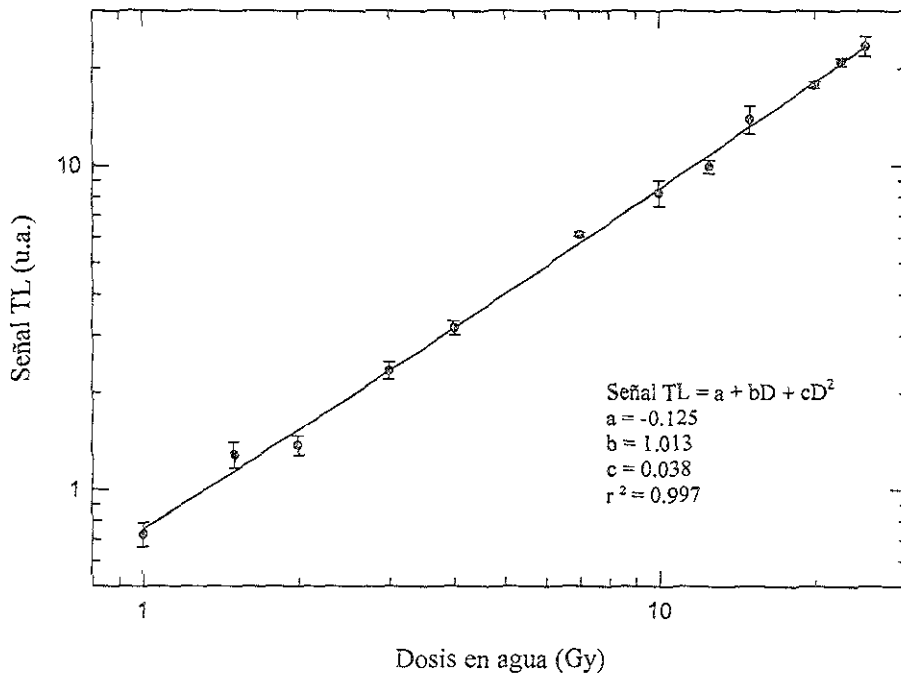


Figura 3.5 Curva de calibración para microcubos TLD-100 irradiados con rayos X de 6 MV

3.4.1. Verificación de la dosis depositada a los DTL y PTR con propósitos de calibración.

Como se mencionó anteriormente, la dosis depositada a los DTL y PTR con propósitos de calibración fue verificada usando una cámara de ionización marca PTW modelo 31002, cuyo volumen sensible es de 0.125 cm^3 , asociada a un electrómetro también de la marca PTW modelo UNIDOS, ambos propiedad del INCAN. Para determinar la dosis a partir de la lectura obtenida del electrómetro asociado a la cámara de ionización se usó el protocolo de calibración TG-21 (AAPM 1983) utilizando los valores para W/e , A_{wall} y cocientes de poderes de frenado recomendados por Andreo *et al.* (1986). La razón de haber utilizado el TG-21 es debido a que el formalismo de este protocolo permite hacer las mediciones en un maniquí de acrílico, y posteriormente determinar la dosis absorbida en agua. La geometría utilizada para este propósito es la misma que se presenta en la figura 3.3, ya que la cámara fue irradiada simultáneamente con los DTL y las PTR. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 3.4.

TABLA 3.4 Resultados de la verificación de dosis depositada a los DTL y PTR con propósitos de calibración

Dosis calculada (Gy)	Dosis medida con cámara de ionización (Gy)	Diferencia
1	1.017	1.7%
1.5	1.523	1.5%
2	2.028	1.4%
3	3.036	1.2%
4	4.046	1.2%
7	7.077	1.1%
10	10.168	1.7%
12.5	12.651	1.2%
15	15.180	1.2%
20	20.275	1.4%
22.5	22.808	1.4%
25	25.380	1.5%

La diferencia promedio entre la dosis calculada y la medida con la cámara de ionización es de 1.38 %, siendo la más alta de 1.7%. Cabe señalar que para hacer la calibración del

acelerador el INCAN sigue las recomendaciones del protocolo de calibración TRS 277 (IAEA 1997), por lo que las diferencias encontradas pueden ser atribuidas a que en este trabajo se utilizó un protocolo de calibración y un material de maniquí diferentes para determinar la dosis con la cámara de ionización, lo cual ha sido reportado en la literatura especializada (Huq and Nath 1991, Huq *et al* 1993).

3.5. Diseño del maniquí para simular tratamientos de RC.

Para realizar este trabajo, se diseñó y fabricó un maniquí esférico de 16 cm de diámetro de un material equivalente a tejido (metacrilato de metilo⁴), apropiado para realizar verificaciones de dosis y su distribución espacial en tratamientos de radiocirugía. El maniquí consiste de dos semiesferas incluyendo piezas que pueden ser intercambiadas en su centro (véase la figura 3.6). El diseño de este maniquí permite que en éste mismo se pueda hacer primero la simulación y localización de la lesión, y posteriormente, cambiando las piezas centrales apropiadas, introducir los DTL y/o las PTR para realizar las mediciones experimentales que permitan determinar la distribución espacial de dosis en diferentes planos (axial, coronal y sagital). La lesión fue simulada usando dos piezas de acrílico de 5x5x2.5 cm³, a las cuales se les hizo una cavidad en su centro en forma de semiesfera de 2 cm de diámetro. En la figura 3.7 se presenta una fotografía del maniquí, mientras que el arreglo de dosímetros TL que se utilizó para hacer las mediciones experimentales se muestra en la figura 3.8.

La razón de haber elegido el acrílico para fabricar el maniquí, es porque éste ha sido ampliamente usado para hacer mediciones de dosis de haces de fotones y electrones de alta energía. Aunque la densidad másica de este material puede variar de un fabricante a otro (Schulz y Nath 1979), la composición atómica y la densidad electrónica de este material es suficientemente constante para garantizar su uso en la dosimetría de la radiación (Khan 1994), lo cual es de gran importancia porque el efecto Compton es el modo de interacción predominante de los haces de fotones utilizados con propósitos terapéuticos (véase apéndice A). Un maniquí similar al diseñado y fabricado para realizar este trabajo, tiene un precio comercial de aproximadamente \$20, 000 dólares americanos.

⁴ También conocido como acrílico o lucita.

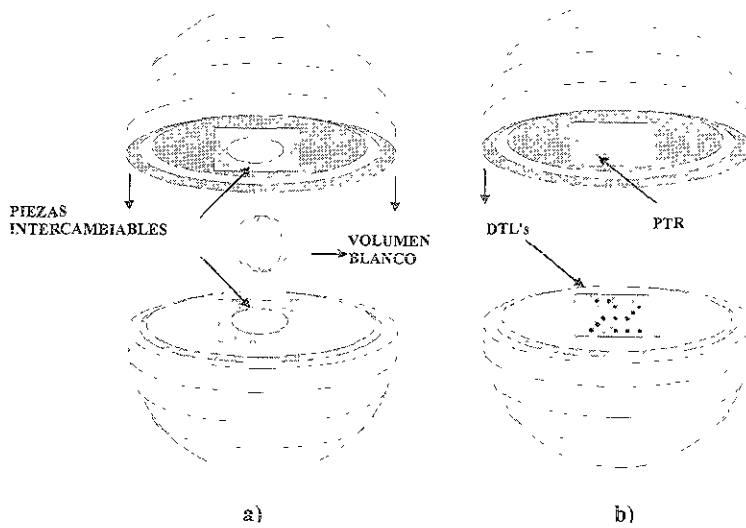


Figura 3.6 En esta figura se puede observar el maniquí en sus diferentes modalidades: a) para simular y localizar el volumen blanco y b) para irradiar los DTL y las PTR que serán colocados en el centro de una de las caras opuestas de las semiesferas.

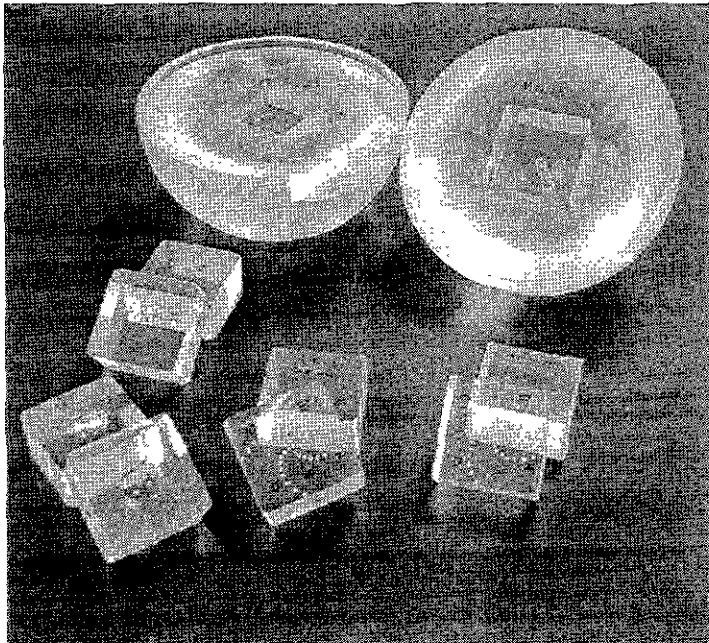


Figura 3.7 Fotografía del maniquí de la figura 3.6.

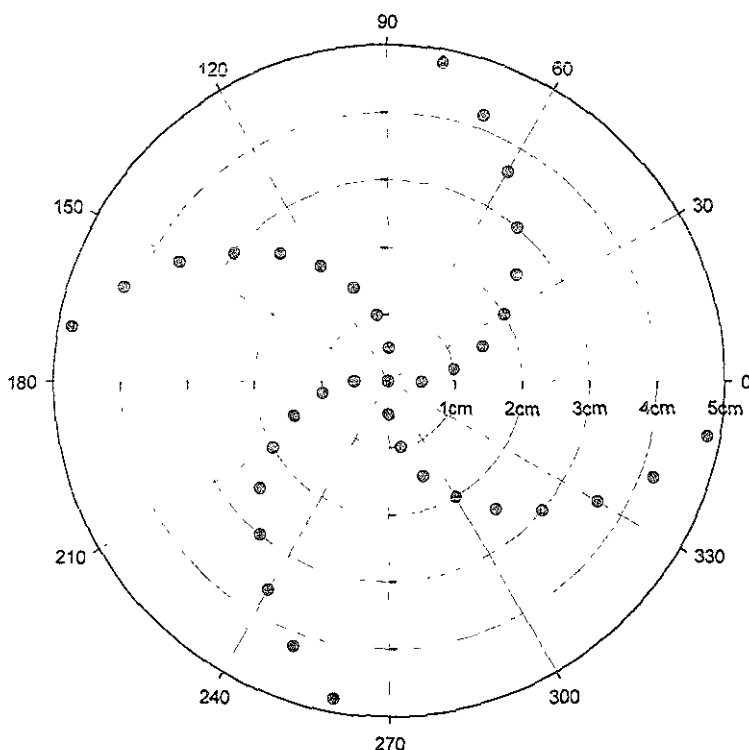


Figura 3.8 Arreglo de DTL sobre una de las caras de las piezas intercambiables del maniquí de RC.

3.6. Procedimiento en la simulación de los tratamientos de RCE.

Para la simulación de los tratamientos de RCE se siguió el mismo procedimiento como si se tratara de un paciente, mismo que fue descrito en el capítulo 1 y que a continuación se explica en detalle.

3.6.1. Colocación del marco estereotáctico en el maniquí.

El marco estereotáctico cuenta con cuatro postes (2 posteriores y 2 anteriores) en cuyos extremos se inserta un tornillo que son los que sujetan el maniquí (figura 3.9). Cuando se coloca el marco estereotáctico en el maniquí se debe tener especial cuidado en que la lesión a tratar quede fuera del marco, ya que si no es así, éste podría obstruir el camino al haz de radiación cuando se administra el tratamiento.

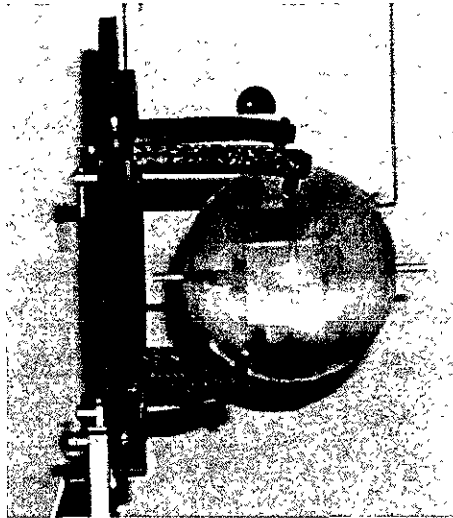


Figura 3.9 Maniquí sujeto al marco estereotáctico.

Solamente una de las semiesferas que componen el maniquí queda fija al marco estereotáctico, de tal manera que la otra puede moverse para cambiar las piezas del centro del maniquí, esto sin perder la referencia, ya que las piezas intercambiables son de geometría cúbica.

3.6.2. Adquisición de imágenes.

Para obtener los cortes transversales del maniquí se utilizó un tomógrafo CT marca Elscint modelo CT-Twin, propiedad del INCAN. Una vez que el maniquí estaba sujeto al marco estereotáctico se procedió a montar en éste la caja que cuenta con el sistema de localización radio-opaco (fiduciales), con el cual es posible establecer el marco de referencia en las imágenes obtenidas. Finalmente se coloca y alinea el marco en la camilla del tomógrafo y se procede a adquirir las imágenes (figura 3.10). Las características de las imágenes que fueron tomadas para este estudio se muestran en la tabla 3.5.

TABLA 3.5 Características de las imágenes de CT adquiridas para la simulación de los tratamientos de RCE.

	Exp. 1	Exp. 2	Exp. 3
Tamaño de matriz	512 x 512	512 x 512	512 x 512
Tamaño de pixel (mm)	0.976	0.976	0.976
Número de cortes	66	116	112
Espesor de los cortes (mm)	2.5	1.0	1.0

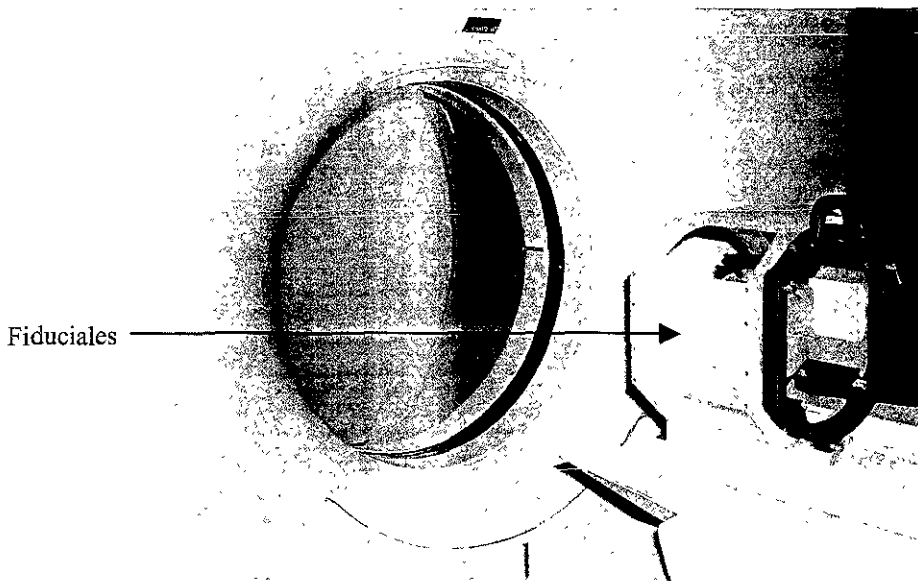


Figura 3.10 Maniquí montado en la camilla del tomógrafo para la adquisición de imágenes.

3.6.3. *Planificación del tratamiento.*

Una vez obtenidas las imágenes tomográficas, se transfirieron al Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT) mediante un disco magneto-óptico. Lo primero que se debe de hacer en el SPT es localizar los fiduciales, los cuales servirán para obtener un marco de referencia para ubicar el volumen blanco así como los distintos puntos o isocentros en los que se centrará el tratamiento. Después de contar con un marco de referencia se procede a hacer la reconstrucción de la imagen en 3D. Para que el SPT pueda calcular la dosis y su distribución espacial (curvas de isodosis) es necesario que se le indique dónde está ubicado el isocentro del tumor, lo cual se hace de manera manual. En este estudio la lesión simulada era una esfera de 2 cm de diámetro, por lo que fue posible obtener una buena distribución de dosis con un solo isocentro. El SPT entrega automáticamente un plan de tratamiento. Si con este plan no se obtiene una distribución espacial de dosis adecuada, manualmente se pueden modificar los parámetros de tratamiento. Los parámetros que más comúnmente se varían para obtener una distribución espacial de dosis óptima son: el número, longitud (en grados) y factor de peso⁵ de los arcos;

⁵ Por ejemplo, si se desea depositar una dosis de 15 Gy a una lesión utilizando 5 arcos, y se quiere dar un factor de peso de 2:1 a uno de los arcos, entonces el arco de mayor peso depositará una dosis de 5 Gy y los cuatro restantes 2.5 Gy c/u.

número de isocentros y tamaño de colimadores. Las hojas del plan de tratamiento que entrega el SPT, en las cuales se muestra toda la información referente a los tratamientos, se anexan en el apéndice B. En la tabla 3.6 se muestran las especificaciones dosimétricas de la planificación de los tratamientos que se realizaron en este estudio.

TABLA 3.6 Especificaciones dosimétricas de la planificación en la simulación de los tratamientos de RCE.

	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3
Dosis prescrita (=100%)	20 Gy	20 Gy	20 Gy
Corrección por inhomogeneidad de tejido	On	On	On
Dosis promedio/grado	0.051 Gy	0.051 Gy	0.051 Gy
Factor de campo	1.00 Gy/100 MU	1.00 Gy/100 MU	1.00 Gy/100 MU
Tamaño de campo en los colimadores del linac	4x4 cm ²	4x4 cm ²	4x4 cm ²
Profundidad de dosis máxima	1.5 cm	1.5 cm	1.5 cm
Profundidad promedio de la lesión	75.2 mm	75.7 mm	75.6
Volumen blanco (lesión)	5.14 cm ³	5.20 cm ³	5.14 cm ³
Número total de isocentros	1	1	1
Número total de arcos	5 (100° c/u)	5 (100° c/u)	5 (100° c/u)
Diámetro del colimador	25.0 mm	30.0 mm	22.5 mm
Factor de corrección por dispersión	0.953	0.958	0.948

3.6.4. Colocación del maniquí en la camilla del acelerador y depósito de dosis.

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. Uno de los puntos más críticos en esta etapa, es verificar la localización del isocentro del acelerador, cuyo procedimiento se describe detalladamente en la sección 3.6.4.1. Una vez que se verifica que el acelerador está en condiciones de ser utilizado para tratamientos terapéuticos, se procede a colocar y alinear el marco estereotáctico con el maniquí en la camilla del acelerador. Para alinear el isocentro de la lesión con el isocentro del equipo, se utilizan los láseres que están montados en las paredes del cuarto que alberga al acelerador (figura 3.11). Para facilitar la alineación del maniquí, sobre el marco estereotáctico se monta una caja de material plástico a la cual se le colocan unos acetatos (dos laterales y

uno superior) que tienen la ubicación del isocentro. Estos acetatos con la ubicación del isocentro son suministrados por el SPT para cada tratamiento.

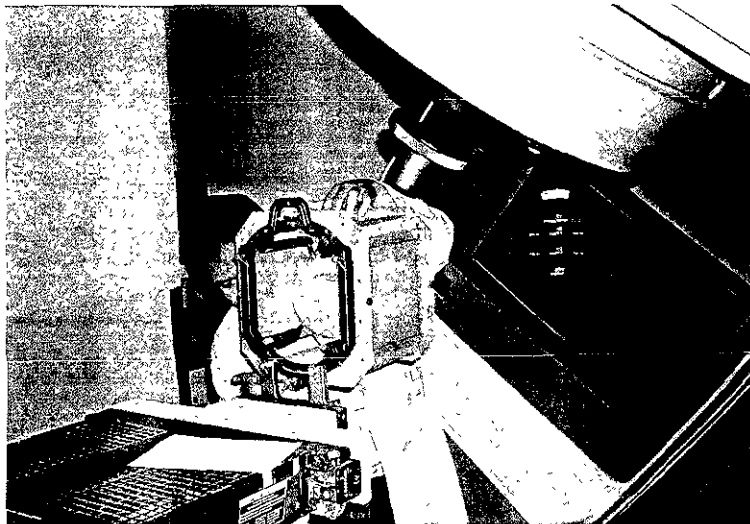


Figura 3.11 Alineación del maniquí en el isocentro del equipo.

Una vez que el isocentro de la lesión está bien alineado con el isocentro del equipo (figura 3.12), se procede a depositar la dosis utilizando los parámetros entregados por el SPT en las hojas de planificación.

