

00323

65



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

“IMPLEMENTACION DEL METODO DE DOBLE EXPOSICION PARA PELICULAS DE TINTE RADIOCROMICO: APLICACIONES EN RADIOCIRUGIA”

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

F I S I C A

P R E S E N T A:

JAZMIN JUDITH ROA SOLIS



DIRECTOR DE TESIS: DRA. MERCEDES RODRIGUEZ VILLAFUERTE



FACULTAD DE CIENCIAS SECCION ESCOLAR

A



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.

# **PAGINACION DISCONTINUA**



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**DRA. MARÍA DE LOURDES ESTEVA PERALTA**  
**Jefa de la División de Estudios Profesionales de la**  
**Facultad de Ciencias**  
**Presente**

Comunicamos a usted que hemos revisado el trabajo escrito:  
"IMPLEMENTACION DEL METODO DE DOBLE EXPOSICION PARA PELICULAS DE TINTE  
RADIOCROMICO: APLICACIONES EN RADIOCIRUGIA"

realizado por Roa Solis Jazmín Judith

con número de cuenta 9653372-1, quien cubrió los créditos de la carrera de: Física.

Dicho trabajo cuenta con nuestro voto aprobatorio.

**Atentamente**

Director de Tesis  
Propietario

Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte

Propietario

Dra. Olga Leticia Avila Aguirre

Propietario

Dra. María Isabel Gamboa de Buen

Suplente

M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano

Suplente

M. en C. César Gustavo Ruíz Trejo

Consejo Departamental de



**DRA. PATRICIA GOLDSTEIN** DEPARTAMENTO DE CIENCIAS  
**Coordinadora de Licenciatura** DEPARTAMENTO DE FISICA

B

*Con todo mi amor y cariño para mis padres que con su apoyo me han dado la fortaleza y las cosas bellas de mi vida.*

*Para mis hermanos, por su amistad y porque hemos compartido más que una familia.*

## Agradecimientos

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi directora de tesis, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte por haber compartido sus conocimientos, su tiempo, por su enorme paciencia y dedicación en la revisión y discusión de este trabajo.

A los integrantes que formaron parte de mi comité sinodal: Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, Dra. Olga Leticia Avila Aguirre, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano y M. en C. César Gustavo Ruíz Trejo por su enorme disposición, ahínco y tiempo dedicado a la revisión cuidadosa para mejorar esta tesis con sus consejos tan atinados. De manera muy especial quiero agradecer a la Dra. Maria Ester Brandan Siqués por su entusiasmo e invaluable comentarios.

Al Dr. Arnulfo Martínez Dávalos compartir sus conocimientos y elaborar el programa que extrae las intensidades RGB en las películas de tinte radiocrómico.

A las personas que en todo momento me ayudaron incondicionalmente y me mostraron su enorme amistad:

M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, Dr. Rubén Alfaro, Roberto Núñez, M. en C. Miguel Rodríguez Ponce, M. en C. Juan Manuel López, M. en C. Juan Gabriel Morales

A mis queridos amigos que me acompañaron durante toda esta travesía con tanto cariño:

M. en C. Octavio Valenzuela, Julio González, Fís. Gabriela del Valle, Fís. Francisco Javier López, Cristina Sanzón.

De manera muy especial, a Martín por todo su amor, ayuda y comprensión.

A I IFUNAM, ICN e INCAN por permitirme utilizar sus instalaciones y equipo.

A las personas que otorgaron las facilidades para realizar este trabajo:

M. en C. Epifanio Cruz, Fís. Miguel Angel Pérez Pastenes, Ing. Fís. Ricardo Sánchez e Isabel García.

A las personas que con tanto interés y enorme amabilidad me brindaron su preciado tiempo para efectuar las irradiaciones en el INCAN:

Ing. Fís. Gabriel Ramírez y de manera sumamente especial, quiero expresar mi gratitud al Ing. Fís. Gabriel Reséndiz González por sus conocimientos compartidos y porque sin su enorme ayuda, no hubiese sido posible realizar este trabajo.

Al IFUNAM por albergarme como estudiante asociado y por las facilidades que me brindó para la realización de mi tesis.

A los proyectos CONACYT 3226-E y DGAPA IN-109302.

De manera muy especial, mi eterna gratitud, a quienes llevo en mi corazón y de quien me llevo más que conocimientos, la Universidad Nacional Autónoma de México y la Facultad de Ciencias, porque me brindaron la oportunidad de desarrollarme como individuo y me siguen ofreciendo su apoyo y una educación profesional invaluable.

# ÍNDICE

<b>Introducción.....</b>	<b>III</b>
<b>Capítulo 1 : Conceptos básicos</b>	
1.1 Radiocirugía.....	1
1.2 Principios físicos y químicos de la radiocirugía.....	3
1.3 Enfermedades intracraneales que pueden ser tratadas con radiocirugía.....	4
1.4 Procedimiento en radiocirugía.....	5
1.5 Radiocirugía con fuentes de <sup>60</sup> Co: El Gamma Knife.....	6
1.6 Radiocirugía con rayos X: El LINAC.....	7
1.7 Dosimetría en tratamientos de radiocirugía.....	9
1.8 Películas de tinte radiocrómico como dosímetros relativos.....	9
1.8.1 Respuesta a diferentes longitudes de onda.....	11
1.8.2 Resolución espacial.....	11
1.9 Instrumentos de lectura de las PTR.....	12
1.9.1 Densidad óptica.....	12
1.9.2 Densitómetros.....	13
1.9.3 Escáner.....	15
1.10 Técnica de doble exposición.....	17
1.11 Descripción del maniquí de radiocirugía.....	18
<b>Capítulo 2 : Análisis de las películas de tinte radiocrómico - Calibración</b>	
2.1 Protocolo para el manejo y lectura de las PTR.....	19
2.2 Dispositivos de lectura utilizados.....	20
2.2.1 Densitómetro.....	20
2.2.2 Escáner de transmisión.....	21
2.3 Calibración de las PTR.....	22
2.3.1 Irradiación.....	23
2.3.2 Estabilización del color.....	24
2.3.3 Curvas de calibración - Medidas con el densitómetro.....	31
2.3.4 Curvas de calibración - Medidas con el escáner.....	33
2.3.4.1 Perfil 1.....	33
2.3.4.2 Perfil 2.....	36
2.4 Resumen.....	38
<b>Capítulo 3 : Análisis de las películas de tinte radiocrómico -Técnica de doble exposición</b>	
3.1 Técnica de doble exposición.....	39
3.1.1 Irradiación.....	39
3.1.2 Resultados usando densitómetro.....	41
3.1.2.1 Primera exposición.....	42
3.1.2.2 Segunda exposición.....	43
3.1.3 Resultados usando escáner.....	47



3.1.3.1 Perfil 1 .....	47
Primera exposición.....	48
Segunda exposición.....	49
3.1.3.2 Perfil 2 .....	51
Primera exposición.....	52
Segunda exposición.....	53
3.2 Deterioro ocasionado en las películas.....	56
<b>Capítulo 4 : Aplicaciones del método de doble exposición : Dosimetría en tratamientos de Radiocirugía</b>	
4.1 Protocolo para el manejo de PTR MD-55-2 en el tratamiento de radiocirugía.....	57
4.2 Primera Exposición.....	58
4.2.1 Efectos de almacenamiento en las películas.....	62
4.3 Aplicación del tratamiento de RC en el maniquí.....	63
4.4 Colocación del marco estereotáctico y adquisición de las imágenes tomográficas..	63
4.5 Planeación del tratamiento.....	64
4.6 Alineación del maniquí con el isocentro del LINAC.....	70
4.7 Depósito de la dosis prescrita en la planeación: 2ª exposición.....	70
4.8 Análisis de las películas de tinte radiocrómico.....	72
<b>Capítulo 5 : Discusión de resultados y conclusiones</b>	
5.1 Estabilización del color.....	81
5.2 Curvas de calibración.....	82
5.3 Técnica de doble exposición.....	83
5.3.1 Resultados con el densitómetro.....	83
5.3.2 Resultados con el escáner.....	84
5.4 Dosimetría en tratamientos de radiocirugía.....	85
5.5 Conclusiones.....	86
<b>Apéndice 1 : Conceptos básicos de dosimetría</b>	
A1.1 Interacción de la radiación con la materia.....	89
A1.2 Cantidades dosimétricas.....	90
A1.3 Interacciones de radiación electromagnética con la materia.....	91
A1.4 Descripción del haz de fotones.....	95
<b>Apéndice 2 : Protocolo de digitalización de películas de tinte radiocrómico utilizando un escáner de transmisión AGFA Duo-Scan T1200</b>	
A2.1 Digitalización.....	97
A2.2 Obtención de tonos RGB en formato crudo (raw).....	100
A2.3 Análisis de las películas de calibración.....	101
<b>Referencias.....</b>	<b>105</b>

## INTRODUCCIÓN

La radiocirugía es un tratamiento terapéutico que consiste en la destrucción completa y precisa de tumores, tejido neoplásico, metástasis y otras malformaciones de tejido cerebral a través de la aplicación intracraneal de radiación ionizante proveniente de una fuente de  $^{60}\text{Co}$  o con rayos X de alta energía producidos por un acelerador lineal de partículas.

El éxito del tratamiento requiere de una alta precisión en la irradiación del volumen blanco que permita depositar una alta dosis de radiación sin dañar el tejido sano adyacente, motivo por el que se debe buscar la curva de isodosis que mejor ajuste al volumen a irradiar que determinará la dosis prescrita.

Un buen tratamiento implica que la dosis de radiación absorbida por el tejido difiera de la dosis suministrada en un porcentaje no mayor al 5%, la certeza de ésta requiere de una buena dosimetría que permita determinar la distribución espacial de la dosis en el volumen blanco en un intervalo de 1 a 30 Gy. Uno de los dosímetros utilizados para la verificación de la impartición de dosis son las películas de tinte radiocrómico (PTR) MD-55-2. Las PTR son películas transparentes que están hechas de varios sustratos que al ser expuestos a radiación ionizante tornan a la película azul, aumentando la intensidad de color con la dosis. De acuerdo con las especificaciones del fabricante, estas películas pueden medir dosis de radiación ionizante en un intervalo que va de los 3 a 100 Gy. Sin embargo se ha reportado una baja sensibilidad de las películas a bajas dosis, menores que 8 Gy [Avila-Rodríguez 2001]

El objetivo de este trabajo consiste en desarrollar un protocolo para el manejo, irradiación y análisis de películas de tinte radiocrómico MD-55-2 que permita medir dosis de 1 Gy en adelante, y su posible aplicación en tratamientos de radiocirugía.

En el capítulo 1 se describen los conceptos básicos involucrados en tratamientos de radiocirugía. Se hace una revisión de los antecedentes históricos, bases físicas, químicas, las enfermedades para las cuales este tratamiento resulta una excelente opción así como el procedimiento del tratamiento. Se discute el uso de películas de tinte radiocrómico

MD-55-2 como dosímetros relativos con base en sus características dosimétricas. Se hace una descripción del mecanismo de funcionamiento de los equipos lectores de respuesta utilizados en este trabajo, el densitómetro y del uso de un escáner de alta resolución.

En el capítulo 2 se implementa el protocolo de trabajo para las películas, mismo que incluye la calibración (curvas Dosis vs Respuesta) y seguimiento de la estabilización de color en éstas durante un periodo de 68 días. De este seguimiento, se realizó una comparación de la respuesta obtenida con el densitómetro y con dos perfiles de calibración de color del escáner. Al final del capítulo se hace una discusión sobre el uso del densitómetro y del escáner, con sus respectivas ventajas y desventajas.

En el capítulo 3 se aplica el método de doble exposición a las películas con la finalidad de incrementar su respuesta. Este método consiste en irradiar uniformemente dos veces a la misma película, la primera con una dosis constante conocida y la segunda a una dosis "desconocida". Al final de la segunda irradiación, la película tendrá una dosis acumulada debido a que fue expuesta dos veces. La dosis desconocida representa el valor de dosis para el cual deseamos poder determinar después de sensibilizar la película y será determinada restando la primera dosis de la dosis acumulada, con lo anterior se podrán obtener valores de la segunda dosis entre 1 y 8 Gy.

En el capítulo 4 se utilizan los resultados del método de doble exposición para tratamientos de radiocirugía. Para ello, se irradió a las películas en el Instituto Nacional de Cancerología (INCAN). Para la primera exposición de las películas se utilizó una fuente de  $^{60}\text{Co}$  y para la segunda exposición (que simula el tratamiento de radiocirugía) se usaron rayos X de 6 MV producidos con un acelerador lineal. Se utilizó un maniquí esférico de lucita con una lesión esférica de 2 cm de diámetro, y volumen real de  $4.19 \text{ cm}^3$ . Esta irradiación simuló un tratamiento convencional de un paciente. Las distribuciones de dosis fueron medidas en 2 planos: axial y sagital. De esta irradiación, se compararon las curvas de isodosis proporcionadas por el sistema de planeación con las que se obtienen de la imagen digitalizada de las PTR. Para ello fue necesario que las dos imágenes a comparar estuviesen correctamente alineadas. Esta alineación permitió determinar cuantitativamente

la diferencia entre la dosis prescrita y la suministrada durante el tratamiento, así como de la distribución espacial de la dosis.

Finalmente, en el capítulo 5 se discuten los resultados de aplicar el método de doble exposición a PTR MD-55-2 en tratamientos de radiocirugía.

# Capítulo 1

## Conceptos Básicos

---

En este capítulo se describe el tratamiento de radiocirugía, sus bases físicas y químicas así como el mecanismo de funcionamiento de las películas de tinte radiocrómico, que constituyen el material estudiado en este trabajo.

### 1.1 RADIOCIRUGÍA

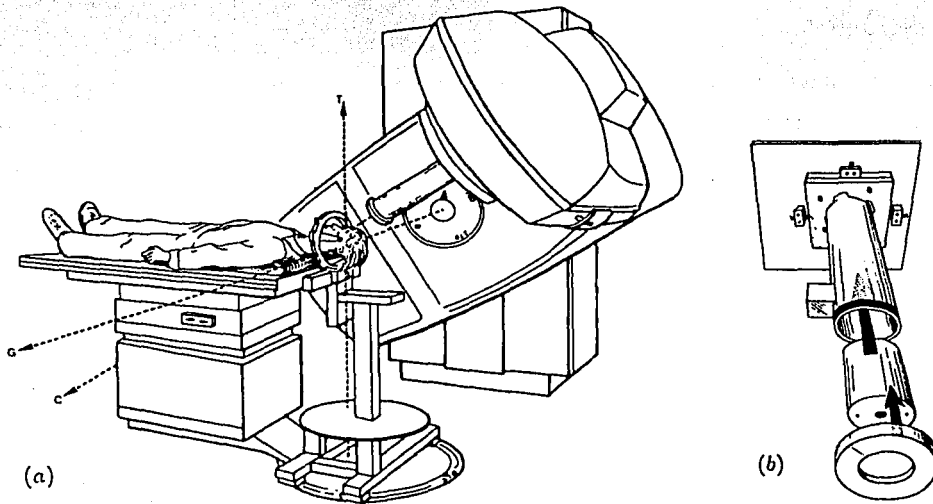
El cerebro es un órgano que requiere de especial precisión durante un tratamiento en donde se necesite eliminar alguna parte de tejido cerebral. La exactitud del procedimiento es esencial, ya que al mismo tiempo que se desea eliminar la lesión, se requiere proteger y preservar las funciones de los tejidos sanos adyacentes, por lo que el uso de la radiación con procedimientos estereotácticos (stereo: tridimensional y tactus: tocar) cumple con esta necesidad.

La radiocirugía, RC, es una modalidad terapéutica de lesiones cerebrales de tamaño relativamente pequeño y generalmente de tejido vascular o neoplásico, que tiene como objetivo obtener una destrucción precisa y completa del blanco seleccionado mediante el uso de radiación externa ionizante, ya sea utilizando una fuente de cobalto o por medio de una fuente generadora de rayos X de alta energía.

Históricamente el término radiocirugía fue introducido en 1951 por el neurocirujano sueco Lars Leksell como una herramienta de la neurocirugía funcional en el tratamiento de movimientos involuntarios, lesiones intracraneales y de enfermedades psiquiátricas, basándose en técnicas estereotácticas y en el uso de radiación [Leksell 1951]. Leksell desarrolló en forma conjunta con el físico Borje Larsson, el Gamma Knife, el cual consiste de un sistema con múltiples fuentes de  $^{60}\text{Co}$ , y que está diseñado para impartir dosis altas de radiación a un blanco bien definido. La radiación es guiada en haces colimados para irradiar estructuras internas

desde varios ángulos, proceso que permite destruir las áreas de tejido anormal del cerebro que de ser tratadas con cirugía abierta (craneotomía) podrían causar un daño irreversible al cerebro.

La dosis de radiación puede ser depositada en forma única o fraccionada de acuerdo a la tolerancia del tejido y ser aplicada por diferentes sistemas: Gamma Knife, Acelerador Lineal (LINAC) o haces de partículas cargadas de un ciclotrón. El más accesible de éstos es el LINAC, mientras que el ciclotrón es el menos utilizado, ya que su costo es alto y su manejo es más complejo, por este motivo, existen pocos centros en el mundo que utilizan ciclotrones. La siguiente figura muestra un acelerador lineal adaptado para radiocirugía estereotáctica.



**Figura 1.1.** a) Acelerador lineal utilizado para RC estereotáctica. Se muestra la coincidencia de los ejes de rotación del gantry. b) Colimador externo para campo circular pequeño adaptado al campo cuadrado del colimador rectangular del LINAC.

A diferencia de la radiocirugía estereotáctica, la radioterapia estereotáctica involucra un tratamiento de la lesión por fracciones múltiples, mientras que la radiocirugía es un tratamiento que en una sola sesión permite destruir la lesión. El principio terapéutico de ambos tratamientos es llamado radioterapia conformal (RTC), su objetivo es preservar las células sanas dentro del

volumen a irradiar delimitando con máxima exactitud los márgenes del tumor para evitar la irradiación en el tejido sano.

La ubicación de la lesión a tratar requiere del uso de un marco estereotáctico y de técnicas tales como Imagen por Resonancia Magnética (MRI), Tomografía Computarizada (CT), Tomografía por Emisión de Positrones (PET), etc.

La eficacia en un tratamiento de RC depende de una buena ubicación de la lesión a tratar, la colocación adecuada y exacta del marco estereotáctico, localización exacta del isocentro de la lesión así como de la intensidad de la radiación aplicada.

Los diámetros y volúmenes a tratar son críticos para evitar que la RC presente complicaciones como radionecrosis. Para determinar el volumen tumoral se hace una planeación del tratamiento que incluye datos sobre el tamaño del tumor y los tejidos adyacentes afectados. Una vez localizado el tumor, se establece un sistema coordinado fijando un marco estereotáctico en el cráneo del paciente. La planeación del tratamiento es tridimensional utilizando la dosis de radiación al volumen blanco y evitando daño significativo al tejido sano.

A diferencia de la radioterapia en donde se busca que la dosis impartida sea lo más homogénea posible, la radiocirugía busca la curva de isodosis que mejor se ajusta al volumen blanco, (misma que usualmente se utiliza para prescribir la dosis) sin imponer la restricción de conseguir la homogeneidad de la dosis en la lesión.

Formas alternativas a la radiocirugía, son las craneotomías, tratamientos con microcirugía, neurocirugía y radioterapia externa convencional. Cualquiera que sea el caso, el tratamiento de una lesión a nivel cerebral siempre será un riesgo para el paciente.

## **1.2 PRINCIPIOS FÍSICOS Y QUÍMICOS DE LA RADIOCIRUGÍA**

La radiocirugía estereotáctica funciona de la misma manera que otros tratamientos con radiación. Este no remueve la lesión irradiada. El efecto físico-químico inicial resultante de la interacción de la energía ionizante y el tejido biológico es la producción de radicales libres que se dispersan y originan rupturas de enlaces químicos fundamentalmente de macromoléculas

que dañan a la célula distorsionando el Ácido Desoxirribonucleico (ADN) de las células tumorales. El ADN es una de las moléculas que sufren directamente la acción de la energía ionizante y la acción de los radicales libres. Esto se debe a que el ADN pierde su habilidad de reproducción y de retener fluidos. Algunas células tienen capacidad de reparación suficiente para compensar el daño sobre el ADN, sin embargo, entre más rápidamente se reproduzca la célula, los efectos de la radiación serán mayores [may 1994]. La reducción del volumen tumoral ocurre cuando la velocidad de crecimiento del tejido normal es igual a la tumoral.

En el caso particular de las malformaciones arteriovenosas (nudos de vasos sanguíneos en el cerebro), el efecto de la radiación induce un estrangulamiento de los vasos sanguíneos tendiendo a reducirse hasta cerrarse (obliteración). Para tumores benignos y vasos sanguíneos, la obliteración toma generalmente de 18 meses a 2 años, mientras que para tumores malignos y metástasis cerebral, los resultados pueden verse en un par de meses debido a que éstas células son de rápido crecimiento [Flickinger, J.C., et al 1999].

### **1.3 ENFERMEDADES INTRACRANEALES QUE PUEDEN SER TRATADAS CON RADIOCIRUGÍA**

Se considera que la radiocirugía de dosis única es útil para el tratamiento de malformaciones arteriovenosas y tumores benignos. Se recomienda para tratamientos de lesiones de diámetros menores que 40 mm con dosis única, sin embargo, la distribución fraccionada de la dosis (denominada radioterapia estereotáctica) puede evitar con mayor probabilidad una radionecrosis.

Las principales patologías tratadas con radiocirugía y que son candidatas a este tipo de tratamiento pueden agruparse como [Kondziolka, D. et al 1999]:

1) Malformaciones Arteriovenosas (MAV)

2) Tumores benignos:

- Meningiomas
- Neurinomas
- Adenomas de hipófisis
- Otros tumores benignos



3) Tumores malignos

4) Funcionales:

- Neuralgias del trigémino

Otra de las aplicaciones es la eliminación de astrocitomas (tumores que se originan en las células cerebrales llamadas astrocitos) bien diferenciados residuales a radioterapia convencional. Actualmente también es accesible la radiocirugía extracraneal a lesiones de médula espinal o columna vertebral, sin embargo su uso es menos frecuente que para lesiones intracraneales.

#### 1.4 PROCEDIMIENTO EN RADIOCIRUGÍA

La radiocirugía, así como la radioterapia estereotáctica (dosis de radiación fraccionada) son técnicas multidisciplinarias en las que participan neurocirujanos, neuro-radiólogos, radioncólogos y físicos médicos.

Actualmente son procedimientos cotidianos y de mayor elección en casi todos los centros en donde se realicen tratamientos de resección de lesiones cerebrales.

Con la finalidad de localizar tridimensionalmente la lesión a irradiar, se coloca en la cabeza del paciente un marco estereotáctico que además de fijar la cabeza del paciente a la camilla del LINAC, ofrece un sistema coordinado de referencia dado por el sistema de planeación, tal como se muestra en la figura 1.2.



**Figura 1.2.** Paciente con el marco estereotáctico y preparado para la evaluación del volumen y dimensiones del tumor a irradiar.

El procedimiento consta de los siguientes pasos:

- 1.- Fijación del marco estereotáctico, al cráneo del paciente.
- 2.- Adquisición de imágenes tomográficas del cráneo del paciente (tomografía computarizada o resonancia magnética).
- 3.- Planeación del tratamiento con base en una reconstrucción tridimensional.
- 4.- Ajuste del sistema LINAC a las coordenadas estereotácticas por medio de los localizadores láser.
- 5.- Verificación del sistema por medio de placas de rayos X.
- 6.- Irradiación.

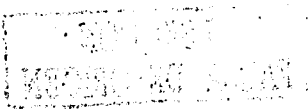
La ventaja de una dosis única de irradiación (del orden de 10 a 20 Gy) altamente localizada permite que el tratamiento de RC sea ambulatorio ya que solamente se suministra anestesia al paciente para fijar el marco. De esta forma, el tratamiento permite una recuperación rápida por lo que el paciente puede reintegrarse a sus actividades normales a pocas horas de haber recibido el tratamiento. Posteriormente deberá efectuarse un seguimiento clínico trimestral y uno tomográfico semestral.

De ser necesario, el paciente puede reanudar el tratamiento sin presentar alguna complicación. Los resultados son tan efectivos como la cirugía abierta sin las complicaciones de ésta y a un menor costo. En la actualidad el procedimiento puede ser aplicado a pacientes desde el primer año de edad hasta pacientes de 80 o más años.

Dentro de las perspectivas del tratamiento se encuentra la posibilidad de usar un colimador multihojas que delimite mejor el contorno de la lesión, esto permitirá tratar lesiones de mayor tamaño y con un mayor margen de seguridad acelerando al mismo tiempo el procedimiento.

### **1.5 RADIOCIRUGÍA CON FUENTES DE $^{60}\text{Co}$ : EL GAMMA KNIFE**

Históricamente esta técnica fue llevada a cabo en sus inicios con fuentes de  $^{60}\text{Co}$ . El primer Gamma Knife fue construido en 1968 por AB Motala y estaba constituida de 179 fuentes de  $^{60}\text{Co}$ , los modelos actuales tienen 201 fuentes de  $^{60}\text{Co}$  dentro de una estructura semiesférica.



El  $^{60}\text{Co}$  es un radionúclido que decae emitiendo partículas  $\beta^-$ , esto se debe a que son núcleos inestables, en su forma más común, la inestabilidad se exhibe por el fenómeno de la radiactividad, en el cual el núcleo, de forma espontánea, emite una partícula alfa ( $\alpha$ ) o una partícula beta ( $\beta$ ), frecuentemente acompañadas por la emisión de uno o varios rayos gamma ( $\gamma$ ). El esquema de decaimiento del  $^{60}\text{Co}$  se muestra en la figura 1.3.

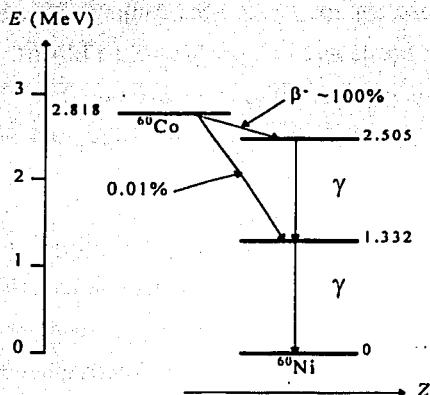


Figura 1.3. Diagrama de decaimiento del  $^{60}\text{Co}$ .



Durante este proceso, más del 99% de los decaimientos son a un estado excitado del  $^{60}\text{Ni}$ , su desexcitación al estado base es a través de emisión de 2 rayos  $\gamma$  de 1.173 y 1.332 MeV. Estos rayos  $\gamma$  son la radiación utilizada en el Gamma Knife.

