



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

---

---

**Desempeño de dosímetros de película para la  
caracterización de haces de fotones de alta  
energía usados en radiocirugía estereotáctica**

T E S I S  
QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE  
MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)  
P R E S E N T A  
DIANA GARCÍA HERNÁNDEZ

DIRECTOR DE TESIS: M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez

COMITÉ TUTORAL: M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez

Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte

M. en C. Olivia Amanda García Garduño

Dr. Miguel Ángel Celis López

pcf

MÉXICO, D.F.

Enero 2012



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

# Agradecimientos

A mi asesor, el M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez, por su enorme paciencia y respaldo, y por compartir todas sus experiencias y conocimientos. Agradezco de corazón toda la ayuda que me ha brindado.

A la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, miembro de mi Comité Tutorial, por su apoyo y asesoría a lo largo de mis estudios de maestría. A la M. en C. Amanda García Garduño, y al Dr. Miguel Ángel Celis López, miembros también de mi Comité Tutorial, por su apoyo y observaciones al presente trabajo de tesis.

A mis profesores de maestría y a los físicos médicos: M. en C. Paola Ballesteros Zebadúa, M. en C. Olga Olinca Galván de la Cruz, M. en C. Flor Peregrina Herrera Martínez, M. en C. Miguel Rodríguez Ponce y M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna, por sus enseñanzas.

A mis sinodales, en especial a la Dra. Olga Ávila Aguirre, la Dra. María Isabel Gamboa de Buen, el Dr. Miguel Ángel Celis López y el M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez, por sus observaciones y críticas al presente trabajo.

Al Sr. Luis Rendón, del Laboratorio de Microscopía Óptica del IFUNAM, y al M. en C. Miguel Rodríguez Ponce, por las facilidades brindadas para el desarrollo de este trabajo.

A los apoyos económicos del CONACyT (beca de estudios de posgrado, no. 41349) y de la UNAM (PAEP: movilidad para participar en el CNF 2010 y la ICTP 2011).

A mi familia, por su apoyo total. Sobre todo a mi mamá, por soportar la distancia, y a mi novio, por cuidarme.

# Índice

<b>Resumen.....</b>	<b>6</b>
<b>Tabla de abreviaturas y siglas.....</b>	<b>7</b>
<b>1. Introducción.....</b>	<b>8</b>
1.1. Antecedentes: los campos pequeños en radiocirugía estereotáctica.....	8
1.2. El problema de la dosimetría de campos pequeños.....	10
1.3. Líneas de trabajo actuales .....	16
1.4. Objetivo.....	19
<b>2. Caracterización de campos pequeños usados en SRS.....</b>	<b>21</b>
2.1 Factor de salida.....	22
2.2 Perfil fuera de eje .....	25
2.3 Cociente tejido-máximo .....	26
2.4 El problema con los campos pequeños.....	27
2.5 Cálculo de dosis absoluta por el SPT .....	28
2.6 Datos de referencia.....	30
<b>3. Características generales de los dosímetros de película.....</b>	<b>33</b>
3.1 Cuantificación de la respuesta de las películas a la radiación .....	34
3.2 Películas radiográficas.....	35
3.2.1 Estructura de la película .....	35
3.2.2 Mecanismo de respuesta.....	36
3.2.3 Dependencia con la energía de la radiación incidente.....	38
3.2.4 Características de la película XV2 de Kodak® .....	39
3.2.5 Características de la película EDR2 de Kodak®.....	40
3.3 Películas radiocrómicas.....	41
3.3.1 Proceso radiocrómico .....	42
3.3.2 Características de la película EBT2 de Gafchromic®.....	43

**4. Manejo, análisis y evaluación de las películas como dosímetros para la caracterización de campos pequeños..... 47**

4.1	Caracterización del escáner .....	47
4.1.1	Tiempo de estabilización de la lámpara .....	47
4.1.2	Uniformidad espacial en la respuesta del escáner .....	48
4.1.3	Señal de fondo del escáner .....	49
4.1.4	Estabilidad de la respuesta del escáner.....	49
4.1.5	Caracterización del software de escaneo.....	49
4.2	Recomendaciones generales para el manejo y análisis de las películas.....	50
4.2.1	Películas radiocrómicas EBT2 .....	50
4.2.2	Películas radiográficas.....	52
4.3	Calibración de las películas.....	53
4.3.1	Dosimetría absoluta del linac Novalis del INNN .....	53
4.3.2	Películas radiocrómicas.....	53
4.3.3	Películas radiográficas: calibración y medición conjuntas.....	58
4.4	Tratamiento de incertidumbres en las curvas de calibración.....	65
4.4.1	Películas radiocrómicas.....	65
4.4.2	Películas radiográficas.....	66
4.5	Evaluación del desempeño de las películas.....	67
4.5.1	Evaluación de los OF .....	67
4.5.2	Evaluación de los TMR.....	67
4.5.3	Evaluación de los OAR.....	67

**5. Medición de los parámetros de campos pequeños..... 69**

5.1	Usando película radiocrómica.....	69
5.1.1	Medición de OF.....	69
5.1.2	Medición de OAR .....	71
5.1.3	Medición de TMR.....	72
5.2	Usando películas radiográficas.....	73
5.2.1	Medición de OF.....	73
5.2.2	Medición de OAR .....	74
5.2.3	Medición de TMR.....	75
5.3	Tratamiento de las incertidumbres en los parámetros dosimétricos.....	75

<b>6. Evaluación del desempeño de las películas .....</b>	<b>79</b>
6.1 Factores de salida .....	79
6.2 Perfiles fuera de eje .....	80
6.3 Cocientes tejido-máximo.....	86
<b>7. Discusión .....</b>	<b>91</b>
7.1 Factores de salida .....	91
7.2 Perfiles fuera de eje .....	93
7.3 Cocientes tejido-máximo.....	94
7.4 Incertidumbres.....	96
7.4.1 Incertidumbre en las curvas de calibración .....	96
7.4.2 Incertidumbre en los OF.....	98
7.4.3 Incertidumbre en los OAR .....	98
7.4.4 Incertidumbre en los TMR .....	99
7.5 Tiempos y costos de las mediciones .....	100
<b>8. Recomendaciones generales y conclusiones del trabajo.....</b>	<b>101</b>
<b>9. Apéndices .....</b>	<b>103</b>
9.1 Dosimetría relativa de accesorios cónicos del Novalis® de 6 MV reportados en la literatura y medidos con SFD en el INNN .....	103
9.1.1 Medición de OF, TMR y OAR con SFD (Metodología del INNN).....	103
9.1.2 Datos de la literatura y mediciones del INNN .....	104
9.2 Caracterización de la plantilla de calibración “rápida” .....	111
9.3 Clasificación de incertidumbres .....	113
9.4 Determinación de la inestabilidad en la salida del linac.....	114
9.5 Impacto de la composición de la película en la medición de campos pequeños .....	115
9.5.1 Dosis esperada en película EBT2 bajo condiciones de EPC.....	116
9.5.2 Obtención de las cantidades de interés para el cálculo de factores f.....	118
9.5.3 Factores de conversión para OF de las películas EBT2 .....	119
<b>10. Referencias.....</b>	<b>122</b>

# Resumen

**Antecedentes:** La dosimetría de los campos pequeños usados en radiocirugía estereotáctica (SRS) constituye un problema abierto de interés mundial. Varios autores señalan a las películas como fuertes candidatos para resolverlo.

**Objetivo:** Evaluar el desempeño, respecto al diodo estereotáctico (SFD®), de tres tipos de detectores de película en la caracterización de haces de fotones utilizados en SRS.

**Materiales y Métodos:** Se midieron los factores de salida (OF), cocientes tejido-máximo (TMR) y perfiles fuera de eje (OAR) de haces de fotones generados con colimadores cónicos de diámetros entre 4 y 20 mm de un linac de 6 MV dedicado a SRS. Se irradiaron películas radiocrómicas EBT2® y SFD en agua, así como películas radiográficas XV2® y EDR2® en agua sólida, bajo la geometría especificada por el fabricante. Las películas se digitalizaron en un escáner profesional de documentos.

**Resultados:** Dentro de la incertidumbre experimental, y respecto al SFD, la película XV2 subestima los OF de todos los conos; y las películas EBT2 y EDR2 hacen lo mismo para conos de menos de 10 y 12.5 mm de diámetro, respectivamente. Las tres películas muestran buena concordancia con el SFD en la descripción de OAR. Las películas radiográficas exhiben problemas de sobrerespuesta para los TMR medidos.

**Conclusiones:** Se sugiere que este trabajo sirva como guía de acciones y referencia para la caracterización de haces de radiación *pequeños* con dosímetros de película, según la metodología y dentro de los intervalos de uso especificados. Entre las películas estudiadas, la EBT2 ofrece mejores características para uso clínico.

**Palabras clave:** campos pequeños de radiación, dosimetría de película, radiocirugía estereotáctica

# Abstract

**Introduction:** The dosimetry of small fields used in stereotactic radiosurgery is a worldwide open problem. Several investigators suggest that film detectors are strong candidates for correctly describing these fields.

**Purpose:** Evaluate the performance of three kinds of film detectors for the characterization of photon SRS fields, relative to a stereotactic field diode (SFD®).

**Materials and Methods:** We measured the output factors (OF), tissue-maximum ratios (TMR) and off-axis ratios (OAR) of photon beams produced by circular collimators with diameters in the range of 4 to 20 mm, attached to a SRS-dedicated 6 MV linac. Measurements were performed by irradiating radiochromic EBT2® film and SFD in water, as well as radiographic XV2® and EDR2® films in a plastic water phantom, always under the manufacturer specifications. The films were digitized in a professional flat-bed document scanner.

**Results:** Within experimental uncertainties, and relative to SFD, the XV2 film underestimates the OF for all the cones; the EDR2 and EBT2 films behave in a like manner for collimators of less than 12.5 mm and 10 mm, respectively. The three models of film are in agreement with SFD in the measurement of OAR. The radiographic films exhibit overresponse problems as depth in water increases.

**Conclusions:** We suggest this work to serve as a reference guide for the dosimetric characterization of small fields of radiation using film detectors, according to the described methodology and within the specified useful ranges. Among the studied films, the radiochromic model EBT2 offers the best characteristics for clinical use.

**Keywords:** small field dosimetry, film dosimetry, stereotactic radiosurgery

# Tabla de abreviaturas y siglas

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina <sup>‡</sup>
CCD	Dispositivo de carga acoplada <sup>‡</sup>
CI	Cámara de ionización
cols.	Colaboradores
D	Dosis
EDR2	« Extended Dose Range »
EPC	Equilibrio de partícula cargada
FWHM	Ancho a la semi-altura <sup>‡</sup>
FS	Tamaño de campo <sup>‡</sup>
IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica <sup>‡</sup>
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada <sup>‡</sup>
INNN	Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía
K <sub>c</sub>	Kerma de colisión
Linac	Acelerador lineal <sup>‡</sup>
MAV	Malformación arteriovenosa
MC	Monte Carlo
MLC	Colimador multihojas <sup>‡</sup>
MOSFET	Transistores de efecto de campo de metal-óxido-silicio <sup>‡</sup>
netOD	Densidad óptica neta <sup>‡</sup>
OAR	Perfil fuera de eje <sup>‡</sup>
OD	Densidad óptica <sup>‡</sup>
OF	Factor de salida <sup>‡</sup>
PDD	Porcentaje de dosis en profundidad <sup>‡</sup>
ppp	Puntos por pulgada
RGB	Rojo-Verde-Azul <sup>‡</sup>
ROI	Región de interés <sup>‡</sup>
SAD	Distancia fuente-eje <sup>‡</sup>
SFD	Diodo estereotáctico de Scanditronix®
SPT	Sistema de planeación de tratamiento
SRS	Radiocirugía estereotáctica <sup>‡</sup>
SSD	Distancia fuente-superficie <sup>‡</sup>
TG-#	«Task Group #»
TLD	Dosímetro termoluminiscente <sup>‡</sup>
TMR	Cociente tejido-máximo <sup>‡</sup>
TRS-398	«Technical Reports Series No. 398»
UM	Unidad(es) monitor
XV2	« X-Omat V »
γ	Índice gamma
$\mu_{en}$	Coefficiente másico de absorción de energía
$\chi^2$	Parámetro de ajuste chi-cuadrado

<sup>‡</sup>Por sus siglas/abreviatura en inglés



# 1. Introducción

## 1.1. Antecedentes: los campos pequeños en radiocirugía estereotáctica

Con todos los avances y mejoras más recientes en la radioterapia moderna, los campos de radiación que convencionalmente abarcaban tamaños de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  a  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ , *ahora se han reducido hasta escalas milimétricas* en técnicas como radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés), tomoterapia y radiocirugía estereotáctica (SRS, por sus siglas en inglés) (Das, Ding y Ahnesjö, 2008). El empleo de estos campos de radiación altamente colimados resulta esencial para proteger estructuras sanas radiosensibles, sin comprometer la dosis terapéutica al blanco. En este sentido, la colimación se logra mediante el uso de colimadores multihojas (MLC, por sus siglas en inglés) o accesorios cónicos adaptados a un acelerador lineal, o bien, con el diseño propio del casco Gamma Knife® y del brazo de un CyberKnife®. Por ejemplo, la IMRT requiere de una superposición de campos pequeños (denominados “beamlets”), de hasta  $3 \times 3 \text{ mm}^2$  (Kim y colaboradores<sup>1</sup>, 2011), para conseguir distribuciones de dosis no homogéneas. En tomoterapia, el tamaño de campo utilizado varía entre 5 y 50 mm (Van Dyk y cols., 2002). Las unidades Gamma Knife® tienen cascos con orificios que otorgan cuatro posibles tamaños de campo: 4, 8, 14 y 18 mm (Cheung y cols., 1999). El CyberKnife® usa campos de radiación desde 5 hasta 60 mm de diámetro (Wilcox y Daskalov, 2008). La SRS con aceleradores lineales dedicados o modificados, puede emplear accesorios cónicos de 4 a 40 mm de diámetro (Schell y cols., 1995).

Particularmente, la SRS es un tratamiento no invasivo basado en la aplicación de una dosis alta de radiación ionizante a una parte específica del cuerpo en una sola sesión, y representa una opción importante para los pacientes que padecen de enfermedades para las cuales la cirugía convencional es peligrosa o imposible. Esta técnica de tratamiento produce una dosis concentrada dentro de la lesión y pronunciados gradientes de dosis externos al volumen de tratamiento.

Con esta técnica es posible tratar:

- Problemas vasculares como las malformaciones arteriovenosas [MAV] (Reyes-Moreno y cols., 2008)

---

<sup>1</sup> En adelante, colaboradores se abreviará “cols.”

- Tumores primarios del sistema nervioso central como: neurinomas acústicos, meningiomas, adenomas de hipófisis, etc. (Canteras, 2005)
- Ciertas neoplasias como: glioblastomas multiformes, astrocitomas anaplásicos y metástasis cerebrales (Hall y cols., 1995)
- Tumores del corazón o pulmón (Takayama y cols., 2005)
- Trastornos del movimiento como: enfermedad de Parkinson, temblor y distonía (Friehs y cols., 2007)
- Problemas neurológicos o psiquiátricos como: epilepsia (Celis y cols., 2007), neuralgia del trigémino (Smith y cols., 2003) y trastorno obsesivo-compulsivo (Friehs y cols., 2007)

Por ejemplo, para la neuralgia del trigémino, el blanco puede medir aproximadamente 0.2 cm de diámetro y la dosis de radiación requerida puede ser del orden de 80 Gy (Paskalev y cols., 2003). Aún más drástico es el caso de la enfermedad de Parkinson, pues la dosis óptima con el mínimo de complicaciones es de 140 Gy (Johnson y cols., 2010) a regiones del tálamo, globo pálido interno o núcleo subtalámico, cuyos volúmenes son menores o iguales que  $0.05 \text{ cm}^3$  (Solberg y cols., 1999). Asimismo, la región de oclusión para los vasos sanguíneos involucrados en las MAV intracraneales es de  $4\text{-}10 \text{ cm}^3$ , y se entregan dosis típicas de 20 Gy en una sola sesión (Moreno-Jiménez y cols., 2006).