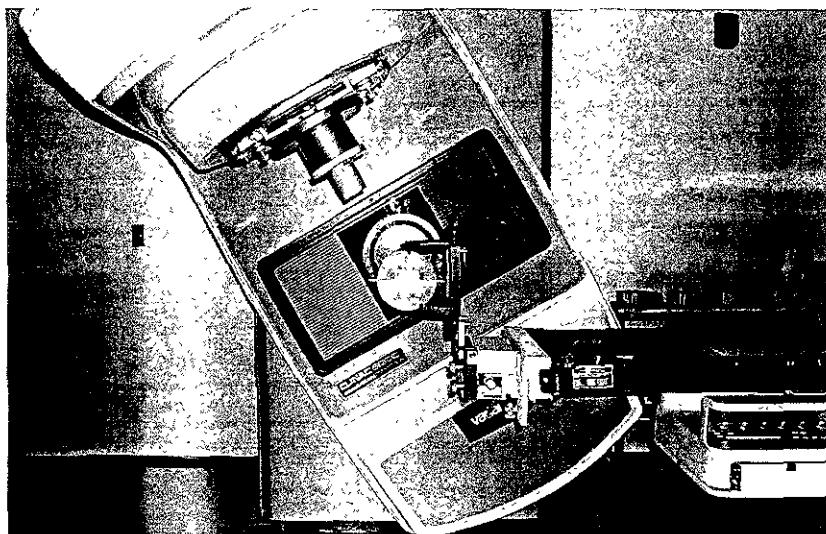


Figura 3.12 Maniquí alineado con el isocentro del linac, listo para empezar a irradiarlo.

3.6.4.1. Verificación de la localización del isocentro del acelerador.

Para verificar la localización del isocentro se utiliza un puntero de acrílico con una esfera de metal de 5 mm de diámetro en uno de sus extremos. El puntero se sujeta en un dispositivo que se monta a la camilla del acelerador (figura 3.13), mismo que se utiliza para sujetar el marco estereotáctico a la camilla.

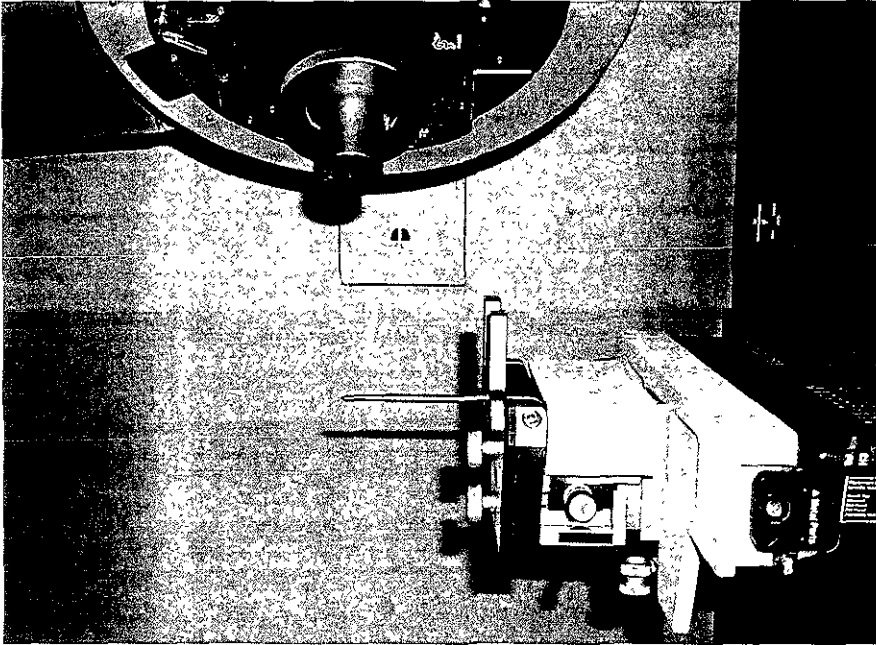


Figura 3.13 Puntero utilizado para verificar la localización del isocentro del linac, montado sobre el dispositivo con el que se sujeta el marco estereotáctico a la camilla del acelerador.

Con ayuda de los láseres que se encuentran montados en las paredes del cuarto del acelerador (dos laterales, uno sagital y uno en la parte superior de la camilla de tratamiento), y cuyos haces convergen en el isocentro, el centro de la esfera del puntero se alinea de tal manera que coincida con el isocentro del acelerador (figura 3.14).

Una vez alineado el centro de la esfera en el isocentro, se sujeta una varilla al cabezal del acelerador en cuyo extremo se coloca una película radiográfica Kodak X-Omat-V (figura 3.15), y se procede a irradiar la película, con 100 unidades monitor, a diferentes ángulos de la camilla de tratamiento y brazo del acelerador (gantry), utilizando un colimador cuyo tamaño de campo al isocentro es de 7.5 mm de diámetro. La película se va cambiando de posición de tal manera que para cada combinación angular de la camilla y

brazo del acelerador se obtenga una imagen. En la tabla 3.7 se muestran las combinaciones angulares de la camilla de tratamiento y brazo del acelerador en las que se tomaron imágenes para verificar la ubicación del isocentro.

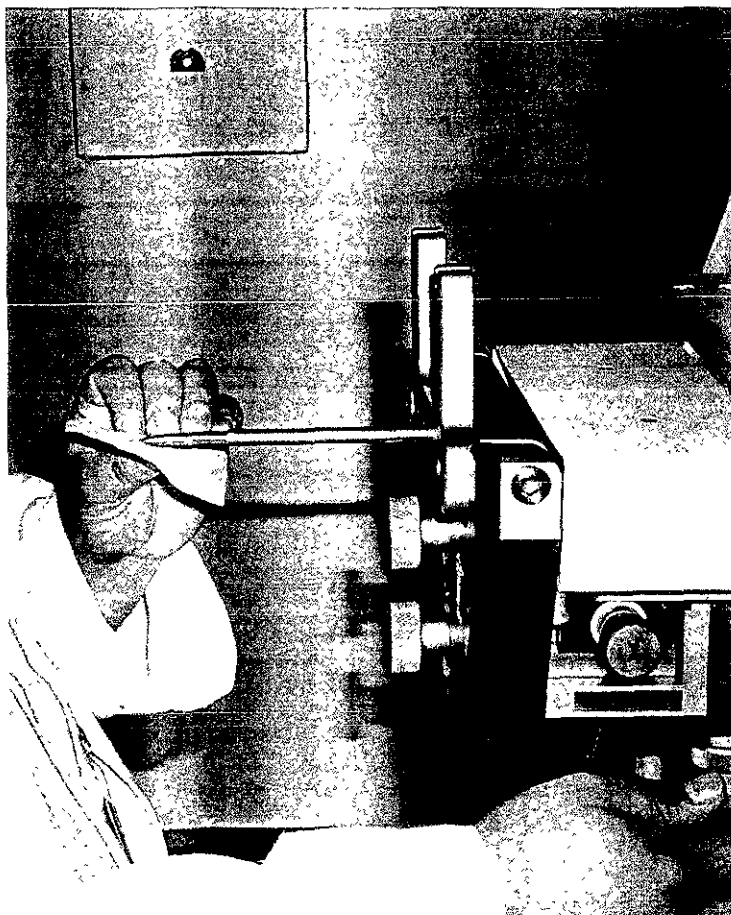


Figura 3.14 Ajuste fino para alinear el centro de la esfera del puntero con el isocentro del equipo.

Las imágenes que se obtienen son dos círculos, que idealmente deberían ser concéntricos. Uno de los círculos corresponde a la imagen del tamaño de campo del colimador (7.5 mm de diámetro) y el otro a la imagen de la esfera metálica (5 mm de diámetro). Si la imagen de la esfera se sale de la imagen correspondiente al tamaño de campo del colimador (figura 3.16a), no se procede a dar el tratamiento hasta que se realicen los ajustes necesarios para alinear la ubicación del isocentro del linac, de tal manera que la imagen de la esfera quede dentro de la imagen correspondiente al tamaño de campo (figura

3.16b). Con esto se está asegurando que la precisión en la localización del isocentro del equipo sea de ± 1.25 mm.

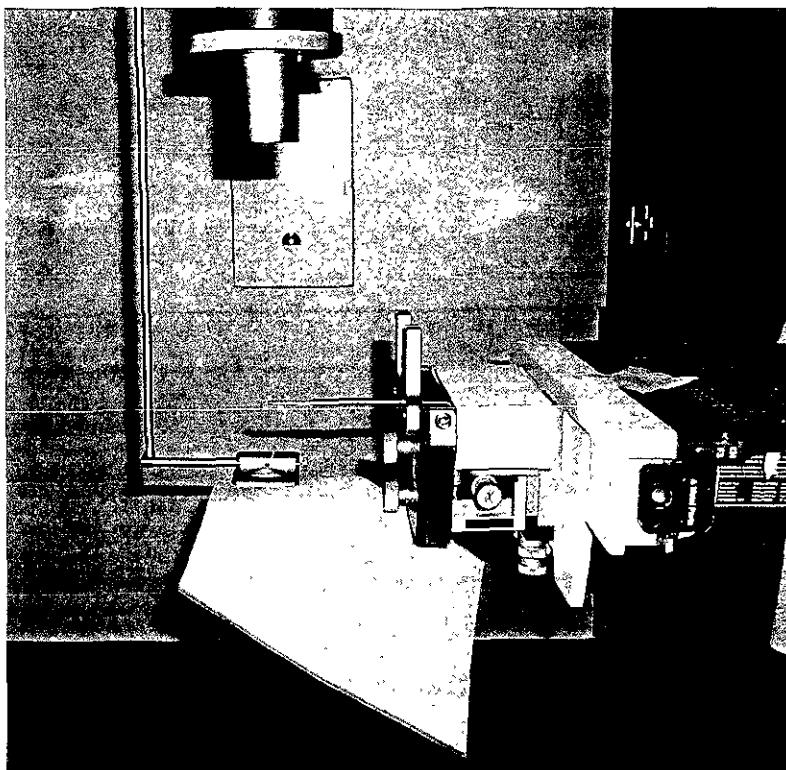


Figura 3.15 Dispositivo utilizado para verificar la precisión en la ubicación del isocentro del acelerador.

TABLA 3.7 Combinaciones angulares de la camilla de tratamiento y brazo del acelerador a las cuales se toman imágenes para verificar la localización del isocentro del acelerador.

Ángulo de la mesa de tratamiento	Ángulo del brazo del acelerador
0°	0°
0°	90°
0°	180°
0°	270°
30°	0°
315°	0°
270°	0°

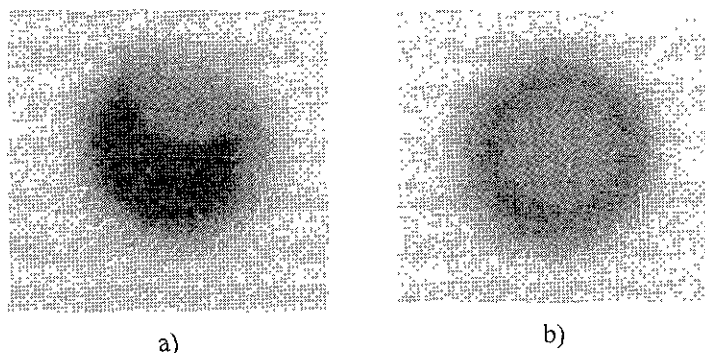


Figura 3.16 Imágenes con películas radiográficas obtenidas para localizar la ubicación del isocentro. a) no pasa la prueba, b) si pasa la prueba (ver explicación en el texto).

3.7. Resultados obtenidos con las PTR.

En total se realizaron 3 experimentos, y en cada uno de ellos se hicieron mediciones en los planos axial, coronal y sagital (véase figura 3.17) . Para obtener las curvas de isodosis de las PTR se escribió un programa en Matlab versión 5.2. Las curvas de isodosis calculadas por el SPT fueron digitalizadas usando el programa Digitize versión 1.5, con el fin de obtener los datos de éstas en formato ASCII, lo cual facilita el manejo de la información. Se encontró que los isocentros de las curvas de isodosis obtenidas con las PTR estaban desalineados con respecto al isocentro de las curvas calculadas por el SPT, por lo que utilizando el programa Matlab se procedió a obtener valores de x_off y y_off para alinear los isocentros; los valores obtenidos se muestran en la tabla 3.8. Esta desviación de las curvas de isodosis puede ser debida al error de la localización del isocentro en el linac, que como se mencionó anteriormente, fue localizado con una precisión de ± 1.25 mm. Como puede verse en la tabla 3.8, de los 18 valores de x_off y y_off obtenidos con el programa Matlab, 3 de ellos son 0.025 cm mayores a la precisión con la que fue determinada la localización del isocentro.

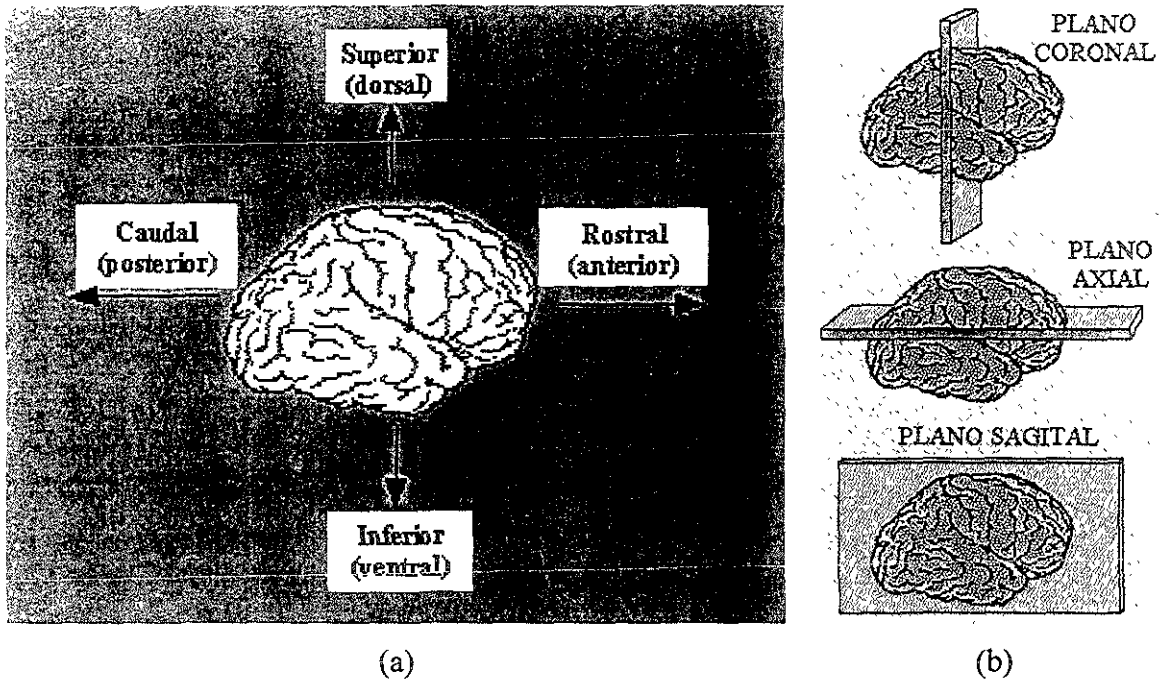


Figura 3.17 (a) Orientación y (b) planos del cerebro humano.

TABLA 3.8 Factores x_{off} y y_{off} aplicados a las curvas de isodosis del SPT para alinearlas con las curvas obtenidas con las PTR.

Plano_Experimento	x_{off} (cm)	y_{off} (cm)
Axial_1	0.15	-0.07
Axial_2	0.12	-0.1
Axial_3	0.1	-0.12
Coronal_1	0.2	-0.05
Coronal_2	-0.01	0.05
Coronal_3	-0.05	0.15
Sagital_1	0.03	0.01
Sagital_2	0.0	-0.1
Sagital_3	0.05	-0.15

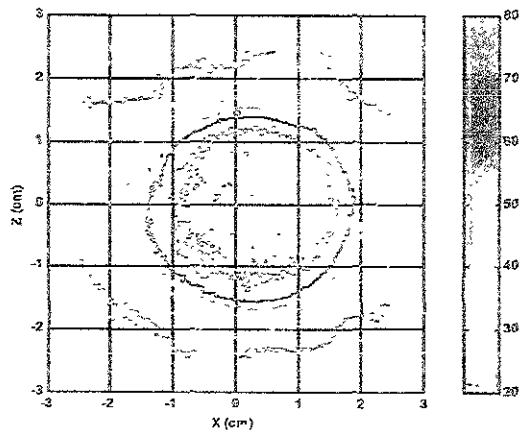
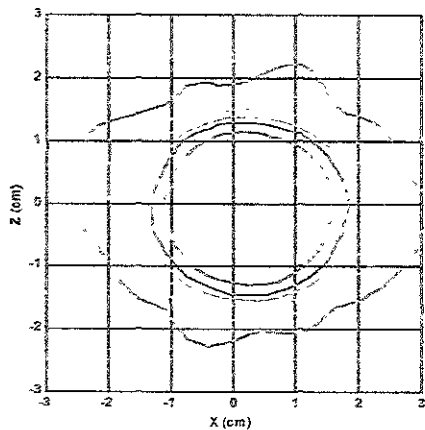
En las figuras 3.18 a la 3.20, se muestran las curvas de isodosis calculadas por el SPT BrainLab y las medidas en este trabajo usando las películas GafChromic MD-55-2.

Figura 3.18 Curvas de isodosis (80, 60, 50, 40, 30 y 20%, desde el centro) calculadas por el SPT y medidas con PTR en el experimento 1. La dosis al isocentro fue de 20 Gy (100%).

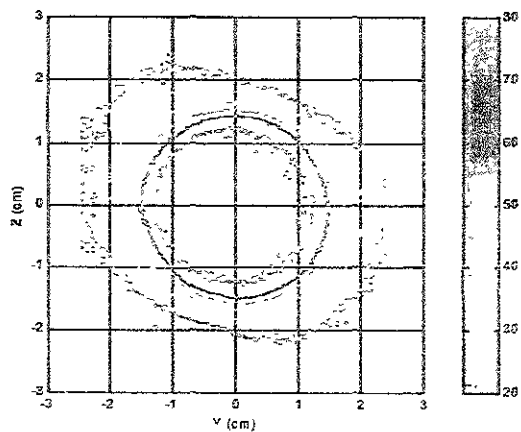
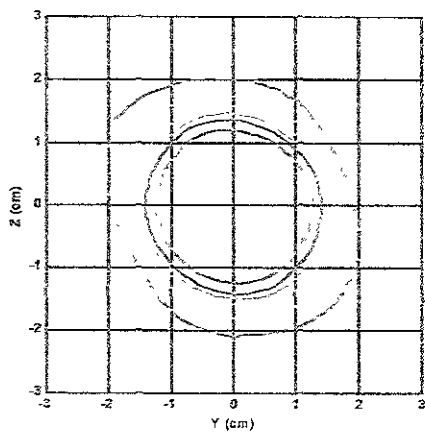
SPT (BrainLab)

PTR (MD-55-2)

• Plano Coronal



• Plano Sagital



• Plano Axial

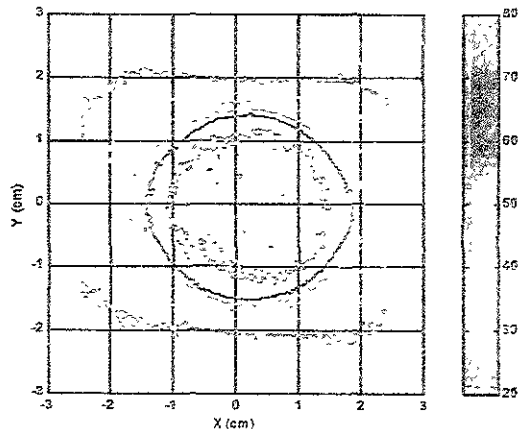
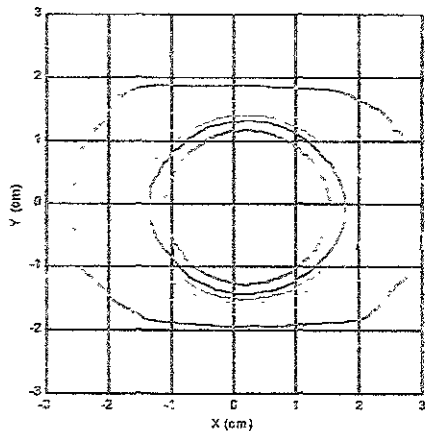
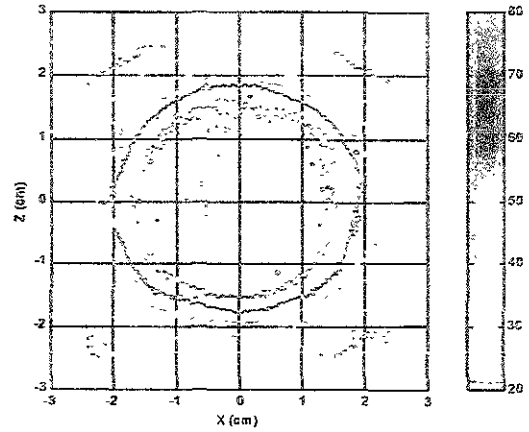
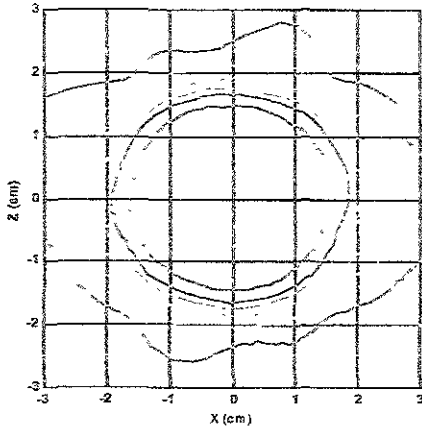


Figura 3.19 Curvas de isodosis (80, 60, 50, 40, 30 y 20%, desde el centro) calculadas por el SPT y medidas con PTR en el experimento 2. La dosis al isocentro fue de 20 Gy (100%).