### 1.6 RADIOCIRUGÍA CON RAYOS X : EL LINAC

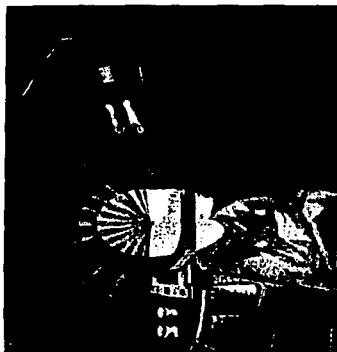
El acelerador lineal (LINAC) es un tipo de acelerador de partículas utilizado para producir rayos X. Su funcionamiento es similar al tubo de rayos X: los electrones son acelerados para hacerlos chocar contra un blanco de material pesado (tungsteno o cobre montado sobre tungsteno) en su interior. Para incrementar la energía de los electrones éstos son acelerados a lo largo de una estructura en forma de tubo utilizando ondas electromagnéticas de alta frecuencia. Una vez que los electrones chocan con el blanco, la energía de los electrones se transforma en

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

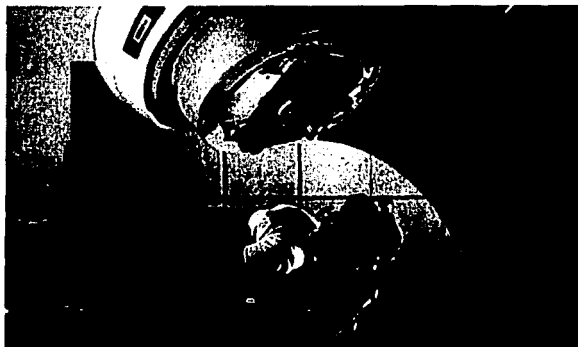
radiación electromagnética. Esta radiación son los rayos X de frenado, los cuales después de salir del tubo de rayos X continúan viajando en línea recta por el aire con una energía distribuida en un espectro continuo hasta encontrar algún obstáculo en el que los rayos X pueden ser dispersados o absorbidos [Khan 2003].

La mayor limitación de los tubos de rayos X convencionales radica en que los voltajes de aceleración que pueden aplicarse son muy pequeños comparados con la energía de los rayos X que es requerida para tratamientos de lesiones profundas. El LINAC permite acelerar electrones a altas energías muy por encima de las obtenidas en tubos de rayos X, por lo que a pesar de ser construido originalmente para estudiar problemas de física nuclear, en la actualidad es muy utilizado en hospitales.

Al igual que en el Gamma Knife, es necesario que se dirijan todos los haces de rayos X hacia el lugar en donde se encuentra la lesión. La manera de hacerlo con un LINAC es usando arcos múltiples convergentes no coplanares, con un isocentro de los diferentes arcos localizados dentro de la lesión [Webb 1993]. La radiocirugía con un LINAC requiere un colimador especial para reducir la penumbra y para incrementar el gradiente de dosis en la periferia del volumen a irradiar. Para ello, son utilizados colimadores cilíndricos de 5 a 40 mm de diámetro [Friedman et al 1997]. La figura 1.4 muestra un tratamiento de RC.



(a)



(b)

**Figura 1.4.** a) Simulación del tratamiento de RC. El movimiento combinado del acelerador y de la camilla permiten describir múltiples arcos que tienen como isocentro el tumor. b) Paciente recibiendo un tratamiento de radiocirugía con un LINAC [Webb 1993].

## 1.7 DOSIMETRÍA EN TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGÍA

La dosimetría en tratamientos de radiocirugía presenta muchas dificultades debido al uso de haces de radiación normalmente pequeños. Dado que el tratamiento tiene como objetivo irradiar a una dosis muy alta la lesión manteniendo la dosis a tejidos sanos circundantes al mínimo, es común que las distribuciones espaciales de dosis presenten gradientes muy altos en distancias muy pequeñas [Bjarnard et al 1990]. La medida de estas distribuciones requiere del uso de dosímetros con alta resolución espacial.

Un tipo de dosímetros relativos que permiten medir distribuciones espaciales de dosis con alta resolución espacial son las películas de tinte radiocrómico conocidas comercialmente como GafChromic MD-55-2.

## 1.8 PELÍCULAS DE TINTE RADIOCRÓMICO COMO DOSÍMETROS RELATIVOS

Las películas de tinte radiocrómico, PTR, MD-55-2 son películas transparentes con dimensiones de 12.5 cm × 12.5 cm y que responden a la radiación ionizante y ultravioleta tornándose azules al ser expuestas a la radiación ionizante, teniendo bandas nominales de absorción de 670 y 610 nm. Se ha encontrado que la intensidad de azul es proporcional a la dosis de radiación recibida, este mecanismo se debe a que la energía de la radiación desencadena reacciones de polimerización en la película [McLaughlin et al 1994]. Esta propiedad en las PTR se debe a que poseen una doble capa transparente sensible a la radiación ionizante con espesor de 15  $\mu\text{m}$  compuesta por átomos de carbono (31%), hidrógeno (56%), nitrógeno (5%) y oxígeno (8%) las cuales se encuentran cubiertas en ambos lados por una base de poliéster de 67  $\mu\text{m}$  (ver figura 1.5). En la tabla 1.1 se enlistan las características de la película.

La composición general de las PTR MD-55-2 es básicamente: carbono, hidrógeno, oxígeno y nitrógeno en diferentes proporciones que dependen de la función de cada capa, ésta composición se debe a que con ello, se pretende simular tejido, hueso y ciertos materiales aislantes cuando éstos son sometidos a la radiación.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

La dependencia de esta película con la energía de los fotones incidentes ha sido calculada considerando los coeficientes másicos de atenuación y de energía. El material sensor es similar en su poder de frenado y su coeficiente másico de atenuación, a el agua o músculo, para energías mayores que los 100 keV [McLaughlin et al 1994].

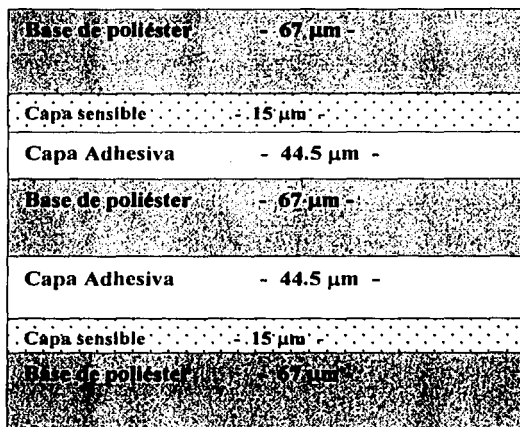


Figura 1.5. Estructura y dimensiones de la película GafChromic MD-55-2.

Tabla 1.1. Características de las PTR MD-55-2.

<b>PTR MD -55-2</b>
Base de poliéster : 67 $\mu\text{m}$ (31% carbono, 56% hidrógeno, 5% nitrógeno, 8% oxígeno)
Capa sensible : 15 $\mu\text{m}$ (31% carbono, 56% hidrógeno, 5% nitrógeno, 8% oxígeno)
Capa adhesiva : 44.5 $\mu\text{m}$ (33% carbono, 50% hidrógeno, 17% oxígeno)
Intervalo útil de dosis : 3 - 100 Gy
Efecto por dosis fraccionada < 1%
Efecto por humedad : Sí
Efecto por temperatura : Sí
Resolución espacial: > 600 ciclos/mm (1200 líneas/mm)
Uniformidad de la película: 3% - 5%

De acuerdo con el fabricante, las PTR GafChromic MD-55-2 pueden registrar dosis de 3-100 Gy, en general, estos dosímetros presentan muchas ventajas con respecto a otros, pero también tienen ciertas limitaciones. Su mayor ventaja en este trabajo reside en su alta resolución espacial, particularmente útil para medir altos gradientes de dosis como los encontrados alrededor de los volúmenes blanco en radiocirugía.

### 1.8.1 Respuesta a diferentes longitudes de onda

Como se había mencionado antes, la radiosensibilidad de las PTR se debe a que la capa sensible está compuesta por microcristales de monómero, estos cristales sufren una polimerización parcial cuando incide radiación ionizante en ellos, provocando un mayor oscurecimiento azul en la película a medida que la dosis suministrada a ésta se incrementa.

Lo anterior se ve reflejado en un aumento de la densidad óptica de la película. Las longitudes de onda a las que se obtienen los dos picos principales de absorción son los 610 y 670 nm [McLaughlin et al 1991], como se muestra en la figura 1.6.

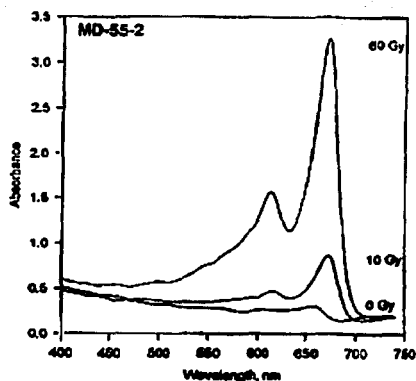


Figura 1.6. Picos de absorción de las PTR GafChromic MD-55-2.

### 1.8.2 Resolución espacial

Las PTR poseen una muy alta resolución espacial (1.2 líneas por  $\mu\text{m}$ ) por lo que éstas son ideales para medir distribuciones de dosis en regiones del campo de radiación donde existen

altos gradientes de dosis tales como las regiones de penumbra en haces de radioterapia [Niroomand-Rad et al. 1998]. Las PTR pueden ser utilizadas no sólo para medir distribuciones en el eje central de salida sino también para medir perfiles y curvas de isodosis con una alta resolución espacial. En estas regiones las componentes espectrales del haz de rayos X cambian frecuentemente lo que puede ocasionar una dependencia mayor de la energía.

Las películas de tinte radiocrómico son un dosímetro útil en áreas en las que no existe un equilibrio electrónico donde otros detectores son incapaces de realizar mediciones exactas [Bjarnard et al. 1990]. Este efecto se observa principalmente en tratamientos como Gamma Knife y radiocirugía en donde se utilizan haces con radios menores que 1 cm.

## 1.9 INSTRUMENTOS DE LECTURA DE LAS PTR

### 1.9.1 Densidad óptica

Debido a que los cambios en la intensidad de color de la película de tinte radiocrómico depende de la energía depositada por la radiación ionizante, la respuesta de la película se mide en términos de la densidad óptica y corresponde al grado de oscurecimiento registrado en la película. Supongamos un haz de luz incidente sobre la PTR, y un detector que registra la luz transmitida [Khan 2003].

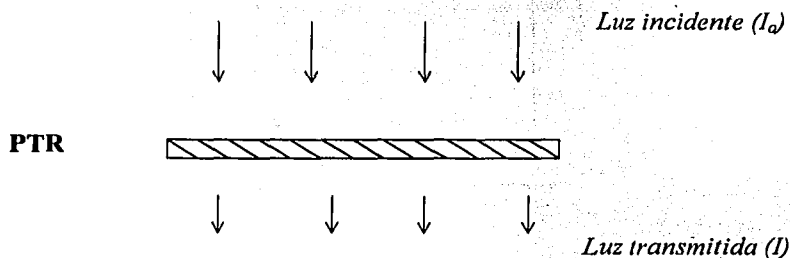


Figura 1.7. Esquema de la luz incidente y transmitida en la PTR.



La transmitancia se define como:

$$T = \frac{\text{Cantidad de luz transmitida por una región de la película}}{\text{Cantidad de luz incidente por la misma región pero en ausencia de la película}} \dots\dots(1.2)$$

La densidad óptica está definida de la siguiente manera:

$$DO = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) = \log_{10} \left( \frac{I_o}{I} \right) \dots\dots\dots(1.3)$$

La definición anterior muestra que la **DO** depende de la longitud de onda de la luz incidente.

### 1.9.2 Densitómetros

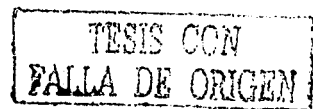
Una vez que las películas de tinte radiocrómico son expuestas a la radiación ionizante, éstas absorben energía de la radiación y la transforman mediante reacciones químicas en una coloración directa de la película tornándola más azul a medida que la energía depositada aumenta. La forma más sencilla para identificar cambios en las intensidades de las películas es con el uso de un densitómetro.

Una forma de cuantificar la intensidad de luz transmitida por la película es midiendo la respuesta en las películas después de haber sido irradiadas y compararlas con la opacidad de éstas cuando no han sido expuestas. La medición del cambio en la densidad óptica de las películas irradiadas ( $DO_i$ ) con respecto a las películas sin irradiar ( $DO_o$ ) está dada por la siguiente relación:

$$\Delta D = (DO_i - DO_o) \dots\dots\dots(1.4)$$

Las componentes de un densitómetro son :

*i) Un sistema de iluminación* compuesto por una lámpara, un sistema óptico y un alimentador para el encendido. La lámpara emite luz con cierta longitud de onda y se enciende gracias a un circuito eléctrico que mantiene una intensidad controlada de manera que la cantidad de luz en cada lectura sea constante. El sistema asegura que la iluminación es la que debe ser en la porción incidente de la muestra.



**ii) Un sistema de captación y medida** compuesto por un fotorreceptor, una óptica colectora de luz y unos filtros para limitar la zona espectral que se transmite al fotorreceptor de forma que solamente sea la de ciertas regiones de todo el espectro visible. Este sistema colector lleva normalmente filtros de color que aseguran una coincidencia de la sensibilidad espectral con el estándar establecido por parte del *Comité ANSI/IT2 (American Standards Institute)*, de manera que se obtiene un estándar denominado *Status T*. Esta especificación ha hecho posible la coincidencia entre densitómetros hechos por un mismo fabricante así como una correspondencia adecuada entre los modelos hechos por diversos fabricantes. La especificación de densidad del Status T es el resultado del diseño, la medición y la certificación con el objeto de disponer de una definición de respuesta estándar [CIE Publication 130 (1998)].

**iii) Un sistema de procesado de las señales eléctricas** correspondientes a la intensidad de la luz incidente y de la luz transmitida y que se encarga de la función de cálculo y visualización. Este sistema puede ser simplemente un detector y un circuito de registro conectado a una pantalla analógica o digital o puede utilizar un sistema de almacenamiento en memoria a partir de la cual derivar funciones tales como la ganancia de punto y el contraste.

Todos los densitómetros llevan los medios adecuados para poder determinar un valor densitométrico mediante una relación logarítmica. Los densitómetros pueden dar lecturas diferentes si algunos de los componentes de sus respectivos sistemas de medición (tales como los filtros, el sensor de luz, la relación entre valores) son diferentes. La respuesta del densitómetro está definida con base en las lecturas de densidad óptica que se obtienen a partir de las variables de entrada que fueron precisadas para obtener esas lecturas.

Por tanto, una respuesta estándar es aquella que exige lecturas de densidad uniforme en todos los densitómetros al margen de las características de los juegos de filtros, de los dispositivos sensores de luz o de las relaciones entre valores establecidas en la unidad [Melles Griott Catalog 2002].

*iv) Ancho de banda: banda ancha y estrecha*, se refiere a la zona del espectro visible que un filtro dejará pasar a través de su superficie. Los filtros de banda ancha permiten el paso de una mayor gama de ondas luminosas que los filtros de banda estrecha.

### **1.9.3 Escáner**

La respuesta de la película puede medirse con un escáner de cama plana de reflexión o de transmisión. La función del escáner es traducir información analógica a información digital, procesando los tonos continuos de una imagen en cuatro distintos colores: cian, magenta, amarillo y negro (CMYK), o alternativamente rojo, verde y azul (RGB). Cada píxel contiene una cantidad de información establecida de acuerdo al número de bits o tonalidades que puede capturar el escáner, a mayor número de tonalidades tendremos una mayor cantidad de información capturada por el escáner [O'Quinn 1999]. Así, 12 bits por color nos brinda  $2^{12}$  (4096) niveles de color.

Existen diferentes tipos de escáners comerciales, el más común de todos es el escáner de cama plana. Este escáner puede alojar la película sobre la superficie de cristal y gracias a un conjunto de espejos se logra un barrido gradual por medio de sensores que se desplazan progresivamente en conjunto con una fuente de luz, por debajo del cristal.

La unidad de lectura de este tipo de escáner contiene una lámpara y un lector basado en tecnología CCD (Charged Couple Device).

El escáner de cama plana tiene dos modalidades: escala de grises y RGB. En la escala de grises se presenta una reflexión de la luz de la película original, o bien una transmisión de la luz de la película. La información de la densidad de la luz se convierte en datos binarios que representan por ejemplo, 256 tonos de gris, desde el blanco hasta el negro.

La escala RGB corresponde a hacer tres barridos de la imagen, un barrido por cada canal de color (rojo, verde y azul), o alternativamente, se pueden utilizar 3 CCDs con diferentes filtros que permitan pasar sólo una componente (R, G o B). Como consecuencia el archivo de un escáner a color tiene tres veces la información de un archivo en escala de grises.

En la superficie del CCD se activan millones de puntos sensibles a la luz llamados píxeles, los cuales graban de forma electrónica la luz que se captura al momento de hacer la exposición digital, produciendo un voltaje proporcional a la cantidad de luz que reciben; la información es registrada en forma analógica para posteriormente ser transformada en un registro binario que se aloja en una memoria digital como la unidad de procesamiento (CPU) [Beiser 2001]. Esta adquisición digital de una imagen con base en píxeles puede ser controlada y manipulada dentro de la computadora por medio de un software especialmente diseñado. Un mayor número de píxeles a través del CCD implica una mayor resolución espacial debido a que más puntos formarán la imagen. Una imagen de alta calidad será una imagen con una resolución espacial más grande.

La resolución de un escáner determina la capacidad de digitalizar una imagen y está definida como el número de puntos por pulgada (dpi) que el dispositivo es capaz de generar o capturar vertical y horizontalmente, no necesariamente simétricos. Así una cierta cantidad de dpi o ppi (puntos por pulgada) indica el número de píxeles que dichos dispositivos pueden leer o mostrar por unidad de medida (tomando como estándar la pulgada). Existen dos tipos de resolución asociados a los escáners: la resolución óptica la cual es gobernada por el hardware y que corresponde a la máxima resolución que puede usarse sin necesidad de hacer interpolación, y la resolución interpolada la cual permite al escáner digitalizar una imagen interpolando los valores de los lugares en blanco entre los píxeles en uso.

El software y/o hardware coordinan el nivel de color entre dos o más dispositivos digitales durante la calibración de color. Al momento de comprar el escáner, la calibración corresponde a un grupo internacional de estándares dado por la C.I.E (Commission Internationale de l'Éclairage), por lo que se interpreta CIE Lab. como el estándar de color para algunos fabricantes de Hardware y de Software. A medida que el escáner ha tenido un mayor uso, los CCDs que son los encargados de recolectar la luz y transformarla en señales eléctricas, pierden su sensibilidad original, por lo que en ocasiones, dependiendo de la función que desempeñe el escáner, resulta conveniente hacer una recalibración que recupere con un factor de escala la gama de colores de acuerdo con la C.I.E. [CIE 130-1998].

La respuesta de las películas se define de manera similar a la densidad óptica

$$R = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) \dots\dots\dots(1.5)$$

En donde  $I_0$  es la intensidad de color ( R, G, B ) de una película sin irradiar e  $I$  es la intensidad de color medida de una película irradiada a un cierto nivel de dosis. Dependiendo del tipo de película, la respuesta definida en la ecuación 1.5 está relacionada linealmente con la densidad óptica en un intervalo de dosis dado.

### 1.10 TÉCNICA DE DOBLE EXPOSICIÓN

La técnica de doble exposición fue desarrollada por Zhu, et al en 1997 con la finalidad de reducir la dispersión en los valores de DO medidos con un densitómetro 2D (mide la densidad en 2 dimensiones) en PTR que habían sido irradiadas. En el mismo año Klassen et al 1997 realizaron estudios dosimétricos en PTR MD-55 aplicando el método de doble exposición.

Esta técnica consiste en aplicar una primera exposición de radiación uniforme (rayos X de 6 MV provenientes de un LINAC) a las PTR, con lo que se define píxel por píxel una matriz de corrección a la no uniformidad del sensor del que se obtiene la lectura [Zhu et al 1997]. Una vez que la película ha sido irradiada, se espera el tiempo de estabilización de color y se toma la lectura de  $\Delta DO$  debida a la 1ª exposición de la película.

Posteriormente, se expone nuevamente a la película a una dosis “desconocida”, se toma la lectura y se mide la DO neta de cada píxel ( $\Delta DO$ ) debida a esta dosis. La  $\Delta DO$  debido a la dosis total suministrada sirve para determinar, a partir de una curva de calibración, la dosis suministrada a la película, restándole a éste la dosis de la 1ª irradiación se obtiene la dosis desconocida. De acuerdo con Klassen et al, este método permite efectuar una dosimetría en PTR MD-55 con una incertidumbre menor que el 1% en la región de 6 Gy.

## 1.11 DESCRIPCIÓN DEL MANIQUÍ DE RCE

En este trabajo, se utilizó un maniquí esférico de 16 cm de diámetro [Avila-Rodríguez, 2001] fabricado de metacrilato de metilo, mejor conocido como lucita o acrílico. El maniquí consiste de 2 semiesferas desmontables que al unir las forman una cavidad cúbica de  $125 \text{ cm}^3$  en su centro. Esta cavidad permite introducir dos piezas de acrílico de  $5 \times 5 \times 2.5 \text{ cm}^3$  con dos semiesferas las cuales simulan en el centro del maniquí una lesión esférica de 2 cm de diámetro equivalente a un volumen de  $4.19 \text{ cm}^3$ .

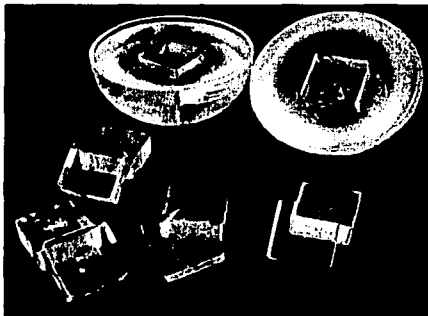


Figura 1.8. Maniquí utilizado para el tratamiento de RC.

La utilización de lucita como material para la fabricación de un maniquí se debe a que su composición es parecida al tejido, esto permite obtener un comportamiento similar al de tejido cuando incide radiación ionizante en él.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

## Capítulo 2

### **Análisis de las películas de tinte radiocrómico - Calibración**

---

En este capítulo se desarrolla el protocolo para el manejo de las PTR MD-55-2, y se presentan las curvas de calibración (dosis como función de la respuesta), de las películas utilizando un densitómetro y un escáner funcionando en modo de transmisión, empleando dos perfiles de calibración diferentes.

#### **2.1 PROTOCOLO PARA EL MANEJO Y LECTURA DE LAS PTR**

En esta sección se describe el protocolo utilizado para el manejo de las películas de tinte radiocrómico (PTR) empleadas en este trabajo y que corresponden al lote H1146MD-55-2.

1.- Control de temperatura y humedad durante el almacenamiento de las películas antes y después de la irradiación. Con la finalidad de proteger e identificar a cada película, éstas fueron colocadas dentro de un sobre individual de papel especialmente diseñado para su identificación y mejor manejo. Todos los sobres se almacenaron dentro de una caja de cartón bajo las mismas condiciones de temperatura y humedad (de acuerdo con el Laboratorio de Dosimetría del IFUNAM). El almacenamiento de las PTR bajo estas condiciones ocurrió a partir de que éstas fueron cortadas y solo se sacaron de su sobre durante su irradiación y lectura.

2.- El corte de las películas se hizo con un mínimo de 24 h previas a la irradiación, siempre portando guantes de látex (sin talco) y colocando encima de la película una hoja de acetato para evitar posibles rayaduras. Una vez cortadas, fueron colocadas dentro de los sobres de papel. Posteriormente se almacenaron en una caja de cartón.

3.- La irradiación se realizó siempre tratando de mantener niveles mínimos de luz visible.

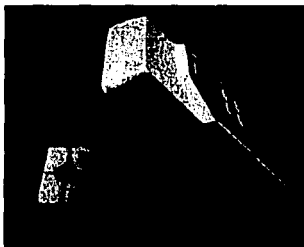
4.- La lectura de la densidad óptica (con densitómetro y escáner) se llevó a cabo aproximadamente 48 h después de la irradiación. Al igual que el almacenamiento, la lectura se realizó en condiciones controladas de temperatura y humedad, haciendo énfasis en evitar la exposición a radiación ultravioleta .

5.- Cada conjunto de películas bajo estudio va acompañado siempre de una película sin irradiar que sirve de referencia (testigo).

## 2.2 DISPOSITIVOS DE LECTURA UTILIZADOS

### 2.2.1 Densitómetro

En este caso se utilizó un densitómetro Nuclear Associates modelo 37-443 de Nuclear Associates para medir densidad óptica de las PTR (ver figura 2.1).



**Figura 2.1.** Densitómetro Radiocrómico utilizado en este trabajo.

Este densitómetro es un instrumento altamente preciso, confiable y que nos permite hacer mediciones de la densidad óptica fácilmente y con una alta reproducibilidad en las mediciones de  $\pm 0.01$  DO, dentro de un intervalo de densidad de 0 – 4.00 con una precisión de  $\pm 0.02$  DO sobre el intervalo especificado.

El mecanismo de funcionamiento del densitómetro es el siguiente: de la abertura del densitómetro de 2 mm de diámetro es emitida luz roja ultra brillante de láser He-Ne hacia la película. Un filtro pasabandas colocado sobre el LED (diodo emisor de luz) sirve para unificar el pico principal del espectro de absorción de las películas de tinte radiocrómico, maximizando así la estabilidad y sensibilidad de la calibración, ya que provee una banda



ancha de 10 nm centrada en 671 nm. El intervalo de temperaturas sobre las que opera es entre 10 y 40° C.

Previo a cada lectura, se verificó que el densitómetro estuviera calibrado usando su propio patrón de calibración. Las medidas siempre se en el Laboratorio de Dosimetría en condiciones constantes de temperatura, humedad y protección contra el UV.

### 2.2.2 Escáner de transmisión

El escáner utilizado en este trabajo fue un escáner comercial de alta resolución Agfa DuoScan T1200 (Figura 2.2) con la capacidad de digitalizar hasta 600 × 1200 pixeles por pulgada en 36 bits, utilizando 12 bits por color (rojo, verde, azul) abreviados por sus siglas en inglés como RGB.

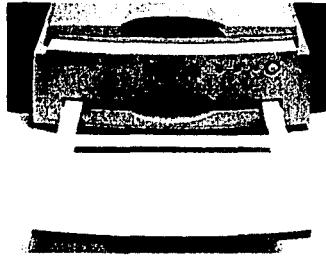


Figura 2.2. Escáner de transmisión utilizado en este trabajo.

De acuerdo con el fabricante, el escáner utilizado posee las siguientes características:

- 3 CCDs en línea con 5000 elementos cada uno
- Resolución óptica: 1200 (V) x 600 (H) ppi
- Resolución mínima (interpolada):
  - 2400 ppi (Color /Tono de grises)
  - 3600 ppi (artístico)
- Profundidad de color:
  - Tono de grises: 12 bit
  - Color: 36 bit

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

- Densidad Máxima: 3:0 D
- Lámparas: 3 tubos catódicos fríos

Para este estudio se utilizó una resolución de 300 puntos por pulgada en modo RGB, la utilización de este modo del escáner permitió descomponer la imagen digitalizada en sus componentes rojo, verde y azul con 12 bits por cada color. Para obtener las intensidades de cada componente se utilizó un programa en Matlab (ver 5.6) el cual proporcionó información de las tres componentes RGB en cada pixel con 12 bits por color en una región de interés (ROI). Todas las intensidades de color, así como la desviación estándar de sus intensidades mostradas en este capítulo corresponden a promedios sobre regiones de interés de aproximadamente  $50 \times 50$  pixeles, es decir, de  $4.23 \times 4.23$  mm.