En general, los resultados clínicos y experimentales (Kutcher y cols., 1994) demuestran que la respuesta de tumores y tejidos normales a la radiación es altamente variable. Para algunos tumores y estructuras sanas, las curvas de dosis-control tumoral y dosis-complicaciones pueden ser muy pronunciadas dentro del intervalo terapéutico (i.e., un pequeño cambio en la dosis puede resultar en un gran cambio en la respuesta clínica). Además, la dosis de radiación prescrita al tumor se encuentra restringida por la dosis de tolerancia de los tejidos sanos vecinos. Dado que la “ventana” de tratamiento óptimo suele ser muy estrecha, la dosis de radiación necesita impartirse de manera exacta y precisa. Se recomienda que la diferencia entre la dosis impartida y la prescrita sea menor que 5% (Kutcher y cols., 1994), (Fraass y cols., 1998). Se estima que un 10 a 15% de subirradiación disminuye de 2 a 3 veces la probabilidad de control tumoral, y que un incremento similar en la dosis aumenta la posibilidad de daño irreversible (Hendrickson, 1982).

A pesar de su uso obligado y frecuente en SRS, la dosimetría de campos pequeños es hoy un problema abierto de interés mundial. Prueba de ello, es que no se cuenta con una regulación

internacional para el manejo de estos campos, ni existe “el detector” de referencia<sup>2</sup>. Y es que las cámaras de ionización (los dosímetros por excelencia en radioterapia) no ofrecen medidas confiables en SRS debido a que su presencia perturba inaceptablemente estos haces pequeños de radiación (Wilcox y Daskalov, 2007). Los problemas asociados con este tipo de campos se abordan en la sección 1.2.

Son varios los eventos desafortunados que han sido recientemente publicados en los medios y que tienen que ver directamente con el manejo incorrecto de la dosimetría de estos campos pequeños. Por ejemplo, el accidente que tuvo lugar en Toulouse, Francia entre los años 2006 y 2007, en el que una subestimación del factor de salida (sección 2.1) de un campo de SRS en un linac resultó en la sobreirradiación de 32 pacientes con neurinoma acústico unilateral (Gourmelon y cols., 2008). Un error similar fue el causante de que 77 pacientes con lesiones cerebrales recibieran una dosis 50% por encima de la prescrita en el Moffitt Cancer Center de Tampa, Florida, entre 2004 y 2005 (Bogdanich y Ruiz, 2010). El error se presentó por tercera vez en el caso de los 76 pacientes tratados en Springfield, Missouri, entre 2004 y 2009, todos con una dosis superior al 10% de la prescrita, debido a una dosimetría inadecuada de campos pequeños, empleando una cámara de ionización (Corporate Communications, 2010). En lo que respecta a las unidades de Gamma Knife®, la inconsistencia en las mediciones de diversos centros se puso en evidencia en 1998, cuando el fabricante Elekta sacó a la luz una corrección del 10% para el factor de salida del colimador de 4 mm, basándose en las mediciones hechas en 4 unidades en Europa (Gibbons, y cols., 2003).

## **1.2. El problema de la dosimetría de campos pequeños**

Para abordar el problema de campos pequeños se requiere definir cuándo un campo es pequeño. Se pueden establecer esencialmente tres factores que determinan la escala: 1) el tamaño de las partes visibles de la fuente de radiación (proyectadas desde la posición del detector y a través del sistema de colimación), 2) el tamaño del detector en relación al tamaño de campo, y 3) el alcance de los electrones en el medio irradiado (Das, Ding y Ahnesjö, 2008). Por otro lado, no es trivial medir con precisión y exactitud todos aquellos parámetros dosimétricos de los campos pequeños que alimentan al Sistema de Planeación de Tratamiento (SPT), tales como: porcentaje de dosis en profundidad (PDD, por sus siglas en inglés), perfiles fuera de eje (OAR, por sus siglas en inglés),

---

<sup>2</sup> Recientemente se dio a conocer la guía internacional “Small Field MV photon dosimetry” (Aspradakis y cols., 2010), y están por darse a conocer las recomendaciones internacionales del AAPM TG-155 “Small Fields and Non-Equilibrium Condition Photon Beam Dosimetry”.

cocientes tejido-máximo (TMR, por sus siglas en inglés) y factores de salida (OF, por sus siglas en inglés). El SPT realiza cálculos de dosis absoluta a partir de estas funciones dosimétricas empleando relaciones que son válidas para campos grandes de fotones (el de referencia es de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ), pero que *no necesariamente aplican* para haces de fotones de dimensiones tan reducidas (Paskalev y cols., 2003), (Sánchez-Doblado y cols., 2005).

Los problemas asociados con la dosimetría de campos pequeños son:

- ***El detector perturba la fluencia de partículas cargadas en el medio.*** El principal problema asociado con la dosimetría de campos pequeños es que la sola presencia del detector produce una perturbación del haz de radiación que es difícil de cuantificar de manera confiable y experimental (Das, Ding y Ahnesjö, 2008). Esto se debe a que las propiedades radiológicas del detector son diferentes de las del medio (tanto en composición como en densidad, i.e., no es tejido-equivalente). El efecto se manifiesta como una alteración en la fluencia de partículas cargadas, la cual depende tanto de la geometría del detector como del medio en el cual se mide, la energía del haz, y el tamaño de campo. Se ha reportado que dicha perturbación disminuye conforme el tamaño del campo aumenta, y se vuelve despreciable para campos grandes dependiendo de la energía del haz de fotones (Ding, Duggan y Coffey, 2007).
- ***Falta de equilibrio lateral de partícula cargada.*** Los electrones producidos por haces de fotones de megavoltaje tienen un alcance considerable en agua (Das, Ding y Ahnesjö, 2008), el cual se incrementa en medios de baja densidad. En el contexto de campos pequeños, el parámetro crítico para el equilibrio de partícula cargada (EPC) es el alcance lateral de los electrones, que depende de su energía (ver Figura 1-1, (Allen Li y cols., 1995)).

Las mediciones con cámara de ionización (CI) se basan en teoría de cavidades de Bragg-Gray, la cual supone que:

1. El tamaño de la cavidad es pequeño, comparado con el alcance de las partículas cargadas, de manera que la cavidad no perturba el campo de partículas cargadas.
2. La dosis absorbida en la cavidad es depositada enteramente por partículas cargadas que la atraviesan.

En tal caso, la dosis en el medio se relaciona con la dosis en el aire de la cavidad a través del cociente de los poderes de frenado entre medio y aire. El problema se tiene cuando, al disminuir el tamaño de campo, no existe EPC, y la sola presencia del detector puede alterar la fluencia de partículas cargadas (introduciendo perturbaciones difíciles de cuantificar) si es que las dimensiones del detector son comparables con las del campo de radiación. Es decir, la conversión de kerma de colisión a dosis en el medio se complica.

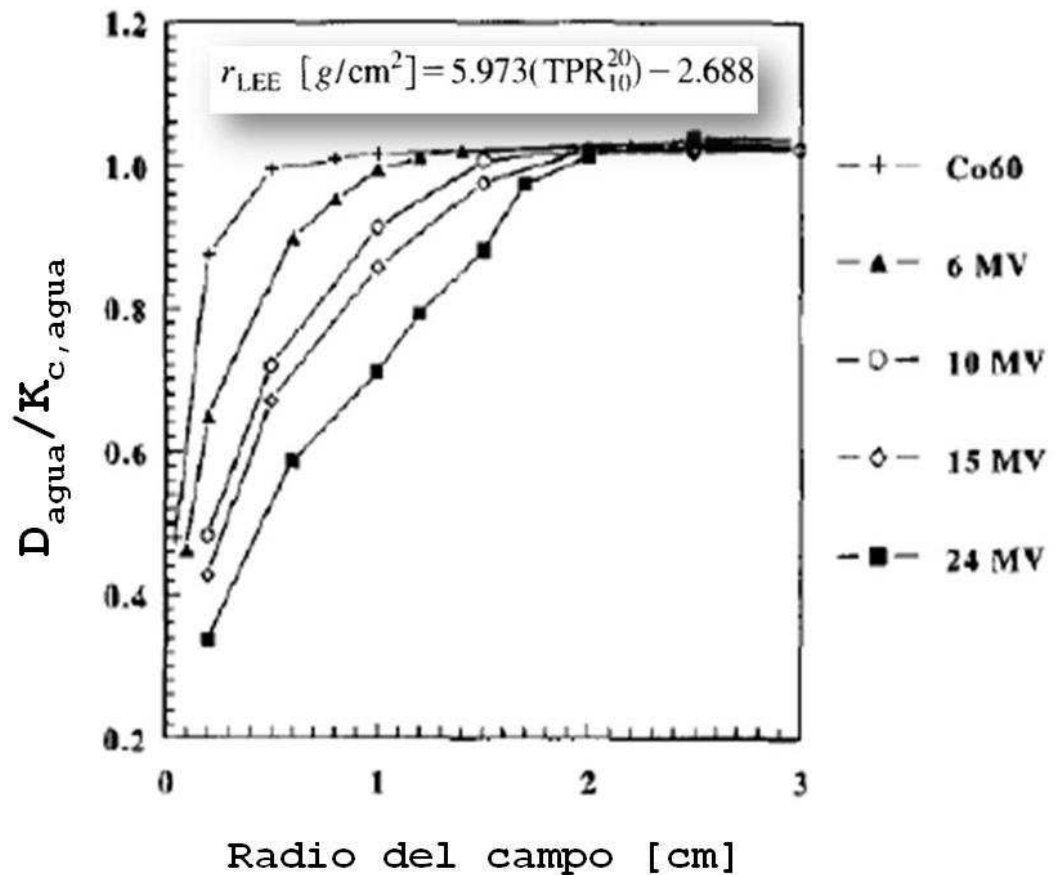


Figura 1-1. Simulación Monte Carlo (MC) de la razón de dosis a kerma de colisión en agua para diferentes tamaños de campo. El radio mínimo ( $r_{LEE}$ ) de dichos campos para alcanzar la condición de equilibrio electrónico lateral ( $D/K_c = 1$ ) se puede obtener a través de la relación empírica  $r_{LEE} [g/cm^2] = 5.973(TPR_{10}^{20}) - 2.688$ , que depende de la calidad del haz. Por ejemplo, el radio mínimo del haz de radiación con el que se logra el EPC lateral para un haz de 6 MV es de 1.3 cm. Figura tomada de Allen Li y cols. (1995).

- *Gradientes muy altos de dosis y falta de disponibilidad de detectores cuyas dimensiones sean mucho menores que las del campo de radiación.* Según lo recomendado por la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) en su

reporte no. 54 (Schell y cols., 1995), los campos usados en SRS deben tener gradientes de dosis mayores o iguales que 20%/mm, pudiendo éstos ser de hasta 30-50%/mm (Mack y cols., 2003). Por ejemplo, véase la Figura 1-2, en la cual se muestra un gradiente de 38%/mm para un cono circular de 6 mm de diámetro. Cuando se dispone de detectores cuyas dimensiones se aproximan a aquéllas del campo, la medición resulta afectada en las regiones donde el gradiente varía a lo largo del detector (Wilcox y Daskalov, 2007), produciéndose el denominado *efecto parcial de volumen*. Lo anterior se refiere a que la señal del detector es un promedio a lo largo de su volumen sensible, y se tiene una subestimación del cambio de dosis por mm. En la Figura 1-2 se puede apreciar el efecto parcial de volumen al comparar dos detectores con resolución espacial diferente: la película EBT2 (Gafchromic®) con una resolución espacial de 85  $\mu\text{m}$  (escaneada a 300 ppp), y la cámara de ionización Pinpoint (PTW, Freiburg, Alemania), con una resolución espacial de 2 mm (diámetro del volumen sensible). Debido a esto, se advierte que para caracterizar estos campos conviene utilizar detectores con alta resolución espacial (Wilcox y Daskalov, 2007).

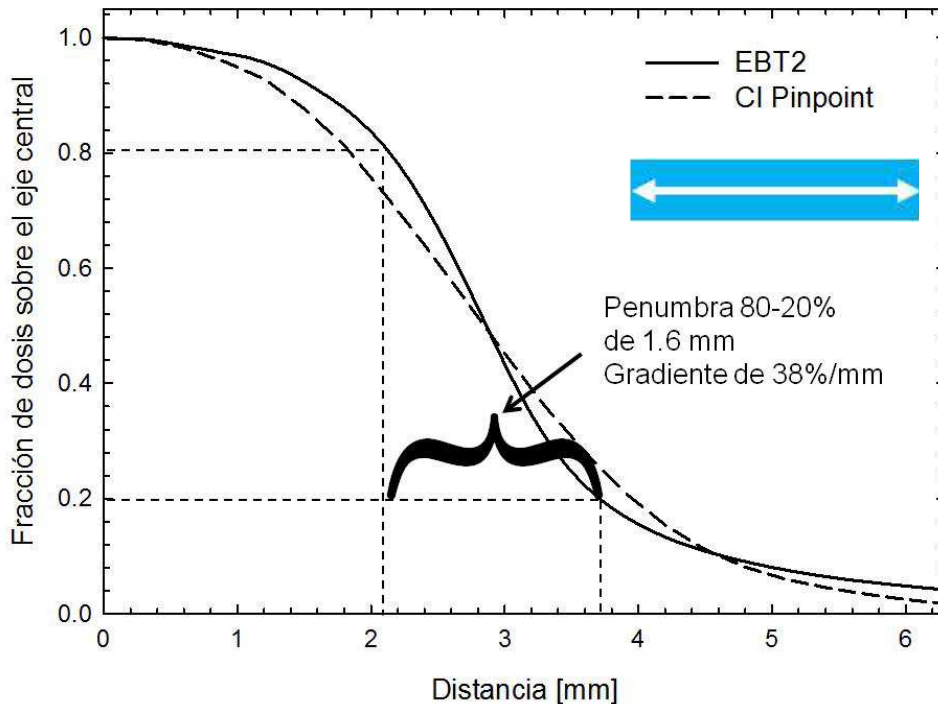


Figura 1-2. Perfil radial de dosis de un colimador cónico de 6 mm de diámetro medido con película radiocrómica EBT2 (línea sólida) de Gafchromic® (International Specialty Products, USA). Se muestra el gradiente pronunciado de dosis de 38%/mm. En el recuadro se muestra a escala el diámetro de la punta de una cámara Pinpoint®, utilizada para obtener el perfil de dosis de la línea punteada. Gráfica tomada de mediciones hechas en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

También el efecto parcial de volumen de una CI se puede evidenciar en la medición de factores de salida de campos pequeños (ver la Figura 1-3). La cámara presenta una sección eficaz menor si se coloca en posición vertical que si se dispone de manera horizontal. Es por ello que la determinación del factor de salida es más exacta con la primera configuración<sup>3</sup> (sin ser necesariamente adecuada para uso clínico). Sobra decir que la correcta determinación de este parámetro es de suma importancia en radioterapia, dado que permite pasar de dosis relativa a dosis absoluta.