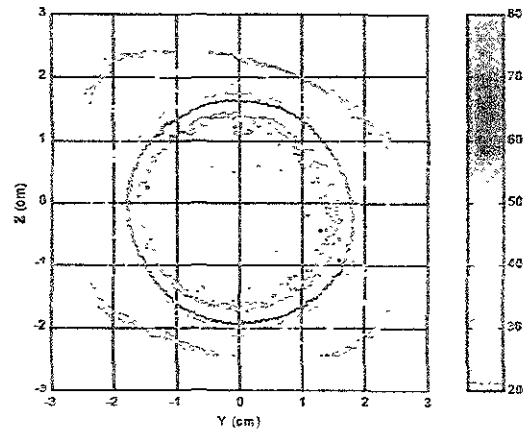
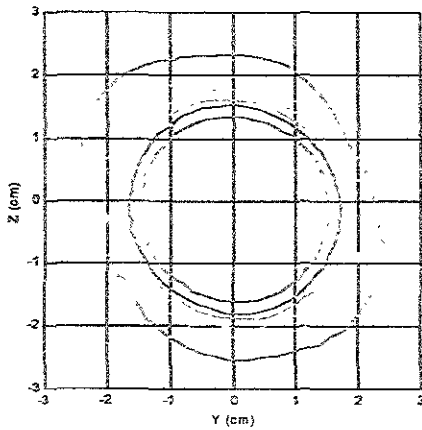
SPT (BrainLab)

PTR (MD-55-2)

• Plano Coronal



• Plano Sagital



• Plano Axial

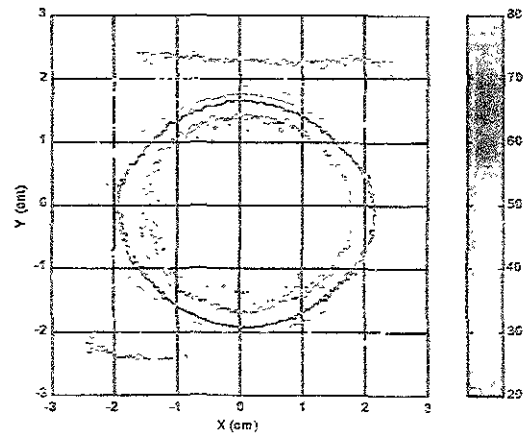
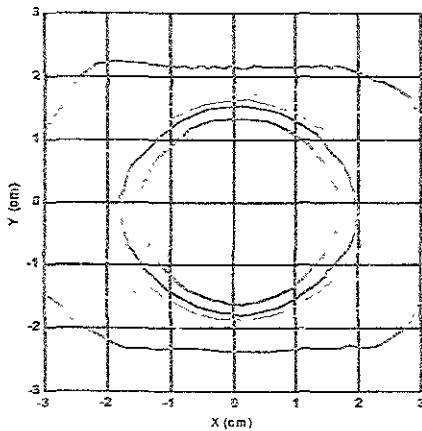
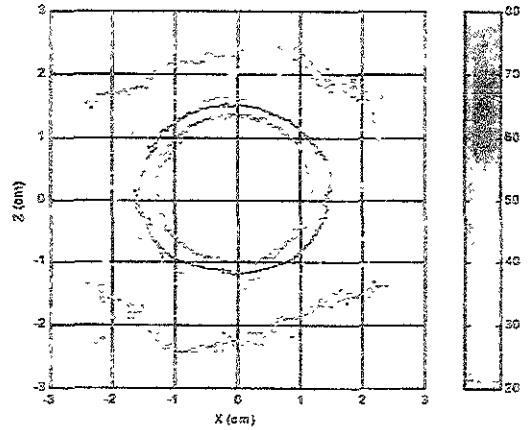
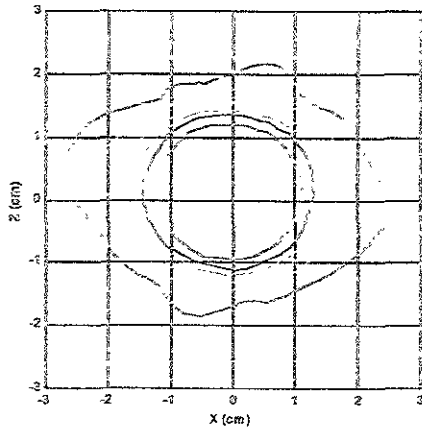


Figura 3.20 Curvas de isodosis (80, 60, 50, 40, 30 y 20%, desde el centro) calculadas por el SPT y medidas con PTR en el experimento 3. La dosis al isocentro fue de 20 Gy (100%).

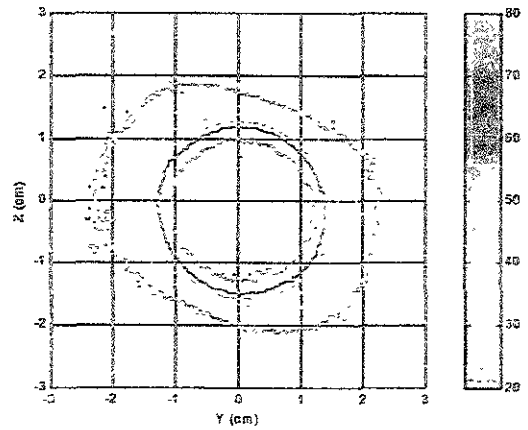
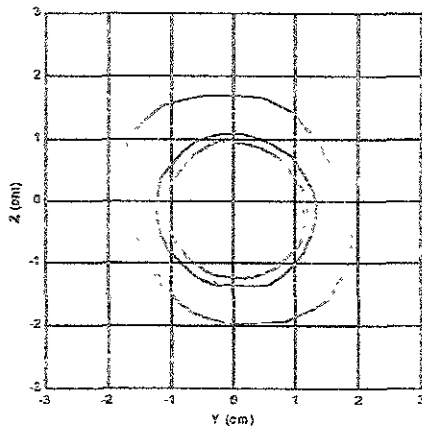
SPT (BrainLab)

PTR (MD-55-2)

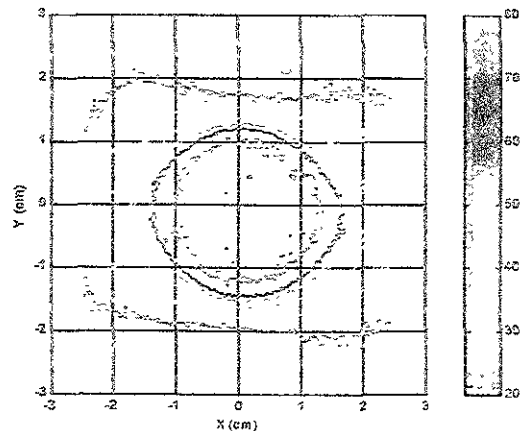
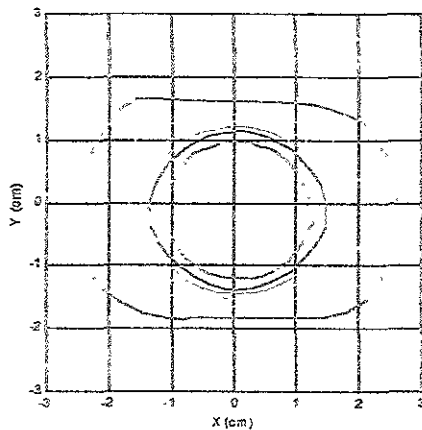
o Plano Coronal



o Plano Sagital



o Plano Axial



Es importante mencionar que en el caso de las curvas de isodosis medidas con la PTR, se les aplicó un factor de escalamiento espacial de 0.88 con el fin de obtener una distancia en acrílico equivalente al agua, tal y como se explicó en la sección 2.9.1, ecuación 2.17. Las curvas de isodosis están normalizadas al 100% para 20 Gy. En estas figuras (3.18 a 3.20) se puede observar de manera cualitativa que, en lo general, existe un buen acuerdo entre las curvas de isodosis altas (80% y 60%) calculadas por el SPT y las medidas con PTR, encontrándose las mayores discrepancias para curvas de isodosis bajas (50%, 40%, 30% y 20%). En todos los casos, para el plano sagital, las curvas de isodosis bajas obtenidas experimentalmente están giradas con respecto a las calculadas por el SPT.

En las figuras 3.21 a la 3.23 se presentan los perfiles angulares de las curvas de isodosis (i.e. distancia radial desde el isocentro en función del ángulo polar para cada curva de isodosis) calculadas por el SPT y las medidas con PTR. Estos perfiles angulares corresponden a las curvas de isodosis de los planos axial, coronal y sagital del experimento 3, el cual se tomará como referencia.

Figura 3.21 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 50, 40 y 30%, y gráfica de los valores de las χ^2/N correspondientes (Plano axial, Experimento 3).

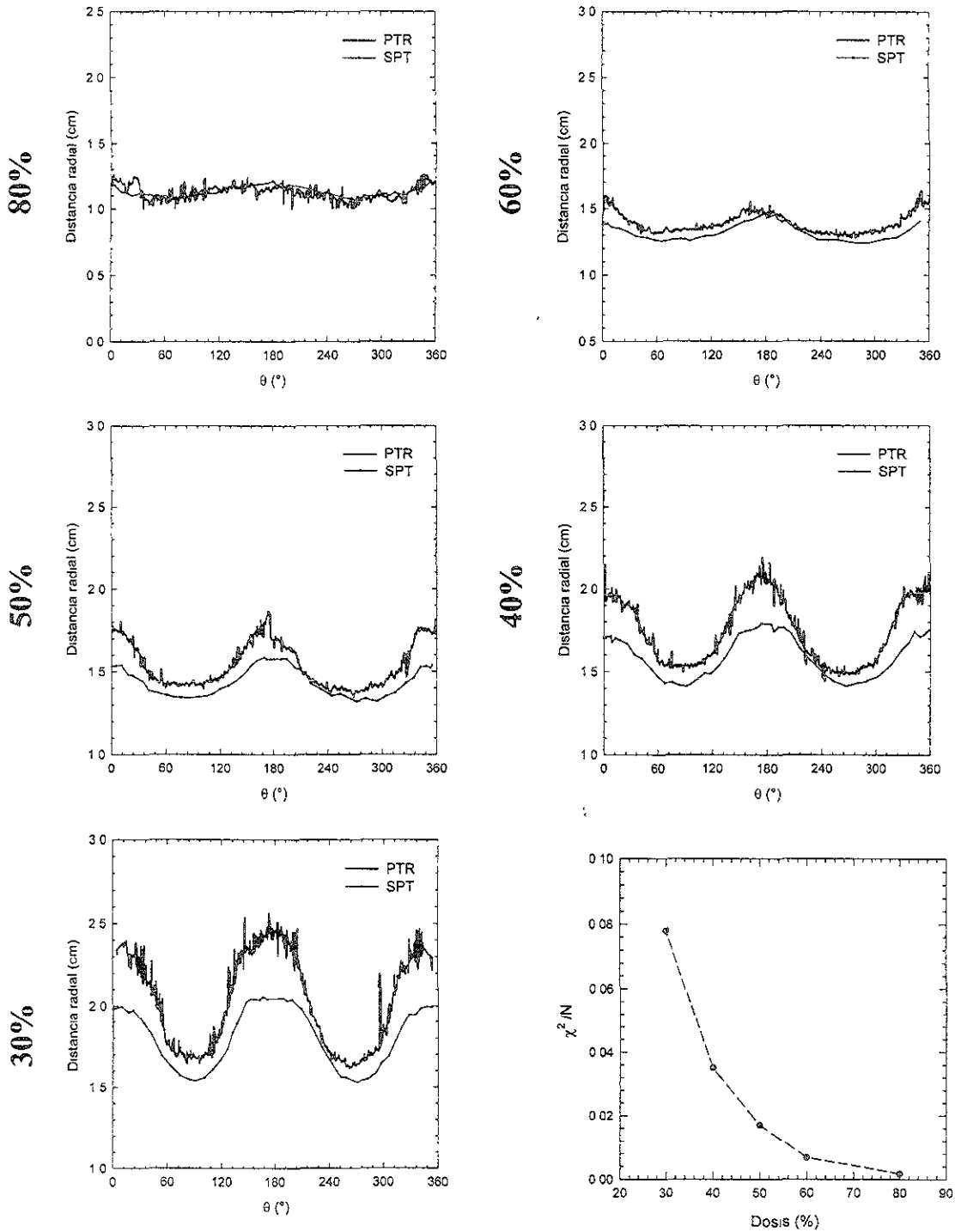


Figura 3.22 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 50, 40 y 30%, y gráfica de los valores de las χ^2/N correspondientes (Plano coronal, Experimento 3).

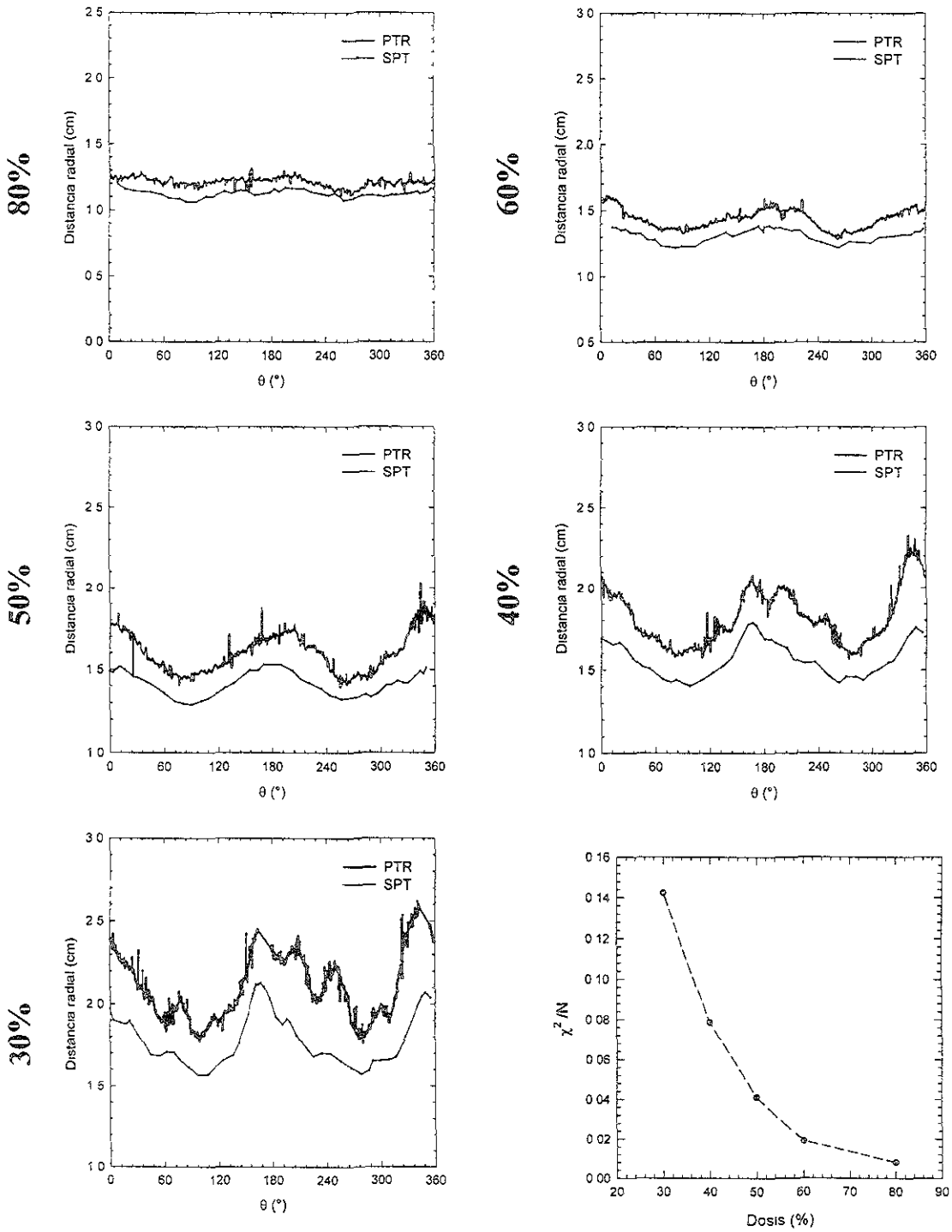
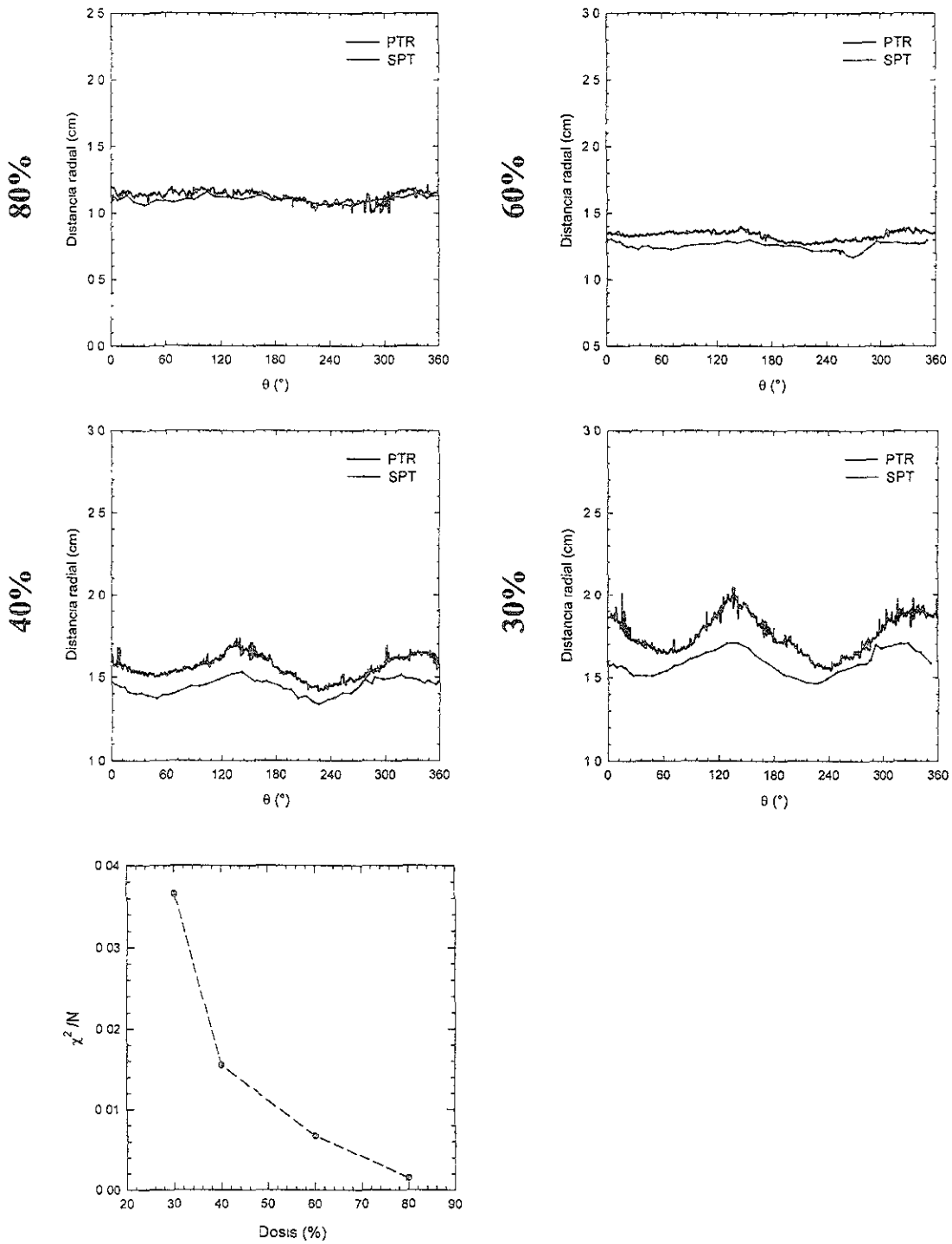


Figura 3.23 Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 40 y 30%, y gráfica de los valores de las χ^2/N correspondientes (Plano sagital, Experimento 3).