Durante la digitalización se tuvo cuidado de no añadir contribuciones a la respuesta de las películas debidas a radiación ultravioleta, por lo que se mantuvieron las luces apagadas del lugar en donde se hizo la digitalización mientras las películas se encontraron fuera de su sobre. Una vez colocadas en la charola del escáner, se puso un marco negro a las películas con la finalidad de minimizar las contribuciones de la lámpara provenientes de zonas adyacentes a la película y que pudieran modificar la respuesta medida por el escáner.

### 2.3 CALIBRACION DE LAS PTR

En esta sección se presentarán los resultados referentes a la calibración de las PTR con rayos  $\gamma$  emitidos por una fuente calibrada de  $^{60}\text{Co}$ . Este conjunto de PTR, además de proporcionar la curva de calibración, fue utilizado para estudiar características tanto de las PTR como del sistema de lectura (digitalizador). Las características estudiadas se listan a continuación:

- a) Seguimiento de estabilización de las películas. Este estudio se describe en la sección 2.3.2.
- b) Efecto del perfil de calibración de color del escáner. Durante este estudio se usaron 2 perfiles: *perfil 1* pertenece a la calibración de color dada por el fabricante al escáner de

acuerdo con la norma internacional CIE y *perfil 2* que corresponde a la calibración de color que se le efectuó al escáner en julio de 2001 en el IFUNAM. Este estudio se presenta en la sección 2.3.4.

### **2.3.1 Irradiación**

La irradiación de las películas se llevó a cabo en el irradiador Gammacell del Instituto de Ciencias Nucleares (ICN, UNAM). Este irradiador utiliza fuentes de  $^{60}\text{Co}$ ; la tasa de dosis al día de las irradiaciones (28 de junio 2002) era de 0.83 Gy/min. Previo a la irradiación, las películas fueron cortadas y se dejaron reposar durante 24 h para que se estabilizaran debido al estrés mecánico al que fueron sometidas durante su corte.

Para la irradiación de las películas, éstas fueron colocadas dentro de una estructura de acrílico a 3 cm de altura con respecto de la base del irradiador. La estructura de acrílico tenía paredes de aproximadamente 4 mm de espesor para garantizar equilibrio de partícula cargada. Una vez que las películas fueron irradiadas a la dosis correspondiente, se guardaron en su sobre y fueron leídas 2 días posteriores a la irradiación. Las fechas en las cuales se llevó a cabo el tratamiento se describen a continuación:

*27 junio 2002: Corte y almacenamiento*

*28 junio 2002: Irradiación*

*1° julio 2002:*

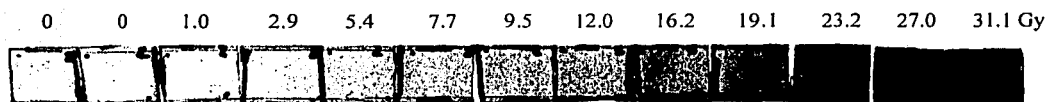
*i) Colocación de las películas en orden creciente de dosis en un marco de acetato*

*ii) Digitalización en el escáner de transmisión utilizando 2 perfiles de calibración del escáner: perfil 1 y perfil 2.*

*iii) Lectura de la DO con el densitómetro*

La figura 2.3 muestra una imagen obtenida de las películas irradiadas a diferentes dosis con propósitos de calibración. Aunque la figura se muestra en niveles de gris, en realidad

las películas tienen diferentes tonos de azul, intensificándose a medida que la dosis suministrada es mayor.



**Figura 2.3.** Digitalización de las PTR utilizando el perfil 2, 1662 × 174 pixeles, 300 ppi RGB.

El tiempo de tránsito de las películas dentro del irradiador fue en promedio de 0.3 min, lo cual contribuyó en una dosis adicional de 0.08 Gy para cada película. La tabla 2.1 muestra únicamente la dosis suministrada sin tomar en cuenta la dosis debida al tránsito.

**Tabla 2.1.** Tiempo de irradiación y dosis suministrada a las películas de calibración.

<b>PTR</b>	<b>Tiempo de irradiación (min)</b>	<b>Dosis (Gy)</b>
<b>1</b>	0.0	0.0
<b>2</b>	0.0	0.0
<b>3</b>	1.25	1.0
<b>4</b>	3.50	2.9
<b>5</b>	6.50	5.4
<b>6</b>	9.50	7.7
<b>7</b>	11.50	9.5
<b>8</b>	14.50	12.0
<b>9</b>	19.50	16.2
<b>10</b>	23.00	19.1
<b>11</b>	28.00	23.2
<b>12</b>	32.50	27.0
<b>13</b>	37.50	31.1

### 2.3.2 Estabilización del color de las PTR

Se ha reportado en la literatura que la intensidad de color de las PTR después de haber sido irradiadas puede cambiar como función del tiempo [Klassen et al 1997]. En este trabajo se hizo un seguimiento del cambio de la densidad óptica de las películas obtenidas originalmente para la calibración durante un intervalo de 68 días.

La forma más sencilla para identificar cambios en las densidades de las PTR como función del tiempo y de la dosis suministrada, es con el uso de un densitómetro. Durante este estudio se registraron los datos midiendo la DO en 5 puntos de la película: en el centro y en puntos cercanos a sus 4 lados. Todas las mediciones fueron hechas bajo las mismas condiciones y por la misma persona, de igual forma siempre se comprobó que el densitómetro estuviera calibrado de acuerdo con las especificaciones del fabricante, utilizando la plantilla de calibración que acompaña al densitómetro.

Los puntos de la película en donde se tomaron las mediciones se muestra en la figura 2.4. La figura 2.4 a) muestra los puntos de la película en donde se tomaron las mediciones durante los primeros 38 días, mientras que la figura 2.4 b) muestra los puntos tomados a los 64 días post-irradiación



**Figura 2.4.** Puntos de la película en donde fueron tomadas las mediciones de DO. a) Durante los primeros 38 días post-irradiación. b) a los 64 días post-irradiación.

El estudio de la estabilización del color se llevó a cabo para el conjunto de calibración así como para el conjunto de doble exposición. En los resultados de este capítulo se hace uso de la siguiente nomenclatura:

$t_{irr}$ : tiempo de irradiación de las películas medido en minutos.

$D_s$ : Corresponde a la dosis suministrada. En todos los casos  $D_s = (0.83 \text{ Gy/min}) * (t_{irr})$ .

$D_e$ : Dosis evaluada.

$DO_{prom}$ : Densidad óptica medida con el densitómetro y que corresponde al promedio de los 5 puntos medidos en la película a determinado día posterior a la irradiación.

La tabla 2.2 contiene los resultados del seguimiento de la estabilización de color para las PTR como función del día post-irradiación. En todos los casos,  $\delta DO$  es  $\pm 0.01$  ya que la

dispersión de las mediciones fue prácticamente nula, por lo que la desviación estándar corresponde a la precisión del densitómetro utilizado.

**Tabla 2.2.** DO promedio medida con el densitómetro como función del día post-irradiación (la precisión del equipo es de  $\pm 0.01$  DO).

PTR	D <sub>i</sub> (Gy)	DO (días transcurridos)								
		3	4	10	17	24	31	38	68 "o"	68 "x"
1	0.0	0.17	0.17	0.17	0.17	0.14	0.18	0.17	0.18	0.18
2	0.0	0.17	0.17	0.17	0.17	0.17	0.17	0.18	0.18	0.18
3	1.0	0.24	0.24	0.23	0.24	0.26	0.26	0.26	0.26	0.26
4	2.9	0.36	0.35	0.35	0.36	0.36	0.38	0.38	0.38	0.38
5	5.4	0.54	0.53	0.53	0.54	0.54	0.56	0.56	0.57	0.57
6	7.7	0.66	0.65	0.64	0.67	0.67	0.68	0.68	0.69	0.69
7	9.5	0.77	0.76	0.75	0.78	0.77	0.78	0.79	0.81	0.81
8	12.0	0.94	0.90	0.89	0.93	0.92	0.94	0.95	0.96	0.96
9	16.2	1.15	1.16	1.13	1.17	1.17	1.19	1.19	1.24	1.24
10	19.1	1.29	1.29	1.29	1.33	1.32	1.35	1.34	1.38	1.38
11	23.2	1.46	1.46	1.45	1.50	1.50	1.51	1.52	1.55	1.55
12	27.0	1.77	1.74	1.72	1.77	1.77	1.80	1.77	1.83	1.83
13	31.1	1.90	1.91	1.92	1.98	1.97	1.98	1.98	2.03	2.03

Para evaluar la dosis en la película a partir de su densidad óptica, es necesario conocer la diferencia de la densidad óptica de la película irradiada  $DO_i$  con respecto a la densidad óptica de la película de referencia (fondo)  $DO_r$ . Esta diferencia está dada por  $\Delta DO$ , la cual fue calculada como  $DO_i - DO_r$  (ecuación 1.4). Debido a que en este estudio se contó con 2 películas de fondo, el valor de DO para la película sin irradiar se tomó como el promedio de DO de las 2 películas. Esta resta se llevó a cabo con las DO correspondientes leídas el mismo día. La información en la tabla 2.3, corresponde al registro de la DO a los 3, 4, 10, 17, 24, 31, 38 y 68 días posteriores a la irradiación de las películas de calibración. Por el mismo motivo que la tabla anterior, los casos en donde no se indica explícitamente  $\Delta DO$  tienen una desviación estándar de  $\pm 0.01$ .

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Tabla 2.3. Lecturas de  $\Delta DO$  obtenidas con el densitómetro para la calibración de las PTR  
 Reproducibilidad del densitómetro :  $\pm 0.01 DO$ .

$D_s$ (Gy)	$\Delta DO$ (días transcurridos)								
	3	4	10	17	24	31	38	68	$\pm \delta(\Delta DO)$
0.0	0.00 $\pm$ 0.01	0.00 $\pm$ 0.01	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.01
0.0	0.00 $\pm$ 0.01	0.00 $\pm$ 0.01	0.00	0.00	0.00	-0.01	0.01	0.00	0.01
1.0	0.07 $\pm$ 0.01	0.07 $\pm$ 0.01	0.06	0.07	0.09	0.08	0.09	0.08	0.01
2.9	0.19 $\pm$ 0.01	0.18 $\pm$ 0.01	0.19	0.19	0.18	0.20	0.21	0.2	0.01
5.4	0.37 $\pm$ 0.01	0.36 $\pm$ 0.01	0.36	0.37	0.37	0.38	0.39	0.39	0.01
7.7	0.49 $\pm$ 0.01	0.48 $\pm$ 0.01	0.47	0.51	0.49	0.50	0.51	0.51	0.01
9.5	0.60 $\pm$ 0.01	0.59 $\pm$ 0.01	0.58	0.62	0.60	0.60	0.62	0.63	0.01
12.0	0.77 $\pm$ 0.05	0.73 $\pm$ 0.01	0.72	0.76	0.75	0.76	0.77	0.78	0.01
16.2	0.98 $\pm$ 0.01	0.99 $\pm$ 0.01	0.96	1.01	0.99	1.01	1.02	1.05	0.01
19.1	1.12 $\pm$ 0.02	1.12 $\pm$ 0.09	1.11	1.16	1.15	1.17	1.17	1.20	0.01
23.2	1.29 $\pm$ 0.02	1.29 $\pm$ 0.01	1.28	1.34	1.33	1.33	1.35	1.37	0.01
27.0	1.60 $\pm$ 0.02	1.57 $\pm$ 0.01	1.55	1.61	1.60	1.62	1.60	1.66	0.01
31.1	1.73 $\pm$ 0.01	1.74 $\pm$ 0.01	1.75	1.81	1.80	1.80	1.81	1.85	0.01

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Tabla 2.4. Porcentaje de incremento en  $\Delta DO$  respecto al 3er día post-irradiación.

D <sub>i</sub> (Gy)	$\Delta DO$ 3 <sup>er</sup> día	% INCREMENTO (días transcurridos)						
		4 días	10 días	17 días	24 días	31 días	38 días	68 días
0.0	0.00	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1.0	0.07	0.0	-16.7	0.0	22.2	12.5	22.2	12.5
2.9	0.19	-5.6	0.0	0.0	-5.6	5.0	9.5	5.0
5.4	0.37	-2.8	-2.8	0.0	0.0	2.6	5.1	5.1
7.7	0.49	-2.1	-4.3	3.9	0.0	2.0	3.9	3.9
9.5	0.60	-1.7	-3.4	3.2	0.0	0.0	3.2	4.8
12.0	0.77	-5.5	-6.9	-1.3	-2.7	-1.3	0.0	1.3
16.2	0.98	1.0	-2.1	3.0	1.0	3.0	3.9	6.7
19.1	1.12	0.0	-0.9	3.4	2.6	4.3	4.3	6.7
23.2	1.29	0.0	-0.8	3.7	3.0	3.0	4.4	5.8
27.0	1.60	-1.9	-3.2	0.6	0.0	1.2	0.0	3.6
31.1	1.73	0.6	1.1	4.4	3.9	3.9	4.4	6.5

La tabla 2.4 muestra el porcentaje de incremento de la  $\Delta DO$  considerando la lectura del 3er día como el valor inicial de referencia. De los valores presentados puede observarse que la densidad óptica de las películas nunca se estabilizó, y se observa una cierta tendencia a incrementar la diferencia al incrementar el tiempo post-lectura. Durante los primeros 30 días posteriores a la irradiación, se registraron valores oscilantes en  $\Delta DO$ , para algunos casos se incrementó el valor mientras que para otros disminuyó.

Posterior a 30 días post-irradiación, se observó para todas las películas un incremento en la DO, como si las películas se hubiesen oscurecido más con el tiempo. Las mayores diferencias se registraron para dosis pequeñas (en particular a 1.03 Gy), hecho no sorprendente dado que el fabricante garantiza sensibilidad de la película para dosis mayores a 3 Gy. Las máximas diferencias que se observaron ocurrieron a los 68 días post-irradiación, siendo a lo más 7% mayores con respecto a la lectura del 3<sup>er</sup> día por lo que

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



resulta importante el día posterior a la irradiación en el que se toman los datos para elaborar la curva de calibración. El error asociado se calculó como:

$$\delta\Delta OD = \sqrt{(0.01)^2 + (\sigma_{promedio})^2} \quad \text{donde} \quad \sigma_{promedio} = \frac{1}{\sqrt{N^2 - N}} \left( \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \right)^{1/2}$$

Dicho error cae a partir del décimo día dentro de la reproducibilidad en las mediciones dado por el densitómetro, ya que  $\sigma_{promedio} \approx 0$ . En la figura 2.5 se muestra la gráfica de los datos de la tabla 2.3.

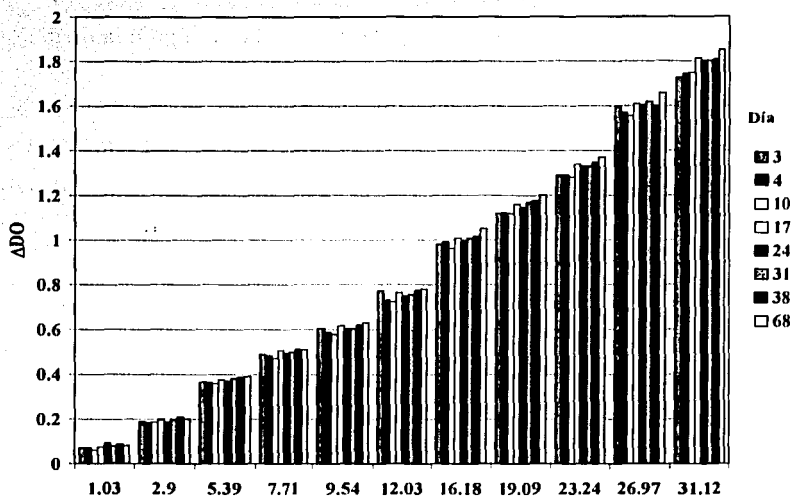


Figura 2.5.  $\Delta OD$  como función de la dosis y del tiempo de lectura.

La figura 2.5 muestra que, aunque las variaciones en  $\Delta OD$  fueron pequeñas, nunca llegamos a una estabilidad en las mediciones. Puede observarse que el cambio en la densidad óptica tiene una ligera tendencia a incrementarse como función del tiempo, y que éstas variaciones a los 68 días de seguimiento fueron del 5.6% en promedio (1.3% mínimo, 6.7% máximo), eliminando los datos asociados a 1.03 Gy. Lo anterior coincide con resultados encontrados por Klassen y colaboradores (1997) en donde observaron que la

DO de las PTR MD-55 aumentaba con el tiempo de almacenamiento de la película una vez que había sido irradiada (0.68 Gy/min) (seguimiento a partir de 10 min hasta 114 días post-irradiación para un intervalo de dosis de 0 a 15 Gy). Klassen et al observaron que  $\Delta DO$  se incrementa linealmente con el logaritmo del tiempo. El mayor oscurecimiento de las películas fue reportado para la dosis más alta suministrada en el estudio (15 Gy) y esta diferencia se incrementaba a mayor tiempo de almacenamiento, llegando a su incremento máximo a los 65 días post-irradiación, 55 días después (120 días post-irradiación). Independientemente de la dosis suministrada, las lecturas realizadas en todas las películas mostraron un cambio de 0.5 cGy/día. De lo anterior, Klassen y colaboradores concluyeron que 2 días post-irradiación son un periodo adecuado para la medición de  $\Delta DO$ .

En la figura 2.6 se presenta información similar para los datos obtenidos en el seguimiento de estabilización de color, para 3 dosis diferentes (2.90, 16.18 y 31.12 Gy). Se puede ver de manera más clara la tendencia de la  $\Delta DO$  a incrementarse ligeramente con el tiempo.

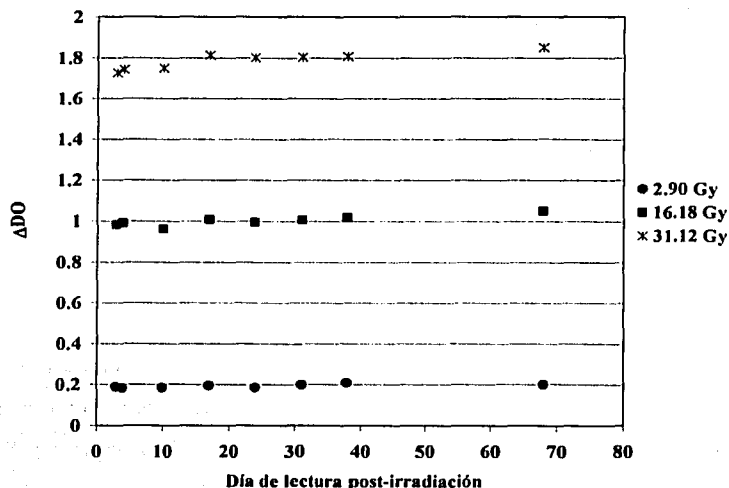


Figura 2.6.  $\Delta DO$  promedio como función de los días transcurridos desde la irradiación. Se muestran los datos para 3 dosis diferentes.

### 2.3.3 Curvas de calibración – Medidas con el densitómetro

A partir de los datos de la tabla 2.3, se pueden obtener curvas de calibración para 3 días diferentes de lectura post-irradiación. Debido a que las incertidumbres asociadas a la medición son pequeñas, sólo se aprecian aquellas en donde la dispersión es mayor. Las diferentes curvas de calibración se muestran en la figura 2.7

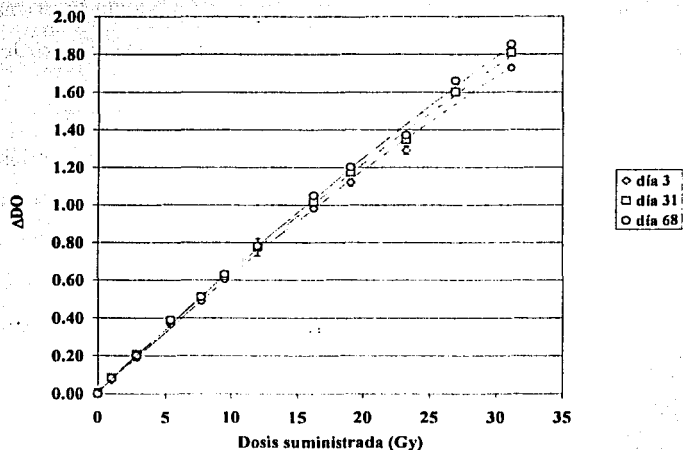


Figura 2.7. ΔDO como función de la dosis suministrada y del día post-irradiación. Los ajustes cuadráticos correspondientes se muestran en la figura como líneas continuas.

Los ajustes encontrados fueron los siguientes:

Para el 3er día :  $\Delta DO = -0.0003 D_s^2 + 0.0655 D_s + 0.0041; r^2 = 0.9978 \dots\dots(2.1)$

Para el 31avo día :  $\Delta DO = -0.0003 D_s^2 + 0.0660 D_s + 0.0153; r^2 = 0.9992 \dots\dots(2.2)$

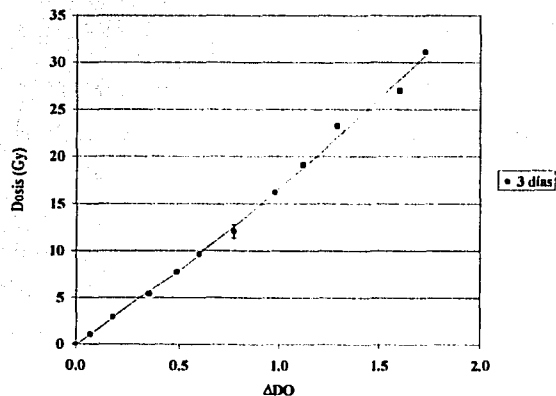
Para el 68avo día :  $\Delta DO = -0.0003 D_s^2 + 0.0676 D_s + 0.0085; r^2 = 0.9988 \dots\dots(2.3)$

Como puede observarse, en todos los casos, al ajustar un polinomio de segundo orden se obtuvo un término cuadrático igual a  $-3 \times 10^{-4}$ , y aunque para dosis bajas el mejor ajuste es lineal, dosis superiores a 15 Gy muestran un comportamiento lineal-cuadrático. Por lo anterior, el polinomio que describe mejor en conjunto a las películas a intervalos bajos y altos de dosis y que es el que se utilizará en este estudio es de orden 2.

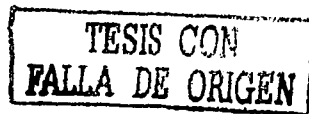
El uso de un ajuste lineal o cuadrático depende del intervalo de dosis útil: Para dosis bajas, el término lineal es el más importante, mientras que para dosis altas, lo es el cuadrático. Cualquiera que sea el ajuste, de la figura 2.7 se observa que el término lineal aumenta ligeramente conforme el tiempo de lectura post-irradiación aumenta. Lo anterior implica que la DO de la película depende del día en que se tome su lectura, lo que influye tanto en la calibración como en la medida de la muestra irradiada para la que se quiere conocer la dosis. En ese sentido, el día de lectura que mejor ajusta la dosis encontrada a la suministrada es cuando el tiempo posterior a la irradiación es menor, por lo que se propone tomar las lecturas a los 3 días posteriores a la irradiación.

Para determinar el valor de la dosis en una película a partir de la medición de su DO, se elabora una curva de calibración utilizando los datos obtenidos en películas que han sido expuestas a una dosis conocida. La curva de calibración consiste en una inversión de los ejes de la figura 2.7. Por lo señalado en el párrafo anterior, sólo se invertirán los ejes de la curva de calibración para el 3er día de lectura post-irradiación. Esta curva será utilizada en el siguiente capítulo cuando se describa el método de la doble exposición. El ajuste cuadrático asociado a la calibración de las PTR utilizando la densidad óptica obtenida el 3er día post-irradiación es:

$$D(\text{Gy}) = 1.621(\Delta\text{DO})^2 + 15.047(\Delta\text{DO}) - 0.053; r^2 = 0.9975 \dots\dots\dots(2.4)$$



**Figura 2.8.** Curva de calibración dosis como función de ΔDO promedio para el 3er día post-irradiación. La línea curva indica el ajuste cuadrático efectuado a los datos, mismo que está dado en la ecuación 2.4.



### 2.3.4 Curvas de calibración – Medidas con el escáner

Alva et al (2002) muestran que al utilizar la componente roja de las PTR la respuesta de la película presenta la mejor sensibilidad en un intervalo de dosis de 0 - 50 Gy, comparada con la componente verde o azul. Por este motivo, en este estudio se muestran resultados sólo para la componente roja. Como se mencionó en la sección 1.9.3, la calibración de color (configuración de color) del escáner corresponde a un grupo internacional de estándares del C.I.E.

Con la finalidad de conocer la influencia en la respuesta de la PTR obtenida en la intensidad de color para el conjunto de películas usadas para la calibración, así como para el conjunto de doble exposición, se digitalizó a las PTR con dos perfiles de configuración de color del escáner :

**Perfil 1.-** Corresponde a la configuración de color dada por el fabricante.

**Perfil 2.-** Corresponde a una configuración de color (calibración con el patrón internacional ) efectuada en el IFUNAM posterior a la compra del escáner.

#### 2.3.4.1 Curva de calibración - Perfil 1

En la tabla 2.5 se muestran las intensidades de rojo, así como la respuesta calculada con la ecuación 1.5 para las diferentes PTR obtenidas con el escáner Agfa Duo Scan T1200.  $\sigma_{IR}$ , corresponde al promedio de la desviación estándar dentro de una ROI de 50 x 50 pixeles.

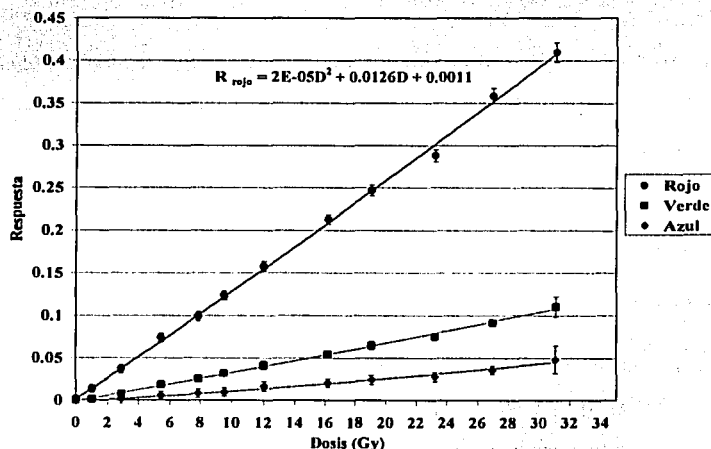
La intensidad de la película de fondo ( $I_0= 63729$ ), se tomó con base en el promedio del tono de rojo a cero dosis de las 2 PTR, de igual manera su desviación estándar ( $\sigma_{I_0}= 423$ ).

Con respecto a las componentes verde y azul, éstas fueron obtenidas durante la digitalización, sin embargo, presentan una respuesta muy pequeña en el intervalo de dosis que se utilizó (comparada con la correspondiente del rojo), por lo que no se listan en la tabla 2.5.