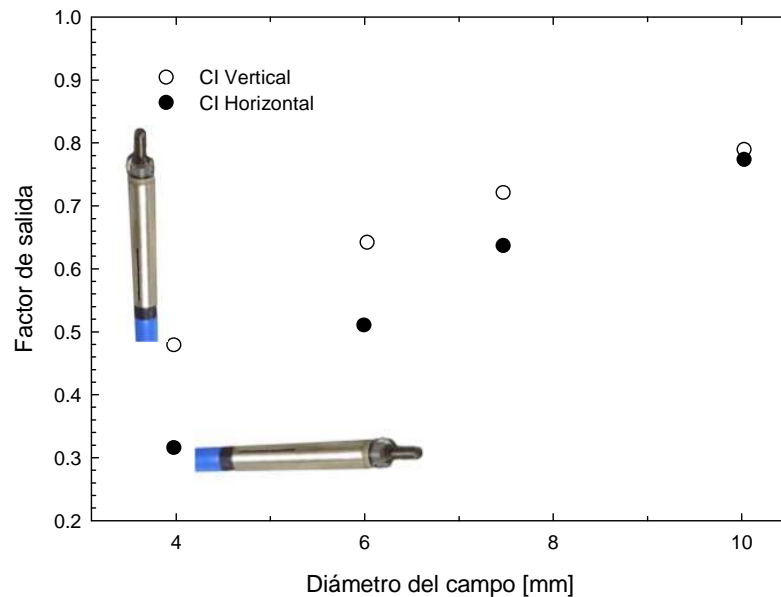


Figura 1-3. Efecto parcial de volumen de una cámara Pinpoint® en la medición de los factores de salida para campos circulares de diámetros menores que 10 mm. La medida hecha con la cámara puesta en posición horizontal subestima la salida del haz de radiación respecto a la misma medida con la cámara colocada en posición vertical. Gráfica tomada de mediciones hechas en el Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

- **Oclusión parcial de la fuente de radiación.** Al colimar el haz de una fuente de tamaño finito, es claro que por debajo de un cierto tamaño de campo, sólo una parte del área de la fuente será visible desde la posición del detector (ver la Figura 1-4), y el rendimiento será menor comparado con el rendimiento que se obtendría con un tamaño de campo con el cual fuera visible la totalidad de la fuente.

<sup>3</sup> A pesar del posible impacto del efecto vástago, la irradiación de la cámara en posición vertical está documentada en investigaciones recientes como las de: Yang y Pino (2008), Kohno y cols. (2008) y Klein y cols. (2010), debido a que se aumenta la resolución espacial del detector en dicha orientación.

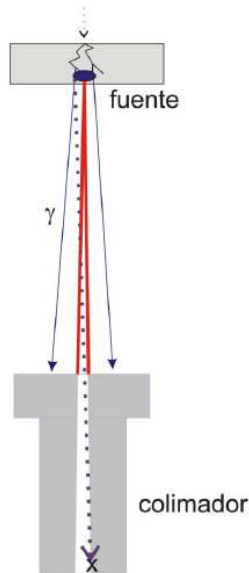


Figura 1-4. Oclusión parcial de la fuente de radiación de un linac con algunos colimadores que producen campos pequeños. La mancha focal tiene un tamaño finito, y dado que aproximadamente el 83% de la dosis total proviene de radiación primaria (originada en el blanco), la caída de la dosis en campos pequeños puede ser muy abrupta, alcanzando 40% para un colimador cónico de radiocirugía de 4 mm de diámetro (tamaño del campo proyectado a isocentro<sup>4</sup>) que obstruye el paso de radiación primaria. Figura tomada de las notas del M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez (Lárraga-Gutiérrez, 2009) durante el 1er. Taller teórico-práctico de Dosimetría de Campos Pequeños del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Timothy Solberg (Solberg, 2009) ha expuesto de forma clara el impacto del problema de la caracterización de campos pequeños en SRS. En un estudio en el que compara el factor de salida para un campo de  $6 \times 6 \text{ mm}^2$  medido en 32 diferentes instituciones de salud en USA, encontró una discrepancia de 45% entre los valores, aún quitando los valores atípicos evidentes (ver Figura 1-5). El problema de los accidentes de Toulouse, Springfield y Tampa se asocia a que, al tener un factor de salida muy bajo para un campo pequeño, la dosis que se entrega es muy alta, es decir, se está *sobreirradiando el mismo porcentaje en el que se subestima el factor de salida*, incrementándose así el riesgo de daño al tejido sano.

<sup>4</sup> Punto de intersección de los ejes de rotación del gantry, la mesa y el colimador en el linac.



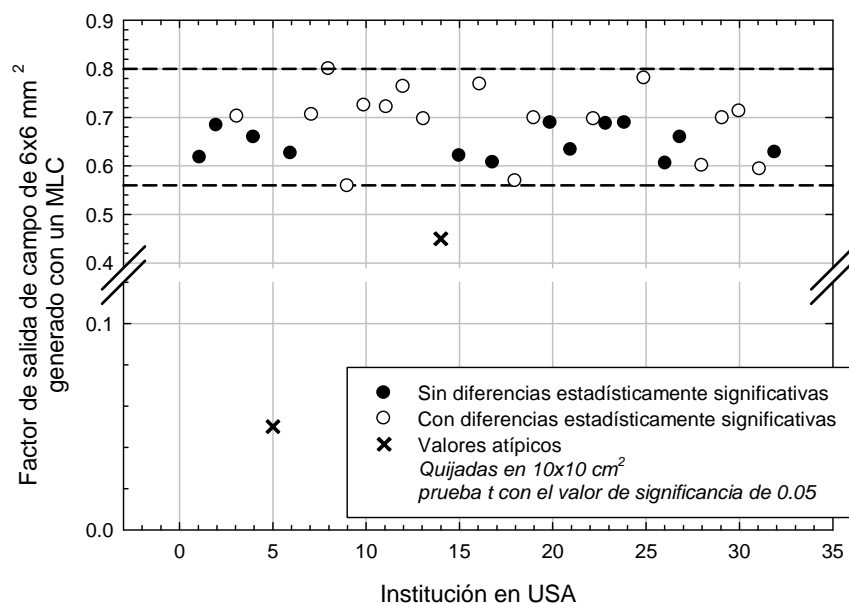


Figura 1-5. Valor del factor de salida para un campo de  $6 \times 6 \text{ mm}^2$  en 32 diferentes instituciones de Estados Unidos. Nótese la discrepancia de hasta 45% en dicho parámetro, así como los dos valores atípicos muy por debajo del promedio. En este último caso, puede inferirse la magnitud de la sobreirradiación a que se exponen los pacientes al emplear dicho tamaño de campo. Gráfica reproducida con permiso del autor (Solberg, 2009).

### 1.3.Líneas de trabajo actuales

*a) Tratamientos teóricos y analíticos.* Se han desarrollado métodos de extrapolación y teoría de convolución (Bednarz, Saiful Huq y Rosenow, 2002) para la extracción de perfiles fuera de eje exactos a partir de mediciones hechas con cámaras de ionización de volúmenes grandes. Dado que la confiabilidad en la dosimetría es mayor a tamaños de campo mayores, se han propuesto diversos tratamientos matemáticos para la determinación de la dosis absoluta o relativa en campos pequeños. Sauer y Wilbert (2007) y Cheng y cols. (2007) propusieron un método de extrapolación y dedujeron expresiones matemáticas para los factores de salida. Nizin y Mooij (1997) idearon un modelo analítico para la predicción de perfiles fuera de eje de campos pequeños, y Yang y cols. (2010) lo modificaron más tarde. Yang también propuso y validó su modelo para la obtención de factores de salida y cocientes tejido-máximo (Yang y Pino, 2008).

*b) Simulaciones Monte Carlo.* Las simulaciones por métodos de Monte Carlo (MC) se están abriendo camino rápidamente en las situaciones donde las mediciones resultan difíciles o imposibles de llevar a cabo. Varios autores han señalado la viabilidad del MC para la dosimetría de campos pequeños (Kijewski, Bjarngard y Petti, 1986), (Verhaegen, Das y Palmans, 1998) debido a

que, en principio, las simulaciones están libres de los problemas asociados con la resolución del detector y la falta de EPC lateral. Típicamente, esta técnica se usa para dos cosas: la primera es la obtención de factores de corrección para los detectores usados en las mediciones, y la segunda es el cálculo de las magnitudes dosimétricas directamente. Sin embargo, es preciso recalcar que los resultados de una simulación MC necesitan validarse de manera experimental<sup>5</sup>, y en este sentido aún está en debate la forma adecuada de hacerlo para el caso de la simulación de campos pequeños de radiación.

Entre las capacidades de esta técnica, se destacan la determinación de dosis relativa o absoluta con mucha exactitud, así como la posibilidad de entender la dosimetría en materiales de baja densidad o con inhomogeneidades, y también el estudio de la influencia del espectro de los fotones y electrones en la respuesta de un detector en relación al tamaño de campo y profundidad en el medio. Respecto a este último punto, un estudio enfocado a campos de SRS fue llevado a cabo por Heydarian, Hoban y Beddoe (1996).

**c) Tratamiento experimental.** Son muchos los detectores disponibles en el mercado, clasificándose de acuerdo a su tamaño en estándar, mini y microdetectores ( $\sim 10^{-1}$ ,  $\sim 10^{-2}$  y  $\sim 10^{-3}$  cm<sup>3</sup>, respectivamente, ver Tabla 1-1). Los siguientes han sido todos usados para la dosimetría de campos pequeños: cámaras de ionización, diodos de silicio, detectores de diamante, dosímetros termoluminiscentes pequeños (TLD, por sus siglas en inglés), plásticos centelladores, transistores de efecto de campo de metal-óxido-silicio (MOSFET, por sus siglas en inglés), películas radiográficas, películas radiocrómicas, detectores de alanina y detectores de gel (Das, Ding y Ahnesjö, 2008). Debido a la delicadeza del tema de campos pequeños, la selección y uso adecuado del detector cobra especial relevancia. Además de los requerimientos estándar en respuesta a dosis, que incluyen exactitud y precisión, estabilidad, linealidad con la dosis, reproducibilidad, independencia con la energía de la radiación, la tasa de dosis, la direccionalidad, etc., un detector para campos pequeños debe tener una excelente resolución espacial y, de preferencia, tejido-equivalencia (Wilcox y Daskalov, 2007). A menudo, la práctica clínica comprende la comparación de las medidas de varios detectores y la elección de aquéllos que arrojen los resultados con la menor incertidumbre y sean consistentes entre sí.

Las ventajas y desventajas de estos detectores se han discutido en la literatura (Mack y cols., 2002), (Westermarck y cols., 2000), (Francescon y cols., 1998) y a manera de resumen se muestran en la Tabla I de la referencia (Wilcox y Daskalov, 2007).

---

<sup>5</sup> Por ejemplo, en condiciones muy controladas y de referencia, como lo establece el AAPM TG-105.

Y es que, por ejemplo, las cámaras de ionización (dosímetros por excelencia en radioterapia) de dimensiones menores o iguales que 3 mm pueden medir campos de SRS mayores que 12.5 mm, pero son demasiado grandes para trabajar con campos más pequeños (Wilcox y Daskalov, 2007). Los dosímetros que más se han abierto espacio como candidatos para la dosimetría de campos pequeños son las películas y el diodo estereotáctico.

**Tabla 1-1. Tamaños de detectores usados todos para caracterizar campos de radiación pequeños**

<b>Detector</b>	<b>Tipo</b>	<b>Tamaño</b>
<b>CI</b>		
<b>Semiflex</b>	CI cilíndrica	5.5 mm de diámetro, volumen sensible de 125 mm <sup>3</sup> (PTW, 2011)
<b>Pinpoint</b>	CI cilíndrica	2 mm de diámetro, volumen sensible de 15 mm <sup>3</sup> (PTW, 2011)
<b>MicroLion</b>	CI líquida	2.5 mm de diámetro, volumen sensible de 1.7 mm <sup>3</sup> (PTW, 2011)
<b>Stereotactic Field Diode SFD</b>	Estado sólido	Disco de 0.6 mm diámetro, 0.06 mm de alto (Dieterich y Sherouse, 2011)
<b>Dosimetry Diode SRS</b>	Estado sólido	Disco de 1.2 mm de diámetro, volumen sensible de 0.3 mm <sup>3</sup> (PTW, 2011)
<b>Diamante</b>	Diamante	Disco de radio $\leq 2$ mm, alto de 0.1-0.4 mm; volume sensible* de 1-6 mm <sup>3</sup> (PTW, 2011)
<b>TLD</b>	Termoluminiscente	Depende de la presentación; existen TLD alargados de 0.2×0.4×5 mm <sup>3</sup> (Wessels y Griffith, 1986)
<b>MOSFET TN502RDM</b>	Estado sólido	0.2×0.2 mm <sup>2</sup> (área frontal), 0.5 $\mu$ m de ancho (capa de SiO <sub>2</sub> ) (Francescon, y cols., 2009)
<b>BANG-gel</b>	Gel (polímeros)	Maniquí de diversos tamaños**
<b>Comprimidos de alanina</b>	Cristales de alanina	Depende de la presentación; existen comprimidos de 4.8 mm de diámetro y 3 mm de alto (FWT, 2004)
<b>XV2</b>	Película radiográfica	0.003 mm (tamaño de grano)*** (Pai y cols., 2007)
<b>EBT2</b>	Película radiocrómica	Monómeros alargados de 0.001-0.002 mm diámetro, 0.015-0.025 mm de longitud*** (International Specialty Products, 2009)

\*Los diamantes son naturales y es muy variable su tamaño, por lo que la resolución espacial varía.

\*\*El tamaño del pixel en la imagen por resonancia magnética o tomografía óptica computarizada puede ser de incluso 100  $\mu$ m (Maryanski, 1999).

\*\*\*La resolución espacial de las películas está limitada por aquella del lector (densitómetro, escáner, espectrofotómetro).

Si bien nada es concluyente aún, algunos autores sugieren que las películas podrían ser el detector ideal para la dosimetría de campos pequeños (Ramani y cols., 1994), (Zhu y cols., 2000), (Francescon y cols., 1998), (Somigliana y cols., 1999), debido a su excelente resolución espacial, sensibilidad, reproducibilidad y disponibilidad en la mayoría de los centros de radioterapia. Las películas radiocrómicas son particularmente atractivas debido a su equivalencia a tejido, menor dependencia con la energía de la radiación que las películas radiográficas, coloración sin revelado, y la posibilidad de manejo en luz de oficina. No obstante, se tiene que de todos los diseños disponibles en el mercado, aún no se ha determinado cuál es el más adecuado. El manejo de diversos tipos y modelos de película está bien protocolizado para algunas pruebas mecánicas y dosimétricas en radioterapia. Sin embargo, en lo que respecta a la caracterización de haces de fotones usados en SRS, es necesario evaluar a fondo el desempeño de dichos modelos entre sí, a fin de optimizar y explorar las capacidades de las variedades de película disponibles.

Por su parte, los diodos semiconductores tienen volúmenes sensibles pequeños. Entre sus ventajas se tienen el tiempo de respuesta corto ( $\mu$ s comparado con los ms de una CI), buena resolución espacial y alta sensibilidad. Sin embargo, la dependencia de la respuesta con la tasa de dosis, direccionalidad y temperatura introduce varias dificultades en su manejo. Además, el número atómico relativamente elevado del silicio se traduce en una alta respuesta a fotones de baja energía. Aun así, el novedoso diodo estereotáctico de fotones (Scanditronix SFD®, p-Si diodo de 0.6 mm de diámetro) se ha vuelto una opción atractiva para la dosimetría de campos pequeños (Das, Ding y Ahnesjö, 2008), (Sauer y Wilbert, 2007), (Cheng y cols., 2007), (Yang y cols., 2010).