Para obtener de manera cuantitativa las diferencias entre los valores medidos experimentalmente y los calculados, usamos una forma de χ^2/N , la cual es esencialmente un promedio de una suma de cuadrados, cuyas gráficas están incluidas en las figuras correspondientes a los perfiles angulares. La χ^2/N fue calculada utilizando la siguiente ecuación:

$$\frac{\chi^2}{N} = \frac{\sum (R_{PTR} - R_{SPT})^2}{100} \quad 3.6$$

donde R_{PTR} y R_{SPT} son las distancias radiales desde el isocentro, en función del ángulo polar, para cada curva de isodosis de la PTR y SPT, respectivamente. Los datos para calcular la χ^2/N se obtuvieron a partir de las gráficas de los perfiles angulares de las curvas de isodosis, a las cuales se les aplicó un “smooth” para suavizar las curvas pidiendo 100 pares de datos, de ahí el 100 de la ecuación 3.6. De esta manera la diferencia promedio, en distancia radial desde el isocentro, entre las curvas de isodosis calculadas por el SPT y las medidas con las PTR está dada por:

$$\overline{\Delta d} = \sqrt{\frac{\chi^2}{N}} \quad 3.7$$

En la tabla 3.9 se resumen los resultados cuantitativos de las diferencias promedio ($\overline{\Delta d}$) encontradas entre las curvas de isodosis calculadas por el SPT y las medidas experimentalmente en este trabajo. Como puede observarse de esta tabla, el mejor acuerdo entre las curvas de isodosis medidas y calculadas es para curvas de isodosis altas (80% y 60%), cuya diferencia promedio para las curvas del 80% es de 0.069 cm (0.094 cm la más alta) y 0.104 cm (0.14 cm la más alta) para las curvas del 60%. Para el caso de las curvas de isodosis del 50%, 40% y 30%, las diferencias promedio fueron de 0.153 cm, 0.201 cm y 0.259 cm, respectivamente.

TABLA 3.9 Resumen de las diferencias promedio, en distancia radial desde el isocentro, entre las curvas de isodosís calculadas por el SPT (BrainLab) y las medidas con PTR (GafChromic MD-55-2).

Plano_Experimento	Δd (cm) para las diferentes curvas de isodosís				
	80%	60%	50%	40%	30%
Axial_1	0.094	0.076	0.110	0.158	0.206
Axial_2	0.080	0.141	0.189	0.240	0.274
Axial_3	0.041	0.082	0.130	0.187	0.279
Coronal_1	0.087	0.089	0.138	0.217	0.294
Coronal_2	0.067	0.132	0.203	0.279	*
Coronal_3	0.090	0.138	0.203	0.281	0.377
Sagital_1	0.051	0.074	0.099	0.136	0.198
Sagital_2	0.070	0.125	0.154	0.188	0.255
Sagital_3	0.039	0.082	**	0.124	0.191

*La curva de isodosís estaba incompleta, es decir, no estaba incluida físicamente en la PTR debido a las dimensiones de ésta.

**En este caso la curva del 60% estaba muy pegada a la curva del 50%, por lo que ésta última no pudo ser digitalizada para obtener los datos en formato ASCII.

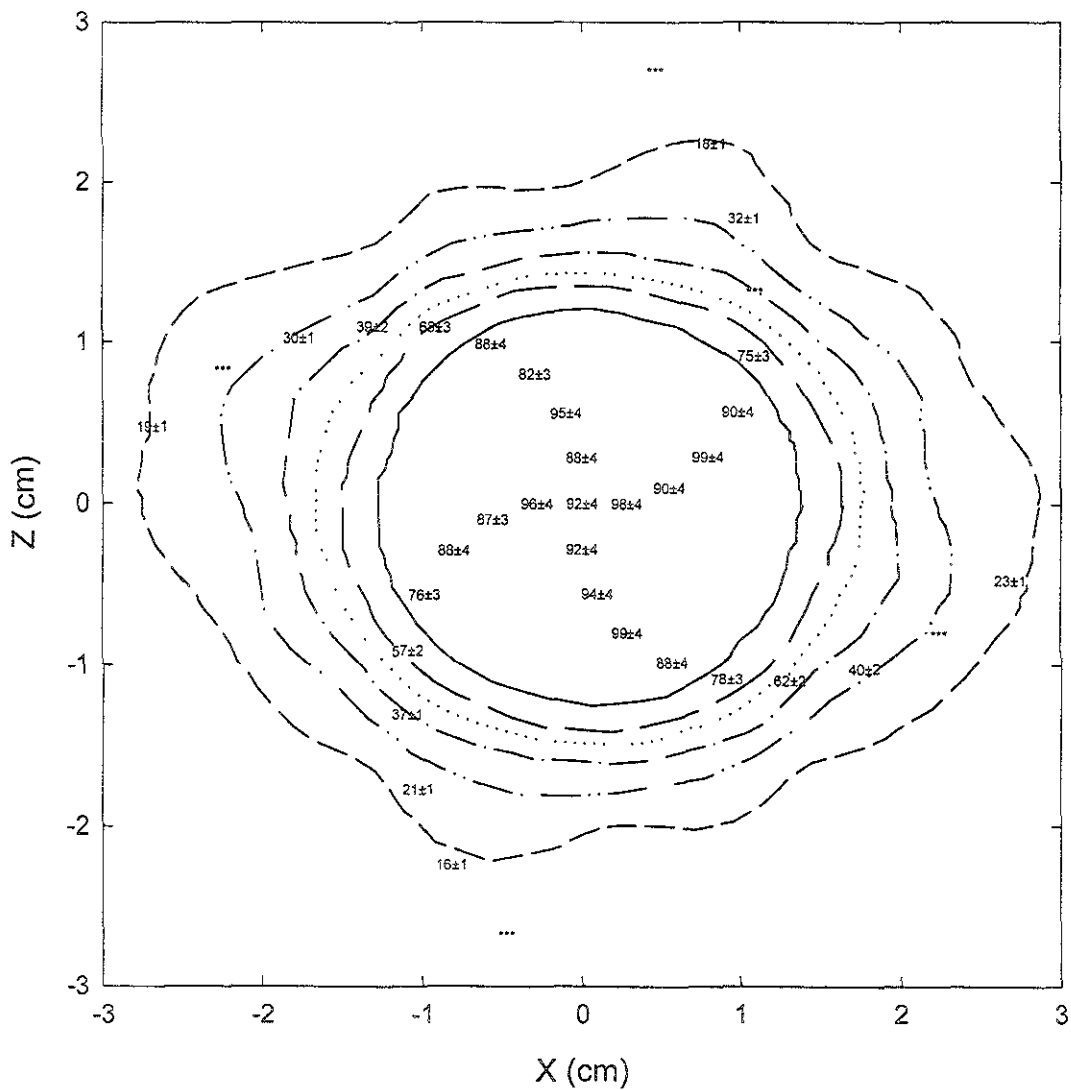
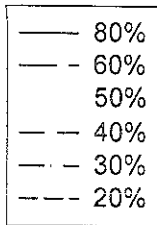
3.8. Resultados obtenidos con los DTL.

En el caso de los dosímetros TL, para obtener la dosis absorbida en agua a partir de las lecturas de éstos, se aplicó la teoría de cavidades de Bragg-Gray. Aplicar la teoría de B-G arrojó el mismo resultado que si se hubiera aplicado la teoría de cavidades de Burlin, que es la más general. Al igual que con las películas, se aplicó un factor de escalamiento espacial de 0.88 con el fin de obtener una distancia en acrílico equivalente al agua (ecuación 2.17).

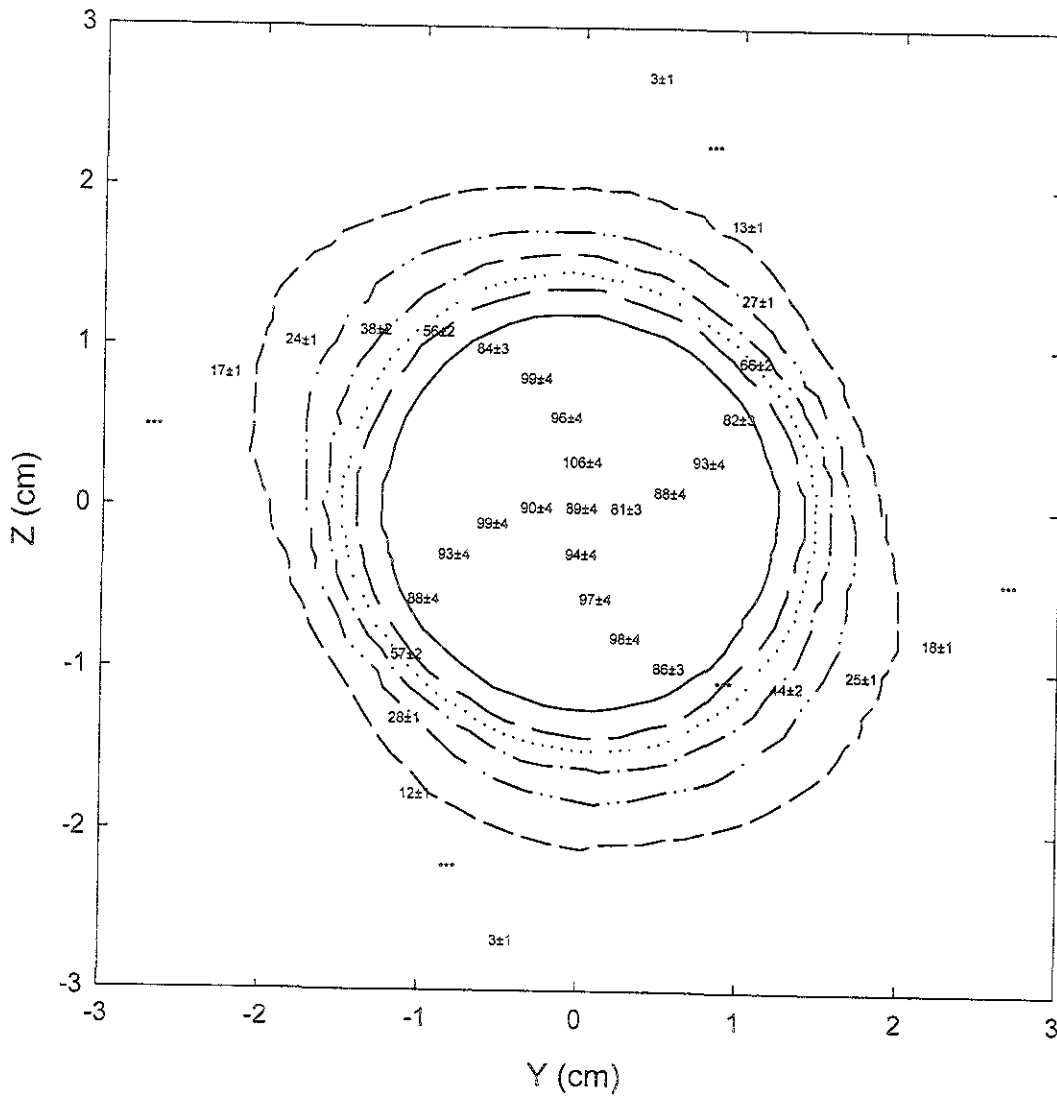
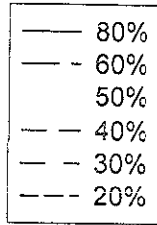
Los resultados obtenidos para los planos axial, coronal y sagital de los 3 experimentos se presentan en las figuras 3.24 a) a 3.24 i). En estas figuras se hace la comparación entre las curvas de isodosís calculadas por el SPT y las mediciones con DTL. Los valores correspondientes a los dosímetros TL están dados en porcentaje de dosis (20 Gy = 100%) \pm su incertidumbre asociada, los cuales están superpuestos en las curvas de isodosís del SPT. Cabe hacer la aclaración de que para cada punto evaluado con los DTL se utilizó un solo dosímetro, por lo que las incertidumbres asociadas a las mediciones realizadas con éstos

corresponden al valor de $S = 4.2\%$ (ecuación 3.4), el cual se obtuvo en el proceso de selección de los dosímetros usados en este trabajo.

En el caso de los DTL no fue posible obtener una distribución espacial de la dosis debido a que la resolución espacial de éstos es muy pobre (recordar que tienen dimensiones de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$, y que las medidas presentadas corresponden a la dosis promedio impartida a todo su volumen). Sin embargo, debido al intervalo de dosis útil de los dosímetros TL y a su precisión, los resultados obtenidos con éstos son de gran utilidad para verificar las dosis bajas, que es justamente donde las PTR presentan las mayores discrepancias con respecto a los valores calculados por el SPT. Como puede observarse en las figuras 3.24 a) a 3.24 i), en la mayoría de los puntos evaluados para determinar la dosis con DTL, existe una buena concordancia entre las medidas experimentales y los cálculos del SPT, inclusive para las curvas de isodosis bajas.

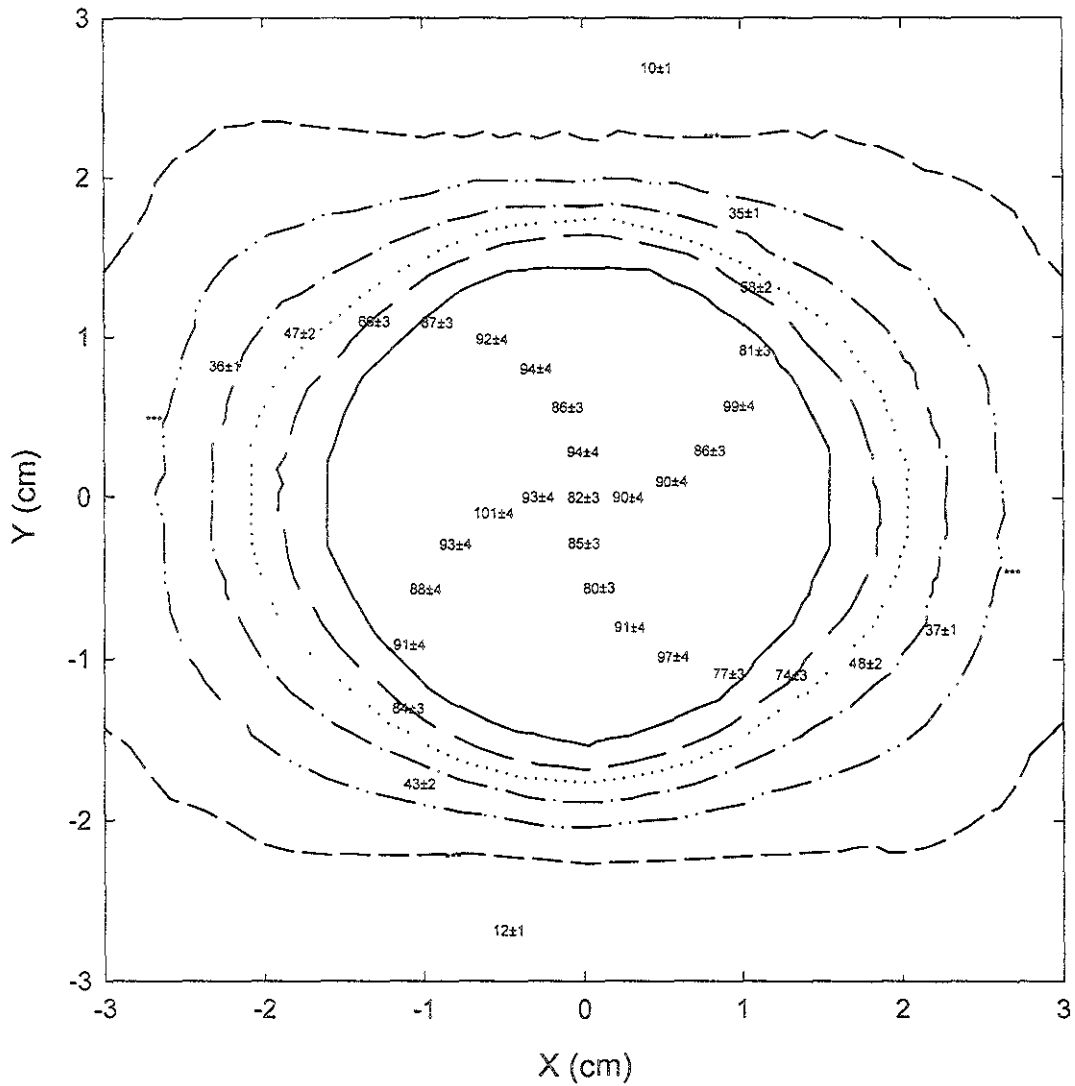
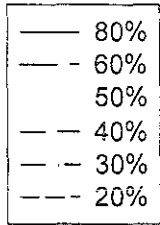


3.24 b) Plano coronal, experimento 1

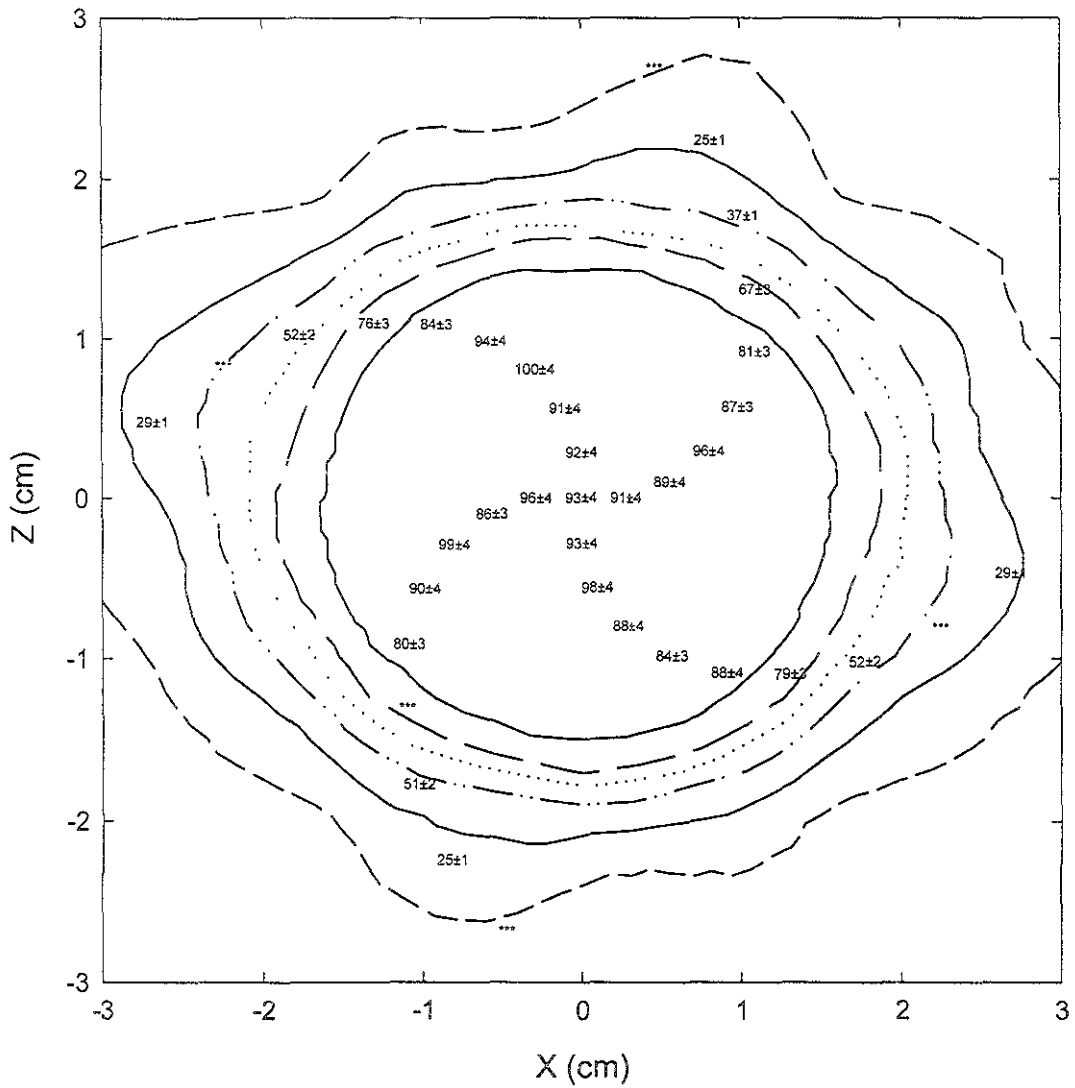
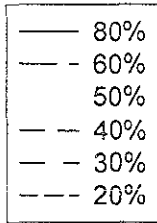