**Tabla 2.5.** Intensidad de rojo proporcionado por el escáner para el conjunto de calibración utilizando el perfil 1.

$D_i$ (Gy)	$I_{\text{Rojo}}$	$\sigma I_{\text{Rojo}}$	$\text{Log}_{10}(I_0/I_i)$	$\sigma \text{Log}_{10}(I_0/I_i)$
0.0	63725	486	0.000	0.005
0.0	63733	359	0.000	0.004
1.0	61798	368	0.013	0.004
2.9	58567	461	0.037	0.005
5.4	53781	402	0.074	0.005
7.9	50781	428	0.099	0.005
9.5	47960	379	0.123	0.005
12.0	44357	446	0.157	0.006
16.2	39096	380	0.212	0.005
19.1	36114	440	0.247	0.006
23.2	32813	470	0.288	0.007
27.0	27928	528	0.358	0.009
31.1	24828	618	0.409	0.010

En la figura 2.9 se muestra la curva de calibración de las PTR usando el perfil de calibración en color de fábrica (perfil 1) en un intervalo de dosis que abarca hasta 31 Gy. La respuesta de las películas en todos los casos se calculó como el  $\text{log}_{10}(I_0/I_i)$ , donde  $I_0$  es el tono de rojo a cero dosis e  $I_i$  es el tono de rojo a la  $i$ -ésima dosis.



**Figura 2.9.** Curva de calibración respuesta como función de la dosis suministrada usando el perfil 1 durante la digitalización

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Como puede observarse, la curva obtenida con el color rojo presenta una mayor pendiente que el verde o azul, lo que permite concluir que la respuesta en el rojo permitirá medir con mayor precisión la dosis recibida por la PTR. La utilidad de usar verde o azul se presenta para dosis por encima de la sensibilidad nominal que da el fabricante (3 a 100 Gy), tal como lo muestran Alva et al (2002).

A partir de la curva respuesta vs dosis suministrada, se puede graficar la dosis como función de la Respuesta simplemente invirtiendo los ejes. De esta forma se puede determinar, para una respuesta dada de la PTR, qué dosis recibió la película. A continuación se muestra sólo la respuesta de la componente roja junto con el polinomio de orden 2 que mejor la describe.

El polinomio asociado a la calibración del perfil 1 para la componente roja se indica con la curva continua en la gráfica y está dado por :  $D(\text{Gy}) = -8.579 R^2 + 79.832 R - 0.0877$

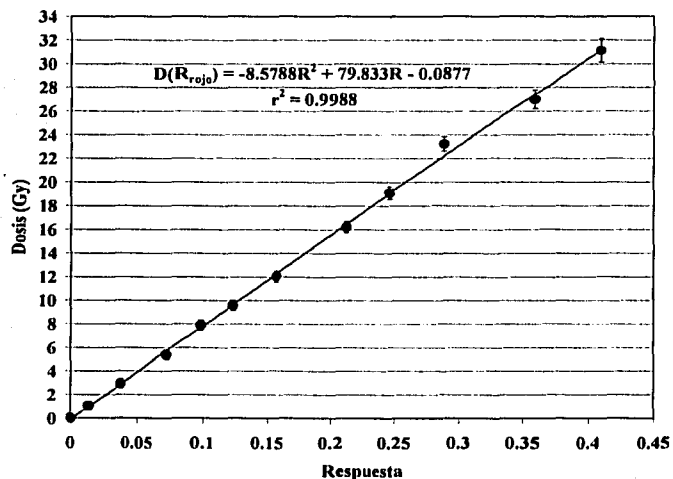


Figura 2.10. Curva de calibración dosis como función de la respuesta usando el perfil 1 durante la digitalización.

### 2.3.4.2 Curva de calibración - Perfil 2

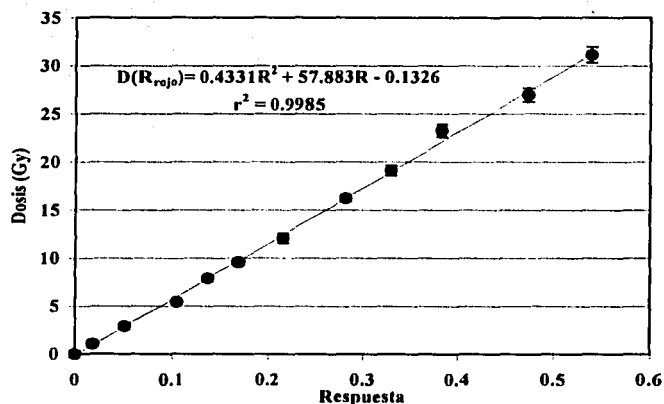
Los resultados obtenidos con el escáner para este perfil se muestran en la tabla 2.6

**Tabla 2.6.** Intensidad de Rojo proporcionado por el escáner para el conjunto de calibración utilizando el perfil 2.

$D_s$ (Gy)	Rojo	$\sigma_{\text{Rojo}}$	$\text{Log}_{10}(I_0/I_1)$	$\sigma \text{Log}_{10}(I_0/I_1)$
0.0	59754	880	0.001	0.006
0.0	59982	783	0.001	0.006
1.0	57252	733	0.019	0.006
2.9	52981	837	0.053	0.007
5.4	46901	581	0.106	0.005
7.9	43503	635	0.139	0.006
9.5	40415	594	0.171	0.006
12.0	36318	750	0.217	0.009
16.2	31256	474	0.282	0.007
19.1	27980	606	0.330	0.009
23.2	24707	644	0.384	0.011
27.0	20054	567	0.475	0.012
31.1	17208	556	0.542	0.014

Donde  $I_0 = 63279$  y  $\sigma_{I_0} = 422$  corresponden a la intensidad de rojo y su desviación estándar para la película de referencia, obtenidos a partir de las 2 PTR a 0 Gy

A través de una inversión de los ejes, se obtuvo la dosis en función de la respuesta en el rojo. Lo anterior se muestra en la figura 2.12.



**Figura 2.12.** Curva de calibración dosis como función de la respuesta utilizando el perfil 2 en la digitalización



El polinomio asociado a la calibración del perfil 2 para la componente roja está dado por:  $D(\text{Gy}) = 0.433 R^2 + 57.883 R - 0.1326$  ..... (2.5)

Como puede observarse de las figuras 2.9 y 2.11, el perfil 2 que corresponde a la calibración de color del escáner hecho en el IFUNAM, presenta una mayor sensibilidad a pequeñas diferencias de la respuesta, dado que la curva de calibración tiene mayor pendiente.

Es de esperarse entonces que el perfil 2 proporcione una mejor calibración de las PTR. Esto se comprobará en el capítulo 3. El hecho de haber mostrado una dependencia de la curva de calibración con el perfil de calibración de color del escáner indica la necesidad de tener que ser muy cuidadosos durante el proceso de digitalización de las películas en un estudio dado. Es importante utilizar el mismo perfil de calibración durante todo el procedimiento bajo estudio...

Una forma de comparar el uso de los dos perfiles con respecto al uso del densitómetro es graficando  $\Delta\text{DO}$  como función de la respuesta de la película obtenida con cada perfil. En la figura 2.13, se presenta esta gráfica

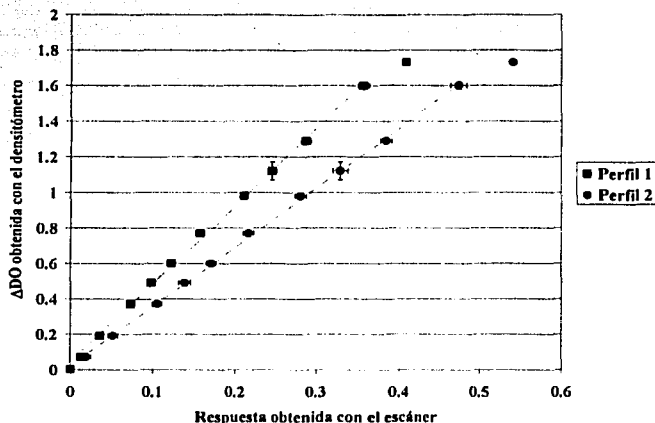
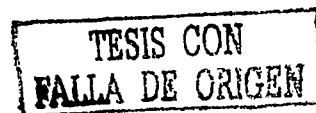


Figura 2.13.  $\Delta\text{DO}$  obtenida con el densitómetro como función de la respuesta obtenida con los perfiles 1 y 2. Las líneas continuas indican ajustes lineales que no incluyen el primero y el último punto.



Al comparar la respuesta obtenida con los perfiles 1 y 2 de calibración, se observa que el cociente  $\Delta DO/R$  es mayor cuando se utiliza el perfil 2. Para encontrar el factor de proporcionalidad entre el densitómetro y el del escáner, hacemos un ajuste lineal de los datos, mismo que se muestra a continuación:

$$\text{Perfil 1: } \Delta DO = 4.3797 R + 0.0434; \quad r^2 = 0.9984 \quad \dots\dots\dots(2.6)$$

$$\text{Perfil 2: } \Delta DO = 3.3415 R + 0.0205; \quad r^2 = 0.9993 \quad \dots\dots\dots(2.7)$$

Lo anterior muestra la correspondencia de la respuesta del escáner con los valores de DO obtenidos con el densitómetro por lo que podemos decir que el uso del escáner o del densitómetro ofrece prácticamente los mismos resultados, salvo un factor de escala, por lo que se justifica el uso del escáner. De la figura, puede observarse que existe un intervalo lineal entre  $\Delta DO$  y la respuesta obtenida con el escáner en ambos perfiles si se eliminan los dos primeros datos y el último (dosis de 0 y 31.13 Gy), ya que la respuesta de las PTR a partir de 30 Gy es descrito por un polinomio cuadrático.

## 2.4 Resumen

A continuación se presenta un resumen de todos los polinomios que relacionan la respuesta de la película y la dosis, los cuales fueron obtenidos con las lecturas tanto con el densitómetro como con el escáner a los 3 días post-irradiación.

- En términos de cambio en la densidad óptica ( $\Delta DO$ )

$$D(\Delta DO) = 1.621(\Delta DO)^2 + 15.047(\Delta DO) - 0.053; \quad r^2 = 0.0075$$

- En términos de la respuesta de la componente roja perfil 1:

$$D(R) = - 8.578 R^2 + 79.832 R - 0.0802; \quad r^2 = 0.9988$$

- En términos de la respuesta de la componente roja usando el perfil 2:

$$D(R) = 0.433 R^2 + 57.883 R - 0.1326; \quad r^2 = 0.9985$$

## Capítulo 3

### Análisis de las películas de tinte radiocrómico – Técnica de doble exposición

---

En este capítulo se aplica el método de doble exposición a las PTR Gafchromic MD-55-2, usando las curvas de calibración encontradas en el capítulo 2, tanto con el densitómetro como con el escáner de transmisión (perfil 1 y perfil 2).

#### 3.1 TÉCNICA DE DOBLE EXPOSICIÓN

Como ya se había mencionado en la sección 1.10, el método de doble exposición tiene como objetivo aumentar la sensibilidad de las PTR para dosis pequeñas. Este método consiste en la irradiación de las PTR a una dosis constante y uniforme (entre 5 y 7 Gy), seguida de una irradiación a una dosis desconocida  $D$ . La resta de las respuestas permite no sólo incrementar la sensibilidad de las PTR sino también eliminar información producida por posibles daños físicos a la película.

A continuación, se presentan los resultados del método de doble exposición utilizando las curvas de calibración obtenidas tanto con el densitómetro (en términos de densidad óptica) como con el escáner de transmisión (en términos del  $\log_{10}(I_0/I_i)$ ). La dosis que aparece como  $D_s$  se presenta en las tablas como referencia. Así mismo, la dosis que recibían las películas fueron en todos los casos estimadas con las curvas de calibración presentadas en el capítulo anterior.

##### 3.1.1 Irradiación

Las películas fueron cortadas y se dejaron reposar 24 h antes de la 1ª irradiación; 2 días posteriores a ésta, se leyeron usando el densitómetro y el escáner, 24 h después se llevó a cabo la 2ª irradiación. Aproximadamente 42 h después de la 2ª irradiación se leyeron

nuevamente. A continuación se presenta un resumen de las fechas de irradiación y lectura de las películas.

*27 junio 2002: Corte y almacenamiento*

*\* 1ª irradiación:*

*28 junio 2002: 1ª irradiación a una dosis constante (~ 6 Gy)*

*1º julio 2002: 1ª lectura (con densitómetro y escáner)*

*\* 2ª irradiación:*

*2º julio 2002: 2ª irradiación a dosis en un intervalo de 1 a 19 Gy*

*4 julio 2002: 2ª lectura (con escáner)*

En todos los casos, la primera irradiación se llevó a cabo en el Gammacell durante 7.25 min los que corresponden a 6.02 Gy, considerando una tasa de dosis de 0.83 Gy/min. La tabla 3.1 muestra las dosis utilizadas en la 2ª irradiación

**Tabla 3.1.** Tiempo de irradiación y dosis suministrada a las películas durante la 2ª exposición. Las películas marcadas como 0, 1 y 2 fueron utilizadas como testigos.

<b>PTR</b>	<b>t 2ª exp (min)</b>	<b>D, 2ª exp (Gy)</b>	<b>t acum. (min)</b>	<b>D, acum (Gy)</b>
<b>0</b>	0	0	0	0.0
<b>1</b>	0	0	7.25	6.0
<b>2</b>	0	0	7.25	6.0
<b>3</b>	1.50	1.3	8.75	7.3
<b>4</b>	2.50	2.1	9.75	8.1
<b>5</b>	5.06	4.2	12.31	10.2
<b>6</b>	6.50	5.4	13.75	11.4
<b>7</b>	7.50	6.2	14.75	12.2
<b>8</b>	8.50	7.1	15.75	13.1
<b>9</b>	9.50	7.9	16.75	13.9
<b>10</b>	14.00	11.6	21.25	17.6
<b>11</b>	18.50	15.4	25.75	21.4
<b>12</b>	22.50	18.7	29.75	24.7

Donde:

**t 1ª exp** : corresponde al tiempo de irradiación de las PTR durante la 1ª exposición (en minutos).

**t 2ª exp** : corresponde al tiempo de irradiación de las PTR durante la 2ª exposición.

$t_{\text{acum}} : t_{1^{\text{a exp}}} + t_{2^{\text{a exp}}}$ .

$D_s 1^{\text{a exp}}$  : dosis suministrada a las PTR durante la 1<sup>a</sup> exposición.

$D_s 2^{\text{a exp}}$  : dosis suministrada a las PTR durante la 2<sup>a</sup> exposición.

$D_s \text{ acum}$  :  $D_s 1^{\text{a exp}} + D_s 2^{\text{a exp}}$ .

En las siguientes secciones se presentarán los resultados de aplicar la técnica de doble exposición a las películas irradiadas. Al igual que en la sección de calibración (capítulo 2), el estudio se hizo usando un densitómetro con base en medidas de densidad óptica, y usando un escáner de transmisión empleando los 2 perfiles de calibración de color ya mencionados previamente.

En todas las tablas que se presentan a continuación,  $D_s$  corresponde a la dosis suministrada a las películas en el Gammacell, y solo sirven de referencia.  $D_e$  es la dosis evaluada, y se obtiene a partir de las correspondientes curvas de calibración de la sección 2.3. Así mismo, salvo que se especifique lo contrario, todas las dosis estarán en Gy y los tiempos en minutos.

Por las ventajas del método de doble exposición mencionadas en la sección 1.10, es de esperarse que éste método proporcione  $D_e$  muy cercanas a  $D_s$ , principalmente a dosis menores a 8 Gy.

### 3.1.2 Resultados usando densitómetro

En esta sección, se muestran los resultados obtenidos en el seguimiento de la DO de las películas a las que se les aplicó el método de doble exposición. Las fechas en que se tomaron las lecturas de densidad óptica con el densitómetro se indican a continuación:

*28 junio 2002: 1<sup>a</sup> exposición de las películas*

*1 julio 2002 : lectura de DO correspondiente a la 1<sup>a</sup> exposición*

*2 julio 2002: 2<sup>a</sup> exposición de las películas*

*10 julio 2002: lectura de DO correspondiente a la 1<sup>a</sup> + 2<sup>a</sup> irradiación  
(DO acumulada en las películas), 8 días después de la irradiación.*

Adicionalmente, se realizaron lecturas posteriores de acuerdo al siguiente calendario:

17 julio 2002: 2ª lectura de DO, 15 días después de la 2ª exposición.

24 julio 2002: 3ª lectura de DO, 22 días después de la 2ª exposición.

31 julio 2002: 4ª lectura de DO, 29 días después de la 2ª exposición.

4 septiembre 2002: 5ª lectura de DO, 64 días después de la 2ª exposición.

Durante este estudio, los días post-irradiación corresponden al número de días transcurridos a partir de la última irradiación que se les dio a las PTR.

Los puntos de la PTR en donde se tomaron las mediciones de DO para las películas de doble exposición se hicieron tal como se indicó en las figuras 2.4 a) y b) de la sección 2.3.2.

### 3.1.2.1 Primera exposición

La siguiente tabla muestra los resultados de medir la densidad óptica de las películas debido a la 1ª exposición, 3 días después de haber sido irradiadas. Debido a que las mediciones fueron muy homogéneas, la desviación estándar asociada a la medición promedio es  $\pm 0.01$  DO, que corresponde a la reproducibilidad del densitómetro.

Tabla 3.1. Densidad Óptica después de la 1ª exposición.

PTR	D, 1ª exp (Gy)	DO 1ª exp (3ª día)	$\Delta$ DO (3ª día)
0	0.0	0.17	0.0 $\pm$ 0.01
1	6.0	0.54	0.37 $\pm$ 0.01
2	6.0	0.55	0.38 $\pm$ 0.01
3	6.0	0.55	0.38 $\pm$ 0.01
4	6.0	0.55	0.38 $\pm$ 0.01
5	6.0	0.54	0.37 $\pm$ 0.01
6	6.0	0.56	0.39 $\pm$ 0.01
7	6.0	0.54	0.37 $\pm$ 0.01
8	6.0	0.55	0.38 $\pm$ 0.01
9	6.0	0.54	0.37 $\pm$ 0.01
10	6.0	0.55	0.38 $\pm$ 0.01
11	6.0	0.54	0.37 $\pm$ 0.01
12	6.0	0.54	0.37 $\pm$ 0.01

Al igual que en la tabla 2.1, en el valor referido como la dosis suministrada a la película no se considera el tiempo de tránsito de la película al sitio en donde se encuentran las fuentes de  $^{60}\text{Co}$  en el irradiador Gammacell.

De lo anterior, podemos observar que las películas irradiadas tienen una DO muy homogénea, ya que sus variaciones caen dentro de la reproducibilidad del densitómetro. En el estudio de la doble exposición usando densitómetro se utilizará la curva de calibración obtenida a los 3 días post-irradiación para encontrar la dosis estimada ( $D_e$ ) de la 1ª, la 2ª exposición y la dosis acumulada en las películas. Esta curva está dada en la ecuación 2.4. Los resultados de la evaluación de la 1ª exposición se muestran en la tabla 3.12.

**Tabla 3.2.** Dosis estimada en la 1ª irradiación partir de la curva de calibración y las lecturas en  $\Delta\text{DO}$  prom (tabla 2.12).

PTR	$D_e$ 1ª exp (Gy)	$D_e$ 1ª exp $\pm$ 0.05Gy
0	0.0	-0.05
1	6.0	5.7
2	6.0	5.9
3	6.0	5.9
4	6.0	5.9
5	6.0	5.7
6	6.0	6.1
7	6.0	5.7
8	6.0	5.9
9	6.0	5.7
10	6.0	5.9
11	6.0	5.7
12	6.0	5.7

De lo anterior, puede observarse que salvo un caso, todas las estimaciones de dosis obtenidas con el polinomio muestran una tendencia sistemática de subestimar la dosis evaluada hasta en un 5% .

### 3.1.2.2 Segunda exposición

La tabla 3.3 muestra los resultados de la DO obtenida en las PTR debido a la segunda exposición. Cabe señalar que la PTR No. 2 se extravió 15 días después de haber recibido la 2ª exposición, por lo que los resultados de esta película no se incluirán en el estudio de la

2ª exposición usando densitómetro. Sin embargo, como ya había sido digitalizada, sí aparecerá en los resultados en que se utilizó el escáner.

**Tabla 3.3.** Densidad Óptica de la 2ª exposición medida con el densitómetro a los 8, 15, 22, 29 y 64 días post-irradiación.

PTR	D <sub>a</sub> acum (Gy)	DO <sub>acum.</sub>				
		(8 días)	(15 días)	(22 días)	(29 días)	(64 días)
0	0.0	0.17	0.16	0.17	0.17	0.17
1	6.0	0.54	0.55	0.53	0.54	0.56
3	7.3	0.64	0.66	0.63	0.64	0.62
4	8.1	0.70	0.70	0.69	0.70	0.72
5	10.2	0.79	0.80	0.79	0.81	0.81
6	11.4	0.89	0.90	0.89	0.89	0.92
7	12.2	0.92	0.93	0.91	0.92	0.95
8	13.1	0.96	0.99	0.98	0.98	1.01
9	13.9	0.98	0.99	1.00	1.00	1.02
10	17.6	1.22	1.24	1.24	1.24	1.25
11	21.4	1.39	1.41	1.40	1.40	1.43
12	24.7	1.58	1.59	1.60	1.60	1.62

Para estimar el valor de la dosis acumulada en la película debida a la 1ª+2ª exposición, se compara el nivel de obscurecimiento de la película irradiada en relación a la no irradiada (testigo), para ello utilizamos la relación definida por la ecuación 1.4.

**Tabla 3.4** ΔDO de la dosis acumulada en las PTR como función del día post-irradiación.

PTR	D <sub>a</sub> acum (Gy)	ΔDO				
		(8 días)	(15 días)	(22 días)	(29 días)	(68 días)
0	0.0	0.0±0.01	0.0±0.02	0.0±0.03	0.0±0.03	0.0±0.01
1	6.0	0.37±0.01	0.39±0.02	0.36±0.02	0.37±0.01	0.39±0.05
3	7.3	0.47±0.01	0.50±0.02	0.47±0.02	0.47±0.01	0.45±0.05
4	8.1	0.53±0.01	0.54±0.02	0.52±0.02	0.53±0.01	0.55±0.05
5	10.2	0.62±0.01	0.64±0.02	0.62±0.02	0.64±0.01	0.64±0.01
6	11.4	0.72±0.01	0.74±0.02	0.72±0.02	0.72±0.01	0.75±0.05
7	12.2	0.75±0.01	0.77±0.02	0.74±0.02	0.75±0.01	0.78±0.05
8	13.1	0.79±0.01	0.83±0.02	0.81±0.02	0.81±0.01	0.84±0.05
9	13.9	0.81±0.01	0.83±0.02	0.83±0.02	0.83±0.01	0.85±0.05
10	17.6	1.05±0.01	1.08±0.02	1.07±0.02	1.07±0.01	1.08±0.05
11	21.4	1.22±0.01	1.25±0.02	1.23±0.02	1.23±0.01	1.26±0.05
12	24.7	1.41±0.01	1.43±0.02	1.42±0.02	1.43±0.01	1.45±0.05





En la tabla 3.14 se presentan los resultados del seguimiento de la estabilización de color en las PTR, mismo que se llevó a cabo de los 8 a 64 días posteriores a la 2ª irradiación de las películas. En las columnas se indica el día en el fue tomada la lectura.

Como puede observarse, en éste caso el  $\Delta DO$  no presentó un incremento sustancial como el observado en el estudio presentado en la sección 2.3.3. Esto nos permite utilizar la curva de calibración dada por la ecuación 2.4 para la estimación de la dosis. Los resultados se muestran en la tabla 3.5.

**Tabla 3.5.** Dosis evaluada acumulada en la 1ª +2ª irradiación ( $D_e$  acum) a partir de las lecturas en  $\Delta DO$  prom a los 8, 29 y 68 días post-irradiación.

PTR	$D_e$ acum (Gy)	$D_e$ acum (Gy)		
		(8 días)	(29 días)	(68 días)
0	0.0	-0.05 ± 0.1	-0.05 ± 0.4	-0.05 ± 0.1
1	6.0	5.7 ± 0.1	5.7 ± 0.1	6.1 ± 0.7
3	7.3	7.4 ± 0.1	7.4 ± 0.1	7.1 ± 0.7
4	8.1	8.4 ± 0.1	8.4 ± 0.1	8.7 ± 0.7
5	10.2	9.9 ± 0.1	10.2 ± 0.1	10.2 ± 0.1
6	11.4	11.6 ± 0.1	11.6 ± 0.1	12.1 ± 0.7
7	12.2	12.1 ± 0.1	12.1 ± 0.1	12.7 ± 0.7
8	13.1	12.9 ± 0.1	13.2 ± 0.1	13.7 ± 0.7
9	13.9	13.2 ± 0.1	13.6 ± 0.1	13.9 ± 0.7
10	17.6	17.5 ± 0.1	17.9 ± 0.1	18.1 ± 0.7
11	21.4	20.7 ± 0.1	20.9 ± 0.1	21.5 ± 0.7
12	24.7	24.4 ± 0.1	24.8 ± 0.1	25.2 ± 0.7

De los resultados de esta tabla puede observarse que la diferencia porcentual entre la dosis suministrada y la dosis evaluada con el ajuste cuadrático va del 0.8 % al 5 %.

El principal objetivo que se busca al utilizar el método de doble exposición es aumentar la respuesta de las películas de tal forma que sea posible medir en éstas, dosis menores que 7 Gy. Para aplicar el método supondremos que queremos medir una dosis “desconocida” conociendo el valor de la 1ª dosis y la dosis acumulada en la película (1ª + 2ª exposición).



La dosis "desconocida" a la que se hace referencia corresponde a la 2ª dosis suministrada, misma que será determinada con la resta aritmética:

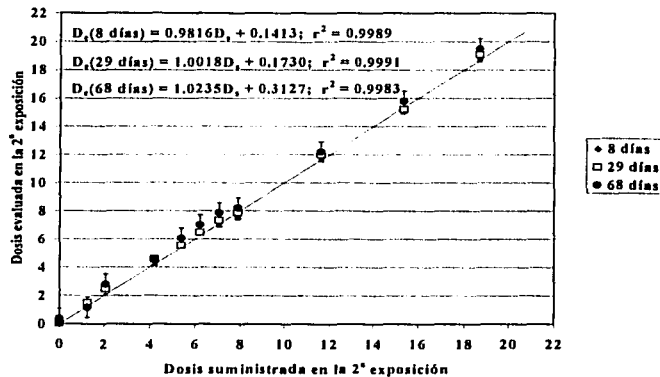
$$D_c 2^a \text{ exp} = D_c \text{ acum} - D_c 1^a \text{ exp} \dots\dots\dots(3.1)$$

En la tabla 3.6, se muestra los resultados de aplicar la ecuación anterior a los datos de las tablas 3.5

**Tabla 3.6.** Dosis evaluada de la 2ª irradiación ( $D_c \text{ acum} - D_c 1^a \text{ exp}$ ) a los 8, 29 y 68 días post-irradiación.