## **1.4. Objetivo**

### **Objetivo general:**

**El objetivo de este trabajo es evaluar el desempeño de diferentes tipos de detectores de película en la caracterización de haces de fotones utilizados en SRS.**

Las películas a evaluar son las que se encuentran disponibles comúnmente en un servicio de radioterapia en México. En específico, se hizo un análisis comparativo de películas radiográficas

modelo X-Omat V (XV2) y EDR2<sup>6</sup> (Extended Dose Range) de Kodak® y películas radiocrómicas EBT2 de ISP-Gafchromic®. La evaluación del desempeño se hizo *respecto al diodo estereotático* SFD, el cual, como se mencionó en la sección 1.3, es un instrumento de elección frecuente para la dosimetría de campos pequeños.

En nuestro país, las películas XV2 son más accesibles y menos costosas que las películas EDR2 y EBT2, pero en cambio, las EBT2 presentan mayor tejido equivalencia y menor dependencia con la energía; las EDR2 tienen menor dependencia con la energía que la XV2, pero mayor que la EBT2. Si se demostrara que el desempeño de las películas radiográficas compite con las capacidades de las películas EBT2, entonces se estaría cumpliendo con una optimización de recursos. Lo que es más, este trabajo sería particularmente importante para los centros que *sólo cuentan con película XV2* para hacer dosimetría.

#### **Objetivos particulares:**

- Establecer un sistema de dosimetría de película radiocrómica EBT2 en agua.
- Desarrollar un protocolo de manejo de películas radiográficas XV2 y EDR2 para la caracterización de haces de radiación de SRS, basado en el tratamiento de la literatura (Cerdeira Zorrilla, Galván de la Cruz y Lárraga Gutiérrez, 2010).
- Establecer un protocolo riguroso de tratamiento de incertidumbres.

*Todo lo anterior con miras de que este estudio sirva como referencia para los físicos médicos clínicos que planeen abordar el problema de dosimetría de campos pequeños de manera práctica.*

---

<sup>6</sup> Se agradece al M. en C. Miguel Rodríguez Ponce y al Instituto Nacional de Cancerología, por donar la película EDR2 utilizada en los experimentos de este trabajo.

## 2. Caracterización de campos pequeños usados en SRS

En este trabajo, la caracterización de campos pequeños de fotones usados en SRS se refiere a medir todos aquéllos parámetros de dosimetría que alimentan al SPT, *bajo las especificaciones del manual de operaciones del acelerador lineal Novalis®* (BrainLAB, 2008) de la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Este equipo dedicado a radiocirugía y radioterapia estereotáctica está equipado con un sistema de colimación multihojas modelo  $m_3$ -mMLC (BrainLAB, Alemania) e imparte una sola energía de fotones de 6 MV. Con él se pueden realizar tratamientos a través de las técnicas de: arcos circulares (con colimadores circulares llamados frecuentemente “conos”, ver Figura 2-1 Izquierda), campos estáticos, arcos conformales estáticos o dinámicos, y campos de intensidad modulada. Tiene disponibles tasas de dosis desde 160 hasta 800 unidades monitor (UM) por minuto (siendo la tasa de dosis de referencia aquélla de 480 UM/min). El tamaño de campo máximo que alcanza la unidad es de  $10 \times 10.2 \text{ cm}^2$ , con un campo clínico de  $9.8 \times 9.8 \text{ cm}^2$  (debido a que con un campo mayor se irradiaría la electrónica de las multihojas). El sistema  $m_3$ -mMLC (ver Figura 2-1 Derecha) es un colimador que cuenta con 14 pares de hojas de 3 mm de ancho, 6 pares de 4.5 mm y 6 pares 5.5 mm, y se encuentra instalado debajo de los colimadores secundarios (quijadas). Los colimadores circulares de distintos diámetros pueden montarse debajo del MLC.



Figura 2-1. *Izquierda:* Colimadores circulares (accesorios) usados en tratamientos de radioneurocirugía en el INNN. El número indica el diámetro del campo en milímetros proyectado en el isocentro. *Derecha:*  $m_3$ -mMLC (imagen tomada de (BrainLAB, 2011)).

El SPT que se utiliza en los tratamientos de SRS en el INNN es el recomendado por el fabricante, iPlan RT Dose® v.4.1. (BrainLAB, Alemania). El algoritmo de cálculo de dosis que éste emplea para las SRS hechas con colimadores cónicos es el algoritmo de Clarkson (Khan, 2010), (BrainLAB, 2008). Los parámetros de entrada para dicho cálculo son:

- Rendimiento del haz (i.e., dosis por unidad monitor –UM- impartida por el linac a una profundidad y un tamaño de campo determinados) para un campo de  $100 \times 100 \text{ mm}^2$  ( $N_{out}$ ).
- Para cada colimador cónico:
  - Tabla de perfiles fuera de eje (OAR)
  - Tabla de cocientes tejido máximo (TMR) o de perfiles de dosis en profundidad (PDD)
  - Tabla de factores de salida (OF), también llamados factores de dispersión total ( $S_t$ ) (Khan, 2010)

El rendimiento del haz se obtiene siguiendo protocolos como el TRS-398 (Andreo y cols., 2000) o el AAPM TG-51 (Almond y cols., 1999) para cámaras de ionización calibradas en agua, y no constituye un problema de campos pequeños. Se trabaja bajo la premisa de que si uno de los parámetros antes citados es determinado de manera incorrecta, entonces el número de UM calculadas por el SPT (i.e., la dosis absoluta a entregar durante la sesión de tratamiento) no corresponderá con la dosis prescrita. A continuación se describen brevemente cada uno de dichos parámetros.

## 2.1 Factor de salida

El OF corrige por el uso de un tamaño de campo de tratamiento distinto al usado durante la calibración del acelerador ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ), y toma en cuenta la atenuación del haz debida a los colimadores en comparación con un campo abierto de radiación (Khan, 2010). Es un parámetro sumamente importante, dado que es el factor de conversión directa entre dosis relativa y absoluta. El OF para un colimador de diámetro  $c$  se define como el cociente de la dosis en agua ( $D_{H_2O}$ ) impartida con dicho campo a una profundidad de normalización ( $d_{norm}$ ), y la  $D_{H_2O}$  impartida con un campo de referencia a la misma profundidad:

$$OF(c, d_{norm}) = \frac{D_{H_2O}(c,0,d_{norm})}{D_{H_2O}(10 \times 10,0,d_{norm})} \quad 2-1$$

donde el 0 de la ecuación se refiere a que las medidas son hechas sobre el eje central del campo (distancia  $r = 0$  del eje central). La geometría de irradiación para la medición de los OF se muestra en la Figura 2-2a. Una gráfica *típica* de factores de salida de los colimadores cónicos se muestra en la Figura 2-3, tomada de García-Garduño y cols. (2010). Se puede observar que para los tamaños de colimador de 20 a 12.5 mm de diámetro, los OF presentan una caída de 5%, aproximadamente. Sin embargo, para conos menores que 5 mm de radio, el OF presenta una caída abrupta de aproximadamente 30%, comparando con el tamaño de campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Esto se debe a que el tamaño de campo es menor que el tamaño de la mancha focal de fuente proyectada al isocentro (Munro, Rawlinson y Fenster, 1988). Otros reportes de OF para campos de radiación generados con equipos similares al linac Novalis del INNN son los de las referencias (Yin y cols., 2002), (Yang y Pino, 2008).



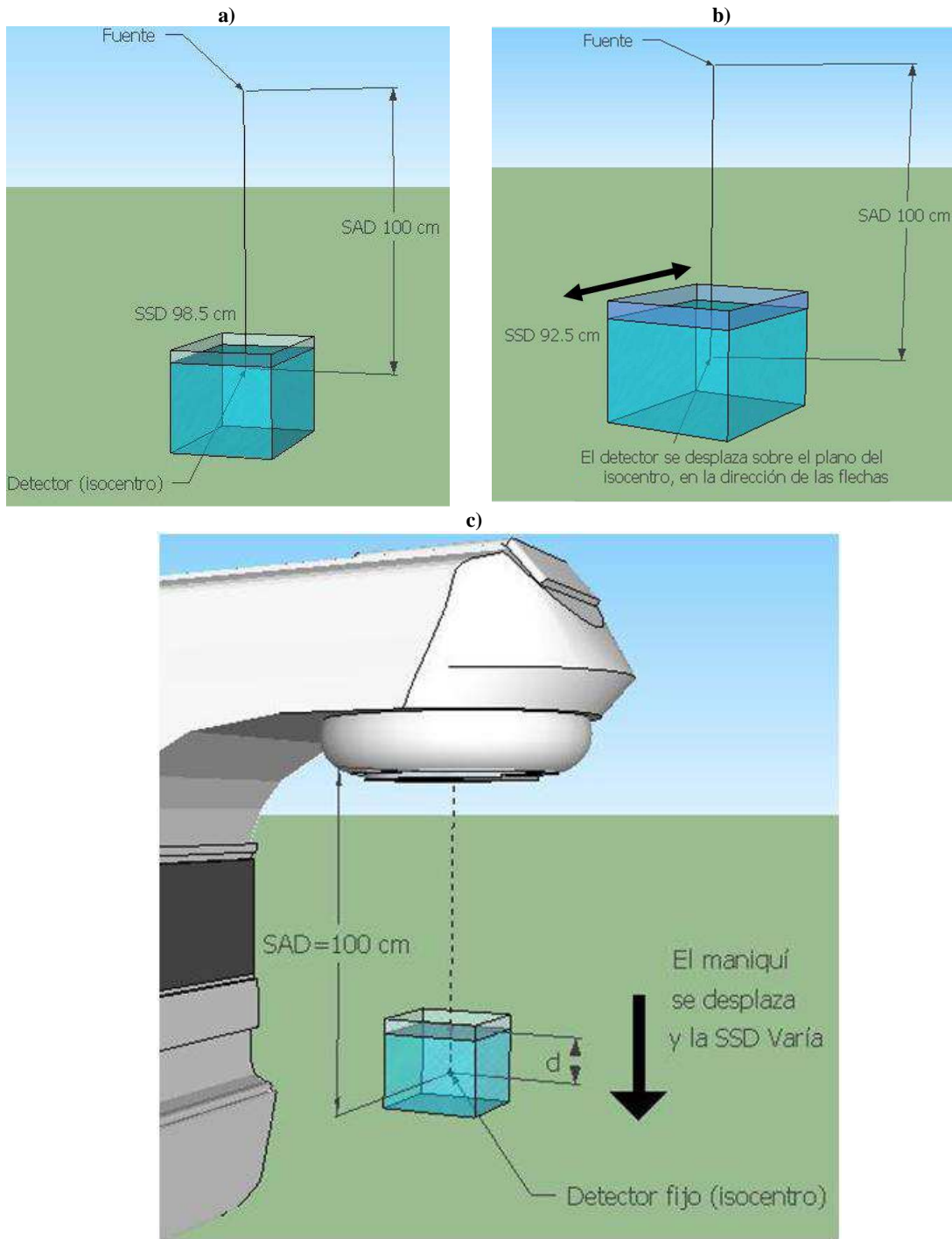


Figura 2-2. a) Geometría de irradiación para medir los OF (definidos en la sección 2.1), el detector queda fijo en el isocentro, es una medida puntual sobre el eje central del campo de radiación, bajo técnica isocéntrica (SAD = 100 cm; distancia fuente-eje), a 1.5 cm de profundidad. b) Geometría de irradiación para medir los OAR (definidos en la sección 2.2), el detector se desplaza sobre el plano del isocentro a 7.5 cm de profundidad. c) Geometría de irradiación para medir un TMR (definido en la sección 2.3); el detector queda fijo en el isocentro al centro del campo de radiación, y varía la cantidad de agua encima del detector, por lo que se tiene una SSD (distancia fuente-superficie) variable. Dibujos cortesía del Fís. Juan Pablo Cruz Bastida.

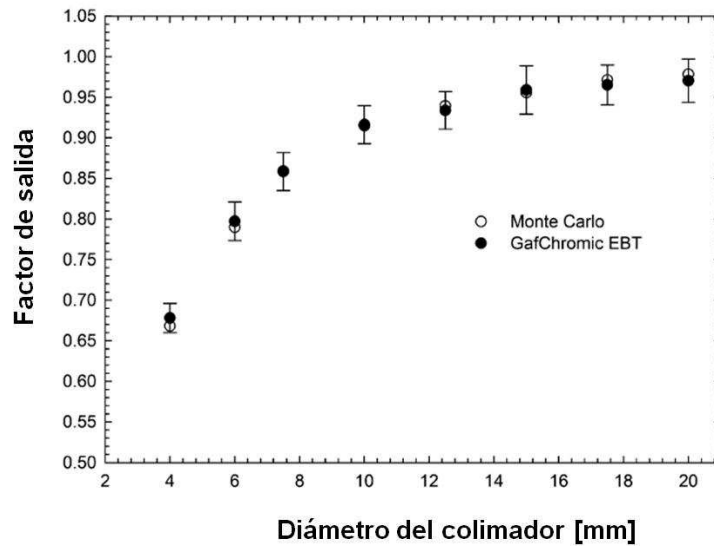


Figura 2-3. Gráfica típica del valor de los OF (determinados con película radiocrómica EBT de Gafchromic® y con simulaciones MC) en relación al tamaño de campo para colimadores cónicos de un linac Novalis de 6 MV. Como se observa, la caída en el OF no es lineal conforme el tamaño de campo disminuye. Tomada del artículo de García-Garduño y cols. (2010), con permiso del autor principal.

## 2.2 Perfil fuera de eje

El OAR es un perfil unidimensional de distribución de dosis en agua transversal al eje central de un campo de radiación:

$$OAR(c, r, d) = \frac{D_{H_2O}(c, r, d)}{D_{H_2O}(c, 0, d)} \quad 2-2$$

$r$  es la distancia al eje central del haz y  $d$  se toma igual a 7.5 cm (SAD = 100 cm). Para las mediciones se usa la geometría de irradiación de la Figura 2-2b. El SPT supone simetría radial.

Una gráfica típica de los OAR de los colimadores cónicos se muestra en la Figura 2-4, tomada de García-Garduño y cols. (2010). Como se puede observar, los OAR presentan gradientes de dosis muy intensos, zonas poco homogéneas y penumbras pronunciadas. Otros reportes de OAR para campos de radiación generados con equipos similares al linac Novalis del INNN son los de las referencias (Yin y cols., 2002), (Yang y cols., 2010). De los OAR se puede extraer el valor de las penumbras 80-20% y 90-10%, así como la magnitud de los gradientes de dosis, y el tamaño de campo.

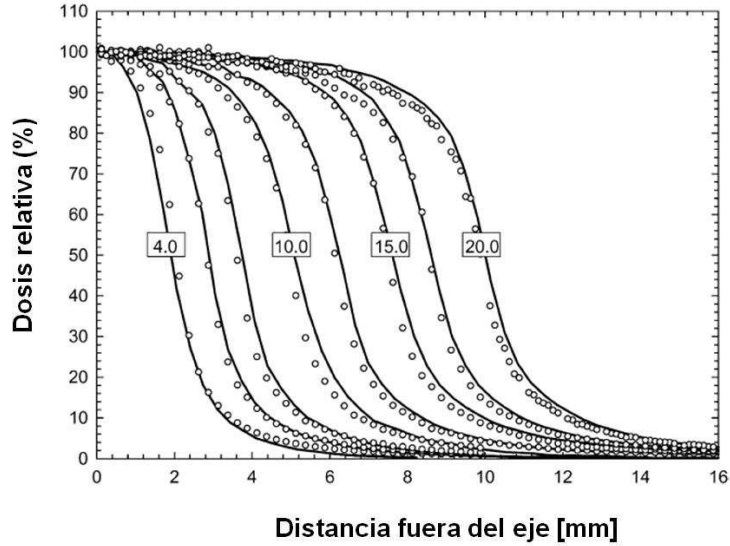


Figura 2-4. Gráfica típica de los OAR para colimadores de 4, 6, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5 y 20 mm de diámetro (de izquierda a derecha). Las líneas representan las mediciones con película EBT de Gafchromic®; los puntos, las simulaciones MC. Tomada del artículo de García-Garduño y cols. (2010), con permiso del autor principal.