3.24 c) Plano sagital, experimento 1

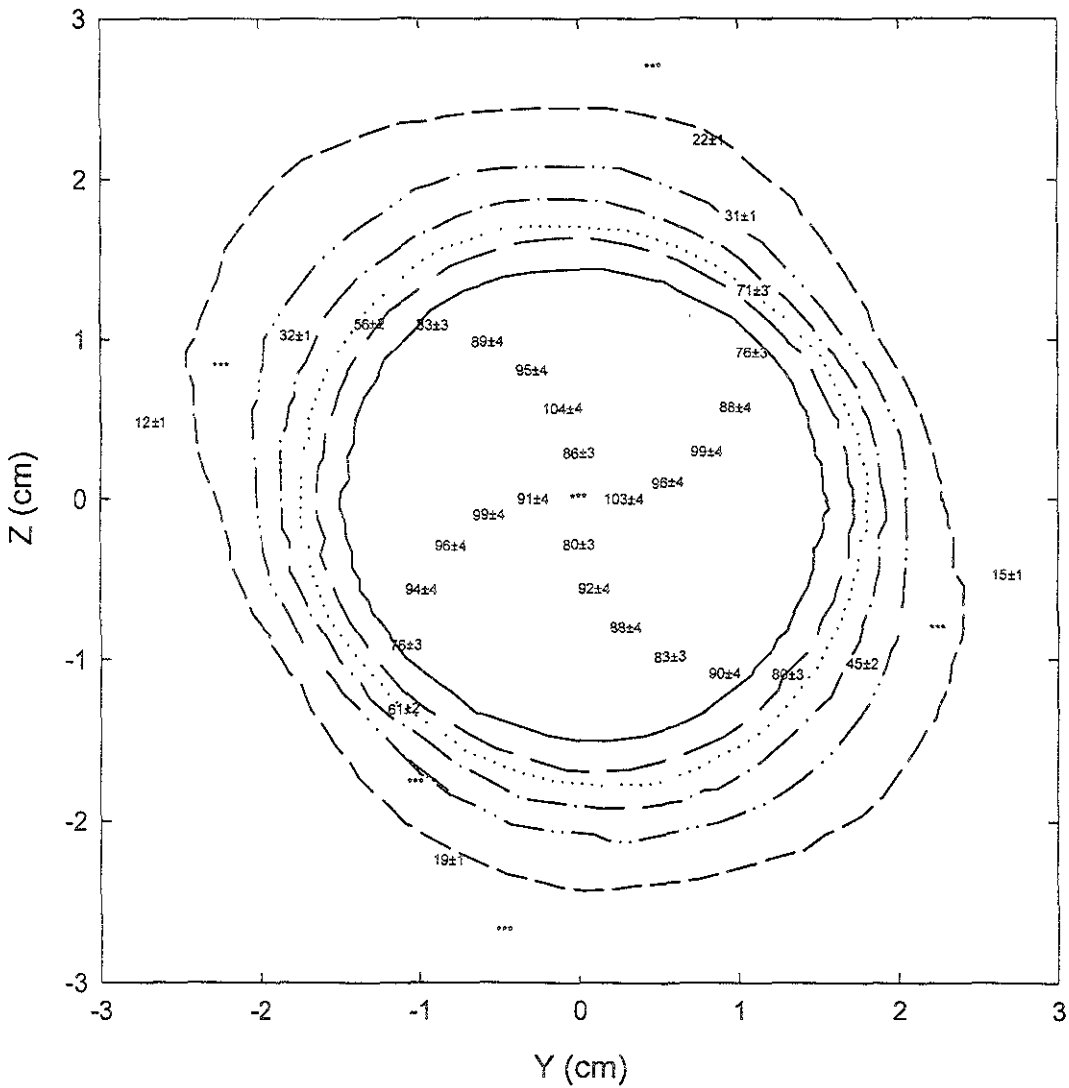
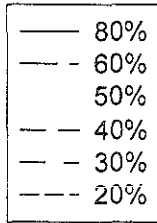
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
 INSTITUTO DE FÍSICA



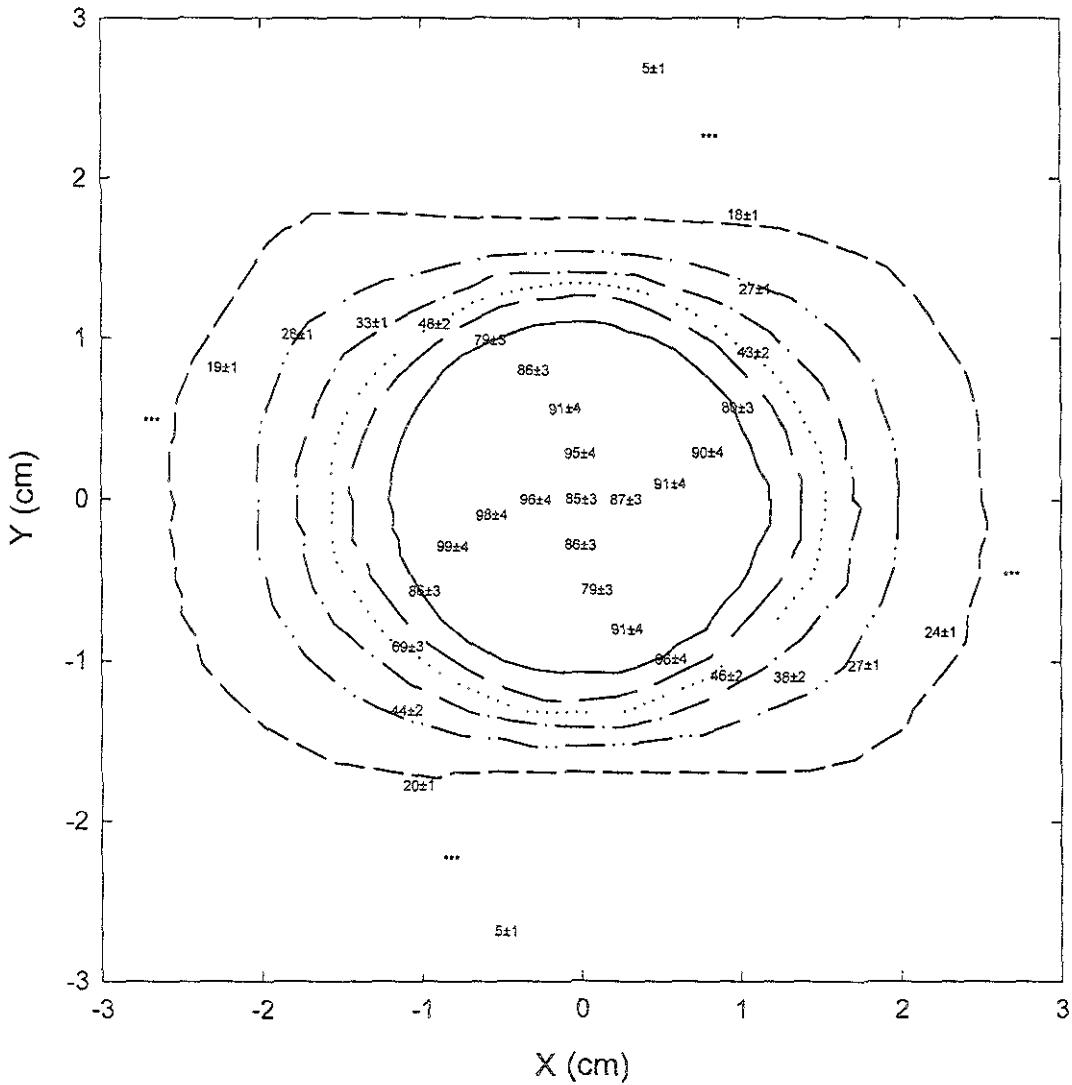
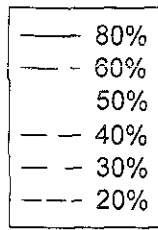
3.24 d) Plano axial, experimento 2



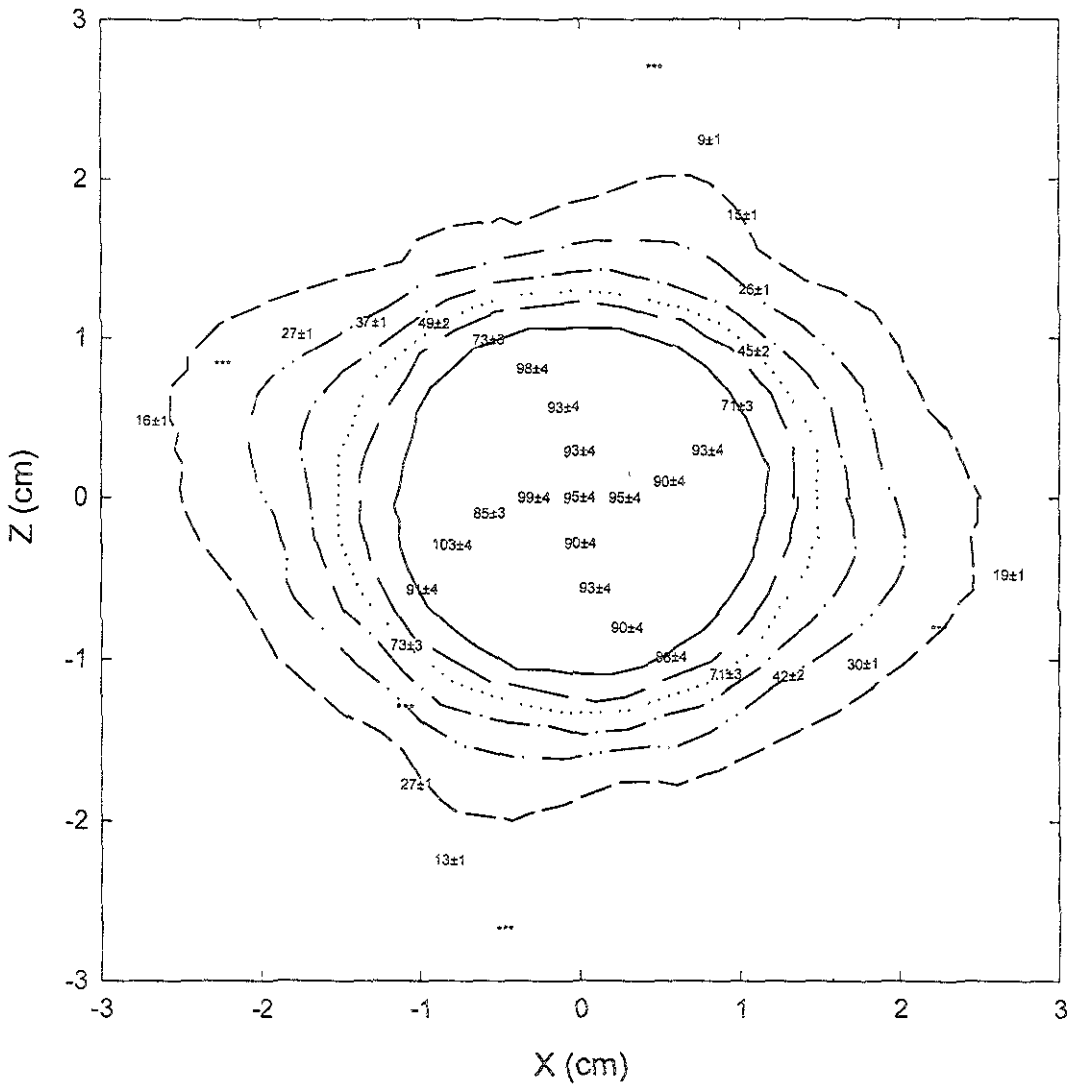
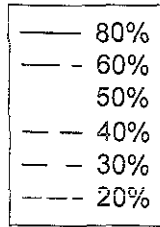
3.24 e) Plano coronal, experimento 2



3.24 f) Plano sagital, experimento 2



3.24 g Plano axial, experimento 3



3.24 h) Plano coronal, experimento 3

CAPÍTULO 4

DISCUSIÓN DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES

La Radiocirugía Estereotáctica (RCE) basada en un acelerador lineal de electrones (linac), es una técnica que utiliza la más avanzada tecnología en “simulación virtual” y combina el uso de haces pequeños de rayos X y dispositivos para localizar, de manera estereotáctica, lesiones intracraneales (benignas o malignas) para destruirlas depositándoles una alta dosis de radiación en una sola sesión. La implementación de este tipo de tratamientos en cualquier institución hospitalaria requiere de un riguroso control de calidad para asegurar el uso óptimo de las radiaciones ionizantes en aplicaciones médicas. Dado lo anterior, se deben realizar mediciones experimentales de alta precisión para verificar que la dosis entregada al volumen blanco en un tratamiento de RCE y los procedimientos de localización y planificación del tratamiento se están llevando de forma adecuada.

En este trabajo se desarrolló un protocolo para determinar la dosis y su distribución espacial en tratamientos de RCE utilizando un maniquí esférico de 16 cm de diámetro fabricado de un material equivalente a tejido. Se utilizaron dos tipos de dosímetros, termoluminiscentes, TLD-100, y de tinte radiocrómico, MD-55-2.

Con los dosímetros termoluminiscentes TLD-100 se pueden realizar medidas experimentales de alta precisión en un intervalo amplio de dosis. La mayor desventaja de este tipo de dosímetros en áreas como la RCE es su pobre resolución espacial. Con las películas de tinte radiocrómico, en cambio, se consigue una alta resolución espacial, pero su precisión para determinar dosis bajas es muy limitada. La combinación del uso de ambos tipos de dosímetros permitió, aprovechando las ventajas que cada uno de ellos ofrecía, evaluar de la manera más precisa y completa posible la confiabilidad de los cálculos del Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT).

A continuación se discute en detalle los resultados del protocolo implementado para determinar distribuciones espaciales de dosis en RCE presentados en el capítulo anterior.

4.1 Determinación del volumen blanco.

En este estudio se simuló una lesión esférica de 2 cm de diámetro, lo cual corresponde a un volumen blanco real de 4.19 cm^3 . Sin embargo, cuando se hizo la reconstrucción de la imagen del maniquí y se delimitó la lesión a tratar —lo cual se hace de manera manual en el SPT— se obtuvo un volumen blanco promedio de $5.16 \pm 0.03 \text{ cm}^3$ (ver tabla 3.6), el cual corresponde a una lesión con un diámetro de 2.14 cm. Así, podemos decir que un error de 0.7 mm en la delimitación del radio de la lesión a tratar, introduce un error del 23% en el volumen blanco a irradiar, lo cual significa que, en caso de que se tratara de una lesión en un paciente, se estaría irradiando una cantidad considerable de tejido sano. Debido a lo anterior, se debe tener especial cuidado en definir de manera correcta la lesión a tratar, sobre todo en lesiones de forma irregular donde se requiere de un gran pulso — como el de los neurocirujanos — para delimitarlas adecuadamente en el SPT.

4.2 Comparación cuantitativa entre los perfiles angulares de las curvas de isodosis: Medidas experimentales con PTR vs cálculos del SPT.

Existen varios trabajos en la literatura especializada en los que han reportado diferencias entre medidas experimentales y cálculos de perfiles y/o distribuciones espaciales de dosis en radiocirugía usando PTR.

Uno de ellos (Ramani *et al* 1994) en el que se utilizó un maniquí muy similar al utilizado en este trabajo (esférico de 16 cm de diámetro, fabricado en acrílico), y el mismo tipo de películas, reportó diferencias de $\pm 0.1 \text{ cm}$ para las curvas de isodosis tanto del 90% como del 50%, $\pm 0.3 \text{ cm}$ para la curva del 20% y $\pm 0.5 \text{ cm}$ para la curva del 10%. Ramani y colaboradores simularon una lesión de 2 cm de diámetro y la dosis prescrita al isocentro fue de 50 Gy (100%). La respuesta de la película la obtuvieron utilizando un densitómetro comercial (X-Rite modelo 301) con una fuente de luz que emite a $\lambda = 530 \text{ nm}$.

McLaughlin *et al* (1994) obtuvieron una buena concordancia entre la comparación de los perfiles de dosis medidos con la película de tinte radiocrómico DM-1260 y los calculados por el SPT, usando un Gamma Knife (GK). Reportaron una diferencia máxima

de 0.28 cm al nivel del 30% de la dosis total (D30) para el colimador de 18 mm de diámetro. Las mediciones experimentales las hicieron usando un maniquí esférico de poliestireno de 16 cm de diámetro. La dosis prescrita, al centro de la esfera, fue de 150 Gy (100%) y para obtener la respuesta de las películas utilizaron un microdensitómetro de barrido comercial (LKB Pharmacia modelo 222-020TM) con luz proveniente de un láser de He-Ne ($\lambda = 633 \text{ nm}$).

En un trabajo más reciente, Somigliana *et al* (1999) utilizaron la película GafChromic MD-55 para hacer dosimetría en RC usando las técnicas de GK y linac, reportando una discrepancia máxima de 0.1 cm en los perfiles de dosis al nivel del 20% de la dosis total (D20) para el GK (colimador de 18 mm), y el mismo valor para los niveles del 50% y 20% en el linac (colimador de 24 mm de diámetro). Para hacer las mediciones experimentales usaron un maniquí esférico de poliestireno de 16 cm de diámetro. La dosis prescrita, al centro de la esfera, fue de 30 Gy (100%) y para obtener la respuesta de las películas utilizaron un densitómetro de barrido comercial modificado (Scanditronix modelo RFA300), cambiando la fuente de luz original por un diodo láser que emite luz con una longitud de onda de $670 \pm 10 \text{ nm}$.

Como podemos ver, en estos trabajos se han depositado a las películas dosis mayores a las normalmente prescritas en tratamientos de radiocirugía (típicamente de 10 a 20 Gy), con el fin de obtener en las películas irradiadas una mayor densidad óptica. Esto es debido a que la densidad óptica de las películas es proporcional a la dosis impartida, lo cual tiene una aparente correlación con la precisión de la película MD-55 (Zhu *et al* 1997).

Los resultados obtenidos en el presente trabajo con la película GafChromic MD-55-2, depositando una dosis al isocentro de 20 Gy (100%) y usando un escáner comercial de reflexión de cama plana asociado a una PC para obtener la respuesta de las películas, muestran un buen acuerdo con los cálculos del SPT para curvas de isodosis altas, con diferencias promedio de 0.1 cm para las curvas del 80% y 60%. Las mayores discrepancias se obtuvieron en las curvas de isodosis bajas, con diferencias promedio de 0.153 cm, 0.201 cm y 0.259 cm para las curvas de isodosis del 50, 40 y 30%, respectivamente. Estos

resultados están en buen acuerdo con los reportados en la literatura por otros autores, sin tomar en cuenta que en este estudio la dosis prescrita fue más baja (por lo que es una simulación real de un tratamiento de RC) y se utilizó un método de lectura menos sofisticado que puede estar al alcance de cualquier centro hospitalario para hacer este tipo de mediciones, las cuales forman parte de un Programa de Garantía de Calidad (PGC).

De todos los resultados mencionados (incluyendo los de este trabajo) 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.

Es interesante también mencionar que la resolución espacial a lo largo del eje axial utilizada para la adquisición de las imágenes de CT del maniquí (ver tabla 3.5), no tuvo una influencia importante en los resultados producidos por el SPT, probablemente debido a la simplicidad de la geometría de la lesión que se simuló, la cual era esférica. Esto no necesariamente es cierto cuando las lesiones son de geometría irregular.

4.3 Comparación entre las curvas de isodosis calculadas por el SPT vs medidas experimentales con DTL.

Los dosímetros de estado sólido, como los DTL y los diodos, son regularmente utilizados de manera complementaria como un “estándar de oro” cuando se hacen estudios dosimétricos con PTR, ya que éstos tienen la ventaja de poseer una mayor precisión y un intervalo de dosis útil más amplio. Si bien es cierto que no se puede obtener con ellos una distribución espacial de dosis de manera precisa debido a su pobre resolución espacial, si pueden utilizarse para hacer verificaciones de éstas. Su gran utilidad reside en el potencial que tienen para evaluar dosis bajas, que es donde las PTR muestran las mayores discordancias con respecto al SPT. Ertl *et al* (1996, 1997, 1998) han publicado varios trabajos de estudios dosimétricos en radiocirugía, en los cuales han utilizado dosímetros TLD-100 con dimensiones de $7 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ para hacer determinaciones de dosis, así como para verificar distribuciones espaciales de dosis en un Gamma Knife. Los resultados que

han reportando muestran una buena concordancia entre las mediciones experimentales y los cálculos hechos por el SPT, inclusive para curvas de isodosis bajas.

Las gráficas 3.24.a) a 2.24 i) muestran la comparación entre las curvas de isodosis calculadas con el SPT y los resultados obtenidos con los dosímetros TLD-100 de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$. Estas dosis, representadas también como porcentajes, muestran un buen acuerdo con respecto a los cálculos del SPT para todos los niveles de dosis. Las diferencias que pueden observarse pueden atribuirse a que las dosis medidas corresponden a dosis promedio impartida sobre todo el volumen del dosímetro.

El hecho de que los DTL se ajusten mejor a las curvas de isodosis bajas indica que el Sistema de Planificación de Tratamientos BrainLab está produciendo correctamente las curvas de isodosis. También muestra que el método de lectura de las PTR utilizado en este trabajo no es lo suficientemente sensible para determinar de manera precisa dosis bajas.

4.4 Conclusiones.

Los objetivos de esta tesis eran desarrollar una metodología experimental que nos permitiera implementar el uso de películas de tinte radiocrómico (GafChromic MC-55-2) y de dosímetros termoluminiscentes (LiF:Mg,Ti, con dimensiones de $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$) para determinar la dosis y su distribución espacial en tratamientos de radiocirugía y comparar los resultados con aquellos proporcionados por el sistema de planificación de tratamientos.

Esta metodología se pudo implementar debido a una colaboración entre el Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México, IFUNAM, y el Instituto Nacional de Cancerología, INCAN. Todas las medidas se llevaron a cabo en un linac (Varian, Clinac 600C) con rayos X de 6 MV, y las comparaciones se hicieron con respecto a los cálculos producidos por el Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT) BrainLab.

La calibración de los dosímetros requirió de la fabricación de un maniquí el cual permitió la irradiación simultánea de dosímetros termoluminiscentes, películas de tinte radiocrómico y una cámara de ionización. Dicha calibración se llevó a cabo en el mismo

acelerador en que se hicieron las simulaciones de los tratamientos de RCE, con rayos X de 6 MV, usando intervalos de dosis entre 3 y 25 Gy para las PTR y de 1 a 25 Gy para los DTL. Las dosis mayores a 10 Gy se depositaron en forma fraccionada con el fin de no saturar la lectura del electrómetro (PTW UNIDOS) asociado a la cámara de ionización (PTW 31002) que se utilizó para verificar la dosis depositada a las PTR y a los DTL.