PTR	$D_c 2^a \text{ exp}$ (Gy)	$D_c 2^a \text{ exp}$ (Gy)		
		(8 días)	(29 días)	(68 días)
0	0.0	0.1 ± 0.14	0.1 ± 0.41	0.1 ± 0.14
1	0.0	0.1 ± 0.14	0.1 ± 0.14	0.4 ± 0.71
3	1.3	1.5 ± 0.14	1.5 ± 0.14	1.2 ± 0.71
4	2.1	2.5 ± 0.14	2.5 ± 0.14	2.8 ± 0.71
5	4.2	4.2 ± 0.14	4.5 ± 0.14	4.5 ± 0.14
6	5.4	5.5 ± 0.14	5.5 ± 0.14	6.0 ± 0.71
7	6.2	6.4 ± 0.14	6.4 ± 0.14	7.0 ± 0.71
8	7.1	7.0 ± 0.14	7.3 ± 0.14	7.8 ± 0.71
9	7.9	7.5 ± 0.14	7.9 ± 0.14	8.2 ± 0.71
10	11.6	11.6 ± 0.14	12.0 ± 0.14	12.2 ± 0.71
11	15.4	15.0 ± 0.14	15.2 ± 0.14	15.8 ± 0.71
12	18.7	18.7 ± 0.14	19.1 ± 0.14	19.5 ± 0.71

La comparación de la 2ª Dosis evaluada con el densitómetro en relación con la 2ª Dosis se muestra en la figura 3.1



**Figura 3.1** Dosis evaluada con el polinomio cuadrático como función de la dosis suministrada en la 2a exposición. La recta a 45° describe el comportamiento ideal.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Una predicción ideal de la dosis suministrada resultaría en un ajuste lineal con pendiente igual a la unidad y ordenada al origen igual a cero. De la figura anterior se puede observar que existe una ligera sobre-estimación de las dosis cuando el estudio se hace en términos de la densidad óptica. Sin embargo, todos los valores suministrados de dosis caen dentro de las barras de incertidumbre de las dosis evaluadas.

### **3.1.3 RESULTADOS USANDO EL ESCÁNER**

En esta sección se muestran los resultados de utilizar los perfiles 1 y 2 de calibración del escáner durante la digitalización de las películas. Para obtener la intensidad de rojo, verde y azul contenidos en las películas en ambos perfiles se utilizó el protocolo de lectura descrito en el Apéndice 2. Las digitalizaciones de la 1ª y 2ª irradiación ocurrieron 2 días después de la irradiación. Sin embargo, por lo explicado en la sección 2.3.4, sólo se mostrarán los resultados para la intensidad de rojo. Al final del capítulo se hace una discusión de los resultados con ambos perfiles.

#### **3.1.3.1 PERFIL 1**

En esta sección se muestran los resultados de utilizar el perfil 1 de calibración durante la digitalización de las películas en la primera y segunda exposición efectuadas. Para la evaluación de la dosis tanto en la 1ª exposición como en la exposición acumulada (1ª+2ª exposiciones), se utilizó el polinomio de calibración encontrado en la sección 2.3.4.1. En la tabla 3.7 se enlistan, la dosis de la primera exposición, la intensidad de rojo medida y la respuesta de la PTR.

El valor de  $I_0$  tomado (63464) corresponde al promedio de intensidad de fondo rojo para la película testigo de doble exposición usando el perfil 1.

Utilizando la curva de calibración mostrada en la figura 2.9 para el perfil 1, se pueden estimar las dosis recibidas por las PTR. Estas dosis se muestran en la siguiente tabla. La dosis suministrada se muestra como referencia en la columna 2.

## Primera exposición

**Tabla 3.7.** Intensidad de rojo obtenida con el escáner utilizando el perfil 1 durante la calibración.

PTR	D <sub>s</sub> 1ª exp (Gy)	I <sub>Rojo</sub>	σI <sub>Rojo</sub>	LOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )	± σLOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )
0	0.0	63464	419	0.071	0.0041
1	6.0	53960	438	0.070	0.0045
2	6.0	54059	372	0.073	0.0041
3	6.0	53629	360	0.071	0.0041
4	6.0	53899	426	0.073	0.0045
5	6.0	53622	388	0.069	0.0043
6	6.0	54096	627	0.073	0.0058
7	6.0	53623	403	0.070	0.0043
8	6.0	53961	371	0.072	0.0041
9	6.0	53752	463	0.073	0.0047
10	6.0	53702	407	0.073	0.0044
11	6.0	53591	387	0.074	0.0042
12	6.0	53564	424	0.071	0.0045

**Tabla 3.8.** Comparación de la dosis suministrada y los valores estimados de la 1ª exposición con el perfil 1.

PTR	D <sub>s</sub> 1ª exp (Gy)	D <sub>e</sub> 1ª exp (Gy)	±σD <sub>e</sub> (Gy)	% dif entre D <sub>s</sub> vs D <sub>e</sub>
0	0.0	-0.1	0.3	—
1	6.0	6.0	0.4	0
2	6.0	5.4	0.3	- 10
3	6.0	5.7	0.3	- 5
4	6.0	5.5	0.4	- 8.3
5	6.0	5.7	0.3	- 5.0
6	6.0	5.4	0.5	- 10
7	6.0	5.7	0.3	- 5
8	6.0	6.0	0.3	0
9	6.0	5.6	0.4	- 6.6
10	6.0	5.7	0.3	- 5
11	6.0	5.7	0.3	- 5
12	6.0	5.8	0.4	- 3.3

Como podemos observar, todas las dosis evaluadas con el perfil 1 predicen una 1ª dosis estimada menor a la suministrada de (manera sistemática), sin embargo, el intervalo de la dosis evaluada con su incertidumbre está dentro del valor de la dosis suministrada.

## Segunda exposición

La segunda exposición se llevó a cabo 4 días después de la 1ª irradiación de las películas. La digitalización se realizó 48 h después de la irradiación para todo el conjunto de películas incluyendo las de fondo. La tabla 3.9 muestra las intensidades de rojo y la respuesta asociada de las PTR después de la segunda exposición.

**Tabla 3.9.** Intensidad de rojo acumulada proporcionada por el escáner utilizando el perfil 1

PTR	D <sub>s</sub> acum (Gy)	I <sub>Rojo</sub>	σI <sub>Rojo</sub>	LOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )	± σLOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )
0	0.0	63464	419	0.000	0.0041
1	6.0	53491	422	0.074	0.0045
2	6.0	53773	368	0.072	0.0041
3	7.3	51370	386	0.092	0.0043
4	8.1	50088	539	0.103	0.0055
5	10.2	47326	440	0.127	0.0050
6	11.4	45489	420	0.145	0.0049
7	12.2	44905	438	0.150	0.0051
8	13.1	43460	383	0.164	0.0048
9	13.9	43395	367	0.165	0.0047
10	17.6	38474	421	0.217	0.0056
11	21.4	34646	423	0.263	0.0060
12	24.7	31214	433	0.308	0.0067

A partir de estos datos y utilizando la expresión encontrada en la sección 2.3.4.1 que relaciona a la dosis como función de la respuesta del tono de rojo:  $D(R) = -8.578 R^2 + 79.832 R - 0.0877$ , se obtiene el valor de la dosis acumulada en las películas después de la 2ª exposición. Los resultados se muestran en la tabla 3.10.

Utilizando los valores que se encuentran en las tablas 3.8 y 3.10, se puede obtener la dosis suministrada durante la 2ª exposición simplemente usando la ecuación 3.1

**Tabla 3.10.** Resultados del perfil 1 para la dosis acumulada.

PTR	$D_{s,acum}$ (Gy)	$D_{c,acum}$ (Gy)	$\sigma D_{c,acum}$ (Gy)	% dif entre $D_{s,acum}$ vs $D_{c,acum}$
0	0.0	-0.1	0.3	—
1	6.0	5.8	0.4	-3.3
2	6.0	5.6	0.3	-6.7
3	7.3	7.2	0.3	-1.4
4	8.1	8.0	0.4	-1.2
5	10.2	10.0	0.4	-2.0
6	11.4	11.3	0.4	-0.9
7	12.2	11.7	0.4	-4.1
8	13.1	12.8	0.4	-2.3
9	13.9	12.9	0.4	-7.2
10	17.6	16.9	0.4	-4.0
11	21.4	20.3	0.5	-5.1
12	27.0	23.7	0.5	-12.2

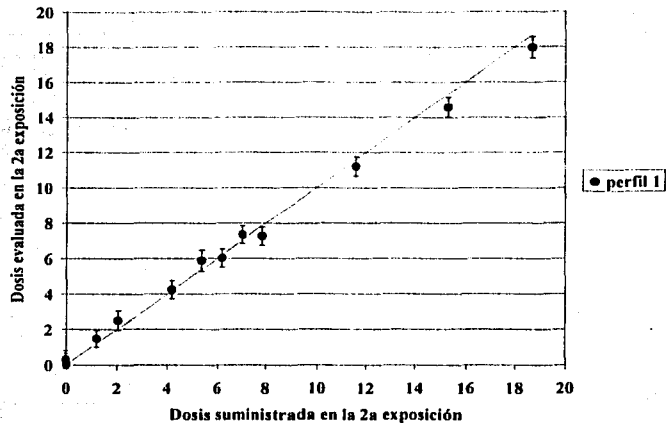
Estos valores se muestran en la tabla 3.11.

**Tabla 3.11.** Dosis evaluada en la 2ª exposición usando el perfil 1.

PTR	$D_{s,2^a exp}$ (Gy)	$D_{c,2^a exp}$ (Gy)	$\sigma D_{c,2^a exp}$ (Gy)	% dif entre $D_{s,2^a exp}$ vs $D_{c,2^a exp}$
0	0.0	0.0	0.5	—
1	0.0	0.3	0.5	—
2	0.0	0.2	0.5	—
3	1.3	1.5	0.5	15.4
4	2.1	2.5	0.6	19.0
5	4.2	4.2	0.5	0.0
6	5.3	5.9	0.6	11.3
7	6.2	6.0	0.5	-3.2
8	7.1	7.3	0.5	2.8
9	7.9	7.2	0.5	-8.9
10	11.6	11.2	0.6	-3.4
11	15.4	14.6	0.6	-5.2
12	18.7	18.0	0.6	-3.7

En la figura 3.2, se muestra la gráfica comparativa entre los resultados de la 2ª dosis evaluada y la 2ª dosis suministrada utilizando el perfil 1 de calibración.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



**Figura 3.2** Dosis evaluada como función de la dosis suministrada en la 2ª exposición. La línea continua corresponde a una recta de 45°.

De la tabla 3.11 se puede apreciar que para dosis altas (mayores que 4 Gy), existe una tendencia a subestimar la dosis evaluada hasta en un 19%, sin embargo, este porcentaje se reduce 1.3% si consideramos  $\sigma D_{e2}^{exp}$ . Aunque para dosis menores este porcentaje de diferencia es mayor, corresponde al intervalo de dosis en donde el fabricante no garantiza confiabilidad en la lectura de dosis. De la figura 3.2, se observa que para dosis menores a 12 Gy, la 2ª dosis evaluada con su incertidumbre cae dentro de la recta de 45° que corresponde a los valores de dosis considerados como “ideales”. Así mismo, a dosis bajas se obtiene una correlación relativamente buena entre los valores de dosis evaluados con los suministrados en la segunda exposición, excepto para dosis menores a 2 Gy.

### 3.1.3.2 Resultados del perfil 2

En esta sección se muestran los resultados de utilizar el perfil 2 de calibración durante la digitalización de las películas en la primera y segunda exposición efectuadas. Para la evaluación de la dosis tanto en la 1ª exposición como en la exposición acumulada (1ª+2ª exposiciones), se utilizó el polinomio de calibración encontrado en la sección 2.3.4.2

## Primera exposición

En la tabla 3.12 se presenta la dosis, la intensidad y la respuesta de las PTR

**Tabla 3.12.** Intensidad de rojo dada por el escáner de la 1ª exposición de acuerdo con el perfil 2.

PTR	D <sub>s</sub> 1ª exp (Gy)	I <sub>ROJO</sub>	±σI <sub>ROJO</sub>	LOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )	σLOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )
0	0.0	59868	713	0.000	0.0073
1	6.0	47362	475	0.102	0.0076
2	6.0	46805	462	0.107	0.0075
3	6.0	46640	651	0.108	0.0087
4	6.0	47311	457	0.102	0.0075
5	6.0	46469	1009	0.110	0.0113
6	6.0	47469	676	0.101	0.0088
7	6.0	47079	400	0.104	0.0072
8	6.0	47458	706	0.101	0.0090
9	6.0	47086	443	0.104	0.0074
10	6.0	47046	516	0.105	0.0078
11	6.0	46553	539	0.109	0.0080
12	6.0	46994	671	0.105	0.0088

Como puede observarse de la tabla 3.9 la respuesta del rojo para las mismas películas, bajo las mismas condiciones de temperatura, humedad y fecha de digitalización se ve incrementada cuando usamos el perfil 2. En la tabla 3.13, se muestra la evaluación de la dosis suministrada a la película durante la 1ª exposición, utilizando el perfil 2 de calibración del escáner.

Nuevamente se puede observar que en 8 de las 12 medidas, la medición de la dosis en la 1ª exposición subestima la dosis con respecto a la suministrada. También se observa que para la 1ª exposición, la diferencia porcentual para el perfil 2 es menor que el encontrado con el perfil 1 de calibración.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



**Tabla 3.13.** Evaluación de la dosis recibida en la película durante la 1ª exposición utilizando el perfil 2.

<b>PTR</b>	<b>D<sub>s</sub> 1ª exp (Gy)</b>	<b>D<sub>c</sub> 1ª exp (Gy)</b>	<b>±σD<sub>c</sub> (Gy)</b>	<b>% dif entre D<sub>s</sub> vs D<sub>c</sub></b>
0	0.0	-0.1	0.4	—
1	6.0	5.8	0.4	-3.3
2	6.0	6.1	0.4	1.7
3	6.0	6.2	0.5	3.3
4	6.0	5.8	0.4	-3.3
5	6.0	6.2	0.7	3.3
6	6.0	5.7	0.5	-5.0
7	6.0	5.9	0.4	-1.7
8	6.0	5.7	0.5	-5.0
9	6.0	5.9	0.4	-1.7
10	6.0	5.9	0.5	-1.7
11	6.0	6.2	0.5	3.3
12	6.0	6.0	0.5	0.0

## Segunda exposición

Los resultados que se muestran en la tabla 3.14, corresponden a los valores de respuesta obtenidos con el perfil 2 de digitalización del escáner el que como habíamos mencionado anteriormente, fue caracterizado en el IFUNAM.

**Tabla 3.14.** Intensidad de rojo proporcionado por el escáner utilizando el perfil 2.

<b>PTR</b>	<b>D<sub>s</sub> acum (Gy)</b>	<b>I<sub>Rojo</sub></b>	<b>σ I<sub>Rojo</sub></b>	<b>LOG<sub>10</sub>(I<sub>0</sub>/I<sub>i</sub>)</b>	<b>σ LOG<sub>10</sub>(I<sub>0</sub>/I<sub>i</sub>)</b>
0	0.0	59868	713	0.000	0.0073
1	6.0	46653	617	0.109	0.0077
2	6.0	46974	405	0.106	0.0063
3	7.3	44314	540	0.131	0.0074
4	8.1	42900	963	0.145	0.0110
5	10.2	40111	690	0.174	0.0091
6	11.4	38112	734	0.196	0.0098
7	12.2	37416	573	0.204	0.0084
8	13.1	35998	461	0.221	0.0076
9	13.9	35996	413	0.221	0.0072
10	17.6	30962	427	0.287	0.0079
11	21.4	27182	433	0.343	0.0086
12	25.7	23723	446	0.402	0.0097

Tanto con el perfil 1 como con el perfil 2 de calibración se observa que la dosis evaluada en la 1ª y 2ª irradiación es menor a la dosis suministrada, sin embargo, puede observarse que el utilizar el perfil 2 de calibración incrementa el valor de la respuesta obtenida con el escáner con respecto a cuando utilizamos el perfil 1 de calibración. Lo anterior, puede afectar los valores de respuesta que obtengamos si no somos consistentes en utilizar el mismo perfil de calibración en el mismo estudio.

En la tabla 3.15, se muestran los resultados de dosis acumulada correspondientes al perfil 2.

**Tabla 3.15.** Resultados del perfil 2 para la dosis acumulada

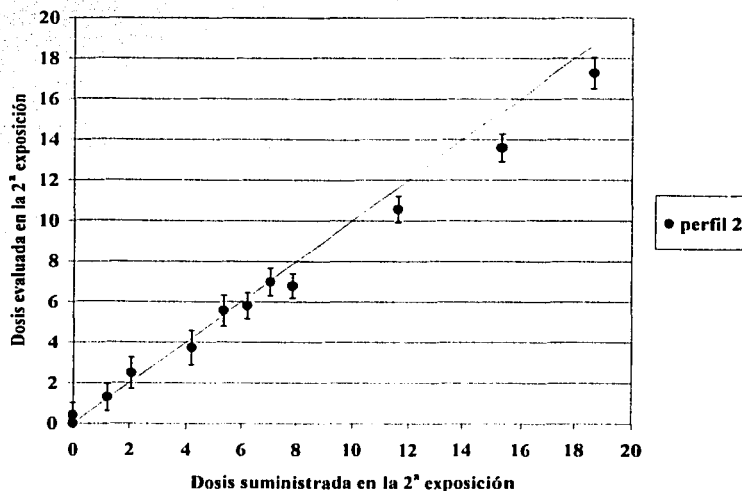
<b>PTR</b>	<b>D<sub>s</sub> acum (Gy)</b>	<b>D<sub>e</sub> acum. (Gy)</b>	<b><math>\sigma</math>D<sub>e</sub> (Gy)</b>	<b>% dif entre D<sub>s</sub> acum vs D<sub>e</sub> acum</b>
0	0.0	-0.1	0.4	—
1	6.0	6.2	0.5	3.3
2	6.0	6.0	0.4	0.0
3	7.3	7.5	0.4	2.7
4	8.1	8.3	0.6	2.5
5	10.2	10.0	0.5	-2.0
6	11.4	11.3	0.6	-0.9
7	12.2	11.7	0.5	-4.1
8	13.1	12.7	0.4	-3.1
9	13.9	12.7	0.4	-8.6
10	17.7	16.5	0.5	-6.8
11	21.4	19.8	0.5	-7.5
12	25.0	23.2	0.6	-7.2

Como puede observarse en la última columna, el signo menos indica que se obtuvo una menor dosis acumulada en la película con respecto a la dosis suministrada – considerada verdadera. Nuevamente, para encontrar el valor de la dosis suministrada a la película en la 2ª exposición se resta el valor de la 1ª dosis a la dosis acumulada en la película. Para el perfil 2, estos valores, enlistados en la tabla 3.16, corresponden a los encontrados en las tablas 3.13 y 3.15.

**Tabla 3.16.** Resultados del perfil 2 para la 2ª dosis suministrada

PTR	$D_2^{2^a \text{ exp}}$ (Gy)	$D_e^{2^a \text{ exp}}$ (Gy)	$\pm \sigma D_e$ (Gy)	% dif entre $D_2^{2^a \text{ exp}}$ vs $D_e^{2^a \text{ exp}}$
0	0.0	0.0	0.6	—
1	0.0	0.4	0.6	—
2	0.0	-0.1	0.6	—
3	1.3	1.3	0.7	0.0
4	2.1	2.5	0.8	19.0
5	4.2	3.7	0.8	-11.9
6	5.3	5.6	0.8	5.7
7	6.2	5.8	0.6	-6.5
8	7.1	7.0	0.7	-1.4
9	7.9	6.8	0.6	-13.9
10	11.6	10.6	0.6	-8.6
11	15.4	13.6	0.7	-11.7
12	18.7	17.3	0.8	-7.5

A continuación se muestra la gráfica comparativa entre la 2ª dosis evaluada vs la 2ª dosis suministrada en la película.



**Figura 3.3.** Dosis evaluada con el perfil 2 como función de la dosis suministrada en la 2ª exposición. La línea continua corresponde a la igualdad

Como puede observarse de la figura 3.3, la técnica de doble exposición produce una subestimación de las dosis para valores por encima de los 10 Gy, hasta en un 11%. El acuerdo en la dosis en el intervalo de dosis entre 2 y 8 Gy es relativamente bueno.

### **3.2 Deterioro ocasionado en las películas**

La lectura frecuente de la DO de las películas durante el seguimiento en la estabilización de color tanto en la calibración, como en la aplicación del método de doble exposición (Secciones 2.3.2 y 3.1.2), ocasionó que aún con el protocolo establecido para el manejo y lectura de las PTR (Sección 2.1), éstas mostraron a simple vista, un deterioro que fue incrementándose con el número de mediciones. Lo anterior ocasionó que ya no pudiera extraerse adecuadamente los niveles de rojo contenidos en las películas utilizando el escáner, esto debido a las rayaduras que presentaban las películas después de algunas mediciones realizadas con el densitómetro.



## Capítulo 4

### Aplicaciones del método de doble exposición: Dosimetría en tratamientos de Radiocirugía

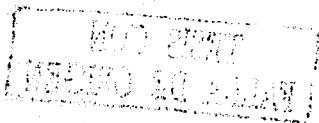
---

En este capítulo se describen y muestran los resultados de aplicar la técnica de doble exposición descrita en el capítulo anterior a películas de tinte radiocrómico MD 55-2. Esta aplicación se llevó a cabo simulando un tratamiento de radiocirugía con un maniquí esférico de lucita de 16 cm de diámetro y las irradiaciones se llevaron a cabo con un acelerador lineal Varian Clinic 600c que produce rayos X de 6 MV. Se comparan las curvas de distribución de dosis del 20, 30, 40, 50, 60 y 80% en los planos axial y sagital proporcionadas por el sistema de planeación con las curvas obtenidas con la digitalización de las películas de tinte radiocrómico.

#### 4.1 Protocolo para el manejo de PTR MD 55-2 en el tratamiento de Radiocirugía.

Las películas de radiocirugía utilizadas en el estudio que se describe en este capítulo recibieron el mismo tratamiento y las mismas condiciones de manejo, temperatura, humedad y almacenamiento descrito en la sección 2.1. Lo anterior permitió utilizar los resultados obtenidos en el capítulo 2. Se llevó a cabo el siguiente procedimiento:

1.- Se cortaron 6 PTR con dimensiones de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , dos por cada plano: axial, sagital y coronal y 4 PTR de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  que sirvieron como referencia (testigos). El corte de las películas se hizo con un mínimo de 24 h previas a la irradiación, siempre portando guantes de látex. Una vez cortadas, fueron colocadas dentro de sobres de papel, posteriormente se almacenaron en una caja de cartón. Para que las PTR de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  se ajustaran bien al



maniquí se le hizo un pequeño corte diagonal de sus esquinas, además, se utilizó un marcador de acetatos para indicar la orientación de la película, esto permitió colocar siempre a la película con la misma orientación tanto en su irradiación como en la charola del escáner.

2.- Las irradiaciones de las PTR se llevaron a cabo en dos etapas: la primera consistió en suministrar una irradiación uniforme de 3 y otra de 6 Gy a las películas. En la segunda etapa se efectuó el tratamiento de RC al maniquí siguiendo el protocolo como si se tratara de un paciente.

3.- La lectura de la respuesta de la película se realizó utilizando un escáner de transmisión aproximadamente 48 h después de la irradiación. El almacenamiento y la lectura de las PTR se realizó en condiciones constantes de temperatura y humedad (Laboratorio de Dosimetría, IFUNAM) haciendo énfasis en evitar la exposición a radiación ultravioleta .

#### 4.2 Primera Exposición

Con la finalidad de incrementar la respuesta en las PTR, éstas recibieron una primera irradiación uniforme con rayos  $\gamma$  provenientes de una fuente de  $^{60}\text{Co}$ . El equipo utilizado es una unidad convencional para tratamientos de radioterapia marca Theratron 1000, mostrado en la figura 4.1, el cual produce fotones de 1.25 MeV en promedio. Este equipo se encuentra en el Instituto Nacional de Cancerología (INCAN).

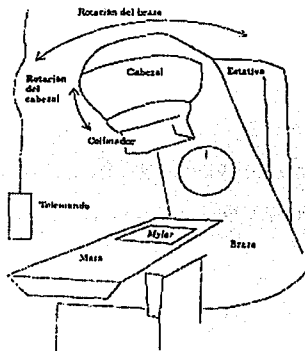


Figura 4.1. Imagen de la unidad de  $^{60}\text{Co}$  utilizada en el INCAN para la primera exposición de las películas de radiocirugía.

Para este estudio se dividió al conjunto de 6 PTR en dos grupos de 3 películas. En el primer grupo, las películas recibieron una irradiación uniforme correspondiente a 6 Gy, mientras que para el segundo grupo la irradiación se hizo con 3 Gy. En todos los casos, la dosis impartida correspondió a dosis en agua.

Durante el estudio se contó con 4 películas de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  que sirvieron de referencia:

- 2 películas con 0 Gy
- 1 PTR con 3 Gy
- 1 PTR con 6 Gy.

Con el propósito de distinguir cada película utilizada, éstas fueron colocadas en un sobre individual que tenía membretado el nombre p1, ..., p6 para referirnos a las películas 1 a 6, mientras que a las películas de fondo se les llamó f0, f3, f6 para referirnos a las películas de fondo con 0, 3 y 6 Gy respectivamente. Todas las películas fueron irradiadas bajo las mismas condiciones y a partir de su corte, solo permanecieron fuera de su sobre durante la irradiación y digitalización. Aún y cuando las películas de referencia no fueron irradiadas, éstas siempre acompañaron a todo el conjunto de películas en las dos exposiciones y las dos digitalizaciones, manteniéndose siempre dentro de su sobre y en la caja en las que fue almacenado todo el conjunto de películas en el Laboratorio de Dosimetría.

La tasa de dosis en el momento de la irradiación era de 1.35 Gy/min. por lo que el tiempo de irradiación para la impartición de la dosis fue de 2.25 y 4.5 min. respectivamente. El tamaño del campo empleado fue de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y la distancia fuente-superficie (SSD) de la unidad de  $^{60}\text{Co}$  fue de 100.6 cm de aire.

El maniquí consistió de 3 placas de lucita de 2.2 cm de alto y área de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , el cual a su vez fué colocado sobre una base de 10 placas de acrílico de 0.5 cm de alto. Las PTR fueron colocadas a una profundidad de 4.4 cm de lucita (equivalente a 5 cm de  $\text{H}_2\text{O}$ ) y 100.6 cm de aire de la fuente de  $^{60}\text{Co}$ , como se muestra en la figura 4.2

La 1ª irradiación fue realizada el 12 de junio de 2002. La digitalización de las películas se llevó a cabo el 4 de julio de 2002 (es decir, 22 días después de su irradiación).