### 2.3 Cociente tejido-máximo

El TMR es el cociente de la dosis a una profundidad dada ( $d$ ) en un maniquí de agua (sobre el centro del campo de radiación), y la dosis a una profundidad fija de referencia ( $d_{norm}$ ), bajo técnica SAD:

$$TMR(c, d) = \frac{D_{H_2O}(c, 0, d)}{D_{H_2O}(c, 0, d_{norm})} \quad 2-3$$

Los valores de TMR pueden normalizarse arbitrariamente. Sin embargo, la normalización a una profundidad de referencia común o a un máximo puede simplificar las pruebas de consistencia. La geometría para medir el TMR se muestra en la Figura 2-2c.

El concepto de TMR se basa en la suposición de que la contribución fraccional de la dispersión a la dosis en profundidad es independiente de la divergencia del haz y depende sólo del tamaño de campo y la cantidad de tejido que atraviesa el haz (Khan, 2010). El TMR es una función independiente de la distancia fuente-superficie.

El TMR corrige por la atenuación del haz conforme atraviesa el maniquí, y puede aproximarse a partir de un PDD (que en principio es más sencillo de medir) a través de la siguiente fórmula (BrainLAB, 2008), la cual supone que la dispersión en el maniquí no depende de la SSD:

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

No obstante, dado que el SPT trabaja con el TMR, conviene medir directamente el TMR.

Una gráfica *típica* del TMR para un colimador cónico de 4 mm de diámetro se muestra en la Figura 2-5, tomada de García-Garduño y cols. (2010). La caída de la dosis en profundidad tiene un comportamiento exponencial, debido al tipo de geometría con el que se realiza la medida. Otros reportes de TMR para campos de radiación generados con equipos similares al linac Novalis del INNN son los de las referencias (Yin y cols., 2002), (Yang y cols., 2008).

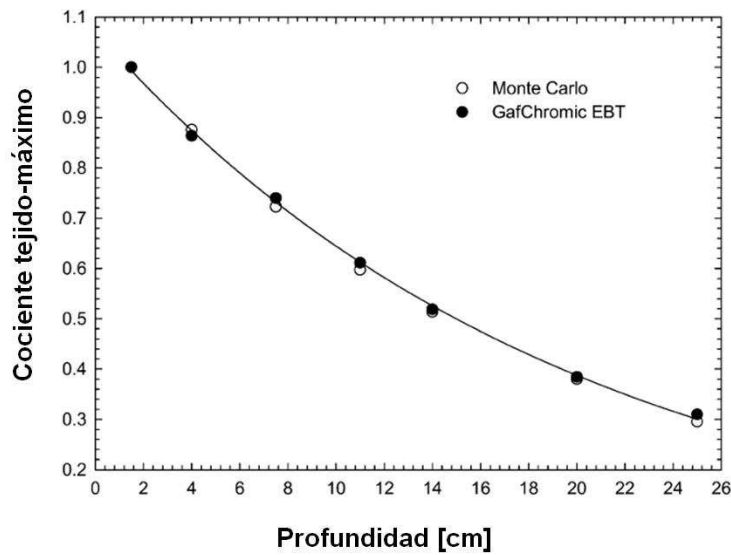


Figura 2-5. Ejemplo de TMR de un cono de 4 mm de diámetro. Tomada del artículo de García-Garduño y cols. (2010), con permiso del autor principal.

## 2.4 El problema con los campos pequeños

La expresión que relaciona la dosis en un detector ( $D_{det}$ ) con la dosis en agua ( $D_{H_2O}$ ) es:

$$D_{H_2O} = D_{det} \times g$$

donde  $g$  es una función que puede depender de (Attix, 1986):

- el cociente de los poderes de frenado del detector y el agua
- el cociente de los coeficientes de absorción de energía del detector y el agua
- el espectro de fluencia de partículas (fotones y electrones)

Idealmente, se espera que las propiedades del detector sean tales que la función  $g$  se aproxime a 1. Esto sucede cuando el detector que se usa presenta tejido-equivalencia e independencia con la energía. En los casos típicos de dosimetría clínica, cuando se trabaja con campos estándar (i.e.,  $\geq 3 \times 3 \text{ cm}^2$ ), de dimensión “FS”, se tiene que:

$$OF(FS) = \frac{D_{det}(FS, 0, d_{norm}) \times g_1}{D_{det}(10 \times 10, 0, d_{norm}) \times g_2}$$

$$OAR(FS, r, d) = \frac{D_{det}(FS, r, d) \times g_1'}{D_{det}(FS, 0, d) \times g_2'}$$

$$TMR(FS, d) = \frac{D_{det}(FS, 0, d) \times g_1''}{D_{det}(FS, 0, d_{norm}) \times g_2''}$$

Y se trabaja bajo la hipótesis de que los cocientes  $g_1/g_2$ ,  $g_1'/g_2'$  y  $g_1''/g_2''$  son aproximadamente 1<sup>(7)</sup>. En el caso de campos pequeños, dicha suposición no es válida necesariamente, por lo que conviene escoger detectores que sean tejido-equivalentes e independientes de la energía (Wilcox y Daskalov, 2007).

## 2.5 Cálculo de dosis absoluta por el SPT

Como se mencionó anteriormente, el SPT utiliza el algoritmo de Clarkson (Khan, 2010). La dosis  $D$  en un punto arbitrario  $P$  (ver Figura 2-6) sobre un plano que atraviesa el isocentro de un campo fijo de rayos X se calcula usando la siguiente ecuación (se resaltan en letras negritas los parámetros que se midieron en esta tesis):

$$D(c, d, r, R) = N_{out} \times \mathbf{TMR}(c, d) \times \mathbf{OAR}(c, r') \times \mathbf{OF}(c) \times \left(\frac{SAD}{R}\right)^2$$

2-4

donde:

- $c$  = diámetro del colimador en el isocentro
- $d$  = profundidad del punto  $P$  en tejido (mm)
- $r$  = distancia radial del eje central al punto de interés (mm)

<sup>7</sup> Sin embargo, se sabe que las medidas en la región de incremento no son confiables (altos gradientes de dosis, cambios abruptos en la fluencia de partículas), descartándose por lo general este tipo de mediciones.

R = distancia del punto a la fuente sobre el eje central del campo de radiación  
(mm)

$N_{out}$  = rendimiento del linac (Gy/MU)

SAD = distancia fuente eje (100 cm)

TMR(c,d) = Cociente tejido máximo para el colimador de diámetro c a la profundidad de tejido d.

OAR(c,r') = Perfil fuera de eje para el diámetro de colimador c a una distancia radial r' del eje central, a nivel del isocentro, donde:

$$r' = r \times SAD/R$$

OF(c) = factor de salida para el colimador de diámetro c

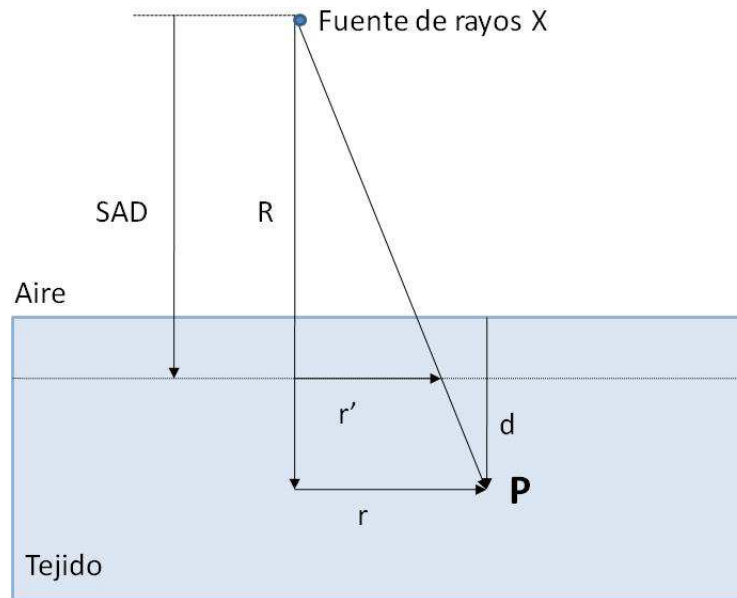


Figura 2-6. Geometría para el cálculo de dosis de colimadores cónicos.

De lo anterior se puede inferir el impacto de la medición incorrecta de cada uno de ellos. Por ejemplo, si se midió el TMR con un error del 2%, el OF con un error del 3%, y el OAR con un error del 1%, entonces, la contribución de la dosimetría relativa al error total en la dosis sería de  $\sqrt{2^2 + 3^2 + 1^2} \% = 3.7\%$ .

Es importante recalcar que la incertidumbre recién calculada sólo refleja la calidad de la dosimetría y es válida dentro del modelo de cálculo de dosis que se presentó en las secciones 2.1 a 2.3. Dicha incertidumbre no toma en cuenta si el algoritmo de Clarkson describe apropiadamente la

distribución espacial de dosis en condiciones reales (i.e., inhomogeneidades en la densidad de los tejidos, cercanía de cavidades de aire, etc.). Se recomienda al lector revisar las referencias (Fraass y cols., 1998) y (IAEA, 2008) para tener más información al respecto.

## **2.6 Datos de referencia**

En la literatura existen datos dosimétricos de comparación para el acelerador Novalis reportados en los artículos de: García-Garduño y cols. (2010), Yin y cols. (2002), Yang y Pino (2008) y Yang y cols. (2010). Por otro lado, como se mencionó en el Capítulo 1, el detector SFD puede servir como dosímetro de referencia para campos pequeños (Das, Ding y Ahnesjö, 2008), (Sauer y Wilbert, 2007), (Cheng y cols., 2007), (Yang y cols., 2010).

En la actualidad, los parámetros con los que trabaja el SPT del INNN fueron medidos con SFD, y se muestran en la Figura 2-7 a la Figura 2-9. Los datos obtenidos con SFD (INNN) resultan ser consistentes con lo reportado en los artículos mencionados para equipos Novalis. Se tiene que, respecto a OF, la mayor diferencia con la literatura (3.7%) se da para el cono de 4 mm con lo medido por Yin y cols. (2002); hablando de TMR, la mayor diferencia con datos de la literatura fue de 3.6% (profundidades mayores que 5 mm) con lo medido por García-Garduño y cols. (2010); respecto a OAR, el acuerdo en la medición de la penumbra 80-20%, por ejemplo, está dentro de 0.3 mm para la literatura estudiada.

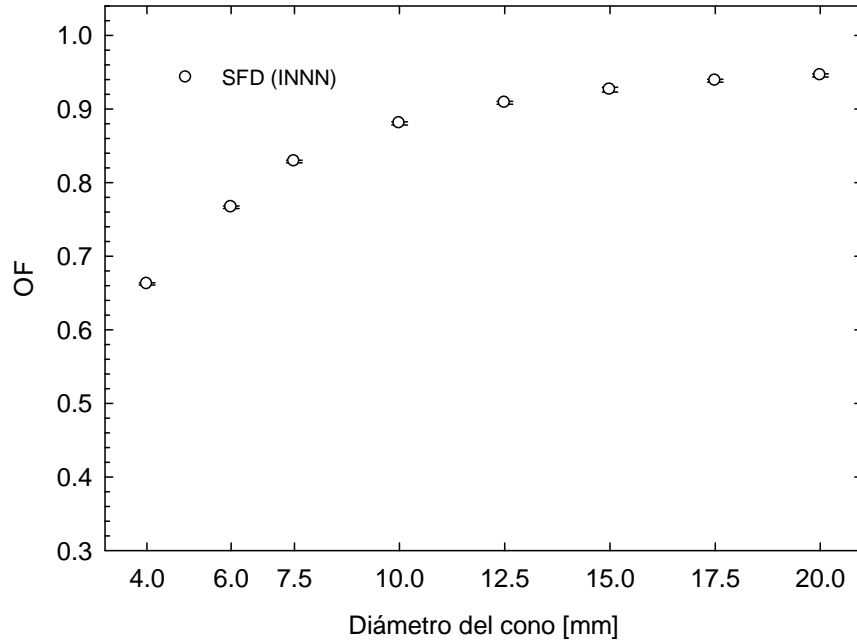


Figura 2-7. OF de colimadores cónicos de diversos diámetros medidos con diodo SFD y tomados como datos de referencia (y pivote) para la evaluación del desempeño de las películas.

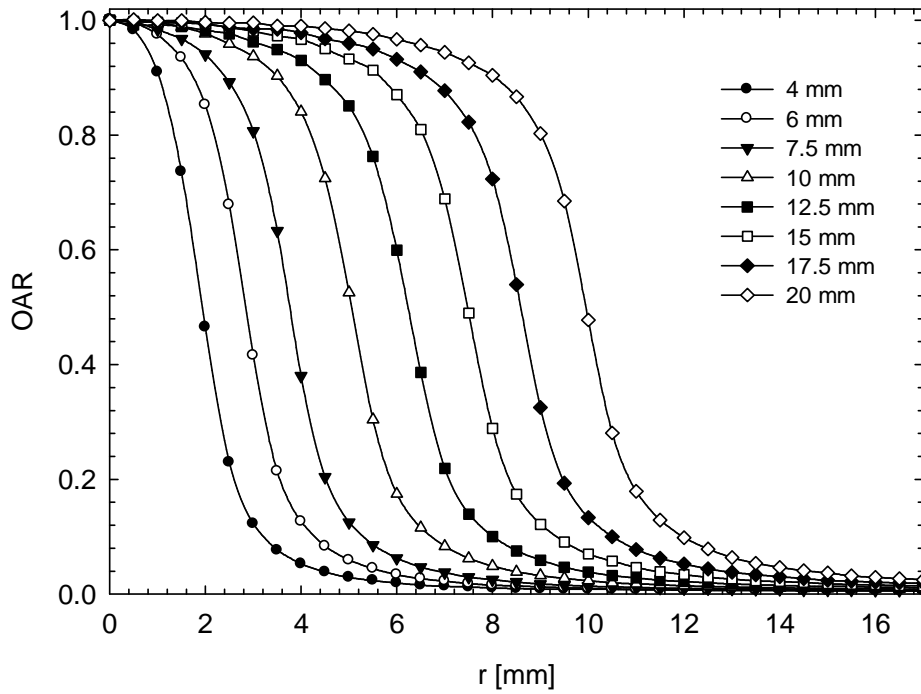


Figura 2-8. OAR de colimadores cónicos de diversos diámetros medidos con diodo SFD y tomados como datos de referencia (y pivote) para la evaluación del desempeño de las películas.