Para calcular la dosis a partir de la lectura del electrómetro asociado a la cámara de ionización se aplicó el formalismo del protocolo de calibración TG-21 (AAPM 1983) utilizando los valores para W/e , A_{wall} y cocientes de poderes de frenado recomendados por Andreo *et al.* (1986). La diferencia promedio entre la dosis calculada a partir de la unidades monitor del linac y la medida con la cámara de ionización fue de 1.38%, la cual se considera aceptable.

La simulación de un tratamiento de radiocirugía implicó la fabricación de un maniquí esférico de acrílico de 16 cm de diámetro con una lesión también esférica de 2 cm de diámetro. La geometría interna del maniquí se hizo lo más versátil posible para poder utilizar simultáneamente los dos tipos de dosímetros. La dosis prescrita al isocentro fue de 20 Gy (100%). Se realizaron medidas en los planos axial, coronal y sagital.

Las películas de tinte radiocrómico permitieron la determinación de curvas de isodosis a diferentes niveles representados por 80%, 60%, 50%, 40% y 30%. Los resultados experimentales se compararon con aquellos calculados por el SPT encontrándose que el mejor acuerdo entre las curvas de isodosis medidas y calculadas fue para las curvas de isodosis altas, cuya diferencia promedio, en distancia radial desde el isocentro, fue de 0.069 cm para las curvas del 80% y 0.104 cm para las curvas del 60%. Para las curvas de isodosis del 50%, 40% y 30%, las diferencias promedio fueron de 0.153 cm, 0.201 cm y 0.259 cm, respectivamente.

Con los DTL se encontró una buena concordancia entre las medidas experimentales y los cálculos del SPT, inclusive para las curvas de isodosis bajas. Aunque con estos dosímetros no fue posible obtener una distribución espacial de la dosis, éstos fueron de gran

utilidad para verificar las dosis bajas, que es justamente donde las películas presentan las mayores discrepancias con respecto a los valores calculados por el SPT.

Si bien es cierto que la precisión del método de lectura de las PTR utilizado en este trabajo no es del todo buena para determinar dosis bajas, dada la facilidad de disponer de un escáner como el utilizado en este estudio, éste es un método de fácil implementación en los centros hospitalarios en los que se esté llevando a cabo un Programa de Garantía de Calidad en RCE. Alternativamente, cuando los recursos financieros no son tan limitados, se puede realizar la lectura de las películas con un escáner de transmisión usando digitalización a color a 36 bits/píxel (Rodríguez-Villafuerte *et al* 2001). Este método de lectura ha mostrado tener una mayor precisión y sensibilidad sobre el método de lectura con un escáner convencional de reflexión de cama plana, inclusive para dosis bajas.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo indican que los equipos y procedimientos utilizados por el Instituto Nacional de Cancerología para suministrar tratamientos de Radiocirugía Estereotáctica basada en un linac, son adecuados.

4.5 Trabajo a futuro.

1. Simular lesiones de forma irregular de tal manera que la planificación del tratamiento requiera isocentros múltiples. Esto permitiría verificar si el SPT funciona satisfactoriamente para tratamientos más complicados comparados con el simulado en este trabajo. También se podrían simular estructuras críticas (radiosensibles) cerca de la lesión a tratar para verificar que la dosis que éstas reciben no rebase lo estipulado en la planificación del tratamiento.
2. Hacer un estudio sobre la reproducibilidad y precisión de los microcubos TLD-100, que conduzca al desarrollo de un protocolo para optimizar su uso y mejorar la precisión de las medidas obtenidas en este tipo de aplicaciones.
3. Desarrollar un protocolo específico para el análisis de las películas de tinte radiocrómico con un escáner de transmisión con capacidad de 36 bits por píxel –a color- que permita la mejor determinación de dosis bajas.

APÉNDICE A

INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

A.1. Ionización y excitación.

La absorción de energía debido al paso de la radiación ionizante por un material puede producir excitación o ionización. El aumentar la energía de un electrón en un átomo o molécula, sin sacarlo de su órbita, se conoce como *excitación*. Si la radiación tiene suficiente energía para sacar al electrón de su órbita, entonces este electrón de carga negativa deja al átomo con carga neta positiva. A este fenómeno se le conoce como *ionización*. Así, cuando una cantidad suficiente de energía es utilizada para sacar a un electrón orbital del campo eléctrico del núcleo, se dice que el átomo está ionizado, y que el electrón negativo junto con lo que queda del átomo cargado positivamente, constituyen un par de iones. El electrón liberado, en este caso, es el ion negativo, y el átomo residual, el ion positivo. En algunos casos, un electrón puede ser atrapado por un átomo eléctricamente neutro, adquiriendo una carga neta negativa y convirtiéndose así en un ion negativo.

A.2. Radiación directamente e indirectamente ionizante.

La radiación ionizante puede clasificarse según ionice directa o indirectamente. Todas las partículas cargadas ionizan directamente; esto significa que, siempre y cuando posean la energía cinética suficiente, pueden, a su paso a través del material absorbente, alterar directamente la estructura del átomo y producir cambios químicos y biológicos. En cambio, las partículas que carecen de carga tales como los fotones (rayos X y rayos gamma) y los neutrones, ionizan indirectamente. Éstas no producen cambios químicos y biológicos por sí mismas, sino que, primero transfieren su energía a las partículas cargadas del material a través del cual van pasando, las cuales adquieren energía cinética, y éstas a su vez, son las que depositan su energía en la materia por medio del proceso ya mencionado para partículas cargadas.

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética y generalmente son producidos acelerando electrones y haciéndolos incidir en materiales de número atómico alto, produciéndose así rayos X de frenado (Bremsstrahlung). Históricamente, en las primeras

décadas después del descubrimiento de los rayos X, la energía de los rayos X que se podían producir era menor que la de los rayos γ , pero con el avance de la tecnología, actualmente se pueden producir haces de rayos X con energías muchas veces mayores que las de los rayos γ , los cuales son producto de un decaimiento radiactivo nuclear.

A.3. Coeficiente lineal de atenuación y atenuación exponencial.

A diferencia de la radiación corpuscular, la cual tiene un alcance finito en la materia, y por ende puede ser absorbida por completo en un material, la radiación electromagnética no puede ser absorbida completamente sino que sólo disminuye su intensidad al aumentar el espesor del material absorbedor. Por ejemplo, supongamos una geometría de haz angosto¹ de fotones como la que se muestra en la figura A.1.

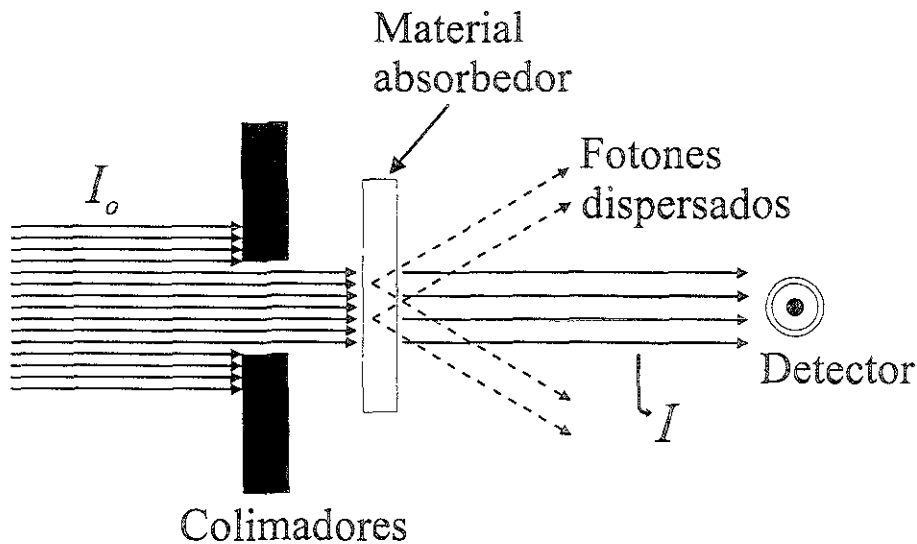


Figura A.1. Geometría de haz angosto para medir la atenuación de un haz de fotones.

Bajo estas condiciones, si el haz de fotones incidentes tiene una intensidad I_0 y si el material absorbedor tiene un espesor dado por x , la intensidad de fotones I que atravesarán el material absorbedor, sin interactuar en éste, se puede expresar matemáticamente como:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{A.1}$$

¹Una geometría de haz angosto se obtiene fijando el detector a una distancia del material absorbedor tal que sólo los fotones primarios que lo atraviesan, sin interactuar en él, son medidos por el detector (i.e. sin contar los fotones dispersados).

donde μ es el *coeficiente lineal de atenuación*, el cual está dado en función del tipo de material absorbedor y de la energía del haz de fotones incidente, y cuya unidad de medida es cm^{-1} .

La atenuación de fotones en el material absorbedor es causada por diferentes tipos de interacción, que en el caso de los haces de fotones dentro del intervalo de energías que se utilizan en radioterapia son tres principalmente: *efecto fotoeléctrico*, *efecto Compton* y *producción de pares*. Siendo así, el coeficiente lineal de atenuación está dado por la suma de las contribuciones de cada uno de los tipos de interacción mencionados, es decir:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad \text{A.2}$$

donde τ , σ y κ son los coeficientes de atenuación para el efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares, respectivamente.

A.4. Coeficiente másico, electrónico y atómico de atenuación.

La atenuación de un haz de fotones producida por un material de espesor x , dependerá del número de electrones y átomos presentes en éste. Por ejemplo, si un material absorbedor de espesor x fuera comprimido de tal manera que su espesor se redujera a la mitad, seguirá teniendo el mismo número de electrones y átomos, y por consecuencia se obtendrá la misma atenuación de fotones, pero su coeficiente lineal de atenuación (atenuación por unidad de longitud) cambiará al doble. Así, el coeficiente lineal de atenuación depende de la densidad del material absorbedor. En la práctica, lo que se hace para evitar esta dependencia es utilizar un *coeficiente másico de atenuación*, que se obtiene al dividir μ entre la densidad ρ del material absorbedor (μ/ρ), y cuya unidad de medida es cm^2/g . De igual forma, se podría calcular el número de electrones, o el número de átomos, por unidad de área, y expresar el espesor del material absorbedor en unidades de electrones por cm^2 , o átomos por cm^2 . De esta manera se obtendría un *coeficiente electrónico de atenuación* ${}_e\mu$ ($\text{cm}^2/\text{electrón}$), o un *coeficiente atómico de atenuación* ${}_a\mu$ ($\text{cm}^2/\text{átomo}$). Ecuaciones similares a la A.2 se obtienen para μ/ρ , ${}_e\mu$ y ${}_a\mu$.

A.5. Coeficientes de transferencia y absorción de energía.

Consideremos un haz de fotones de energía $h\nu$ que atraviesa un material absorbedor. La fracción de energía de los fotones transferida en forma de energía cinética a las partículas cargadas por unidad de espesor del material absorbedor, está dada por el *coeficiente de transferencia de energía* (μ_{tr}). Este coeficiente se relaciona con μ por medio de la siguiente ecuación:

$$\mu_{tr} = (\bar{E}_{tr} / h\nu) \mu \quad \text{A.3}$$

donde \bar{E}_{tr} es la energía promedio transferida a las partículas cargadas en forma de energía cinética por interacción. De manera análoga se define el *coeficiente de absorción de energía* (μ_{en}), el cual está dado por:

$$\mu_{en} = (\bar{E}_{en} / h\nu) \mu \quad \text{A.4}$$

donde \bar{E}_{en} es la energía promedio absorbida por el material por interacción. El coeficiente de absorción de energía también lo podemos expresar en función del coeficiente de transferencia de energía por medio de la ecuación:

$$\mu_{en} = (1 - g) \mu_{tr} \quad \text{A.5}$$

donde g es la fracción de energía de las partículas cargadas secundarias que se pierde por radiación de frenado (Bremsstrahlung) en el material.

Al igual que para μ , para μ_{tr} y μ_{en} también se pueden obtener coeficientes máscicos (μ_{tr}/ρ , μ_{en}/ρ), electrónicos ($e\mu_{tr}$, $e\mu_{en}$) y atómicos ($a\mu_{tr}$, $a\mu_{en}$) de transferencia y absorción de energía, así como ecuaciones similares a la A.2.

A.6. Interacción de haces de fotones con la materia.

Como se mencionó anteriormente, para los haces de fotones dentro del intervalo de energías que se utilizan en radioterapia, son tres los principales modos de interacción:

A.6.1. Efecto fotoeléctrico.

Un fotón interacciona con un electrón de las órbitas más internas del átomo (K, L, M o N) transfiriéndole toda su energía (véase figura A.2). El electrón sale de su órbita con una energía cinética (T) igual a la energía del fotón incidente ($h\nu$) menos la energía de amarre del electrón (E_b) y la energía de retroceso del átomo (T_a). Matemáticamente, podemos escribir:

$$T = h\nu - E_b - T_a \quad \text{A.6}$$

$$T = h\nu - E_b \quad \text{A.7}$$

La energía de retroceso del átomo (T_a) es muy cercana a cero², justificando así el uso convencional del signo igual en la ecuación A.7, en lugar de un signo de aproximación. El espacio vacante en la órbita, dejado por el electrón puesto en movimiento, es rápidamente ocupado por otro electrón de las órbitas más externas. En este proceso se pueden producir fotones que se conocen como radiación característica (rayos X característicos o de fluorescencia), ya que su energía es igual a la diferencia energética que existe entre las órbitas del electrón expulsado y el electrón que ocupa la vacancia. Esta energía es característica del átomo en cuestión. También existe la posibilidad de la emisión de electrones Auger, los cuales son electrones monoenergéticos producidos por la absorción interna en el átomo de rayos X característicos. El efecto biológico de la radiación característica es de poca importancia. En resumen, el efecto fotoeléctrico:

- Involucra electrones ligados a las capas más internas del átomo.

² $T_a / T = m_0 / M_0$, donde m_0 es la masa en reposo del electrón y M_0 es la masa del átomo en retroceso.

- La probabilidad de que un electrón sea liberado es máxima si el fotón tiene justo la energía suficiente (E_b) para sacar al electrón de su órbita.
- La sección transversal para este efecto varía con la energía de los fotones aproximadamente como $1 / (h\nu)^3$.
- Para materiales de Z alto, μ/ρ y $e\tau$ varían con el número atómico aproximadamente como Z^3 , y más cercanamente como $Z^{3.8}$ para materiales de Z bajo.
- Para materiales de Z bajo $a\tau$ varía como $Z^{4.8}$.
- Para tejidos $\bar{E}_{tr} = \bar{E}_{ab} \approx h\nu$, y los coeficientes de transferencia, absorción y atenuación son aproximadamente iguales.

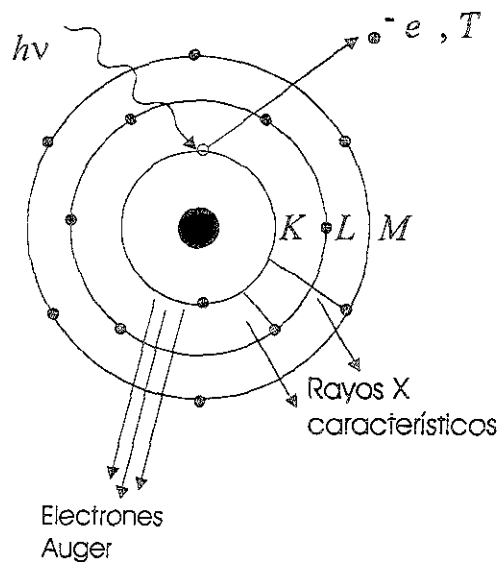


Figura A.2. Ilustración del efecto fotoeléctrico

A.6.2. Efecto Compton.

Un fotón interactúa con un electrón atómico "libre" (con el término libre se quiere dar a entender que su energía de amarre es despreciable comparada con la energía del fotón incidente). En este proceso, el fotón incidente desaparece, transfiriendo parte de su energía al electrón, el cual es expulsado de su órbita, y el resto de la energía es empleada para la creación de un nuevo fotón, el cual es conocido como fotón Compton (véase figura A.3). La fracción de energía que le transfiere el fotón incidente al electrón, en forma de energía cinética (T), está dada por:

$$T = h\nu - h\nu' \quad \text{A.8}$$

donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente y $h\nu'$ es la energía del fotón Compton; la cual se puede obtener por medio de la expresión:

$$h\nu' = h\nu / [1 + \alpha(1 - \cos\theta)] \quad \text{A.9}$$

donde $\alpha = h\nu / m_0c^2$ (m_0 es la masa en reposo del electrón y c es la velocidad de la luz en el vacío) y θ es el ángulo de emisión del fotón Compton. Los electrones puestos en movimiento pueden, a su vez, ionizar otros átomos del material absorbente, romper enlaces químicos e iniciar procesos, que finalmente, producen los daños biológicos. En resumen, el efecto Compton:

- Involucra la interacción entre un fotón y un electrón.
- Es casi independiente del número atómico del medio absorbente.
- Su probabilidad disminuye con el aumento de la energía de los fotones incidentes.
- En cada colisión, parte de la energía del fotón incidente es empleada para la creación de un nuevo fotón y la otra parte es transferida a un electrón. La energía del nuevo fotón y del electrón dependen del ángulo de emisión del fotón Compton, y de la energía del fotón incidente.
- En promedio, la fracción de energía transferida a los electrones por colisión, en forma de energía cinética, aumenta cuando aumenta la energía de los fotones incidentes. Para fotones de baja energía $\sigma_{tr} \ll \sigma$, y para fotones de alta energía $\sigma_{tr} \approx \sigma$.
- En tejido blando, para fotones en el intervalo de 100 keV a 10 MeV, el efecto Compton es mucho más importante comparado con el efecto fotoeléctrico o producción de pares.

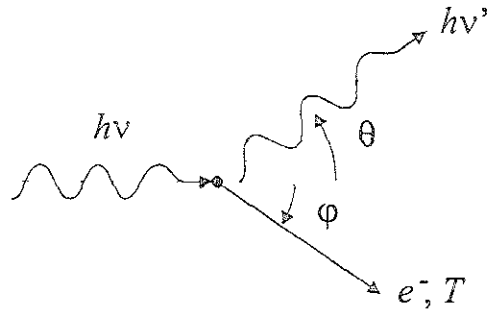


Figura A.3. Representación del efecto Compton.

A.6.3. Producción de pares.

Si la energía del fotón incidente es mayor a 1.022 MeV, éste puede interactuar a través de este proceso. El fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético de un núcleo atómico, cediendo toda su energía en el proceso de creación de un electrón y un positrón (véase figura A.4). Este fenómeno es el ejemplo de un evento en el cual la energía se convierte en masa, tal como lo predijo Einstein en su ecuación $E = mc^2$. Cabe aclarar 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 de 1.022 MeV. Así, podemos decir, que 1.022 MeV es la *energía umbral* para que ocurra este proceso. La ecuación de conservación de energía, despreciando la pequeña cantidad de energía cinética transferida al núcleo, está dada por:

$$h\nu = 2m_0c^2 + T^- + T^+ \quad \text{A.10}$$

$$h\nu = 1.022 \text{ MeV} + T^- + T^+ \quad \text{A.11}$$

donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente, m_0 es la masa en reposo del electrón, c es la velocidad de la luz en el vacío y T^- y T^+ es la energía cinética impartida al electrón y al positrón, respectivamente. Si la energía del fotón es mayor a la del umbral, el exceso de energía se reparte entre las partículas en forma de energía cinética. El electrón y el positrón no necesariamente reciben la misma energía cinética, pero su promedio está dado por:

$$\bar{T}^{\pm} = \frac{h\nu - 1.022 \text{ MeV}}{2}$$

A.12

En resumen, la producción de pares:

- Involucra la interacción entre un fotón y el núcleo atómico.
- El umbral de energía para este proceso es de 1.022 MeV.
- Su probabilidad incrementa rápidamente con el aumento de energía por encima del umbral de energía.
- El coeficiente atómico de atenuación (${}_a\kappa$) varía aproximadamente como Z^2 .
- El coeficiente másico de atenuación (κ/ρ) depende aproximadamente de Z^1 .
- La energía transferida en forma de energía cinética está dada por $h\nu - 1.022 \text{ MeV}$.
- Cuando el positrón se recombina con un electrón del medio se producen dos fotones de aniquilación cada uno de 511 keV.

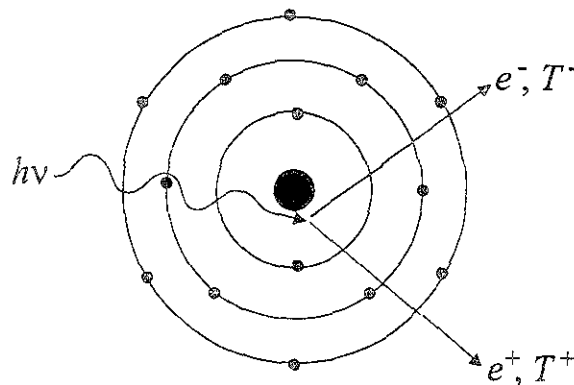


Figura A.4. Ilustración del proceso de producción de pares.