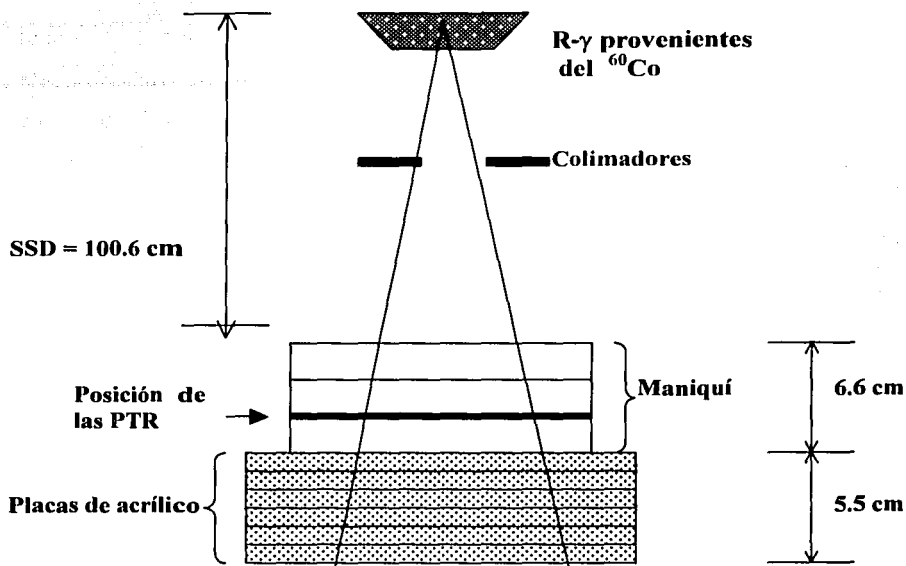


Figura 4.2. Diagrama de la 1ª irradiación

Debido a que la primera exposición de las películas de RC ocurrió durante el tiempo en el que se realizaba el estudio de estabilización de color de las películas, se pensó que éstas habían estabilizado su desarrollo de color entre 17 y 24 días después de ocurrida la irradiación (véase tabla 2.3), por lo que las películas fueron digitalizadas utilizando el escáner en modo de transmisión Agfa DuoScan T1200 descrito en la Sección 2.2.2, 22 días después de haber sido irradiadas. El protocolo seguido para la digitalización de las PTR, se describe en el Apéndice 2.

En la tabla 4.1, se muestran los resultados del tono de rojo usando el escáner, digitalizado en modo de color (R, G, B), 12 bits por color.



**Tabla 4.1.** Intensidad de tono de rojo en las PTR debido a la 1ª irradiación.

PTR	D <sub>s</sub> 1ª exp (Gy)	I <sub>rojo</sub>	± σI <sub>rojo</sub>	LOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )	± σLOG <sub>10</sub> (I <sub>o</sub> /I <sub>i</sub> )
f0	0	59713	670	0.000	0.0069
f3	3	52593	684	0.055	0.0075
f6	6	47245	417	0.103	0.0062
p1	6	47273	656	0.102	0.0077
p2	6	47502	555	0.099	0.0070
p3	6	47111	548	0.103	0.0070
p4	3	53280	564	0.050	0.0067
p5	3	53268	629	0.050	0.0071
p6	3	52901	520	0.053	0.0065

La dosis suministrada en las películas fue encontrada utilizando la curva de calibración del perfil 2 para la componente roja (Sección 2.3), ya que de acuerdo con los resultados del capítulo anterior ésta curva permitía en promedio un acuerdo del 97% entre la dosis suministrada y la dosis encontrada en las películas para el estudio de la primera exposición (Sección. 2.3.4.2).

**Tabla 4.2.** Dosis suministrada y Dosis encontrada en las PTR debido a la 1ª exposición.

PTR	D <sub>s</sub> 1ª exp (Gy)	D <sub>e</sub> 1ª exp (Gy)	± σD <sub>e</sub> (Gy)	% dif entre D <sub>s</sub> 1ª exp vs D <sub>e</sub> 1ª exp
f0	0	-0.1	0.4	—
f3	3	3.1	0.4	3.3
f6	6	5.8	0.4	-3.3
p1	6	5.7	0.5	-5.0
p2	6	5.6	0.4	-6.7
p3	6	5.8	0.4	-3.3
p4	3	2.7	0.4	-10
p5	3	2.7	0.4	-10
p6	3	2.9	0.4	-3.3

Como puede observarse de los resultados de la tabla 3.2, la curva de calibración encontrada en el estudio previo de la sección 2.3.4.2 reproduce con una buena aproximación la dosis suministrada a las películas, ya que el porcentaje de diferencia entre la dosis suministrada y la dosis encontrada a partir de la curva de calibración queda dentro de la incertidumbre asociada a la dosis, sin embargo, hay una diferencia sistemática a subestimar D<sub>e</sub> con respecto a D<sub>s</sub>.

#### 4.2.1 Efectos de almacenamiento en las películas

Por causas ajenas al estudio, el tiempo de espera entre la 1ª y la 2ª exposición fue de 6 meses exactamente. Para verificar los cambios en la intensidad de rojo de las películas debido al almacenamiento, éstas fueron digitalizadas 24 h. previas a la 2ª irradiación. La tabla 4.3 muestra los resultados encontrados.

**Tabla 4.3.** Intensidad de tono de rojo en las PTR debido a la 1ª irradiación y leídas después de 6 meses de almacenamiento.

PTR	Ds1ª exp (Gy)	I <sub>Rojo</sub>	±σI <sub>Rojo</sub>	LOG <sub>10</sub> (I <sub>0</sub> /I <sub>1</sub> )	σLOG <sub>10</sub> (I <sub>0</sub> /I <sub>1</sub> )
f0	0	59283	687	0.000	0.0050
f3	3	52329	818	0.055	0.0085
f6	6	46494	660	0.106	0.0080
p1	6	46297	641	0.108	0.0079
p2	6	46658	535	0.104	0.0071
p3	6	46477	572	0.105	0.0073
p4	3	52821	581	0.051	0.0069
p5	3	52429	555	0.053	0.0068
p6	3	51983	568	0.057	0.0069

Para comparar un posible oscurecimiento de las PTR debido a los 6 meses de almacenamiento, se aplicó el polinomio de calibración encontrado en la sección 2.3.4.2. Los resultados de este estudio se muestran en la tabla 4.4.

**Tabla 4.4.** Dosis suministrada y Dosis encontrada en las PTR debido a la 1ª irradiación medida después de 6 meses de almacenamiento.

PTR	D <sub>s</sub> 1ª exp (Gy)	D <sub>e</sub> 1ª exp almacenada (Gy)	±σD <sub>e</sub> (Gy)	% dif entre D <sub>s</sub> 1ª exp vs D <sub>e</sub> 1ª exp*	% dif entre D <sub>s</sub> 1ª exp vs D <sub>e</sub> 1ª exp**
f0	0	-0.1	0.3	—	—
f3	3	3.0	0.5	1.3	0
f6	6	6.0	0.5	0.2	0
p1	6	6.1	0.5	1.7	1.7
p2	6	5.9	0.4	1.8	-1.7
p3	6	6.0	0.4	0.7	0
p4	3	2.8	0.4	6.9	-6.7
p5	3	3.0	0.4	1.5	0
p6	3	3.2	0.4	5.8	6.7

\*Con almacenamiento de 6 meses

\*\* Sin almacenamiento de 6 meses

Como puede verse de la tabla 4.4, a pesar que las diferencias porcentuales entre  $D_s$  y  $D_e$  durante la 1ª exposición pudieran parecer grandes, en promedio, para una misma dosis suministrada, la dosis evaluada es consistente con la dosis suministrada.

Lo anterior, muestra que:

- 1) El almacenamiento de las películas indujo una estabilidad en el tono de rojo de éstas.
- 2) Tener películas de mayor tamaño reduce las fluctuaciones estadísticas, por lo que obtenemos valores de dosis más cercanas a las dosis suministradas.
- 3) Las PTR necesitan un tiempo mayor que 48 h. para llegar a una estabilización de color.
- 4) La curva de calibración encontrada en el capítulo 2 reproduce en promedio, los valores de dosis.

#### **4.3 Aplicación del tratamiento de Radiocirugía en el maniquí**

El tratamiento de radiocirugía con el maniquí tuvo un procedimiento igual al que se efectuaría en un paciente con una lesión cerebral :

- 1) Colocación del marco estereotáctico al maniquí y adquisición de las imágenes tomográficas
- 2) Planeación del tratamiento
- 3) Alineación del maniquí con el isocentro del LINAC
- 4) Depósito de la dosis prescrita en la planeación

#### **4.4 Colocación del marco estereotáctico y adquisición de las imágenes tomográficas**

Para destruir una lesión cerebral es necesario determinar con alta precisión su posición en un sistema de coordenadas relativo. En la actualidad existen técnicas como la resonancia magnética (RM) y la tomografía axial computarizada (TAC) que permiten obtener imágenes tomográficas del cuerpo. La colocación de un marco estereotáctico aunado a este tipo de técnicas permite generar las coordenadas de localización de la lesión con una resolución que depende del espesor de los cortes empleados, que por lo general éstos son

del orden de 1 a 2 mm. Los parámetros de operación del equipo tomográfico utilizado para la adquisición de las imágenes se enlistan en la tabla 4.5.

**Tabla 4.5.** Características de operación del equipo tomográfico utilizado

Marca	Siemens
Modelo	Somatom
No. de Generación	4 <sup>ta</sup>
Voltaje de operación	120 kV <sub>p</sub>
Intensidad de corriente utilizada	100 mA
Tipo de blanco	rotatorio
Resolución espacial	2 mm
Número de Hounsfield promedio en el volumen blanco	-956
Número de Hounsfield promedio en el maniquí	126

#### 4.5 Planeación del tratamiento

Para determinar la dosis de irradiación a una lesión es necesario encontrar a través del sistema de planeación (SP) la curva de isodosis que mejor ajuste al volumen blanco. Este tratamiento consiste en irradiar a la lesión con uno o más arcos que se desplazan dentro de un cierto intervalo angular. El físico médico es el encargado de determinar las características del sistema de planeación del tratamiento así como la curva de isodosis del 80% que es la que determina el volumen blanco a irradiar. Las especificaciones del tratamiento suministrado al maniquí se muestran en la tabla 4.6.

**Tabla 4.6.** Especificaciones de tratamiento de RC obtenido con el sistema de planeación

Dosis prescrita (100%)	17.44 Gy
Corrección por inhomogeneidad de tejido	deshabilitado
Dosis promedio/grado	0.045 Gy
Tamaño de campo en los colimadores del LINAC (cm)	4 x 4
Profundidad de dosis máxima	1.5 cm
Volumen blanco (lesión)	6.15 cm <sup>3</sup>
Número total de isocentros	1
Número total de arcos	5
Diámetro del colimador	25 mm
Factor de corrección por dispersión	0.9205

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Las páginas que se presentan a continuación (de la 66 a la 69), contienen la información proporcionada por el sistema de planeación Brain Scan classic v4.03, para el tratamiento de radiocirugía usando el maniquí.

Se muestran las curvas de isodosis en los 3 planos: axial, coronal y sagital, suponiendo una dosis prescrita de 17.44 Gy correspondiente al 100%. La irradiación considera 5 arcos para el cabezal de 100° cada uno, con diferentes posiciones del cabezal del acelerador y de la camilla. Dado que la lesión era de forma regular sólo se utilizó un isocentro.



PATIENT: 021211 ROA^VICTOR CASE#006

ISODOSES

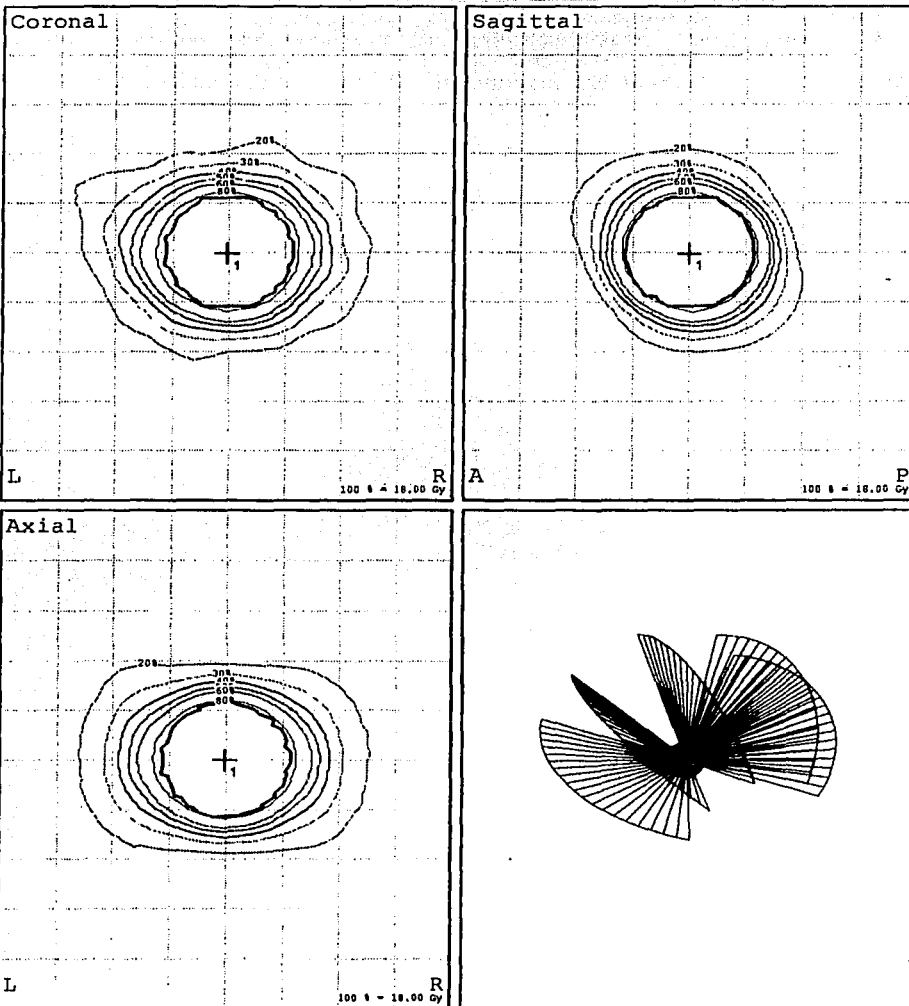
INCAN - 600C, 6MV (17-SEP-02)

Reference Set : CT set #1 (11-DEC-02)

Last change date : 12-DEC-02

Last change time : 11:44:07

Isodoses for object: Lesion



TESTS CON  
FALLA DE ORIGEN

IRRADIATION PLAN  
Circular Arc Module

PATIENT: 021211 ROA^VICTOR CASE#006

PAGE 1 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (17-SEP-02)

Reference Set : CT set #1 (11-DEC-02)

Last change date : 12-DEC-02 Last change time : 11:44:07

ISOCENTERS (BrainLAB coordinates)

Isocenter Number	PTV Name	A-P (mm)	Lateral (mm)	Vertical (mm)	Dose/ Degree	Prescr. Dose	Calc. Dose
1	Lesion	-11.50	-2.90	30.20	4.53	17.44	17.44

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°	3.60	80.0	0.768	5.09	509
	2	25.0	15°	30°	130°	3.50	80.0	0.768	4.95	495
	3	25.0	342°	230°	330°	3.52	80.5	0.765	4.99	499
	4	25.0	310°	230°	330°	3.27	80.7	0.764	4.65	465
	5	25.0	270°	230°	330°	3.55	76.2	0.783	4.93	493

TESIS C  
FALLA DE ORIGEN

PATIENT: 021211 ROA^VICTOR CASE#006

PAGE 2 OF 3

INCAN - 600C, 6MV (17-SEP-02)

Reference Set : CT set #1 (11-DEC-02)

Last change date : 12-DEC-02

Last change time : 11:44:07

## DOSIMETRY SPECIFICATIONS

Prescribed treatment dose (=100%) : 18.00 Gy  
 Tissue inhomogeneity correction : Off  
 Average dose per degree : 0.045 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) : 79.5 mm  
 Target volume ( Lesion) : 6.15 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 <sup>3</sup> )	Scatter corr. factor
	80% (mm)	50% (mm)	20% (mm)	80% (mm)	50% (mm)		
25.0	20.8	24.6	28.3	70.8	174.3	24.9	8.1 0.921



PATIENT: 021211 ROA^VICTOR CASE#006

PAGE 3 OF 3

INCAN - 600C; 6MV (17-SEP-02)

Reference Set : CT set #1 (11-DEC-02)

Last change date : 12-DEC-02

Last change time : 11:44:07

## REFERENCE SET SPECIFICATIONS

Name : CT set #1  
Scan date : 11-DEC-02  
Number of slices : 89  
Localizer : BrainLAB CT  
Gantry tilt : 0.000000  
Pixel size : 0.730470 mm  
Image orientation : Left to Right (RPF)

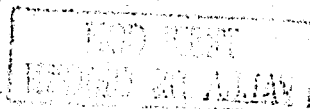
All doses are indicated in Gy, unless otherwise specified.  
The tables above are checked and approved for irradiation.

(Date)

(Department)

(Name)

(Signature)



#### 4.6 Alineación del maniquí con el isocentro del LINAC

La alineación del maniquí con respecto a el isocentro del LINAC es importante para garantizar una alta precisión durante el tratamiento. Una vez especificado el tratamiento se colocó el marco estereotáctico en el maniquí. Este marco incluye cuatro paredes laterales de lucita sobre las que se colocan las hojas de acetato que muestran la ubicación del isocentro de la lesión. La base del sistema marco-maniquí fue nivelado con respecto a la mesa del acelerador utilizando dos niveles de burbuja perpendiculares entre sí.

Para alinear el isocentro de la lesión con el isocentro del acelerador se utilizaron los láseres que se encuentran en las paredes del cuarto en donde se está ubicado el acelerador. Una vez alineados, el maniquí deberá permanecer fijo en ésa posición, por lo que las PTR fueron colocadas previamente en la cavidad del maniquí.

#### 4.7 Depósito de la dosis prescrita en la planeación: 2ª exposición

La 2ª irradiación consistió en la aplicación del tratamiento de radiocirugía. El equipo empleado fue un acelerador lineal Varian, Clinic 600c el cual produce rayos X de 6 MV, es propiedad del Instituto Nacional de Cancerología (INCAN). Se llevaron a cabo 2 experimentos uno en el plano sagital y otro en el plano axial. Las orientaciones de los planos en el paciente se muestran en la figura 4.3.

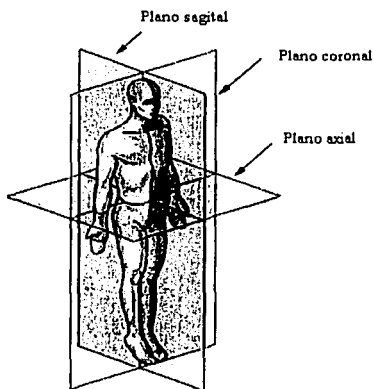
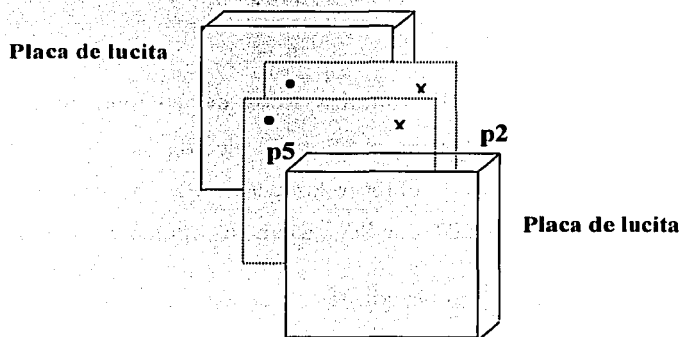


Figura 4.3. Orientaciones de los planos utilizados en este estudio.

### ***Experimento 1: Plano sagital***

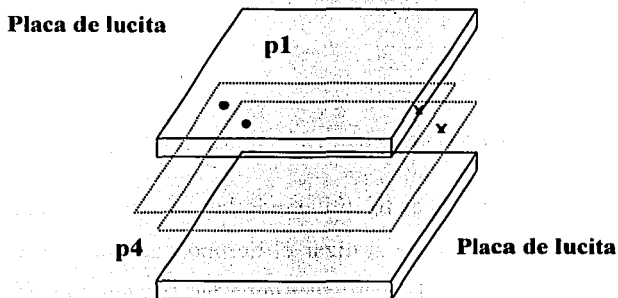
Se colocó a las películas p2 y p5 en la cavidad del plano sagital del maniquí orientadas de tal forma que coincidieran el punto y la cruz marcado previamente en ellas. Estas películas recibieron en la 1ª exposición 6 y 3 Gy, respectivamente y fueron colocadas entre dos placas de lucita y éstas a su vez en el maniquí con la orientación que muestra la figura 4.4.



**Figura 4.4.** Colocación de las PTR en el plano sagital

### ***Experimento 2: Plano axial***

Se colocaron 2 PTR (p1 y p4) en la cavidad del plano axial del maniquí. Estas películas recibieron en la 1ª exposición 6 y 3 Gy respectivamente y fueron colocadas en el maniquí con la orientación mostrada por la figura 4.5.



**Figura 4.5.** Colocación de las PTR en el plano axial.

#### 4.8 Análisis de las películas de tinte radiocrómico

De acuerdo a la planeación del tratamiento, las curvas de isodosis a los diferentes niveles de dosis tienen diferentes formas, siendo la curva del 80% la que mayor simetría radial presenta. Un análisis cualitativo del SP y la imagen obtenida con las PTR implica observar las diferentes curvas en un mismo gráfico. Una comparación cuantitativa puede realizarse en términos del cálculo de  $\chi^2/N$  de gráficas de distancia radial como función del ángulo polar  $\theta$  para cada curva de isodosis.

En la siguiente sección se realizarán dos tipos de comparaciones, cualitativa y cuantitativa, de los cálculos obtenidos con el SP y las medidas con las PTR. Se describirá en detalle todo el procedimiento para obtener las curvas de isodosis en las PTR. Para obtener las curvas de isodosis en las PTR se llevó a cabo el siguiente procedimiento:

- 1) Digitalización de las PTR no irradiadas (medida de fondo) y de las PTR correspondientes a los 2 experimentos, utilizando el mismo protocolo y características del escáner descritas en el Apéndice 2. La digitalización se llevó a cabo 36 días después de que se suministró el tratamiento a las películas, un ejemplo se muestra en la figura 4.6.



Figura 4.6. Imagen de las PTR del plano a) axial. b) sagital.

- 2) Aplicar un filtrado de las imágenes tif utilizando la función Blur/Gaussian con un radio de 2 píxeles. Esta función permite agilizar el tiempo que tarda en correr el programa que extrae las curvas de isodosis para disminuir las fluctuaciones estadísticas de las intensidades de color píxel por píxel en las películas.

- 3) Grabar la imagen y convertirla a formato raw ( ver Apéndice 2).
- 4) Utilizar un programa escrito en MatLab versión 5,2 para extraer las coordenadas x,y de las curvas de isodosis.
- 5) Usar el programa Digitaze para encontrar las coordenadas (x,y) de las curvas en los planos axial y sagital obtenidos con el SP.
- 6) Alinear las curvas del 80% obtenidas con las PTR irradiadas a 3 y 6 Gy con respecto de la misma curva de isodosis dada por el SP. Las coordenadas de traslación de las PTR que permitieron un registro con el SP se muestran en la siguiente tabla:

**Tabla 4.7. Resultados de x\_off, y\_off en el plano axial y sagital.**

Curva de isodosis	x_off (cm)	y_off(cm)
axial 3 Gy	0.14	-0.11
axial 6 Gy	0.02	-0.17
sagital 3 Gy	-0.10	-0.06
sagital 6 Gy	-0.10	-0.08

- 7) Transformar las coordenadas (x, y) a ( r,  $\theta$ )
- 8) Aplicar una interpolación de los datos utilizando la función Smooth 2Data que se encuentra en el programa Sigma Plot 2001. Las características del suavizamiento utilizado fueron:
  - i. Smoother: Running Average
  - ii. Sampling Proportion: 0.02
  - iii.  $\theta_{min}$ : 0
  - iv.  $\theta_{max}$ : 360
  - v. Intervals: 360
  - vi. Method Bandwith: Nearest neighbour

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

- 9) Obtener las diferencias entre las distancias radiales encontradas experimentalmente con las PTR y los valores calculados por el SP. La diferencia de la distancia radial promedio entre el SP y PTR está dada como:

$$\overline{\Delta d} = \frac{\sum |r_{PTR} - r_{SP}|}{N} \dots\dots\dots(4.1)$$

donde  $r_{PTR}$  y  $r_{SP}$  son las distancias radiales medidas desde el isocentro en función del ángulo polar en la película de tinte radiocrómico y el sistema de planeación, respectivamente.

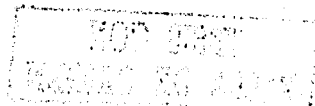
La figura 4.7 muestra las curvas de isodosis para el plano axial cuando la primera exposición de las películas fue de a) 3 Gy, b) 6 Gy. En cada gráfica se muestra tanto el cálculo proporcionado por el sistema de planeación (líneas continuas) y las medidas experimentales (líneas punteadas). La figura 4.8 es equivalente a la figura 4.10 pero para el plano sagital.

De estas gráficas se puede observar que existe relativamente buen acuerdo entre las diferentes curvas de isodosis, particularmente en el plano sagital. La curva de isodosis que mayor diferencia presenta con el SP es la del 80%, cuando la dosis inicial fue de 3 Gy (figura 4.7 b). Las figuras 4.9 y 4.10 presentan la misma información que las gráficas 4.7 y 4.8 en el espacio  $(r, \theta)$ . De esta manera es posible evaluar de manera más cuantitativa las diferencias entre SP y las PTR. Es obvio, que tanto los niveles de isodosis del 80% como los del 20% son los que presentan las mayores diferencias.

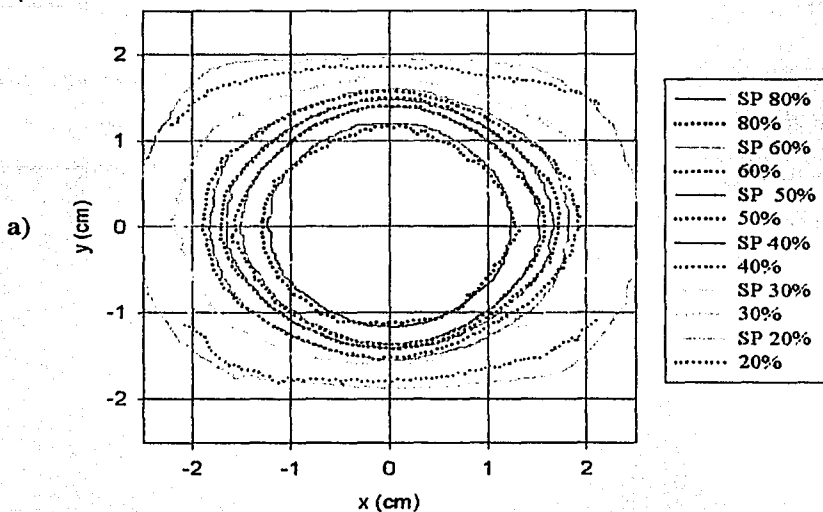
En consistencia con el protocolo de lectura de las PTR sugerido por el fabricante, en donde se indica un tiempo de estabilización de color de 24 h en las películas antes de ser leídas [Niroomand-Rad 1998], se observó que al digitalizar las películas 18 h después de que éstas habían sido expuestas al tratamiento de RC (i.e a su 2ª exposición), no había un desarrollo completo del color, ya que los niveles de rojo contenidos en las películas fueron en todos los casos menores a los obtenidos durante la digitalización 36 días después de

haber sido irradiadas. El protocolo de lectura y el análisis de las películas realizado tanto a las 18 h como a los 36 días después de la irradiación fue el descrito en la sección 4.8.

La obtención de las curvas de isodosis digitalizando 18 h después del tratamiento de RC, mostraron en todas las películas irradiadas, una dosis de 4 Gy por debajo de la dosis acumulada suministrada en la película para la curva del 80%. Esto podría indicar que a las 18 h post-irradiación aún no se estabilizaba el color de las películas.