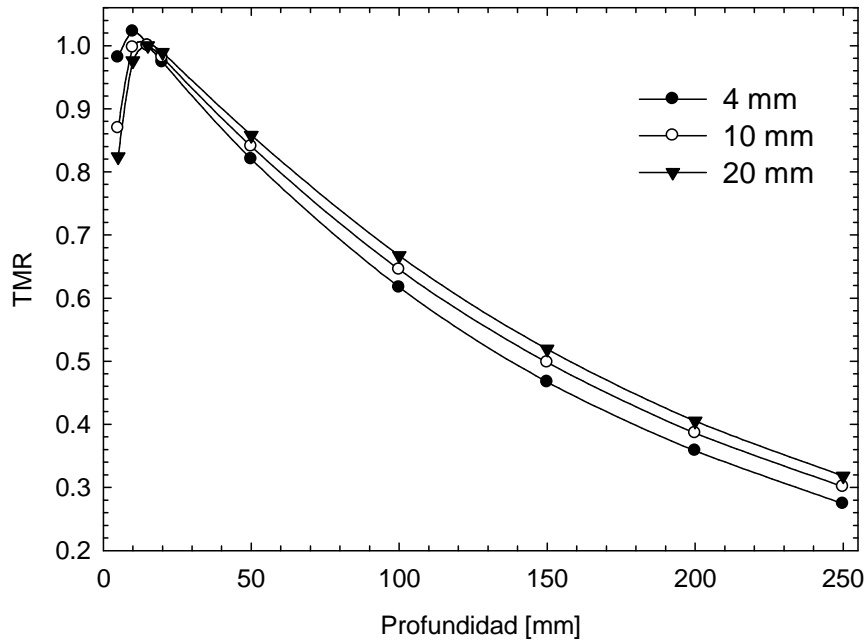


Figura 2-9. TMR de colimadores cónicos de diversos diámetros (4, 10 y 20 mm) medidos con diodo SFD y tomados como datos de referencia (y pivote) para la evaluación del desempeño de las películas. La incertidumbre asciende al 0.3%. Las curvas fueron normalizadas a  $d_{\text{máx}}=1.5$  cm.

Por lo anterior, dichos valores de OF, OAR y TMR medidos con SFD (en el INNN) se emplearán en este trabajo para evaluar el desempeño de los diversos modelos de películas. A manera de aclaración, y como se mencionó en los objetivos del presente trabajo (sección 1.4), los datos obtenidos usando SFD en el INNN se utilizan como *pivotes* para realizar la comparación entre las películas. Para más detalles, en el **Apéndice 9.1** se incluye una comparación exhaustiva entre OF, TMR y OAR medidos con SFD en el INNN y reportes de la literatura.

### **3. Características generales de los dosímetros de película**

Las películas son dosímetros secundarios que se emplean para medir dosis relativa. Actualmente, existen dos clases de película que se usan para dosimetría clínica: radiográficas y radiocrómicas. En ambos casos, el efecto de la radiación en las películas se mide en términos de los cambios en las propiedades ópticas (absorción y transmisión) que en ellas se producen tras el paso de radiación. Las primeras emplean halogenuros de plata como material sensible, y requieren un proceso de revelado, mientras que las segundas se basan en monómeros que se polimerizan y cambian sus propiedades ópticas sin necesidad de un proceso químico adicional (Niroomand-Rad y cols., 1998).

Las principales características de estos dosímetros, que los convierte en fuertes candidatos para la dosimetría de campos pequeños son (Wilcox y Daskalov, 2007):

- alta resolución espacial
- insensibilidad al fraccionamiento de dosis (integración de la dosis para mediciones dinámicas)
- permanencia de la lectura

En particular, las películas radiocrómicas presentan mayor tejido-equivalencia y menor dependencia con la energía de la radiación que las radiográficas (Wilcox y Daskalov, 2007). Por otro lado, las películas radiográficas tienen mayor disponibilidad y un menor costo que las radiocrómicas.

A continuación se describe la forma de cuantificar la respuesta a la radiación incidente de los dosímetros de película tanto radiocrómica, como radiográfica. Posteriormente, se analizan las características más importantes de cada tipo de película, y se abordan las particularidades de los modelos empleados en este trabajo de investigación.

### 3.1 Cuantificación de la respuesta de las películas a la radiación

El efecto de la radiación en las películas radiográficas y radiocrómicas se mide en términos de la opacidad a la luz que ésta produce en la película. La densidad óptica, OD (Attix, 1986), se define como el logaritmo en base 10 de la opacidad:

$$\mathbf{OD = \text{Log}_{10}(I_0/I)} \quad 3-1$$

donde I es la intensidad de luz transmitida a través de la película e  $I_0$  es la intensidad de la luz medida en ausencia de la película. La *respuesta* de una película a la radiación está dada por la diferencia de densidades ópticas entre una película irradiada y una no irradiada.

La OD puede medirse ya sea con un densitómetro, un espectrofotómetro o con un *escáner* de documentos y/o fotográfico de cama plana (Pai y cols., 2007), (Niroomand-Rad y cols., 1998). En este último caso, al evaluar los tonos de gris o los tonos de color (rojo, verde, azul) de las películas digitalizadas, la respuesta será (Ávila-Rodríguez, 2001):

$$\mathbf{R = \text{Log}_{10}(PV_0/PV)} \quad 3-2$$

donde PV es el tono de la película irradiada, y  $PV_0$  es el tono de la película sin irradiar; sus valores típicos dependen de la *profundidad* de valores de pixel (por ejemplo, una profundidad de 8 bits representa valores de pixel de 0 a 255, mientras que una profundidad de 16 bits representa valores de pixel de 0 a 65535). Muchas veces este valor R se refiere a la densidad óptica neta (netOD). Algunos autores como Devic y cols. (2005), recomiendan restar del valor de pixel leído, aquel valor de pixel transmitido en ausencia de luz, que caracteriza la señal de fondo del escáner, teniéndose que:

$$\mathbf{\text{netOD} = \text{Log}_{10} \left( \frac{PV_0 - PV_{\text{bckg}}}{PV - PV_{\text{bckg}}} \right)} \quad 3-3$$

La ecuación 3-3 es la que se usó en este trabajo. Por otro lado, las películas son dosímetros secundarios, por lo que antes de ser utilizadas para realizar mediciones de dosis absorbida deben ser calibradas. La calibración consiste en establecer una relación uno a uno entre la dosis en agua depositada por un haz de radiación, y la respuesta correspondiente del dosímetro. La caracterización dosimétrica de la película, al igual que la de cualquier otro detector, debe realizarse mediante comparación frente a un sistema de dosimetría bien establecida como un conjunto cámara-electrómetro adecuadamente calibrado. Si bien en la práctica se usa la curva de calibración [Dosis vs netOD], existen diversas curvas característica como la curva sensitométrica [netOD vs Dosis], la

curva H&D [netOD vs Log(Dosis)] y la curva de contraste [Log(netOD) vs Log(Dosis)] (Pai y cols., 2007), aunque las últimas dos se usan más comúnmente en radiodiagnóstico.

## 3.2 Películas radiográficas

Las películas radiográficas han sido usadas ampliamente en la dosimetría relativa de tratamientos de radioterapia externa en el intervalo de megavoltaje (Pai y cols., 2007).

Además de la resolución espacial limitada por el tamaño de los granos de plata ( $< 1 \mu\text{m}$ ) y la apertura del haz del densitómetro, entre las ventajas de este tipo de películas se pueden destacar: amplio intervalo dinámico (0.05 a 5 Gy)<sup>8</sup>, grosor y respuesta uniformes a lo largo de la película ( $< 0.5\%$  en películas procesadas simultáneamente) (Yeo y Kim, 2004).

Entre las desventajas que se han reportado en la literatura, se encuentran: una fuerte dependencia con la energía (marcada a bajas energías), que caducan y que el proceso de revelado es difícil de controlar y requiere de un cuarto oscuro (Pai y cols., 2007). Además, pueden cometerse errores asociados a la elección del maniquí, el protocolo de manejo y la orientación de la película respecto al haz de radiación.

En la actualidad, la película radiográfica continúa siendo un dosímetro de elección debido a su amplia disponibilidad y relativo bajo costo. De hecho, el TG-42 de la AAPM (Schell y cols., 1995) recomienda su uso para mediciones de perfiles en unidades de Gamma Knife® y aceleradores lineales. La película también resulta útil para el control de calidad y la dosimetría de un sistema de SRS y en la verificación de tratamientos (Wilcox y Daskalov, 2007).

### 3.2.1 Estructura de la película

La estructura típica de una película consta de una base, una emulsión y una cubierta (ver Figura 3-1). La *base* está hecha usualmente de nitrato de celulosa o poliéster, teniendo un grosor típico de  $\sim 180 \mu\text{m}$ . La *emulsión* de la película contiene granos de cristales de halogenuros de plata en gelatina (aunque también puede contener halogenuros de potasio y otras impurezas), y posee un grosor de 10-20  $\mu\text{m}$ , y una densidad típica de  $3.8 \text{ g/cm}^3$  (Yeo y Kim, 2004). Dichos granos son el elemento sensible a la radiación y tienen dimensiones típicas de entre 0.1 y 3  $\mu\text{m}$  de diámetro. Estos

---

<sup>8</sup> Para modelo EDR2 (Kodak®, Inc., USA)

granos contienen cristales de AgBr (red cúbica de 28 nm), AgI o KI. La gelatina, derivada del hueso, mantiene los granos distribuidos homogéneamente, evita cúmulos y sedimentación, protege los granos no expuestos en el revelador, facilita la eliminación de los granos no expuestos y es neutral en términos de sensibilidad y niebla. Ambas capas de la emulsión están protegidas de agresiones externas (arañazos, presión, contaminación) por una *cubierta* de gelatina pura. La composición elemental de los granos y su densidad en la emulsión determinan las características de la respuesta a la dosis. El tamaño de los granos determina los límites de la resolución espacial (Yeo y Kim, 2004).

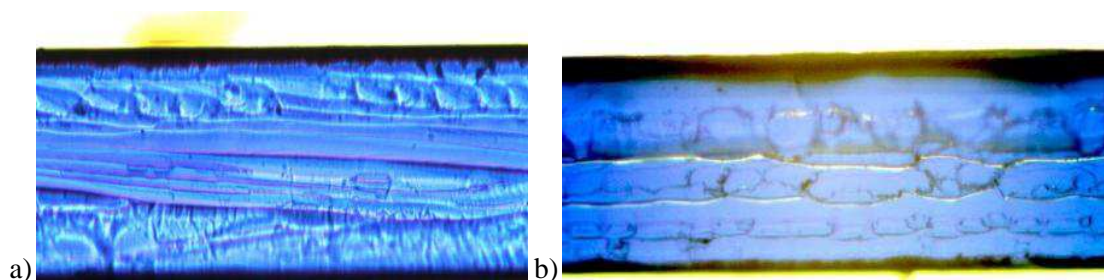


Figura 3-1. Imagen por microscopía óptica de la sección transversal de una película X-Omat V (Kodak®) a) antes de revelar, y b) tras someterse al proceso de revelado. Imágenes adquiridas por Sr. Luis Rendón del Laboratorio de microscopía del IF-UNAM.

### 3.2.2 Mecanismo de respuesta

La respuesta de la película puede proceder de tres tipos de interacción con la radiación (Yeo y Kim, 2004):

- Fotones primarios de la fuente y fotones dispersados en el medio donde está inmersa la película
- Electrones liberados por los fotones primarios antes de incidir en la película

Dichos fotones y electrones inducen la formación de una *imagen latente*<sup>9</sup> que se hará visible después del revelado. Según la teoría de Gurney y Mott (Pai y cols., 2007) para la formación de la imagen latente, en las fronteras de los *granos* de halogenuros de plata, que son los elementos sensibles a radiación (encontrándose en estado iónico como  $\text{Ag}^+\text{Br}^-$  o  $\text{Ag}^+\text{I}^-$ ), se ubican impurezas de yodo o cloro a manera de *motas* (Figura 3-2) que incrementan la sensibilidad de la emulsión. Si se liberan electrones secundarios como resultado del paso de la radiación en el grano, el ion  $\text{Br}^-$  se

<sup>9</sup> Formación de agregados de átomos de plata dentro de los granos de cristales de halogenuros de plata.

separa en un átomo de bromo y un electrón ( $\text{Br}^- \rightarrow \text{Br} + e^-$ ). Los electrones se mueven a través del cristal en la banda de conducción hasta ser retenidos por las motas en la banda prohibida, que entonces se cargan negativamente. Entonces, las motas atraen a los iones de plata ( $\text{Ag}^+$ ) intersticiales, formando plata metálica neutra. Los átomos de plata se consideran generalmente como la sustancia de la que está hecha la imagen latente, y, para que un grano pueda revelarse, son necesario agregados de entre 3 y 10 átomos de plata. En promedio, los rayos-X generan 1000 átomos de plata por cuanto.

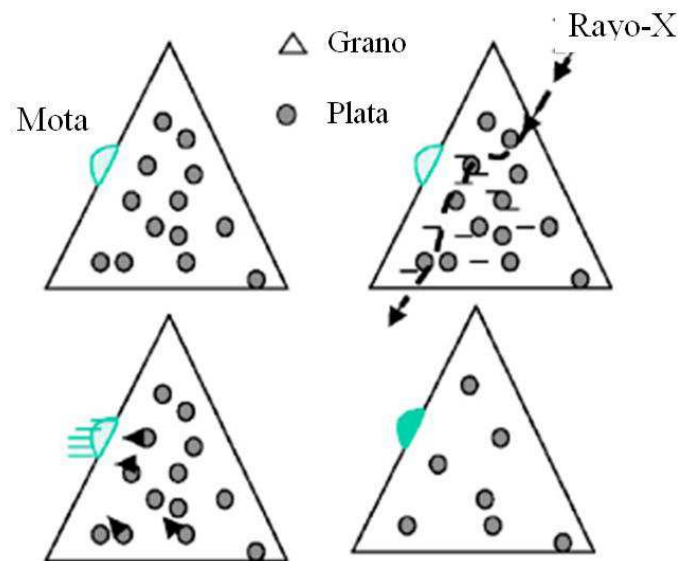


Figura 3-2. Modelo de Gurney y Mott para describir la formación de la imagen latente en películas radiográficas. El  $\text{AgBr}$  se encuentra en estado iónico  $\text{Ag}^+\text{Br}^-$  en los cristales del grano. La radiación produce la ionización del  $\text{Br}^-$  a  $\text{Br} + e^-$ . Dichos electrones cargan la mota de impurezas negativamente. La  $\text{Ag}^+$  migra para neutralizar las motas y forma un agregado de plata metálica. Imagen tomada de Pai y cols. (2007).

Se requiere un postprocesamiento de la película para amplificar la imagen latente por un factor de  $10^9$ . Para visualizar los efectos de la exposición de manera apropiada, las capas de emulsión se tratan primero con una solución reveladora, y después, con un fijador. El primer paso cambia los granos de halogenuros de plata que contienen una imagen latente en plata metálica, aplicando una solución (generalmente p-metil aminofenol sulfato) que cede electrones a los iones de plata ( $\text{Ag}^+ \rightarrow \text{Ag}$ ), y el segundo paso disuelve el resto de los granos sin revelar. El proceso que inicia el revelador termina con la inmersión de la película en ácido acético diluido (baño de frenado). Como fijador se emplean químicos como el sulfuro de sodio. Después del fijado continúa el enjuague de la película en agua y el secado al aire. *La respuesta de la película depende del tiempo de revelado, y de la temperatura, agitación y características del revelador (Pai y cols., 2007).*

### 3.2.3 Dependencia con la energía de la radiación incidente

La respuesta de la película a los *electrones* no cambia significativamente con la profundidad en un maniquí de agua porque el cociente de los poderes de frenado del tejido y la emulsión permanece casi constante en el intervalo de energías de interés 0.01-10 MeV (es decir, no tiene que ver con los cambios en el espectro de fluencias de electrones) (Yeo y Kim, 2004).