En general, podemos decir que dependiendo de la energía de los fotones incidentes y de la naturaleza (número atómico y composición) del material absorbente, el depósito de energía de las radiaciones ionizantes con energías en el intervalo usadas en el ámbito clínico, se realizará por medio de alguno de los procesos explicados anteriormente. Así pues, la probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico, del efecto Compton y la producción de pares, depende de la energía del fotón incidente ($E = h\nu$) y del número

atómico Z del medio absorbente con el que interacciona la radiación ionizante. La figura A.5 muestra las regiones de Z y $h\nu$ donde predomina cada interacción.

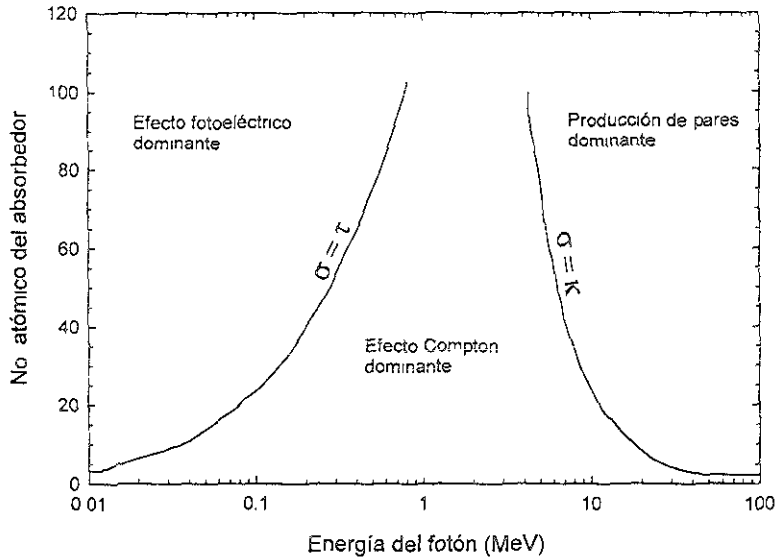


Figura A.5. Importancia relativa de los tres procesos principales de interacción de fotones con la materia. Las curvas representan los valores de Z y E para los cuales los efectos contiguos son igualmente probables.

A.6. Transferencia Lineal de Energía.

La Transferencia Lineal de Energía (*LET*, por sus siglas en inglés), como su nombre lo indica, se refiere a la energía transferida al medio por unidad de longitud, debido a una partícula ionizante que lo atraviesa, y se define por medio de la ecuación:

$$LET = \frac{dE_L}{dl} \quad A.13$$

donde dE_L es la energía promedio impartida localmente al medio absorbente por una partícula cargada, de energía específica, que lo atraviesa una distancia dl . El término “impartida localmente” se refiere a la energía impartida dentro de un volumen limitado del medio absorbente.

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 Police Statement, *The Roles, Responsibilities, and Status of the Clinical Medical Physicist*, 1985 Presidential Ad Hoc Committee, McCullough E.C., Bjarngaard H.E., and Deye J.A., (1985).
- AAPM Task Group 42, Report No. 54, *Stereotactic Radiosurgery*, American Institute of Physics, N.Y. (1995).
- Andreo P., Nahum A., and Brahme A., *Chamber-dependent Wall Correction Factors in Dosimetry*, Phys. Med. Biol. **31** (1986) 1189-1199.
- Attix F.H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, U.S.A. (1986).
- Bragg W.H., *Consequences of the Corpuscular Hypothesis of the Gamma and X Rays, and the Range of the Beta Rays*, Phil. Mag. **20** (1910) 385.
- BrainLab AG, *BrainLAB Manual REV. 4.0*, Heimstetten, Germany (1999).
- Buenfil-Burgos A.E., *Manual de Procedimientos de Trabajo del Laboratorio de Dosimetría de la Radiación*, Depto. de Física Experimental, Instituto de Física, UNAM, Junio de 1996.
- Burlin T.E., *A General Theory of Cavity Ionization*, Brit. J. Radiol. **39** (1966) 727.
- Burlin T.E., *Cavity Chamber Theory*, Radiation Dosimetry Vol. I (Attix F.H. and Roesch W.C., eds.), Chapter 8, Academic Press, N.Y. (1968).
- Cameron J.R., Daniels F., Johnson N.M., and Kenney G., Science **134** (1961) 333.
- Cameron J.R., Zimmerman D., Kenney G., Buch R., Bland R., and Grant R., Health Phys. **10**(1964) 25.
- Colombo F., Francescon P., Cora S., Cavedon C., Terrin G., *A Simple Method to Verify In-vivo the Accuracy of Target Coordinates in Linear Accelerator Radiosurgery*, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. **41** (1998) 951-954.
- Daniels F., Boyd C.A. and Saunders D.F., (Abstract) Science **109** (1949) 440.
- Ertl A., Hartl R., Zehetmayer M., Kitz K., and Griffitt W. *TLD Array for Precise Dose Measurements in Stereotactic Radiation Techniques*, Phys. Med. Biol. **41** (1996) 2679-2686.
- Ertl A., Zehetmayer M., Schöggel A., Kindl P., and Hartl R., *Dosimetry Studies with TLD's for Stereotactic Radiation Techniques for Intraocular Tumors*, Phys. Med. Biol. **42** (1997) 2137-2145.
- Ertl A., Zehetmayer M., Schöggel A., Kitz K., Koschush R., Stadtmann H., and Kindl P., *Shuttle Dose at the Vienna Leksell Gamma Knife*, Phys. Med. Biol. **43** (1998) 1567-1578.
- Fabrikant J.I., Lyman J.T., Hosobuchi Y., *Stereotactic Heavy-ion Bragg-peak Radiosurgery for Intracranial Vascular Disorders: Method for Treatment of Deep Arteriovenous Malformations*, Brit. J. Radio. **57** (1984) 479-490.
- Falco T., Lachaine M., Poffenbarger B., Podgorsak E.B., Fallone B.G., *Setup Verification in Linac-based Radiosurgery*, Med. Phys., **26** (1999) 1972-1978.

- Friedman W.A., Buatti J.M., Bova F.J., and Mendenhall W.M., *Linac Radiosurgery, A Practical Guide*, Springer, N.Y. (1998).
- Gamboa-deBuen I., *Medida de la Respuesta Termoluminiscente (Eficiencia y Supralinealidad) de LiF:Mg,Ti Expuesto a Radiación Altamente Ionizante*, Tesis Doctoral en Ciencias (Física), UNAM, (1996).
- Gray L.H., *Absorption of Penetrating Radiation*, Proc. Roy. Soc. (London) A122 (1929) 647.
- Gray L.H., *Ionization Method for the Absolute Measurement of Gamma-ray Energy*, Proc. Roy. Soc. (London) A156 (1936) 578.
- Hall E., *Radiobiology for the Radiologist*, Philadelphia: J.B. Lippincott Company, (1994).
- Hartmann G.H. (Editor) *Quality Assurance Program on Stereotactic Radiosurgery: Report from a Quality Assurance Task Group*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg (1995).
- Heydarian M., Hoban P.W., and Beddoe A.H., *A Comparison of Dosimetry Techniques in Stereotactic Radiosurgery*, Phys. Med. Biol. 44 (1996) 93-110.
- Huq M.S., and Nath R., *Comparison of IAEA 1987 and AAPM 1983 Protocols for Dosimetry Calibration of Radiotherapy Beams*, Med. Phys. 18 (1991) 26-35.
- Huq M.S., Agostinelli A.G., and Nath R., *Calibration of High-energy and Electron Beams for Radiotherapy Using AAPM 1983 and IAEA 1987 Dosimetry Protocols*, Med. Phys. 20 (1993) 293-298.
- IAEA (International Atomic Energy Agency), *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*, Technical Reports Series No. 277, Vienna (1997).
- 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).
- Johns H.E., and Cunningham J.R., *The Physics of Radiology (4th Edition)*, Charles C Thomas Publisher, U.S.A. (1983).
- Khan F.M., *The Physics of Radiation Therapy (2nd Edition)*, Williams & Wilkins, U.S.A. (1994) p. 177.
- Klassen N.V., van der Zwan L., and Cygler J., *GafChromic MD-55: Investigated as a Precision Dosimeter*, Med. Phys. 24 (1997) 1924-1934.
- Larsson B., Leksell L., Rexed B., *The Use of High Energy Protons for External Surgery in Man*, Acta Chir. Scand., 125 (1963) 1-7.
- Larsson B., Linde K., Sarby B., *Irradiation of Small Structures Through the Intact Skull*, Acta Radiol., Ther. Phys. Biol., 13 (1974) 512.
- Leksell L., *The Stereotactic Method and Radiosurgery of the Brain*, Acta Chir. Scand. 108 (1951) 316-319.
- Leksell L., Larsson B., Abderson B., *Lesions of the Depth of the Brain Produced by High Energy Protons*, Acta Radiol. 54 (1960) 251-264.

- Lutz W., *Stereotactic Radiosurgery*, Editors Alexander III E., Loeffler J.S., and Lunsford L.D., McGraw-Hill, Inc., U.S.A. (1993).
- McLaughlin W.L. and Chalkley L., *Photo. Sci. Eng.* **9** (1965) 159.
- McLaughlin W.L., *Films, Dyes, and Photographic Systems*, in *Manual on Radiation Dosimetry*, Editor Holm and Berry, Marcel Dekker, Inc., N.Y. (1970).
- McLaughlin W. L., Soares C. G., Sayeg J. A., McCullough E. C., Kline R. W., Wu A., and Maitz A. H. *The Use of a Radiochromic Detector for the Determination of Stereotactic Radiosurgery Dose Characteristics*, *Med. Phys.* **21** (1994) 379-388.
- McLaughlin W.L., Pulh J.M., Al-Sheikhli M., Christou C.A., Miller A., Kovács A., Wojnarovits L., and Lewis D.F., *Novel Radiochromic Films for Clinical Dosimetry*, 11th International Conference on Solid State Dosimetry, Budapest, Hungary, July 10th – 14th (1995).
- Niroomand-Rad A., Blackwell C.R., Coursey B.M. et al, *Radiochromic Film Dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55*, *Med. Phys.* **25** (1998) 2063-2115.
- Podgorsak E.B., Oliver A., Pla M., Lefebvre P.Y., Hazei J., *Dynamic Stereotactic Radiosurgery*, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* **14** (1988) 115-126.
- Poffenbarger B.A., and Podgorsak E.B., *Viability of an Isocentric Cobalt-60 Teletherapy Unit for Stereotactic Radiosurgery*, *Med. Phys.* **25** (1998) 1935-1943.
- Ramani 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.
- Randall J.T., and Wilkins M.H.F., *Phosphorescence and Electron Traps*, *Proc. Roy. Soc. A***184** (1945) 366.
- Reinstein L.E. Gluckman G.R., and Meek A.G., *A Rapid Colour Stabilization Technique for Radiochromic Film Dosimetry*, *Phy. Med. Biol.* **43** (1998) 2703-2708.
- Rice R. K., Hansen J. L., Svensson G. K., and Siddon R. L. *Measurements of Dose Distributions in Small Beams of 6 MV X-Rays*, *Phys. Med. Biol.* **32** (1987) 1087-1099.
- Rodríguez-Villafuerte M., Martínez-Dávalos A., Díaz-Perches R., Arzamendi-Pérez S., *Radiochromic Dye Film Studies for Brachytherapy Applications*, enviado a *Radiat. Prot. Dosim.* 2001.
- Ruiz C., Buenfil A.E., Gamboa-deBuen I., Rodríguez-Villafuerte M., Avilés P., Olvera C., and Brandan M.E., *A Novel Method to Use Radiochromic Dye Films to Determine Dose Under Proton Irradiation*, *AIP Conference Proceedings*, Vol. 440 (1998) 24-28.
- Schulz R.J., and Nath R., *On the Constancy in Composition of Polystyrene and Polymethylmethacrylate Plastics*, *Med. Phys.* **6** (1979) 153-156.
- Serago C. F., Houdek P. V., Hartmann G. H., Saini D. S., Serago M. E., and Kaydee A. *Tissue Maximum Ratios (and Others Parameters) of Small Circular 4, 6, 10, 15 y 24 MV X-Rays Beams for Radiosurgery*, *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 1943-1956.
- Sixel K.E., and Podgorsak E.B., *Buildup Region of X-ray Beams in Radiosurgery*, *Med. Phys.* **20** (1993) 761-764.
- Somigliana A., Cattaneo G. M., Fiorino C., Borelli S., Del Vecchio A., Zonca G., Pignoli E., Loi G., Calandrino R., and Marchesini R. *Dosimetry of Gamma Knife and Linac-based Radiosurgery Using Radiochromic and Diode Detectors*, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 887-897.

Spencer L.V., and Attix F.H., *A Theory of Cavity Ionization*, Rad. Res. 3 (1955) 239.

Stevens M.A., Turner J.R., Hugtenburg R.P., *High Resolution Dosimetry Using Radiochromic Film and a Document Scanner*, Phys. Med. Biol., 41 (1996) 2357-2365.

Williams J.R., and Thwaites D.I., *Radiotherapy Physics in Practice*, Oxford University Press, Hong Kong, (1993) p. 233.

Wilson R.R., *Radiological Use of Fast Protons*, Radiology 40 (1946) 487.

Wu A., Lindner 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. Radiation Oncology Biol. Phys. 14 (1990) 115-126.

Zárate-Morales A., *Medición de la Radiación y en el D.F. Utilizando Dosímetros Termoluminiscentes*, Tesis de Maestría en Ciencias (Física), Facultad de Ciencias, UNAM (1994).

Zhu Y., Kirov A.S., Meigooni A.S., and Williamson J.F., *Quantitative Evaluation of Radiochromic Film Response for Two-dimensional Dosimetry*, Med. Phys. 24 (1997) 223-231.

APÉNDICE B

HOJAS DE PLANIFICACIÓN DE LA SIMULACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA

SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS:

BRAINLAB

IRRADIATION PLAN
Circular Arc Module

PATIENT: S.R UNAM CASE#004

PAGE 1 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (28-DEC-00)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:14:27

ISOCENTERS (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Dose/ Degree	Prescr. Dose	Calc. Dose
1	Lesion	-8.25	4.50	31.26	5.29	20.00	20.00

TREATMENT PARAMETERS (IEC Linac Convention)

Isoc Num.	Arc Num	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Isoc Dose	Depth Equi. (mm)	Aver. TMR	MU/ Deg.	Monitor Units
1	1	25.0	38°	30°	130°	4.00	81.1	0.759	5.53	553
	2	25.0	10°	30°	130°	4.00	83.9	0.752	5.58	558
	3	25.0	350°	230°	330°	4.00	82.4	0.758	5.53	553
	4	25.0	310°	230°	330°	4.00	81.4	0.758	5.54	554
	5	25.0	270°	230°	330°	4.00	82.6	0.754	5.57	557

PATIENT: S.R UNAM CASE#004

PAGE 2 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (28-DEC-00)

Last change date : 24-JUL-01

Last change time : 08:14:27

DOSIMETRY SPECIFICATIONS

Prescribed treatment dose (=100%) : 20.00 Gy
 Tissue inhomogeneity correction : Off
 Average dose per degree : 0.053 Gy
 Nominal output : 1.000 Gy / 100MU
 Field size by moveable jaws : 4 x 4
 Depth of maximum dose : 1.5 cm
 Av. tissue depth (eq. path length) : 82.3 mm
 Target volume (Lesion) : 5.14 ccm
 Total number of isocenters : 1
 Total number of arcs : 5

COLLIMATOR SPECIFICATIONS

Collim. apert. (mm)	Beam diameter			Beam depth		Superimp. field (80%) (mm) (cm ³)	Scatter corr. factor
	80% (mm)	50% (mm)	20% (mm)	80% (mm)	50% (mm)		
25.0	21.4	24.6	27.7	-2192.0	-692.0	25.2	8.4 0.953

PATIENT: S.R UNAM CASE#004

PAGE 3 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (28-DEC-00)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:14:27

REFERENCE SET SPECIFICATIONS

Name : CT set #1
Scan date : 28-DEC-00
Number of slices : 66
Localizer : BrainLAB CT
Gantry tilt : 0.000000
Pixel size : 0.976563 mm
Image orientation : Left to Right (RPF)

All doses are indicated in Gy, unless otherwise specified.
The tables above are checked and approved for irradiation.

(Date)

(Department)

(Name)

(Signature)

PATIENT: S.R UNAM CASE#004

ISODOSES

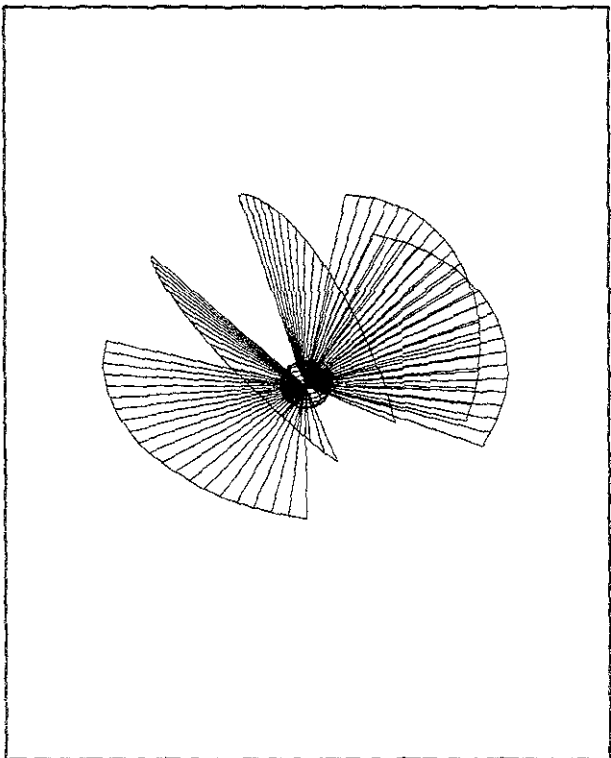
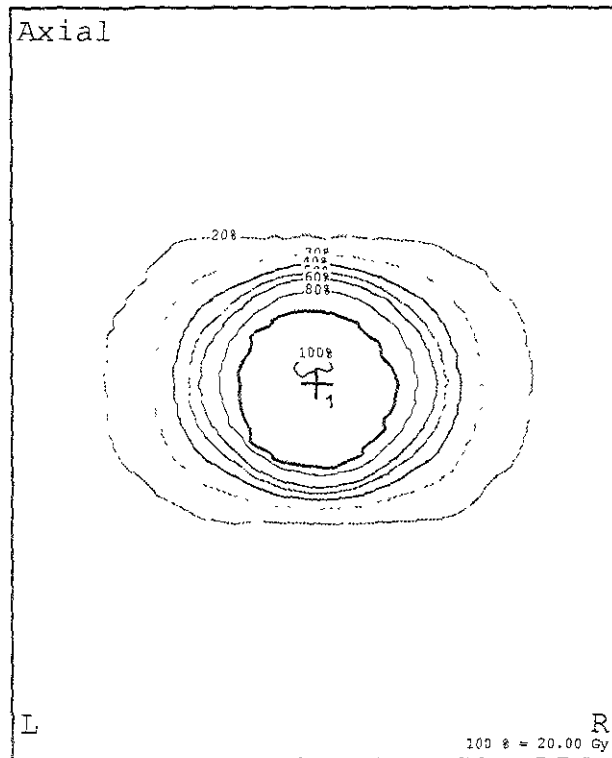
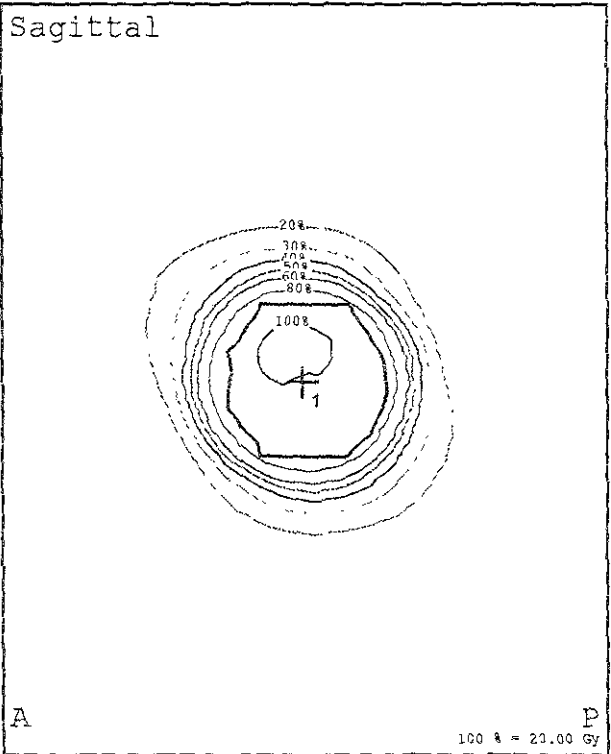
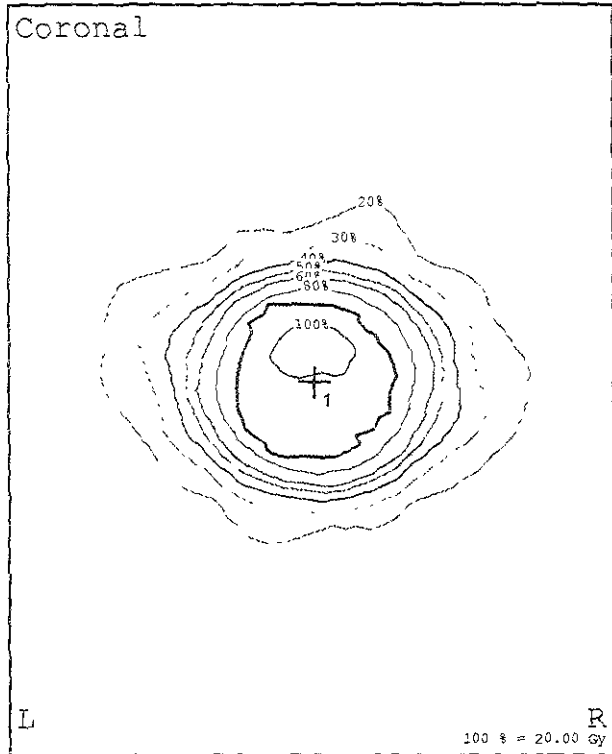
INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (28-DEC-00)