Curvas de isodosis en el plano axial  
para la película irradiada inicialmente con 6 Gy



Curvas de isodosis en el plano axial  
para la película inicialmente irradiada con 3 Gy

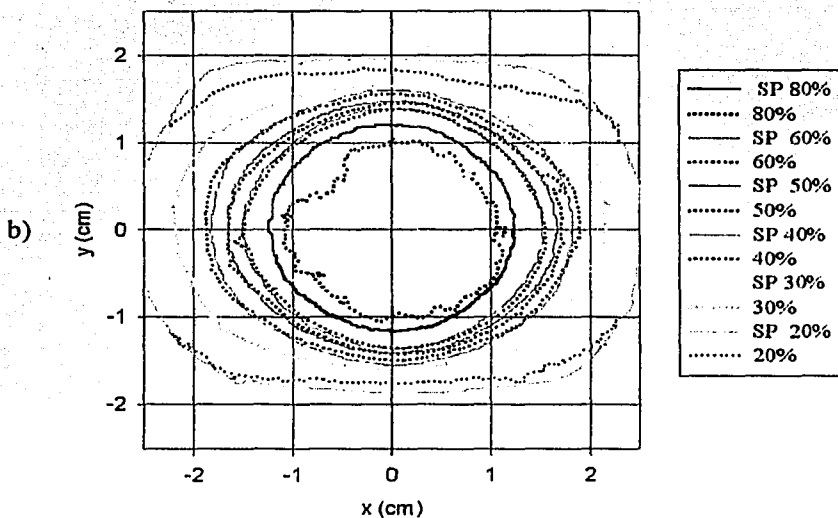
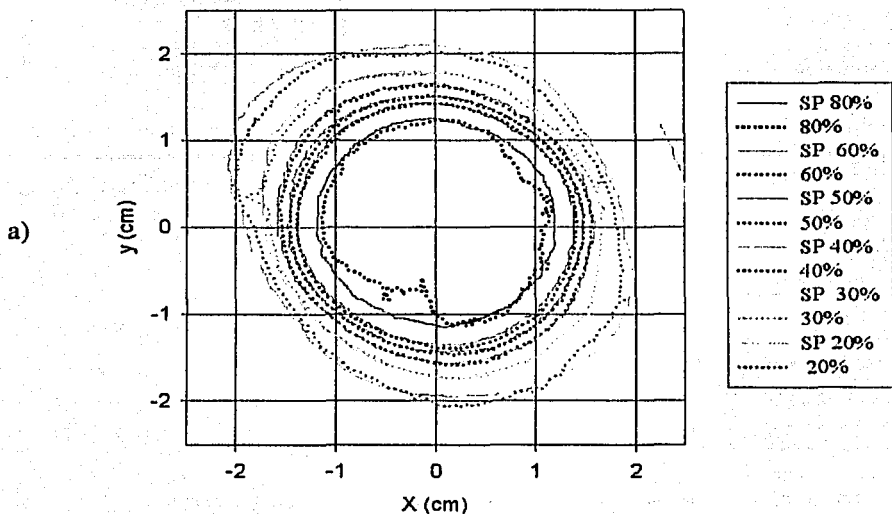


Figura 4.7. Curvas de isodosis del 80, 60, 50, 40, 30, 20% obtenidas con el SP (líneas continuas) y las medidas experimentalmente (líneas punteadas) en el plano axial irradiado inicialmente a) 3 Gy y b) 6Gy



Curvas de isodosis en el plano sagital  
inicialmente irradiado con 6 Gy



Curvas de isodosis en el plano sagital  
para la película irradiada inicialmente con 3 Gy

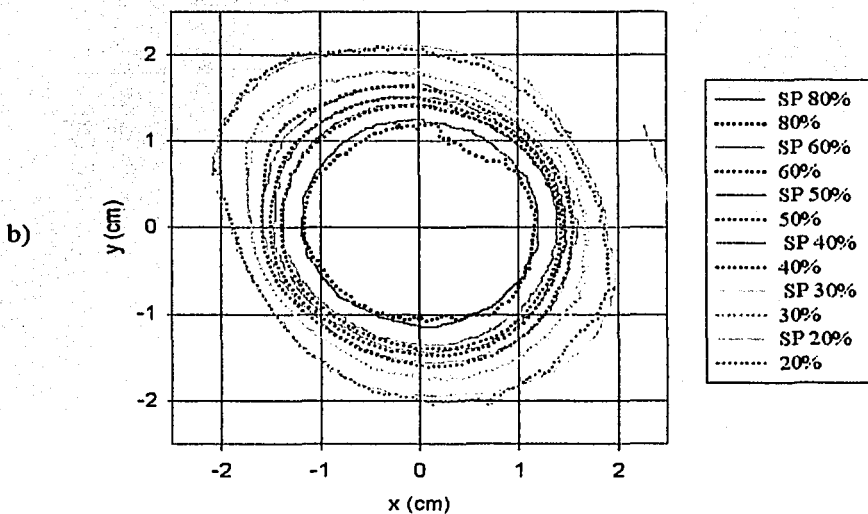


Figura 4.8. Curvas de isodosis del 80, 60, 50, 40, 30, 20% obtenidas con el SP (líneas continuas) y las medidas experimentalmente (líneas punteadas) en el plano sagital irradiado inicialmente a) 3 Gy y b) 6Gy

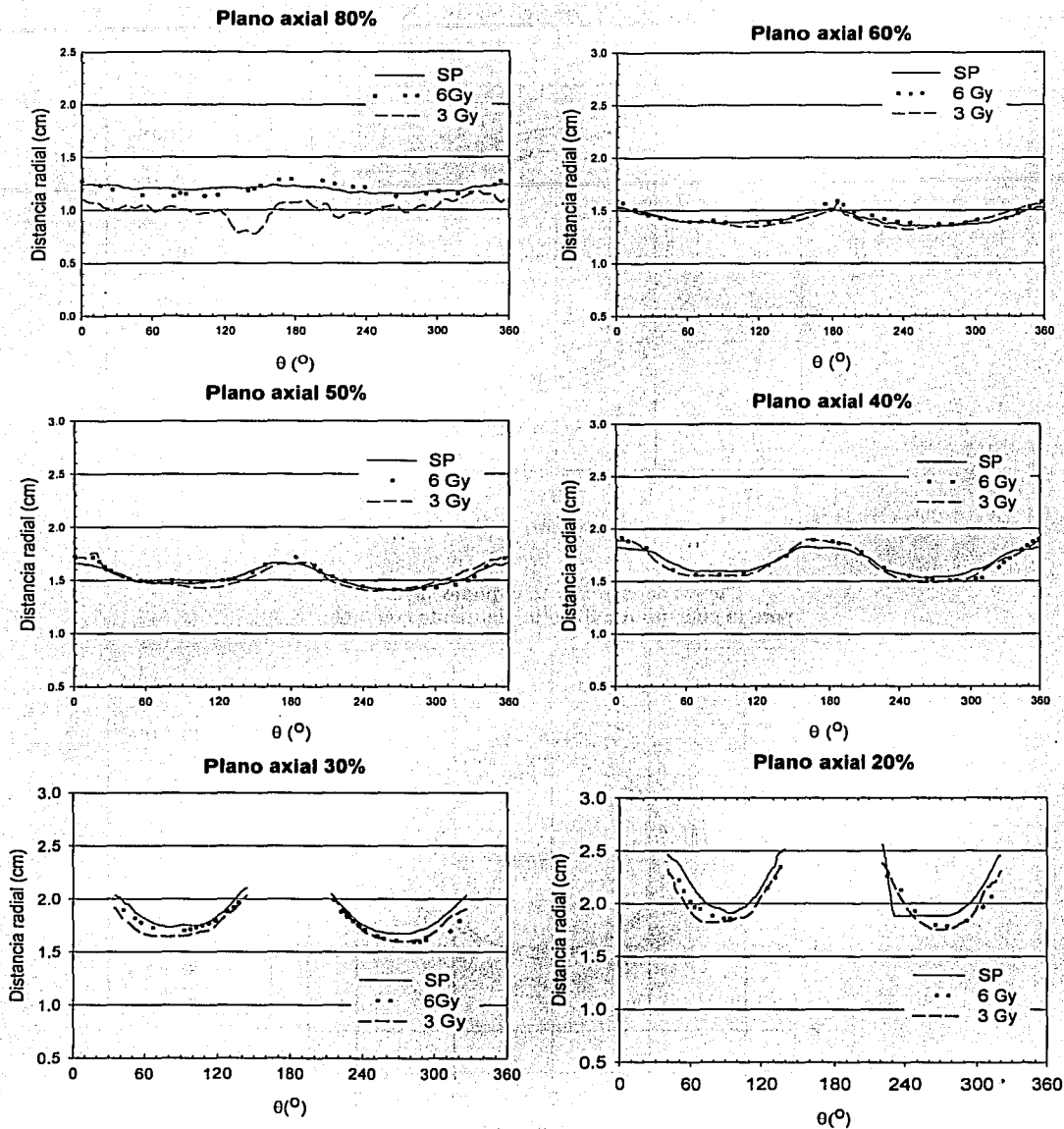


Figura 4.9. Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 50, 40, 30, 20% obtenidas con el SP y el plano axial irradiado inicialmente a 3 y 6 Gy.

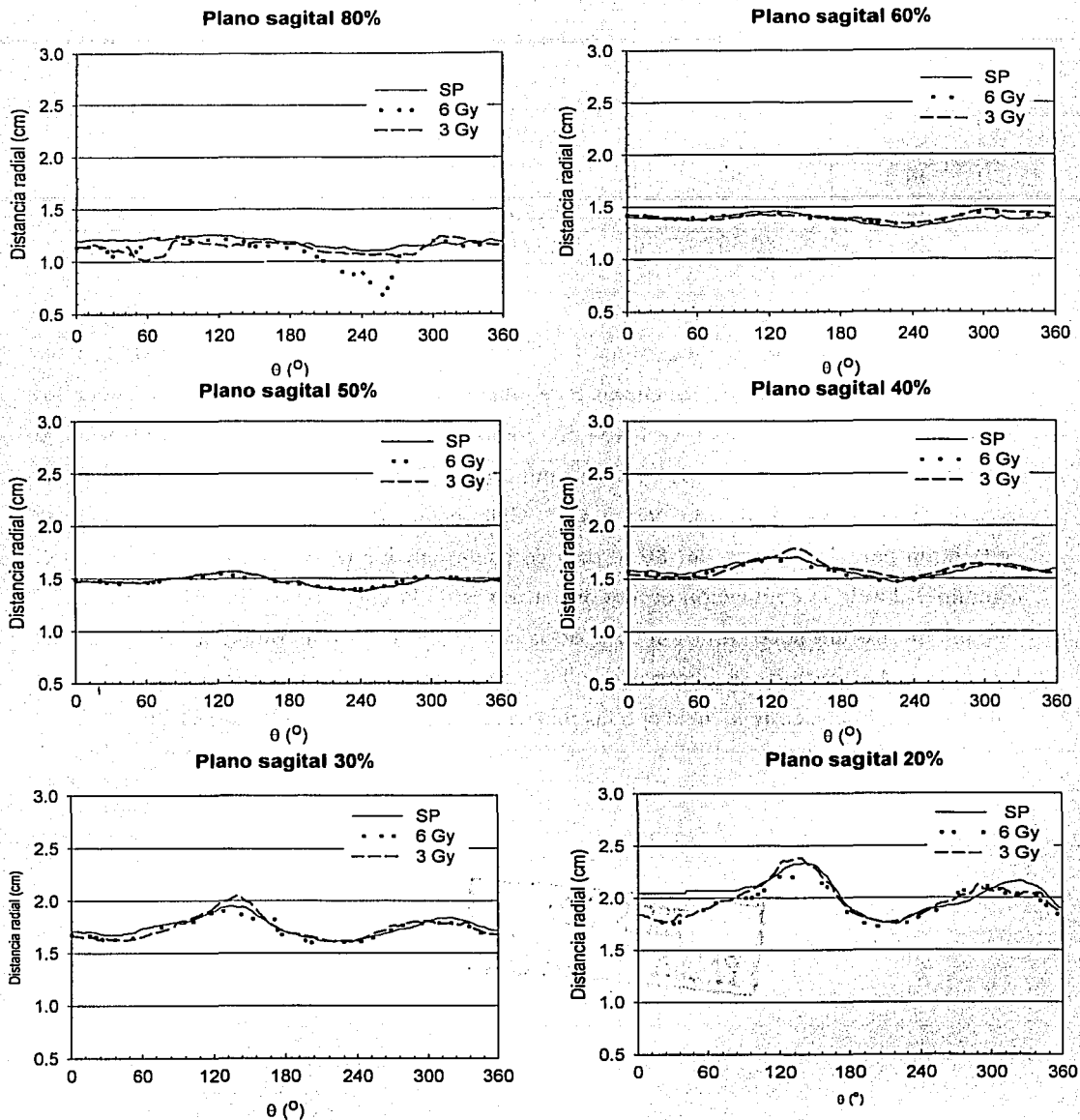


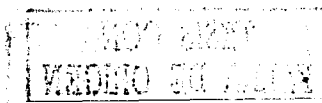
Figura 4.10. Perfiles angulares de las curvas de isodosis del 80, 60, 50, 40, 30, 20% obtenidas con el SP y el plano sagital irradiado inicialmente a 3 y 6 Gy.

**Tabla 4.8.  $\Delta d$  (cm) para las curvas de isodosis en los planos axial y sagital.**

<b>Curva de isodosis</b>	<b>Axial 6 Gy</b>	<b>Axial 3 Gy</b>	<b>Sagital 6 Gy</b>	<b>Sagital 3Gy</b>
80%	0.464	0.071	0.233	0.390
60%	0.026	0.025	0.028	0.022
50%	0.034	0.105	0.001	0.016
40%	0.044	0.107	0.034	0.020
30%	0.093	0.173	0.036	0.036
20%	0.357	0.321	0.047	0.143

Como puede observarse de las figuras 4.7, 4.8, 4.9 y 4.10, y de los valores de la tabla 4.8, la diferencia radial entre las curvas obtenidas con las PTR irradiadas a 3 y 6 Gy en los planos axial y sagital, difieren en 0.464 cm como máximo (curva del 80% del plano axial inicialmente irradiado con 3 Gy) y como mínimo en 0.001 cm (curva del 50% del plano sagital inicialmente irradiado con 3 Gy). Claramente, las diferencias más grandes se encuentran para las curvas del 80%, esto coincide con los resultados encontrados en el capítulo 3 donde la evaluación de la dosis a través de la curva de calibración del perfil 2 siempre mostró una subestimación de la dosis conforme la dosis suministrada en la película fue mayor. Así mismo, se observa que las curvas de isodosis más bajas (30, 40, 50%) muestran una buena coincidencia con las mismas curvas proporcionadas por el SP.

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**



## Capítulo 5

### Discusión y conclusiones

---

Las películas de tinte radiocrómico han sido ampliamente utilizadas en los últimos años para aplicaciones dosimétricas que involucren la medida de dosis altas, por encima de 3 Gy. En este trabajo se desarrolló un protocolo de manejo, irradiación y análisis de películas de tinte radiocrómico GafChromic MD-55-2 para ampliar la sensibilidad de dichas películas a dosis bajas (por encima de 1 Gy). Se utilizaron dos métodos de lectura de la respuesta de las películas: con base en un densitómetro Nuclear Associates modelo 37-443 especialmente diseñado para trabajar con una fuente de luz monocromática de 671 nm (sugerida por el fabricante de las películas) y un escáner de transmisión Agfa DuoScan T1200 que tiene la capacidad de separar la respuesta de la película en sus componentes roja, verde y azul. A continuación se discutirán por separado los resultados obtenidos en cada una de las secciones de la tesis ya presentadas.

#### 5.1 Estabilización del color

Dada la facilidad de uso del densitómetro y debido a que este estudio no requería de una alta resolución espacial, el seguimiento de estabilización del color de las películas se realizó con este instrumento. Se midió la densidad óptica de un conjunto de películas irradiadas en un intervalo de dosis entre 1.0 y 31.1 Gy a los 3, 4, 10, 17, 24, 31 y 68 días. Las medidas del incremento de la densidad óptica ( $\Delta DO$ ) indicaron un ligero oscurecimiento de las películas como función del tiempo. La mayor diferencia en  $\Delta DO$  con respecto al tercer día fue de alrededor del 7% correspondiente al obtenido a los 68 días después de la irradiación, para dosis mayores que 3 Gy. Diferencias mayores se encontraron para dosis menores que 3 Gy las cuales no pueden ser confiables pues la sensibilidad de las películas está garantizada por el fabricante para dosis mayores que 3 Gy.

Aunque el incremento en  $\Delta DO$  pareciera ser no muy grande, es importante resaltar que las

curvas de calibración también presentaron diferencias en los polinomios ajustados, por lo que se recomienda establecer un protocolo de trabajo en el que la lectura de la respuesta de las películas se haga siempre al mismo tiempo posterior a la irradiación. En este trabajo se propone que la lectura ocurra entre 48 y 72 horas después de haber ocurrido la irradiación ya que es cuando se consigue una estabilización de color adecuada a un tiempo razonable de espera, medidas preliminares no son recomendables debido a que aun no existe un desarrollo completo del color.

## **5.2 Curvas de Calibración**

Las curvas de calibración obtenidas con el densitómetro presentaron un comportamiento lineal-cuadrático en el intervalo de dosis utilizado de 1.0 a 31.1 Gy. Sin embargo, es importante mencionar que este comportamiento incluía dosis por debajo del umbral de sensibilidad que especifica el fabricante.

A diferencia de la curva de calibración obtenida con el densitómetro el cual utiliza una fuente de luz monocromática, con el escáner se digitalizó la respuesta de las películas en tres colores diferentes: rojo, verde y azul. Las curvas de calibración obtenidas para cada color en el intervalo de dosis de 1.0 a 31.1 Gy indicaron una mayor sensibilidad cuando se utiliza la componente roja con respecto a las obtenidas con las componentes verde y azul. Es por esto que se decidió sólo usar la componente roja en todos los estudios en los que se utilizó el escáner.

Al igual que las curvas de calibración obtenidas con el densitómetro, las curvas de calibración medidas con el escáner también presentaron un comportamiento lineal-cuadrático con la dosis. Se observó que esta dependencia es función del perfil de calibración en color del escáner, por lo que siempre que se realice un estudio determinado, deberá establecerse desde un principio el perfil de calibración a utilizar durante todo el estudio.

Al comparar las densidades ópticas con la respuesta obtenida con el escáner (perfil 1 o perfil 2) se observa una relación lineal para dosis menores que 27 Gy. Para dosis mayores, la dependencia deja de ser lineal, mostrando un factor cuadrático además del lineal.

### 5.3 Técnica de doble exposición

Se aplicó el protocolo de doble exposición a las películas de tinte radiocrómico utilizando muestras pequeñas de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ . Las irradiaciones se llevaron a cabo con rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  en el irradiador GammaCell del Instituto de Ciencias Nucleares, UNAM, en un intervalo de dosis de 1.5 a 22.5 Gy. Cada muestra se irradió a una dosis determinada, por lo que la resolución espacial no era un factor importante. Dado esto, se decidió utilizar tanto el densitómetro como el escáner de transmisión para obtener la respuesta de las películas.

#### 5.3.1 Resultados con el densitómetro

Las medidas obtenidas se llevaron a cabo a los 3 días posteriores a la primera irradiación y fueron muy homogéneas. En todos los casos se encontró de manera sistemática una dosis evaluada menor hasta en un 5% a la suministrada, sin embargo, esta diferencia cae dentro de la incertidumbre asociada a la medición.

A diferencia de los resultados encontrados en el capítulo 2 en donde se observó que  $\Delta DO$  se incrementaba como función del tiempo y la dosis suministrada a cada película, en la segunda irradiación de las películas se encontró que éstas estabilizaron su color, es decir,  $\Delta DO$  permaneció constante durante todo el estudio. Esto puede deberse a dos factores:

1. Aunque las películas fueron leídas bajo las mismas condiciones de luz, temperatura y humedad, la frecuencia de las medidas fue menor. Sólo se hicieron 5 medidas posteriores, a los 8, 15, 22, 29 y 64 días, mientras que en el estudio de estabilización de color (capítulo 2, sección 2.3.2) se hicieron 8 mediciones. La frecuencia y el posible daño que pudiera ocurrirle a las películas durante las mediciones, puede ser un factor importante en cualquier cambio observado en su respuesta.

2. Otra posible explicación es que la primera exposición hubiera estabilizado el color de las películas no permitiendo que se desarrollara más color después de la segunda exposición.

La figura 3.1 muestra los resultados obtenidos de la dosis evaluada usando el densitómetro como función de la dosis suministrada durante la segunda exposición. Se observa de manera muy clara que la relación entre estas dos cantidades es prácticamente uno a uno, es decir, la

pendiente va de 0.98 a 1.02 dependiendo del tiempo. Este resultado muestra que el protocolo sugerido del método de doble exposición utilizando el densitómetro funciona de manera adecuada, independiente del intervalo de dosis utilizado y del tiempo posterior a la irradiación en el que se realice la lectura.

### **5.3.2 Resultados con el escáner**

En este caso también se observó, como era de esperarse, que la respuesta de las películas depende del perfil de calibración de color del escáner, por lo que al igual que en el capítulo 2, es necesario ser consistentes durante todo un estudio respecto al perfil utilizado.

Tanto cuando se utilizó el perfil 1 como el 2, los resultados de la primera exposición proporcionaron dosis evaluadas sistemáticamente menores a las suministradas (hasta en un 10% para el perfil 1 y hasta un 5% para el perfil 2). Esto de alguna manera era de esperarse dado que el perfil 2 proporciona una mayor sensibilidad para la componente roja (mayor pendiente en la gráfica respuesta como función de dosis) que el perfil 1.

La figura 3.2 muestra los resultados obtenidos de la dosis evaluada usando el perfil 1 como función de la dosis suministrada durante la segunda exposición. Se observa que existe una relación lineal entre estas dos cantidades para dosis menores aproximadamente que 8 Gy. Para dosis mayores que esta cantidad, las dosis evaluadas son sistemáticamente menores que las suministradas hasta en un 8%.

De igual manera, la figura 3.3 muestra los resultados de la dosis evaluada usando el perfil 2 como función de la dosis suministrada durante la segunda exposición. Se observa que existe una relación lineal entre estas dos cantidades (dentro de las incertidumbres) para dosis menores aproximadamente que 8 Gy. Para dosis mayores, las dosis evaluadas son sistemáticamente menores a las suministradas hasta en un 11%.

Estos resultados muestran que el protocolo sugerido del método de doble exposición utilizando el escáner depende del intervalo de dosis que se esté evaluando, y proporciona valores estimados de dosis menores a los suministrados para dosis mayores que los 8 Gy. Esto implica que el método de doble exposición tal como se ha implementado en este trabajo permite medir dosis por debajo del umbral de sensibilidad proporcionado por el fabricante pero



se pierde precisión en la medida de dosis mayores que 8 Gy, con diferencias de hasta 11%.

#### **5.4 Dosimetría en tratamientos de radiocirugía**

En este estudio se irradiaron películas aplicando el método de doble exposición utilizando un maniquí esférico que simula una cabeza. La lesión simulada corresponde a una lesión esférica de 2 cm de diámetro centrada en el maniquí. Dado el tamaño de la lesión, las películas utilizadas fueron de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y éstas se colocaron a lo largo de los planos axial y sagital. La primera irradiación se llevó a cabo con rayos gamma provenientes de una unidad de  $^{60}\text{Co}$ . Para ver el efecto de la dosis de sensibilización (primera exposición), en este estudio se irradiaron un conjunto de películas a 3 Gy y otro a 6 Gy.

Dado que en este caso los gradientes de dosis en la periferia de la lesión pueden ser muy grandes, la resolución espacial del equipo lector debe ser muy alta. Dado este requerimiento no fue posible leer las películas usando el densitómetro, por lo que sólo se utilizó el escáner de transmisión calibrado en color con el perfil 2. La dosis prescrita al volumen blanco fue de 17.44 Gy, la cual representaba el 100%.

Las dosis evaluadas con el escáner debidas a la primera exposición fueron nuevamente, de manera sistemática, menores hasta en 6 y 9 % para 6 y 3 Gy, respectivamente (ver tabla 4.2). Las curvas de isodosis producidas en la segunda exposición (es decir, durante el tratamiento de radiocirugía) presentadas en las figuras 4.9 y 4.10 muestran cualitativamente que las dosis menores que 11 Gy (curvas del 60, 50, 40, 30 %) tienen un mejor acuerdo con las curvas de isodosis proporcionadas por el sistema de planeación (con diferencias menores al 6%) cuando las películas son irradiadas a 3 Gy durante la primera exposición. Cuando la primera exposición fue de 6 Gy, se observaron diferencias de 7.5% en promedio.

Así mismo, se observa que tanto para la sensibilización a 3 como a 6 Gy existe una tendencia a subestimar la dosis evaluada cuando ésta es mayor que 11 Gy por lo que la curva de isodosis del 80% correspondiente a 13.95 Gy es siempre menor que la obtenida con el SP. Estos resultados coinciden con lo encontrado en el capítulo 3 (Sección 3.13) en donde las diferencias más grandes entre la dosis evaluada y la suministrada son más importantes para dosis grandes (superiores a los 8 Gy).

## 5.5 Conclusiones

En este trabajo se implementó un protocolo de irradiación de películas de tinte radiocrómico para incrementar su sensibilidad por encima de 1 Gy, el cual consiste en someter a las películas a dos exposiciones, la primera de ellas denominada primera exposición (o irradiación de sensibilización) en la que se irradia la película de manera constante y uniforme. La segunda exposición corresponde a una irradiación desconocida para la que se desea determinar la dosis. Se utilizaron dos métodos de lectura, utilizando un densitómetro y un escáner en modo de transmisión.

De los resultados obtenidos puede concluirse que el densitómetro es un instrumento de lectura con una alta precisión y es adecuado siempre que no se requiera una alta resolución espacial y las mediciones realizadas en la película no sean muy frecuentes ya que su deterioro influye en la DO medida.

Por otro lado, el escáner es un instrumento de lectura en el que los resultados obtenidos tienen una alta dependencia con el perfil de color utilizado durante la digitalización de las películas, por lo que deberá emplearse el mismo perfil de calibración durante todo el estudio en el que se utilice el escáner. El tomar sólo una componente de color de la digitalización depende del intervalo de dosis en el que se vaya a medir, en el intervalo de dosis de este estudio ( $< 40$  Gy), la componente roja es más importante que la azul o la verde.

Aparentemente los mecanismos desencadenados en la película durante su desarrollo de color son diferentes cuando ésta es irradiada en una sola exposición o en exposiciones fraccionadas. Para exposiciones únicas se observa un incremento de la densidad óptica como función de la dosis y del tiempo de lectura posterior a la irradiación, mientras que en exposiciones fraccionadas se observa una aparente fijación de color en la película debido a la primera exposición, por lo que ésta no se ve afectada por el tiempo de lectura post-irradiación. Lo anterior permite obtener prácticamente los mismos resultados en la respuesta de las películas a pocos días o varios meses posteriores a haber sido irradiadas.