No obstante, la respuesta de la película a los *fotones* cambia significativamente con la profundidad en el maniquí, pues la fluencia de fotones de baja energía (a los que la película es más sensible) aumenta cuando se incrementa la profundidad aunque el haz se endurezca. La variación con la profundidad de la razón entre los coeficientes másicos de atenuación de la emulsión y del tejido origina que la dosis en película por unidad de dosis en tejido cambie conforme se penetra en el maniquí. El incremento en el coeficiente másico de atenuación de la película comparado con el de tejido es más pronunciado debajo de los 400 keV (ver la Figura 3-3), siendo un orden de magnitud mayor que la variación del cociente de los poderes de frenado para electrones, debido a la significativa sección transversal del efecto fotoeléctrico en los cristales de bromuro de plata de la emulsión. En la práctica, esto significa que si se aplica una curva de calibración hecha a determinada profundidad o tamaño de campo, podría provocar una conversión de netOD a Dosis incorrecta para cualquier otra condición de irradiación.

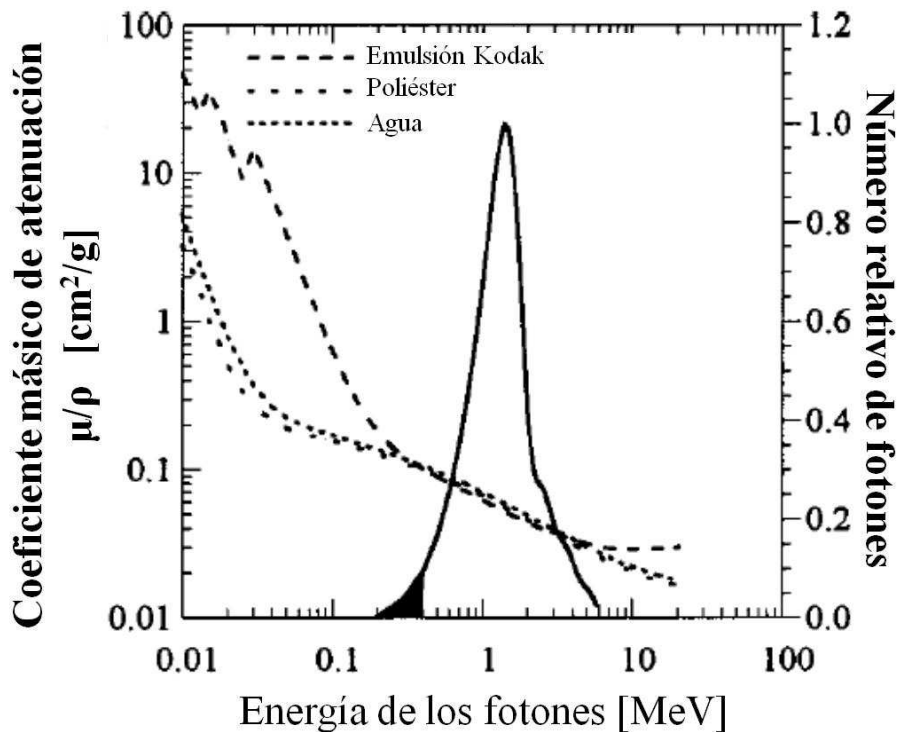


Figura 3-3. Dependencia con la energía de la emulsión de la película radiográfica XV2 de Kodak® (campo de 2.5 cm de diámetro). El espectro de fotones incidentes se muestra en la misma escala de energía que los coeficientes másicos de atenuación para la emulsión Kodak XV2, el poliéster y el agua. La región sombreada del espectro representa la población de fotones con energía debajo de los 400 keV. Tomada de Robar y Clark (1999).

### 3.2.4 Características de la película XV2 de Kodak®

Las películas radiográficas más populares para verificación en radioterapia incluyen la X-Omat V (XV2) y la EDR2 (Extended Dose Range), ambas elaboradas por Kodak®. De esta última se hablará en la sección 3.2.5.

La película XV2, introducida desde 1972 para radioterapia, ha sido usada para SRS, tomoterapia e IMRT. Este dosímetro comienza a saturarse (es decir, a mostrar desviación de la linealidad entre netOD y dosis) aproximadamente a 30 cGy. El intervalo de uso recomendado por el fabricante (Kodak, 2001) es de 5-100 cGy. El tipo de reveladores automáticos que recomienda el fabricante para la película XV2 se encuentra en la referencia (Health, 2010), y son los procesadores Kodak X-Omat o Kodak RP X-Omat (algunos modelos recomendados son: M7B, M6AW, 2000A, etc.). Las condiciones de operación óptimas de cada tipo de procesador, para cada modelo de película se pueden encontrar en la referencia (Kodak Service & Support, 2006), en lo que se refiere



a temperatura y tasa de reabastecimiento de los químicos de revelado (en función del número de películas a revelar), mantenimiento, ventilación, etc.

Algunas propiedades relevantes de este tipo de película se muestran en la Tabla 3-1 (Pai y cols., 2007), (Yeo y Kim, 2004).

Tabla 3-1. Propiedades de las películas XV2 de Kodak®. Información tomada de Pai y cols. (2007).

Descripción	XV2
Cristal	AgBr y AgI
Densidad total de plata (g/cm <sup>2</sup> )	4.2
Tamaño de grano (μm)	0.43
Forma de grano	Irregular
Grosor efectivo (μm)	0.4
Distribución del tamaño de grano	Irregular
Grosor de la base (μm)	180
Grosor de cubierta de gelatina (g/cm <sup>2</sup> ) (por cara)	3
Dos capas activas	sí
Intervalo dinámico (cGy)	5-80
Intervalo dinámico de OD	0-4
Dosis aproximada (Gy) para OD = 1	0.4
Dosis máxima recomendada (Gy)	0.8
λ de máxima absorción de luz (nm)	380-420
Energía de fotones a los que sobrerresponde (keV)	< 400

### 3.2.5 Características de la película EDR2 de Kodak®

La película EDR2 se introdujo para ser utilizada en IMRT. Este dosímetro comienza a saturarse a partir de los 300 cGy. EL intervalo de uso recomendado por el fabricante (Kodak, 2001) es de aproximadamente 25-400 cGy, aunque, en realidad, dicho intervalo depende de las condiciones de revelado, exposición y lectura disponibles en cada centro. La película EDR2, diseñada para dosis más altas que la XV2, tiene un cociente señal a ruido reducido para dosis debajo de 10 cGy (Yeo y Kim, 2004).

La diferencia entre los modelos de película XV2 y EDR2 se debe al contenido de cristales de bromuro de plata y el tamaño de grano. Algunas propiedades relevantes de este tipo de película se muestran en la Tabla 3-2 (Pai y cols., 2007), (Yeo y Kim, 2004).

Tabla 3-2. Propiedades de las películas EDR2 de Kodak®. Información tomada de Pai y cols. (2007).

Descripción	EDR2
Cristal	AgBr
Densidad total de plata (g/cm <sup>2</sup> )	2.3
Tamaño de grano (µm)	0.24
Forma de grano	Cúbica
Grosor efectivo (µm)	0.2
Distribución del tamaño de grano	Monodispersa
Grosor de la base (µm)	180
Grosor de cubierta de gelatina (g/cm <sup>2</sup> ) (por cara)	5
Dos capas activas	sí
Intervalo dinámico (cGy)	10-500
Intervalo dinámico de OD	0-4
Dosis aproximada (Gy) para OD = 1	2.0
Dosis máxima recomendada (Gy)	5.0
λ de máxima absorción de luz (nm)	375
Energía de fotones a los que sobrerresponde (keV)	< 400

Para las mediciones en el plano paralelo al haz de radiación incidente, se cree que la película EDR2 es más exacta que la XV2. Sin embargo, para mediciones en el plano perpendicular al haz, no existen reportes conclusivos de que la película EDR2 tenga el mismo comportamiento; el desempeño de ambas películas es comparable (Yeo y Kim, 2004).

La película EDR2 es menos sensible a fotones de baja energía que la XV2. La literatura muestra que la variación en la respuesta de la película EDR2 es menor que el 4% para un amplio intervalo de profundidades y tamaños de campo. En cambio, esta variación puede alcanzar el 16% para la X-OMAT-V (Arráns y cols., 2009).

### 3.3 Películas radiocrómicas

Las películas radiocrómicas consisten en una capa simple o doble de cristales orgánicos sensibles a la radiación, en una base fina de poliéster con una capa transparente, que se colorea durante una irradiación sin un proceso de revelado. Se espera que las películas radiocrómicas, que son más tejido-equivalentes y no necesitan proceso de revelado, representen una mejora respecto al uso de películas radiográficas al disminuir la dependencia en energía y las incertidumbres asociadas al revelado. Estas películas tienen una resolución espacial en dos dimensiones de ~1200 líneas/mm (Arráns y cols., 2009), además de una alta sensibilidad, y son muy delgadas (~0.29 mm (International Specialty Products, 2009)), por lo que perturban mínimamente el haz de radiación (Arráns y cols., 2009).

Entre sus desventajas se sabe que hay variaciones entre diferentes lotes y en la uniformidad de la respuesta de hasta 15% (Duggan y Coffey, 1999), y que la netOD depende del lector utilizado en su análisis (longitud de onda de la luz empleada, tipo y resolución espacial). Otras características: la densidad óptica se incrementa gradualmente con el tiempo, su respuesta depende de la temperatura durante y después de la irradiación, se dañan por la compresión, humedad y alta temperatura ( $\geq 60$  °C), algunos modelos son sensibles a los rayos UV y a la luz fluorescente, y tienen fecha de caducidad (International Specialty Products, 2009). El TG-55 de la AAPM (Niroomand-Rad y cols., 1998) ha emitido una serie de recomendaciones en el manejo de estos dosímetros.

Se ha encontrado que en la obtención de factores de salida de campos de SRS, la película radiocrómica EBT de Garfchromic® tiene una buena concordancia con las simulaciones Monte Carlo (Fan y cols., 2009), (García-Garduño y cols., 2010). También se ha sugerido el uso de la película MD-55 de Garfchromic® como dosímetro absoluto (Somigliana y cols., 1999) para campos pequeños. Desafortunadamente, estos modelos han sido descontinuados por la casa productora. *Este trabajo se encargó de analizar el nuevo modelo, EBT2 de Gafchromic® (lote F0409090) para la caracterización de campos pequeños de SRS.*

### **3.3.1 Proceso radiocrómico**

El efecto radiocrómico involucra la coloración directa de un material sensible mediante la absorción de energía proveniente de radiación, sin requerir un tratamiento químico, óptico o térmico para amplificar el efecto. Posterior a la irradiación, se produce una imagen con diferentes intensidades que representan el patrón de exposición a la radiación.

Este efecto fue primero estudiado por Niepce en 1826. Algunos procesos radiocrómicos involucran una mezcla de polímeros de hidrocarburos no saturados que dejan un patrón de luz dispersa después de la irradiación debido a la formación de enlaces. Otros procesos involucran la fotopolimerización de un tinte que produce color después de la irradiación, basados en la producción de radicales libres en medios orgánicos. Actualmente, las películas radiocrómicas basadas en polidiacetileno son las que se utilizan en aplicaciones médicas.

### **3.3.2 Características de la película EBT2 de Gafchromic®**

La dosis máxima a la que estas películas resultan útiles es de 50 Gy, según el fabricante, escaneando en RGB (rojo-verde-azul, por sus siglas en inglés) y trabajando con el canal azul. Cuando se trabaja con el canal rojo, la saturación de las películas se presenta alrededor de 10 Gy. Por supuesto, la dosis de saturación estará también condicionada por el instrumento de lectura.

La película puede manejarse bajo luz de oficina, pero la exposición a la luz del sol debe evitarse. Las condiciones de almacenamiento de las películas también pueden afectar su respuesta. Se recomienda que se almacenen en un cuarto oscuro y a temperatura ambiente (20°-25° C). Una característica muy útil de estas películas, respecto de las radiográficas, es que son sumergibles; la penetración de agua a la capa activa es menor que un milímetro para inmersiones durante un tiempo menor que 1 h (International Specialty Products, 2009).

Debido al incremento de la OD con el tiempo, que a su vez es dependiente de la dosis, el fabricante recomienda esperar 24 h después de la irradiación para leer la película. Algunos autores (Aldelaijan y cols., 2010) dicen que, para películas sumergidas en agua, lo ideal es esperar 72 horas para que el color se estabilice.

#### ***3.3.2.1 Estructura***

La película EBT2 está compuesta de 5 capas: poliéster (grosor de 50  $\mu\text{m}$ ), capa adhesiva (25  $\mu\text{m}$ ), recubrimiento (5  $\mu\text{m}$ ), capa activa (30  $\mu\text{m}$ ) y sustrato de poliéster (175  $\mu\text{m}$ ). El diagrama de su estructura se muestra en la Figura 3-4, y su composición, número atómico y densidad (por capas) se muestran en la Tabla 3-3 (Sutherland y Rogers, 2010). Algunas imágenes de microscopio óptico donde se distinguen algunas capas se muestran en la Figura 3-5.

Tabla 3-3. Composición de la película EBT2 de Gafchromic® (tomada de Sutherland y Rogers (2010))

Capa	Composición másica (%)								$Z_{\text{efectivo}}$	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )
	C	H	O	N	Li	Cl	K	Br		
<i>EBT</i>										
Activa	57.4	9.4	16.4	13.2	0.8	2.9	...	...	7.05	1.1
Recubrimiento	32.3	6.5	20.5	21.6	2.3	16.8	...	...	9.90	1.2
Poliéster	62.5	4.2	33.3	...	...	...	...	...	6.64	1.35
<i>EBT2</i>										
Activa (lote 020609)	57.8	9.6	27.8	0.2	0.9	1.7	0.6	1.3	9.18	1.2
Activa (lote 031109)	59.7	9.5	26.1	0.2	0.9	2.3	1.3	...	7.44	1.2
Adhesiva	65.6	9.4	24.9	...	...	...	...	...	6.26	1.2
Recubrimiento	47.2	8.8	38.2	...	1.0	4.9	...	...	7.82	1.2
Poliéster	62.5	4.2	33.3	...	...	...	...	...	6.64	1.35
<i>Agua</i>										
Agua	...	11.2	88.8	...	...	...	...	...	7.42	0.998

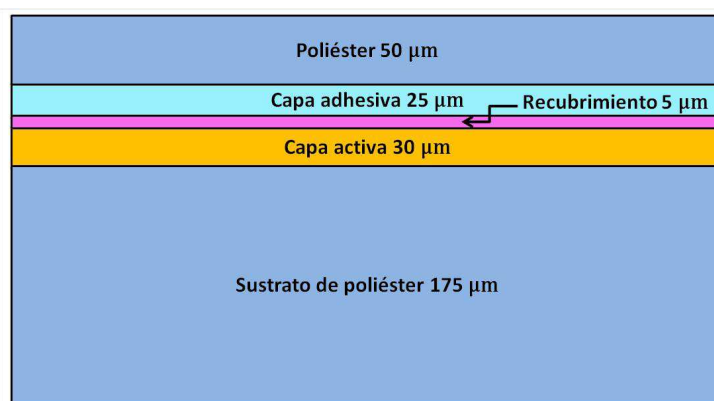


Figura 3-4. Capas de la película EBT2 de Gafchromic® (International Specialty Products, 2009)

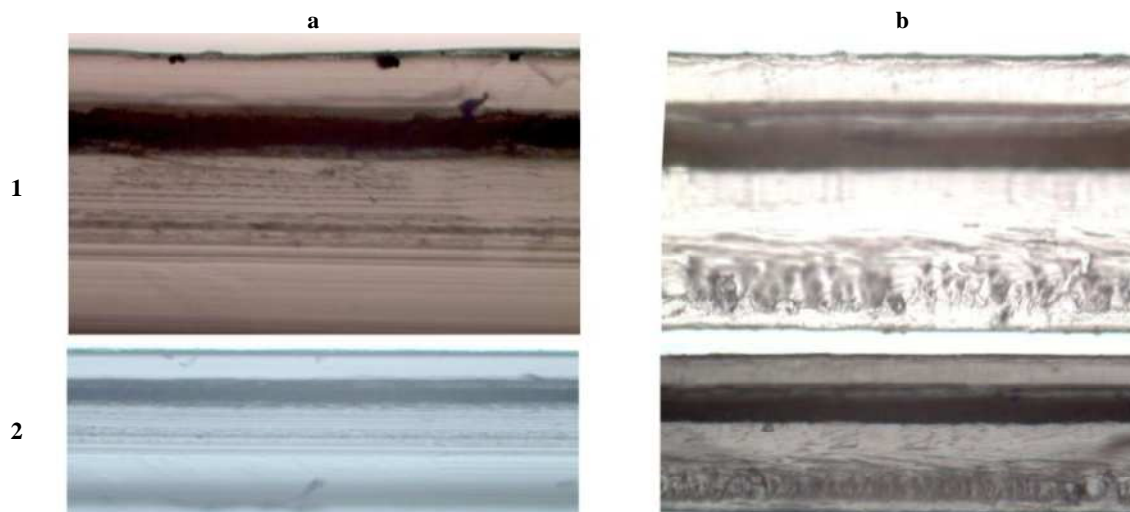


Figura 3-5. Imagen por microscopía óptica de la sección transversal de una película radiocrómica EBT2. *Parte superior:* Imágenes obtenidas con el objetivo de 20x del microscopio, en un corte transversal del fabricante (1a) y en un corte con guillotina (1b). *Parte inferior:* Imágenes del corte del fabricante (2a) y de la guillotina (2b) obtenidas con el objetivo de 10x. A simple vista pueden distinguirse 4 de las 5 capas, que de arriba abajo son: poliéster, capa adhesiva, capa activa y poliéster; el recubrimiento no se distingue. Fotografías tomadas por el Sr. Luis Rendón del Laboratorio de microscopía del IF-UNAM.