Last change date : 24-JUL-01

Last change time : 08:14:27

Isodoses for object: Lesion



PATIENT: S.R UNAM CASE#004

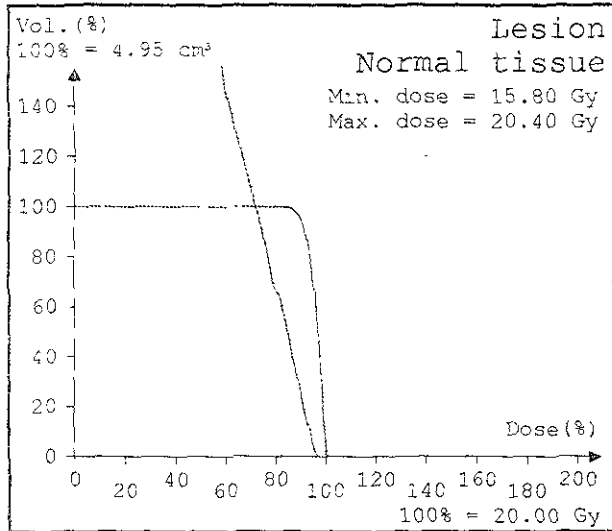
HISTOGRAMS

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (28-DEC-00)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:14:27

Max. dose (exact (.5 mm); total tissue) : 20.23 Gy(= 101.14 %)



IRRADIATION PLAN
Circular Arc Module

PATIENT: S/R UNAM 2 CASE#005

PAGE 1 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (05-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:21:19

ISOCENTERS (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Dose/ Degree	Prescr. Dose	Calc. Dose
1	Lesion	-7.96	1.00	30.40	5.21	20.00	20.00

TREATMENT PARAMETERS (IEC Linac Convention)

Isoc Num.	Arc Num	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Isoc Dose	Depth Equi. (mm)	Aver. TMR	MU/ Deg.	Monitor Units
1	1	30.0	35°	30°	130°	4.00	79.7	0.775	5.39	539
	2	30.0	10°	30°	130°	4.00	83.2	0.765	5.45	545
	3	30.0	350°	230°	330°	4.00	83.5	0.762	5.48	548
	4	30.0	310°	230°	330°	4.00	81.0	0.770	5.42	542
	5	30.0	270°	230°	330°	4.00	81.4	0.769	5.43	543

PATIENT: S/R UNAM 2 CASE#005

PAGE 2 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (05-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:21:19

DOSIMETRY SPECIFICATIONS

Prescribed treatment dose (=100%)	:	20.00 Gy
Tissue inhomogeneity correction	:	Off
Average dose per degree	:	0.052 Gy
Nominal output	:	1.000 Gy / 100MU
Field size by moveable jaws	:	4 x 4
Depth of maximum dose	:	1.5 cm
Av. tissue depth (eq. path length)	:	81.8 mm
Target volume (Lesion)	:	5.20 ccm
Total number of isocenters	:	1
Total number of arcs	:	5

COLLIMATOR SPECIFICATIONS

Collim. apert. (mm)	Beam diameter			Beam depth		Superimp. field (80%) (mm) (cm ³)	Scatter corr. factor
	80% (mm)	50% (mm)	20% (mm)	80% (mm)	50% (mm)		
30.0	26.4	29.6	33.0	73.3	174.8	30.5 14.8	0.958

PATIENT: S/R UNAM 2 CASE#005

PAGE 3 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (05-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:21:19

REFERENCE SET SPECIFICATIONS

Name : CT set #1
Scan date : 05-JAN-01
Number of slices : 116
Localizer : BrainLAB CT
Gantry tilt : 0.000000
Pixel size : 0.976563 mm
Image orientation : Left to Right (RPF)

All doses are indicated in Gy, unless otherwise specified.
The tables above are checked and approved for irradiation.

(Date)

(Department)

(Name)

(Signature)

PATIENT: S/R UNAM 2 CASE#005

ISODOSES

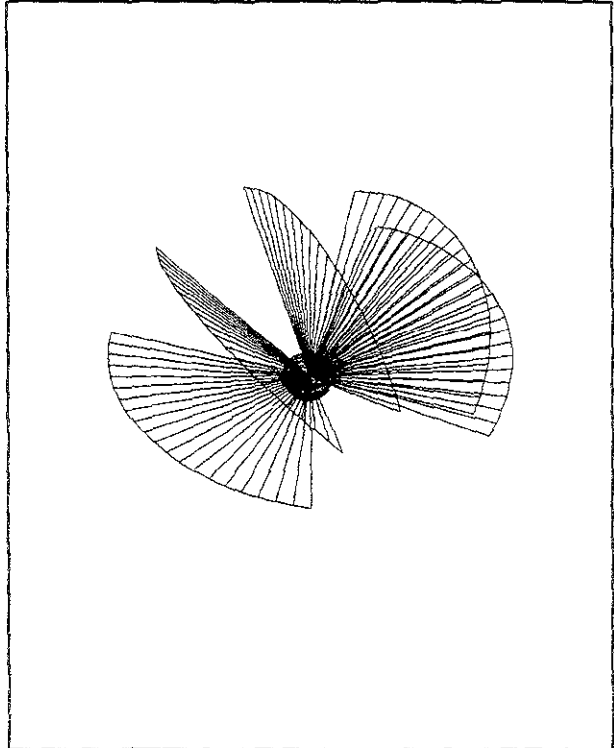
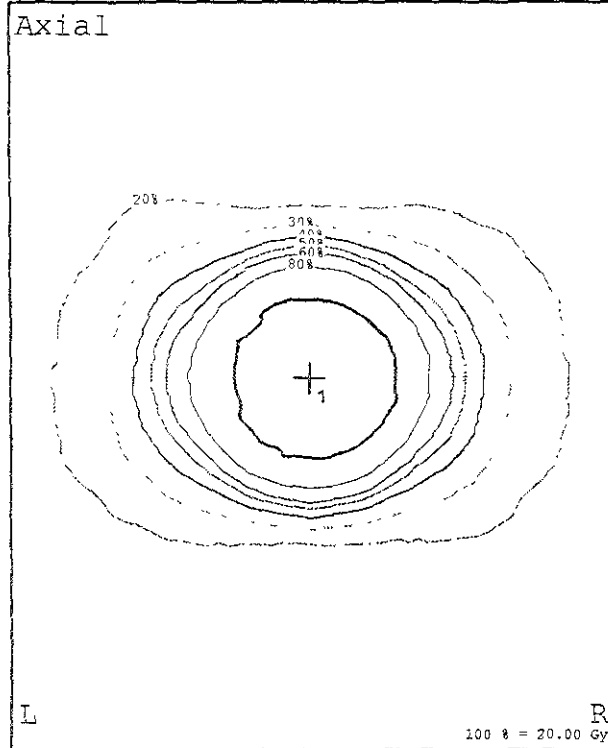
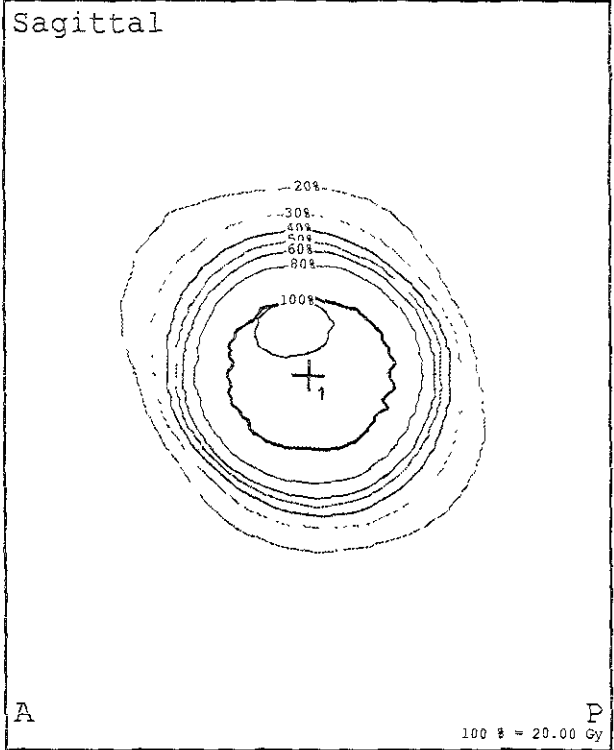
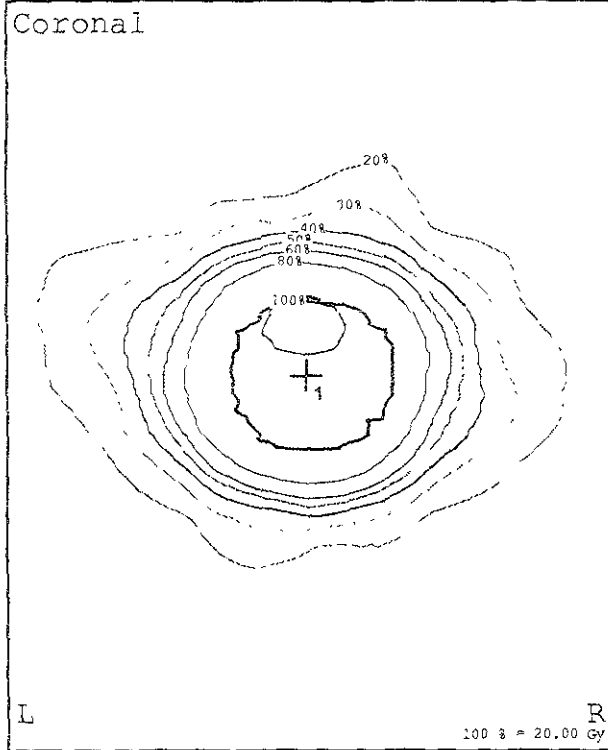
INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (05-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01

Last change time : 08:21:19

Isodoses for object: Lesion



PATIENT: S/R UNAM 2 CASE#005

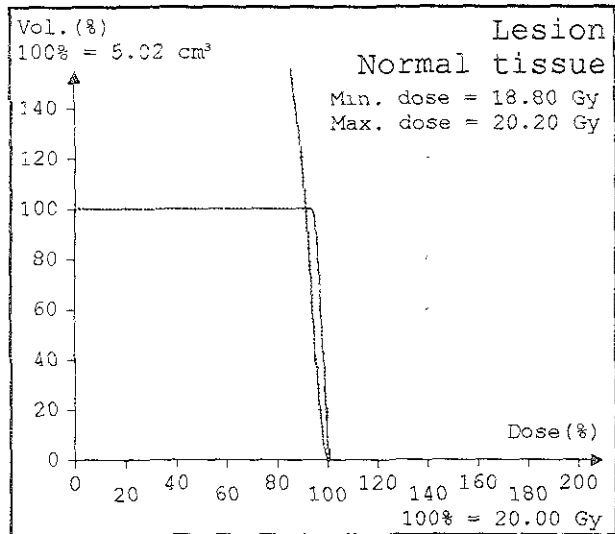
HISTOGRAMS

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (05-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:21:19

Max. dose (exact (.5 mm); total tissue) : 20.15 Gy(= 100.77 %)



IRRADIATION PLAN
Circular Arc Module

PATIENT: S/R UNAM 3-1 CASE#004

PAGE 1 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (08-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:28:26

ISOCENTERS (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Dose/ Degree	Prescr. Dose	Calc. Dose
1	Lesion	-7.85	1.50	30.65	5.30	20.00	20.00

TREATMENT PARAMETERS (IEC Linac Convention)

Isoc Num.	Arc Num	Coll. (mm)	Table Angle	Gantry Start	Gantry Stop	Isoc Dose	Depth Equi. (mm)	Aver. TMR	MU/ Deg.	Monitor Units
1	1	22.5	35°	30°	130°	4.00	80.5	0.760	5.55	555
	2	22.5	10°	30°	130°	4.00	82.8	0.751	5.62	562
	3	22.5	350°	230°	330°	4.00	83.6	0.750	5.63	563
	4	22.5	310°	230°	330°	4.00	81.1	0.757	5.57	557
	5	22.5	270°	230°	330°	4.00	81.4	0.756	5.58	558

PATIENT: S/R UNAM 3-1 CASE#004

PAGE 2 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (08-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:28:26

DOSIMETRY SPECIFICATIONS

Prescribed treatment dose (=100%) : 20.00 Gy
 Tissue inhomogeneity correction : Off
 Average dose per degree : 0.053 Gy
 Nominal output : 1.000 Gy / 100MU
 Field size by moveable jaws : 4 x 4
 Depth of maximum dose : 1.5 cm
 Av. tissue depth (eq. path length) : 81.9 mm
 Target volume (Lesion) : 5.14 ccm
 Total number of isocenters : 1
 Total number of arcs : 5

COLLIMATOR SPECIFICATIONS

Collim. apert. (mm)	Beam diameter			Beam depth		Superimp. field (80%) (mm) (cm ³)	Scatter corr. factor	
	80% (mm)	50% (mm)	20% (mm)	80% (mm)	50% (mm)			
22.5	18.8	22.0	25.2	70.1	170.1	22.6	6.0	0.948

PATIENT: S/R UNAM 3-1 CASE#004

PAGE 3 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (08-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01 Last change time : 08:28:26

REFERENCE SET SPECIFICATIONS

Name : CT set #1
Scan date : 08-JAN-01
Number of slices : 112
Localizer : BrainLAB CT
Gantry tilt : 0.000000
Pixel size : 0.976563 mm
Image orientation : Left to Right (RPF)

All doses are indicated in Gy, unless otherwise specified.
The tables above are checked and approved for irradiation.

(Date)

(Department)

(Name)

(Signature)

PATIENT: S/R UNAM 3-1 CASE#004

ISODOSES

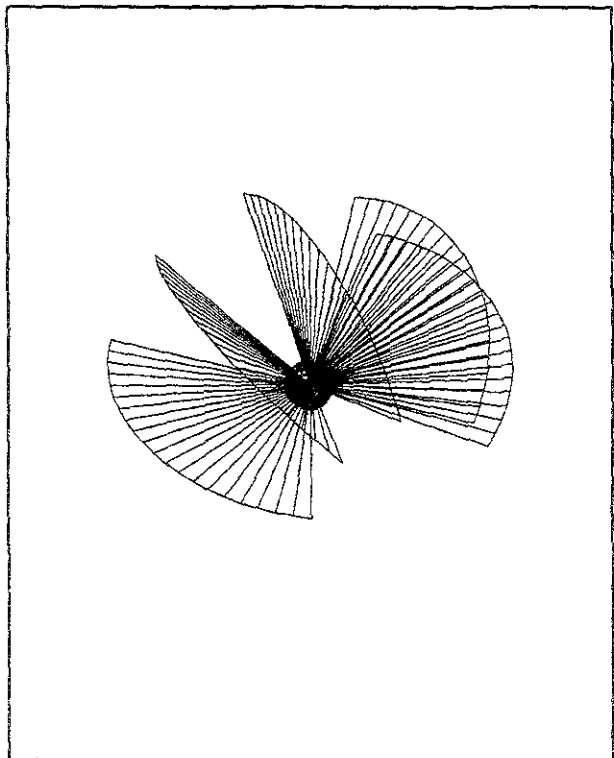
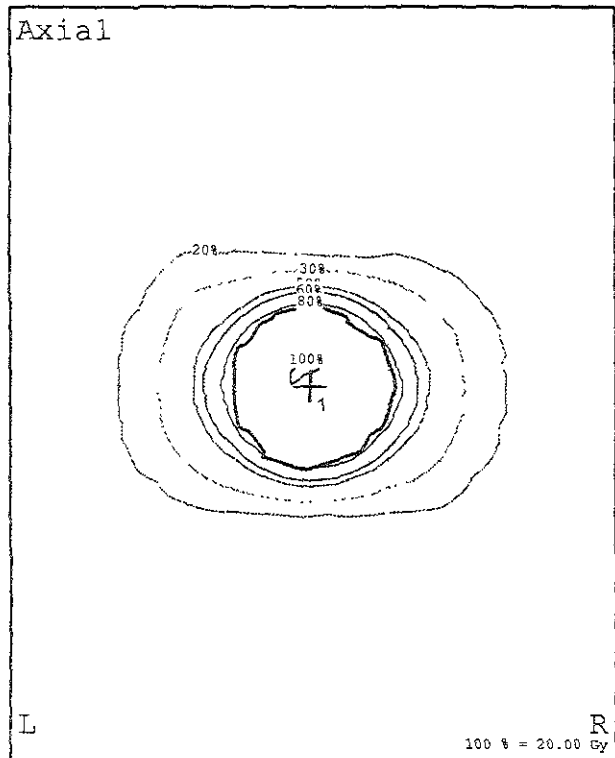
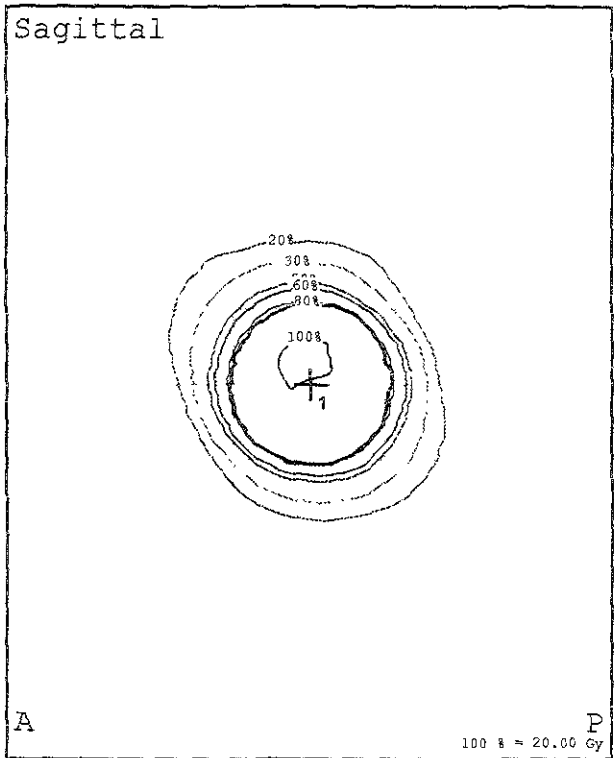
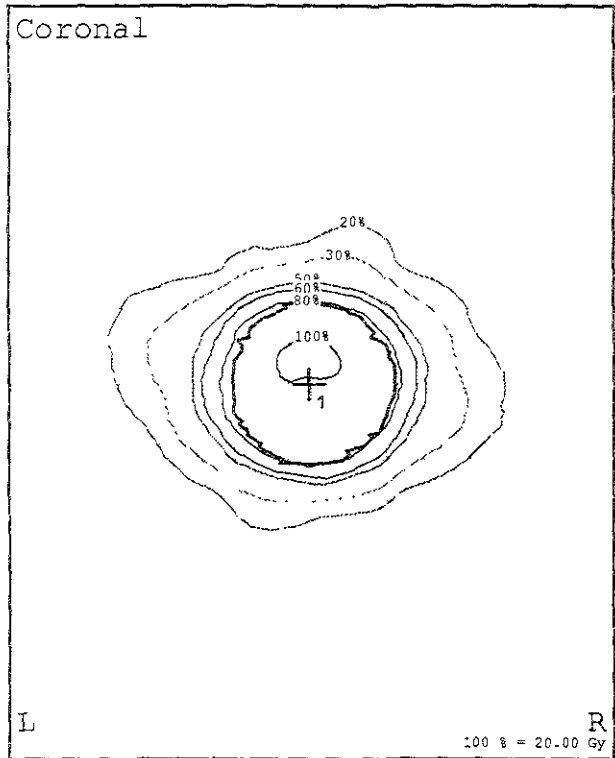
INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (08-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01

Last change time : 08:28:26

Isodoses for object: Lesion



PATIENT: S/R UNAM 3-1 CASE#004

HISTOGRAMS

INCAN - 600C, 6MV (30-AUG-00)

Reference Set : CT set #1 (08-JAN-01)

Last change date : 24-JUL-01

Last change time : 08:28:26

Max. dose (exact (.5 mm); total tissue) : 20.16 Gy (= 100.80 %)