El protocolo de doble exposición aplicado a las películas de tinte radiocrómico MD-55-2 permitió medir dosis de 1.25 a 7.89 Gy los que se encuentran por debajo de los garantizados

por el fabricante. Estos resultados fueron obtenidos con una alta precisión de hasta el 1% utilizando el densitómetro y de 13% utilizando el escáner de transmisión (perfil 2 de color). El método de doble exposición sensibiliza la respuesta de las películas para dosis menores a 8 Gy, pero subestima su respuesta a dosis mayores, por lo que este método resulta adecuado cuando se desee evaluar dosis pequeñas dentro del intervalo de dosis mencionado.

En los resultados obtenidos para la obtención de las curvas de isodosis del tratamiento de radiocirugía, sólo fue posible utilizar el escáner de transmisión con el que se obtiene la respuesta de las películas con una alta resolución espacial, característica deseable en este tipo de estudios. La precisión en la determinación de las dosis durante el tratamiento fue mejor para dosis bajas (menores que 11 Gy) que para dosis altas, resultado que es consistente con los obtenidos en todo el estudio.

La aplicación del método de doble exposición en dosimetría para tratamientos de radiocirugía es útil siempre que se desee medir dosis menores que 11 Gy, ya que la aplicación de este método para determinar la dosis al volumen blanco siempre fue menor que la suministrada por el sistema de planeación por lo que este método no es adecuado para la dosimetría del volumen blanco (curva del 80%), lo anterior puede observarse en las figuras 4.9-4.12 en donde las mayores diferencias entre las curvas de isodosis se obtienen principalmente para la curva del 80%.



## Apéndice 1

### A1. CONCEPTOS BÁSICOS DE DOSIMETRIA

#### A1.1. Interacción de radiación con la materia

La ionización es el mecanismo mediante el cual un átomo neutro adquiere una carga positiva o negativa. Cuando un electrón es removido, el átomo se convierte en un ion positivo y el electrón arrancado en ión negativo.

La energía de ionización es la energía mínima necesaria para separar a un electrón de valencia de un átomo o de una molécula. La radiación ionizante es radiación electromagnética o partículas que poseen una energía capaz de excitar e ionizar a los átomos de la materia con la que interacciona, para ello, debe poseer una longitud de onda superior a los 320 nm, y en el caso de radiación ultravioleta entre los 10 a 400 nm. Por lo anterior, la energía mínima de radiación ionizante se encuentra entre los 4 y 25 eV.

Existen diferentes tipos de radiación ionizante entre los que se encuentran:

i) Rayos  $\gamma$ : Es la radiación electromagnética (fotones) emitida por un núcleo en algún proceso de desexcitación o por reacciones de aniquilación entre materia y antimateria, y que lleva una energía  $h\nu$ .

ii) Rayos X: Es radiación electromagnética emitida por partículas cargadas (electrones en su mayoría). Existen de 2 tipos, los rayos X característicos o de fluorescencia y los rayos X de frenado o Bremsstrahlung. La diferencia entre ambos se debe al mecanismo que los genera. Un posible proceso para emitir rayos X característicos es a través de la captura electrónica (CE), es decir cuando el núcleo captura un electrón de las capas cercanas (K o L). Los rayos X de frenado o bremsstrahlung se originan por el choque de electrones acelerados en un blanco normalmente de número atómico alto.

iii) Electrones rápidos: Son los positrones, o electrones que son resultado de diferentes eventos. Si son emitidos de un núcleo son llamados rayos  $\beta$ , si son resultado de una colisión entre partículas cargadas, son llamados rayos  $\delta$ .

iv) Partículas cargadas pesadas: Son el resultado de partículas que fueron aceleradas por un campo coulombiano de fuerza, entre las que se encuentran: protones, deuterones, tritios, partículas  $\alpha$ , piones, etc.

v) Neutrones: Son obtenidos a partir de reacciones nucleares.

En 1970, la ICRU (International Comisión on Radiation Units and Measurements) clasificó a la radiación ionizante en:

- i) Radiación directamente ionizante
- ii) Radiación indirectamente ionizante

La primera es originada por partículas rápidas cargadas que entregan su energía a la materia directamente a través de múltiples interacciones coulombianas normalmente débiles durante toda la trayectoria de la partícula. Las partículas cargadas como electrones, protones y partículas  $\alpha$  se encuentran en este caso.

La segunda corresponde a partículas no cargadas como los rayos X,  $\gamma$  o neutrones que transfieren su energía a las partículas cargadas en la materia a través de pocas pero fuertes interacciones.

## **A1.2. Cantidades dosimétricas**

### **A1.2.1. Kerma**

Es una cantidad no estocástica que solo es relevante para campos de radiación indirectamente ionizantes tales como R-X, R- $\gamma$  o neutrones. El kerma corresponde a la energía transferida a las partículas cargadas por unidad de masa. El kerma incluye la primera etapa de transferencia de energía de radiación ionizante (fotones) a la materia e incluye cualquier energía que posteriormente pudiera perderse como radiación de frenado.

### A1.2.2. Dosis absorbida

Es el valor esperado de la energía absorbida ( $\varepsilon$ ) por unidad de masa ( $m$ ) debida a la radiación ionizante en un volumen finito. Está definida para todos los tipos de radiación ya sea ionizante o indirectamente ionizante.

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad \text{A1.1}$$

A diferencia del kerma, que está definido exclusivamente como la transferencia de energía en aire, la dosis absorbida está definida para cualquier medio. Estas cantidades están relacionadas por la ecuación A1.2 si cada partícula de cierto tipo y energía que sale de un volumen determinado, es reemplazada por otra partícula idéntica de la misma energía. A esta condición se le conoce como equilibrio de partícula cargada (EPC)

$$D_{\text{aire}} = K_{\text{aire}} = X \left( \frac{W}{e} \right)_{\text{aire}} \quad \text{A1.2}$$

### A1.2.3. Tasa de dosis absorbida

Es la razón de cambio en la dosis absorbida en un punto P a un tiempo t

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left( \frac{d\varepsilon}{dm} \right) \quad \text{A1.3}$$

### A1.3. Interacciones de la radiación electromagnética con la materia

Existen cinco tipos de interacciones importantes entre la radiación electromagnética y la materia. El que ocurra un efecto u otro depende del intervalo de energía del fotón, así como del número atómico Z del medio absorbedor. En física médica los más importantes son:



### A1.3.1. Efecto Fotoeléctrico

Tiene lugar cuando un fotón de energía  $h\nu$  interacciona con un electrón orbital de un átomo, transfiriéndole toda su energía, por lo que éste sale del átomo como fotoelectrón con una energía:

$$T = h\nu - E_B$$

A1.4

donde  $E_B$  es la energía de ligadura del electrón. La vacancia dejada por el electrón debe de ser llenada por otro electrón orbital, emitiéndose así rayos X que son característicos de cada átomo. La energía del fotoelectrón depende de la energía del fotón incidente así como del número atómico del material con el que interactúa.

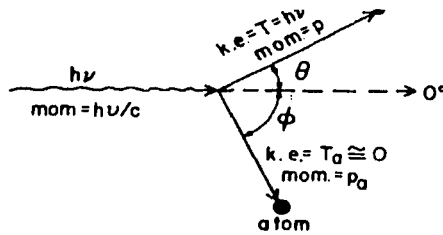


Figura A1-1. Cinemática del efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es dominante a energías  $h\nu$  pequeñas y número atómico del material irradiado grandes.

### A1.3.2. Efecto Compton

Es el efecto dominante a energías intermedias, con un intervalo bastante amplio que va desde 20 keV hasta 30 MeV. Tiene lugar cuando un fotón incidente interacciona con un electrón atómico considerado libre transfiriéndole parte de su energía. Como resultado de esta interacción, el electrón es sacado del átomo a un ángulo  $\theta$  y sale un nuevo fotón, denominado fotón dispersado, con energía menor a un ángulo  $\phi$ .



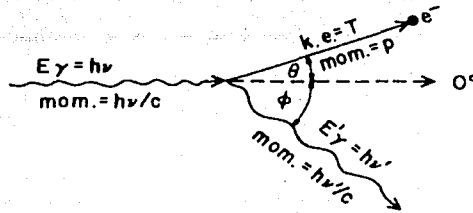


Figura A1.2. Mecanismo del efecto Compton.

En un tratamiento del electrón y fotón como partículas y por conservación de energía y momento, llegamos a las relaciones:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu / m_0 c^2)(1 - \cos \varphi)} \quad \text{A1.5}$$

$$T = h\nu - h\nu' \quad \text{A1.6}$$

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2}\right) \tan\left(\frac{\varphi}{2}\right) \quad \text{A1.7}$$

Donde  $h\nu_0$ ,  $h\nu'$  y  $T$  son las energías del fotón incidente, el fotón dispersado y el electrón dispersado respectivamente.

La ocurrencia del efecto fotoeléctrico es más probable cuando la energía del fotón incidente es igual o ligeramente mayor que la energía de ligadura del electrón, por lo que a medida que incrementa la energía del fotón incidente con respecto a la energía de ligadura de la capa K del electrón, el efecto fotoeléctrico cede su lugar al efecto Compton.

La interacción Compton es independiente del número atómico del material absorbedor, ya que éste efecto involucra esencialmente a los electrones de valencia del átomo con el que interacciona, por lo que el coeficiente másico de atenuación para el efecto Compton ( $\sigma/\rho$ ) es básicamente el mismo para todos los materiales.

En este sentido, los rayos  $\gamma$  emitidos por el  $^{60}\text{Co}$  tienen una atenuación en tejido y hueso debidos al efecto Compton muy similar. Dado que 1 cm de hueso tiene mayor densidad de electrones que 1 cm de tejido, el hueso atenuará más.

### A1.3.3. Producción de Pares

Ocurre siempre y cuando la energía del fotón incidente sea superior a 1.022 MeV, ya que durante éste proceso se crean un positrón y un electrón con energía de 0.511 MeV cada uno. El mecanismo de éste evento toma lugar cuando un fotón interacciona fuertemente con el campo electromagnético del núcleo cediendo toda su energía a la creación de pares; el remanente de energía es compartido por ambas partículas, por lo general con la misma proporción.

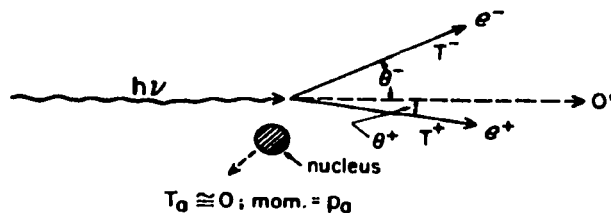


Figura A1.3. Producción de pares en el campo de fuerzas coulombianas de un núcleo atómico.

La probabilidad de que exista producción de pares depende tanto de la energía del fotón incidente como de la  $Z$  del material con el que interacciona. A mayor  $Z$ , y a mayor energía del fotón incidente, la probabilidad de interacción a través de la producción de pares se incrementa.

### A1.4. Descripción del haz de fotones

**A1.4.1. Fluencia ( $\phi$ ):** Es el número de fotones  $dN$  que entran a una esfera imaginaria en una unidad de área de sección transversal  $da$ .

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad \text{A1.8}$$

**A1.4.2. Tasa de Fluencia:** Es la fluencia por unidad de tiempo.

$$\phi = \frac{d\phi}{dt} \quad \text{A1.9}$$

**A1.4.3. Fluencia de energía ( $\Psi$ ):** Es el cociente de la suma de todas las energías  $dE_{\beta}$  de todos los fotones que entran a una esfera de sección transversal  $da$

$$\Psi = \frac{dE_{\beta}}{da} \quad \text{A1.10}$$

Para un haz monoenergético,  $dE_{\beta}$  representa el número de fotones  $dN$  multiplicado por la energía  $h\nu$  que lleva cada fotón

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

700 WEST  
BOSTON, MASSACHUSETTS

## Apéndice 2

### Protocolo de digitalización de películas de tinte radiocrómico utilizando un escáner de transmisión Afga Duo-Scan T1200

Las PTR son películas muy sensibles a la luz ultra violeta, por lo que deberá cuidarse de que durante todo el tiempo en que las películas se vayan a digitalizar, las lámparas de la habitación permanezcan apagadas. Así mismo, se recomienda portar guantes de látex (sin talco) y el uso de un pincel de pelo fino que sirva para el manejo de las PTR así como la eliminación de polvo que pudieran haber acumulado, tanto en las películas como en la charola del escáner.

A continuación, se muestra el procedimiento para la digitalización de películas de tinte radiocrómico utilizadas para calibración.

#### A2.1. Digitalización

1) Colocar las PTR sobre la charola del escáner con el marco negro apropiado para eliminar contribuciones de la luz proveniente de la lámpara de zonas periféricas a las películas.

Las PTR fueron colocadas sobre la charola del escáner en orden creciente de dosis (pueden ser acomodadas en cualquier orden pero sin perder la información de la dosis que le corresponde a cada una), tal como lo muestra la figura A2.1.

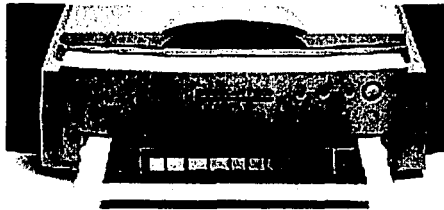


Figura A.2.1. Películas de tinte radiocrómico con marco negro colocadas sobre la charola del escáner.

2) Digitalización de las películas. Para ello, se utiliza el programa Agfa FotoLook 32 V3.50.0 (incluido con el escáner). La figura A2.2. muestra el despliegue en pantalla de las opciones que deberán elegirse durante la digitalización. Una vez escogidas las opciones, se recomienda hacer una pre-visualización de la imagen.

Se deberán seleccionar los siguientes parámetros con cada menú :

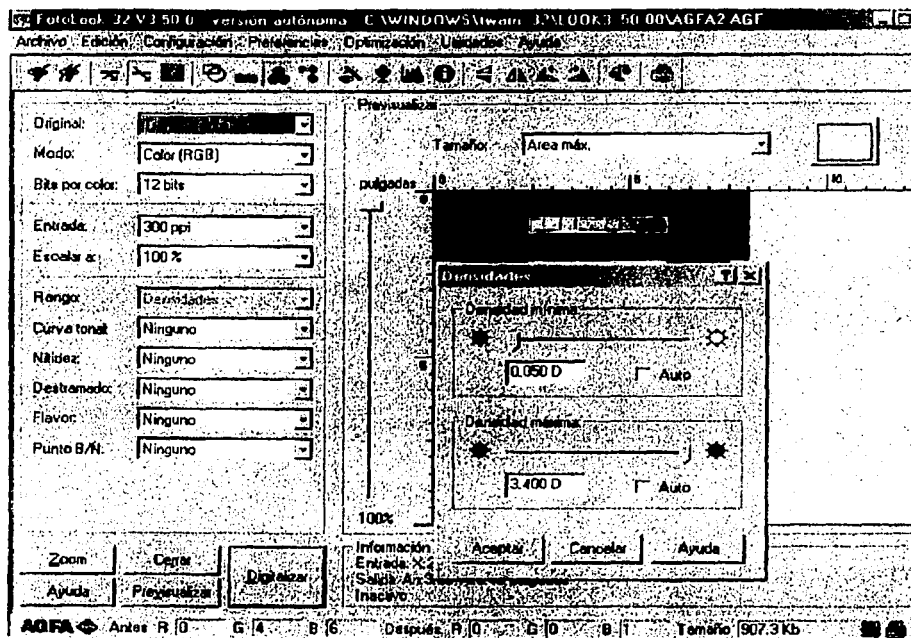


Figura A2.2. Menú de selección de parámetros para la digitalización de las PTR

- a) *Original: Transparente.* Significa que el escáner digitalizará en modo de transmisión.
- b) *Modo: RGB.* El escáner digitaliza la imagen como la suma de luz primaria: Rojo, Verde y Azul.

c) *12 Bits por color.* El escáner tiene una profundidad de color de 36 bits de los cuales corresponden 12 bits por cada color : rojo, verde, azul. Esta profundidad de color implica que se pueden conseguir hasta  $2^{12}$  intensidades de color, es decir en un intervalo que va de 0 a 4096 (por color).

d) *Entrada 300 dpi* : Se refiere a la resolución del escáner y significa que por cada pulgada (2.54 cm) digitalizada existen 300 píxeles en la imagen. Así, una imagen que en tamaño real ocupa  $9 \times 1 \text{ cm}^2$ , en archivo tif sus dimensiones serán 1063 X 118 píxeles.

e) *Rango.* En esta opción se puede elegir el modo de digitalización de las películas. La opción que se escogió corresponde al de densidades es decir, las intensidades producidas por el escáner son proporcionales a la densidad óptica, en un intervalo de 0.05 a 3.4 DO.

f) *Escalar a 100%*

g) *Pre-visualizar la imagen.* Esto es con la finalidad de visualizar que la región de interés a digitalizar sea la adecuada.

h) *Seleccionar la región de interés.* Consiste en ajustar con el "mouse" la región de interés a digitalizar. Las PTR deben de observarse completas y la región del marco negro seleccionado deberá de ser mínimo pero sin omitir alguna sección de la imagen.

i) *Escoger la opción Digitalizar.* El programa nos pedirá un lugar en donde guardar la imagen. La extensión del archivo será .tif

Las opciones en donde aparece seleccionada la opción "Ninguno", así como Escalar al 100% son escogidas de esta forma porque ello permite obtener una imagen digitalizada sin introducir nuevos parámetros que puedan modificar la información real contenida en la película.

## A2.2 Obtención de tonos RGB en formato crudo (raw).

Para poder obtener la intensidad de rojo, azul y verde contenidos en las PTR digitalizadas en formato tif, es necesario convertir la imagen a extensión **.raw**. Esto permite definir los parámetros que describen la forma en como se desea decodificar estas imágenes, además, elimina cualquier información que esté contenida en el encabezado de la imagen. Los pasos a seguir para convertir de extensión **tif** a **raw** son los siguientes:

- 1) Abrir la imagen en extensión tif con Adobe Photoshop
- 2) Ir a *Archivo (File) / Grabar como (Save As)*, y cambiar la extensión a raw dejando el mismo nombre original (para evitar confusiones). Nota: Sin grabar como copia.
- 3) Hecho esto aparecerá una ventana con las opciones raw, mismas que deberán seleccionarse (ver figura A2.3):

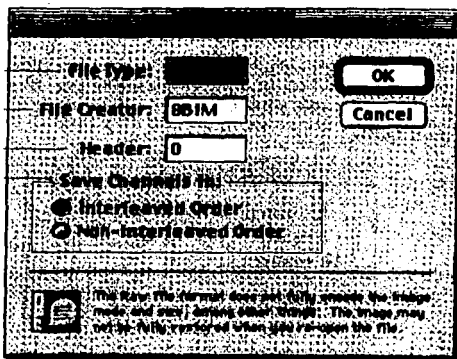


Figura A2.3. Menú de selección de las opciones para guardar un archivo a extensión raw

- i) **Header (Encabezado): 0** .- Deja a la imagen sin encabezado, por lo que la imagen se graba sin información adicional a ella.
- ii) **Save Channels In (Grabar los canales en) : None-interleaved order (orden no intercalado)**.- Separa todas las componentes RGB como 3 matrices almacenadas en forma contigua 1 matriz por color.



iii) **Byte order (Tipo de byte): IBM PC** .- Se refiere al tipo de sistema operativo que estamos utilizando

4) Aparece un mensaje que pregunta si quiere grabarse aún cuando la información modificada puede no ser guardada con el formato del archivo. Se escoge Ok.

Verificar que la imagen raw será interpretada apropiadamente. Para ello, abrimos el archivo y especificamos el largo y ancho en pixeles (esta información deberá buscarse previamente en la ventana : *Tamaño de la Imagen del archivo.tif*)

5) Una vez abierta la ventana de opciones raw, seleccionar 3 canales con 16 bits de profundidad de color (no intercalado) y tipo de byte IBM PCI, sin encabezado. El menú deberá seleccionarse tal como lo muestra la siguiente figura A2.4.

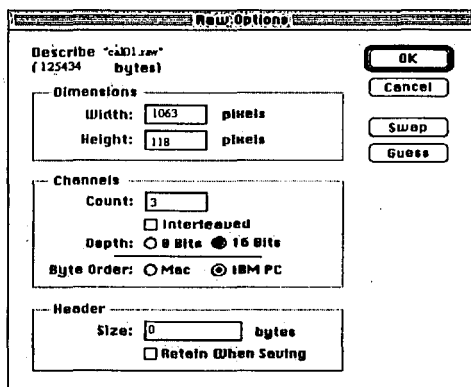



Figura A2.4. Menú de selección de las opciones para abrir un archivo en extensión raw.

### A2.3 Análisis de las películas de calibración

Para obtener los valores de intensidad de rojo, verde y azul en las películas por separado, deben llevarse a cabo las siguientes etapas:

1) Selección de la Región de Interés, (ROI) en la película. Para ello se debe abrir la imagen de extensión tif con Adobe Photoshop. Posteriormente, seleccionar en pantalla el ícono que indica un marco rectangular (*Rectangular Marquee Tool* ).

Dentro de Photoshop deberá visualizarse en pantalla la ventana *Info* (Información), en caso de que no aparezca, ir a *Window* y seleccionar *Show Info*.

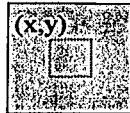
*Info* muestra el tamaño de ROI y el modo de color en que se encuentre la imagen (en nuestro caso RGB). Está dividida en 4 cuadrantes. Los 2 cuadrantes superiores indican la intensidad de rojo(R), verde(G) y azul (B) contenidos en el píxel en el que se encuentre el cursor. Los 2 cuadrantes inferiores corresponden al sistema coordenado que Photoshop está utilizando. El cuadrante inferior izquierdo muestra las coordenadas (x,y) que tiene el cursor, mientras que el cuadrante inferior derecho indica el ancho (W) y el alto (H) de la ROI seleccionada. Para una película de 1 % 1 cm<sup>2</sup> se recomienda utilizar una ROI de 50X50 píxeles.

Es importante asegurarnos de que estemos trabajando dentro del modo RGB y de que las unidades de selección de coordenadas correspondan a píxeles. Para verificarlo, se recomienda ir a la ventana de *Info*, en ella aparece una flecha que al seleccionarla nos lleva al menú *Palette Options*. Esta opción deberá tener las siguientes opciones seleccionadas:

- ✓ First Color Readout: RGB Color
- ✓ Second Color Readout: RGB Color
- ✓ Mouse Coordinates → Ruler Units : Pixels

Dentro de los criterios de selección de una ROI, buscamos tener un área de PTR uniforme y con el menor deterioro debido al manejo de ésta, por lo que preferentemente la escogemos no cerca de la orilla pues en ésta área la película muestra mayor inhomogeneidad. Para visualizar con mayor detalle la imagen podemos aplicar un zoom (acercamiento) seleccionando el ícono con forma de lupa.

2) Seleccionada la ROI debemos de anotar ya sea directamente en un archivo (de extensión **.dat**) o en la bitácora cuáles son las coordenadas (x,y) de la esquina superior izquierda de la ROI



3) Crear un archivo de entrada con extensión **.inp** o **.dat**. Este archivo deberá contener 3 columnas: la 1ª indica la dosis suministrada a cada PTR, mientras que las 2ª y 3ª columnas las coordenadas (x, y) de la esquina superior izquierda de la ROI, respectivamente. El archivo de entrada no deberá tener comentarios, únicamente datos numéricos.

4) Obtención de los tonos de rojo, verde y azul a partir de la imagen digitalizada (archivos con extensión **tif** y **raw**) y el archivo de entrada (archivo con extensión **.inp**) utilizando un programa en MatLab (ver. 5.2).

TESIS CON  
FALLA DE CUBEN

WORK SHEET  
FORM NO. 100-A (REV. 1963)

## REFERENCIAS

**Alva H., Mercado-Uribe H., Rodríguez-Villafuerte M., M E Brandan,** *The use of a reflective scanner to study radiochromic film response*, Phys. Med. Biol **47 -16** (2002) 2925-2933.

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

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

**Beiser L.,** *Unified Optical Scanning Technology*, 1<sup>st</sup> Edition, John Wiley & Sons, U.S.A. (2001).

**Binder K., Alspach T., et al.,** *Photoshop 4 Complete*, Hayden Books, EU (1997).

**Björnard B.E., Tsai J.-S., and Rice R.K,** *Doses on the central axes of narrow 6-MV x-ray beams*, Med. Phys., **17** (1990) 794-799.

**Busch D.,** *The complete scanner handbook for desktop publishing PC edition*. Homewood, Illinois, Business One Run (1990).

**CIE Publication 130,** *Practical Methods for the Measurement of Transmittance and Reflectance*, Austria (1998).

**Cliffs E.,** *The Student Edition of Matlab: Student user guide*, New Jersey, EU., Prentice Hall (1992).

**Flickinger J.C., Kondziolka D., Lunsford D.L.,** *Dose Selection in Stereotactic Radiosurgery*, Neurosurgery Clinics of North America, **10-2** (1999) 271-280.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

**Friedman W.A., Buatti J.M., Bova F.J., Mendenhall W.M.,** *Linac Radiosurgery A practical Guide*, Springer Verlag, N.Y. (1997).

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

**Khan F.M.,** *The Physics of Radiation Therapy (2<sup>nd</sup> Edition)*, Williams & Wilkins, U.S.A. (2003).

**Klassen N.V., Van der Zwan L., and Cygler J.,** *Gafchromic MD-55: Investigated as a precision dosimeter*, Med. Phys, **24-12** (1997) 1924-1934.

**Kindziolka D., Lunsford D.L., Flickinger J.C.,** *The Radiobiology of Radiosurgery*, Neurosurgery Clinics of North America, **10-2** (1999) 157-166.

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

**Mizota M., et al,** *Reconstruction of biologically equivalent dose distribution on CT-image from measured physical dose distribution of therapeutic beam in water phantom*, Phys. Med. Biol. **47** (2002) 935-945.

**McLaughlin W.L., Soares C.G., et al,** *The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics*, Med. Phys., **21-3** (1994) 379-392.

**Melles Griott Catalog,** *The practical application of lighth*, Barlow Scientific Group, U.S.A. (2002).

**Niroomand-Rad et al,** *Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55*, Med Phys. **25-11** (1998) 2093-2114.

**O'Quinn D.,** *Photoshop in a nutshell: -A Desktop Quick Reference*, 2<sup>nd</sup> Edition, Technical Publishing, USA (1999).

**Roger W. Jr.**, *Merriam-Webster's Medical Dictionary*. Harvard Medical School (1999).

**Serago C., Houdek P., et al.**, *Tissue maximum ratios (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery*, *Phys. Med. Biol.* **37-10** (1992) 1943-1992.

**Shoichiro N.**, *Numerical analysis and graphic visualization with Matlab*. Prentice Hall, 1997.

**Stevens MA., Turner J.R., et al.**, *High-resolution dosimetry using radiochromic film and document scanner*, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 2357-2365.

**Taylor J.R.**, *An Introduction to Error Analysis*, 2<sup>nd</sup> Edition, University Science Books, USA (1997).

**Titus H. C., Waks A., et al.**, *The Society for Imaging Science and Technology*. SPIE 1994.

**Webb S.**, *The physics of three-dimensional radiation therapy: Conformal Radiotherapy, radiosurgery and treatment planning*, IOP Publishing Ltd, UK, 1993.

**Zhu Y., Kirov A.S., Mishra V., Meigooni A.S. et al.**, *Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry*, *Med. Phys.* **24-2** (1997) 223-231.