La diferencia más evidente de la película EBT2, en relación a su predecesora, la EBT, es que las primeras poseen un tinte amarillo incorporado a la capa activa, el cual es útil para corregir la respuesta de la película por la no-uniformidad en el grosor de la capa activa de la misma. También pueden observarse diferencias en su composición (adición de elementos pesados como K y/o Br), las cuales se abordarán más adelante.

### 3.3.2.2 Lectura

En la Figura 3-6 se muestra el espectro de absorción de la película EBT2. Los picos de absorción a 636 y 585 nm corresponden al material activo, mientras que el pico a 420 nm se debe a la presencia del tinte amarillo. El cociente señal a ruido de la película se incrementa con las lecturas en luz roja.

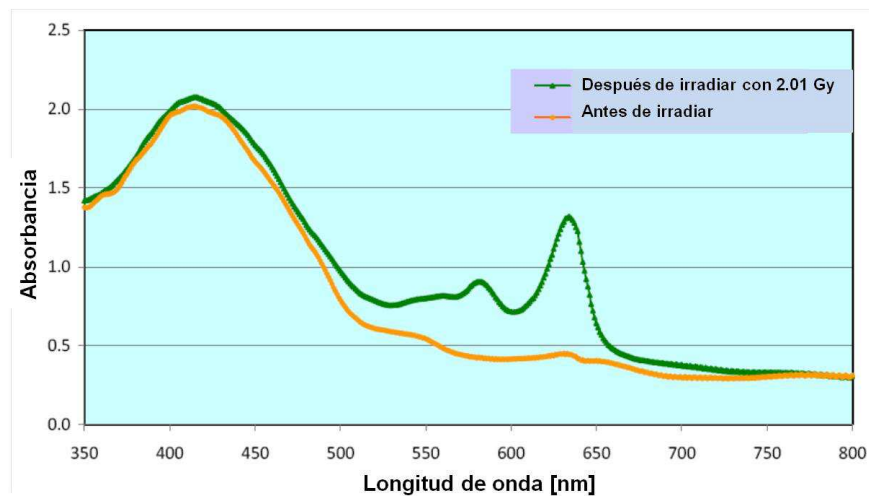


Figura 3-6. Espectro de la película EBT2 antes y después de una exposición. Figura tomada de (International Specialty Products, 2009)

La diferencia en la respuesta de la película al escanearse en orientación “horizontal” o “vertical” es un resultado de la dispersión anisotrópica de la luz que emite el escáner (International Specialty Products, 2009). El componente activo de la película EBT2 tiene forma de partículas alargadas (needle-like) de 1-2  $\mu\text{m}$  de diámetro y 15-25  $\mu\text{m}$  de largo. Dado que las partículas tienden a alinearse con su eje mayor paralelo a la dirección del revestimiento, éstas dispersan la luz de forma distinta en direcciones ortogonales, siendo mayor la respuesta si la película se escanea en dirección vertical (diferencia de hasta 20% en la respuesta con respecto a la orientación horizontal para dosis de 275 cGy) (International Specialty Products, 2009).

### 3.3.2.3 Dependencia con la energía de la radiación

El fabricante advierte que la respuesta de la película EBT2 a fotones de 100 keV y 6 MV puede variar dentro de un 10%, y aconseja a los usuarios llevar a cabo sus propias pruebas debido a que no está completamente validada esa información. La Figura 3-7 obtenida a través de simulaciones MC (Sutherland y Rogers, 2010) evidencia cómo la respuesta de la película EBT2 tiene una fuerte dependencia con la energía de los fotones incidentes debajo de los 100 keV. Además, se pone de manifiesto la gran variabilidad de dicha dependencia entre lotes de películas (con la composición de la Tabla 3-3).

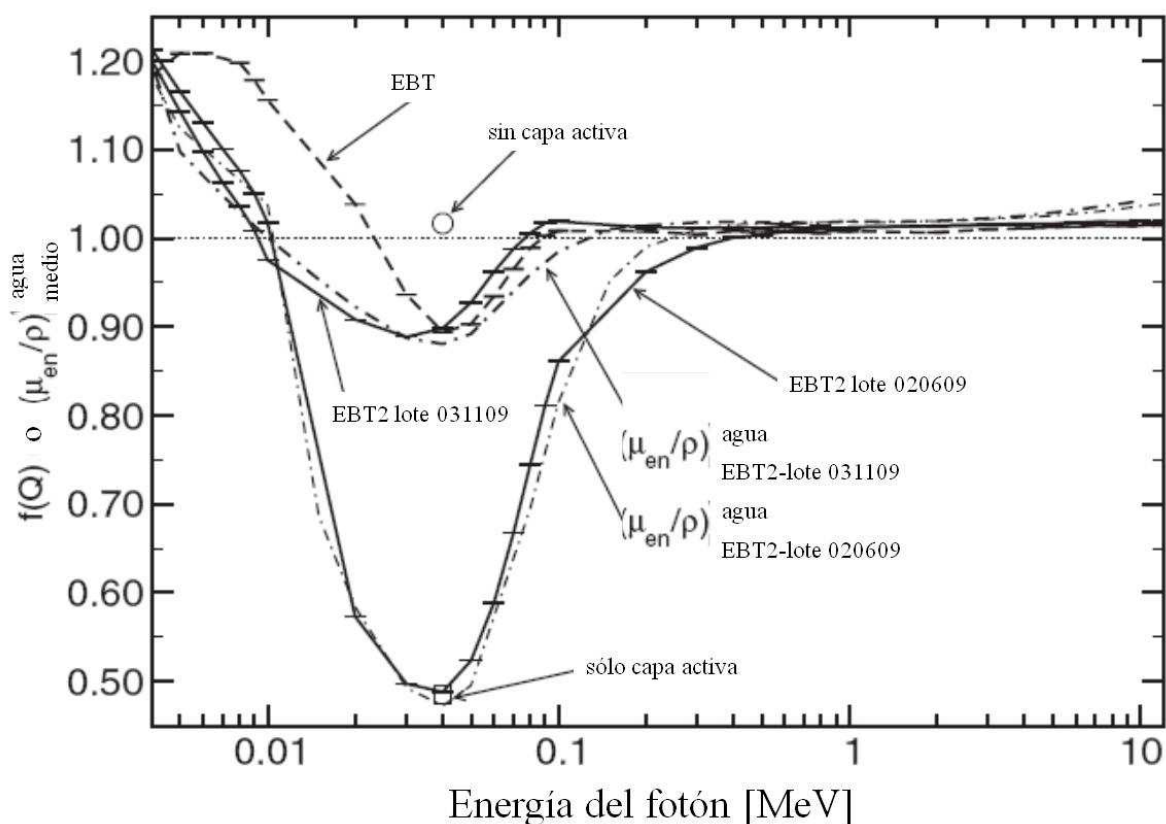


Figura 3-7. Dependencia con la energía de la dosis absorbida de la película EBT y EBT2 de Gafchromic® obtenida con simulaciones MC. Se muestra el cociente de dosis en agua entre dosis en la película  $f(Q)$ , así como los cocientes de los coeficientes másicos de absorción de energía de las capas activas de los lotes de EBT2 (Tabla 3-3) y agua. Gráfica tomada de Sutherland y Rogers (2010).

## 4. Manejo, análisis y evaluación de las películas como dosímetros para la caracterización de campos pequeños

En este capítulo se describe la metodología utilizada para el manejo, análisis, calibración y evaluación del desempeño de las películas, así como para el tratamiento de incertidumbres.

### 4.1 Caracterización del escáner

En este trabajo, la lectura de las películas (netOD) se llevó a cabo utilizando un escáner comercial de documentos de cama plana modelo Perfection V750 Pro (Epson®, USA), en *modo de transmisión*. Previo a su utilización, se caracterizó y evaluó su funcionalidad en lo que respecta a:

- variación de la respuesta en función de la temperatura de la lámpara
- uniformidad espacial
- estabilidad de la respuesta, y
- señal de fondo

En las próximas secciones se describe la forma de evaluar dichos parámetros. Asimismo, se justifica la elección del software de escaneo.

#### 4.1.1 Tiempo de estabilización de la lámpara

El escáner Epson Perfection V750 Pro emplea una lámpara incandescente de espectro continuo. Una vez encendida, dicha lámpara requiere de un tiempo para alcanzar el equilibrio térmico, y con ello, una estabilidad en el espectro de emisión de luz.

Para medir la variación de la respuesta del escáner en función de la temperatura de la lámpara, se obtuvieron digitalizaciones de una película XV2 sin irradiar (revelada, de dimensiones  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ) en el centro de la cama del escáner a intervalos de tiempo regulares (cada 5 min durante 2 h), con 50 ppp y 48-bits a color, con todas las opciones de filtro y post-procesamiento apagadas.



El tiempo de estabilización se consideró aquél a partir del cual ya no cambiara el valor promedio de pixel (PV) en una región de interés (ROI) de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , ni su desviación estándar, analizados desde el software ImageJ v.1.42q (USA). Se encontró que la lámpara se estabiliza aproximadamente a los *20 min después de encendida*, y puede utilizarse aproximadamente por 1 hora de manera continua antes de apreciar variaciones en el PV del 0.002%.

#### 4.1.2 Uniformidad espacial en la respuesta del escáner

Aun cuando la señal de entrada en el escáner sea la misma a lo largo de toda la región útil, la respuesta del escáner puede variar, sobre todo en la dirección del arreglo de los detectores CCD (dispositivos de carga acoplada, por sus siglas en inglés) (Arráns y cols., 2009).

Para determinar la región del escáner que puede ser utilizada minimizando dicho efecto, se puede dividir la cama del escáner con ayuda de una máscara (cuadrícula), y analizar la respuesta cuadro por cuadro. Así pues, la cama del escáner se dividió en regiones de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , y se escaneó un trozo de película radiográfica del mismo tamaño, a 150 ppp y 16 bits en gris. Tras obtener el promedio y la desviación estándar del PV en cada una de las regiones, y normalizarlas respecto al PV de la región central (ver Figura 4-1), se determinó que el escáner es totalmente uniforme (dentro de 0.4%) en la región central, que comprende un área de  $8 \times 12 \text{ cm}^2$ , disminuyendo hasta 1% fuera de dicha región. De este análisis se concluyó emplear sólo la *región de respuesta más uniforme del escáner para leer las películas*.



Figura 4-1. Máscara para dividir la cama del escáner y evaluar la uniformidad espacial de la respuesta.

### 4.1.3 Señal de fondo del escáner

Se refiere a la señal de salida que arroja el escáner en ausencia de señal de entrada. Modificando la metodología sugerida por Devic y cols. (2005), en este trabajo dicha señal se evaluó obstaculizando la luz que llega a los detectores CCD del escáner, ya sea proveniente de la lámpara o del ambiente, y midiendo la respuesta que arroja el escáner en estas condiciones.

Para ello se apagaron las luces de la habitación donde estaba el escáner, y se colocaron en la cama del mismo dos películas empacadas (puede ser cualquier objeto que impida el paso de luz que emite la lámpara) cuidando de no obstruir la ventana de calibración del escáner. Enseguida, se adquirió una digitalización de la cama completa. La magnitud de la señal de fondo se obtuvo con el valor de PV sobre la región central de la cama, que resultó ser de  $613 \pm 63$  (para escaneos a 16 bits). Dicho valor se tomó en cuenta en la determinación de la netOD (ecuación 3-3) y el cálculo de incertidumbres como  $PV_{\text{bckg}} \pm \sigma_{PV_{\text{bckg}}}$ .

### 4.1.4 Estabilidad de la respuesta del escáner

Dada la precisión y la exactitud que se requieren en la dosimetría de campos pequeños, algunos autores (Devic y cols., 2005) sugieren realizar múltiples escaneos, teniendo en mente el efecto de la inestabilidad en la respuesta del escáner.

La magnitud de dicho efecto se obtuvo escaneando 5 veces piezas de película radiocrómica de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  con distintos niveles de densidad óptica (aunque pudo haber sido cualquier otro objeto, sin moverlo de posición entre escaneos consecutivos), y midiendo la desviación estándar entre los PV en una ROI de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  en el centro de cada película digitalizada. Se observó que la varianza del PV promedio es ligeramente menor conforme la netOD crece, pero ésta es siempre menor que 0.1% para una netOD  $\leq 1.84$ . Por lo tanto, en este trabajo, *cada trozo de película que se utilizó fue escaneado 4 veces*, estimando trabajar con una reproducibilidad mejor que 0.1%, valor que se despreció en el tratamiento general de incertidumbres (ver secciones 4.4 y 5.3).

### 4.1.5 Caracterización del software de escaneo

El escáner Perfection V750 Pro puede operarse con tres programas disponibles en el INNN: EPSONScan [Seiko Epson Corp. v3.8.0.1 (USA)], SilverFast [LaserSoft Imaging AG, v.3.1.1, 2010(Alemania)] y VueScan [Hamrick Software (USA)]. Se hizo un análisis con película

previamente irradiada para revisar la estabilidad y nivel de saturación del software. En la Figura 4-2, lo primero que salta a la vista es el comportamiento atípico del programa VueScan, lo cual lo hace inadecuado para dosimetría. Por otro lado, tanto el software SilverFast como el EPSONScan son altamente reproducibles (dentro del 0.1% y 0.2%, respectivamente). Así, cualquiera de estos dos últimos programas puede emplearse para dosimetría, pero, por facilidad de uso, *se utilizó el software SilverFast*. Una ventaja de este software es que facilita automatizar escaneos consecutivos, y al final arroja una imagen promedio.

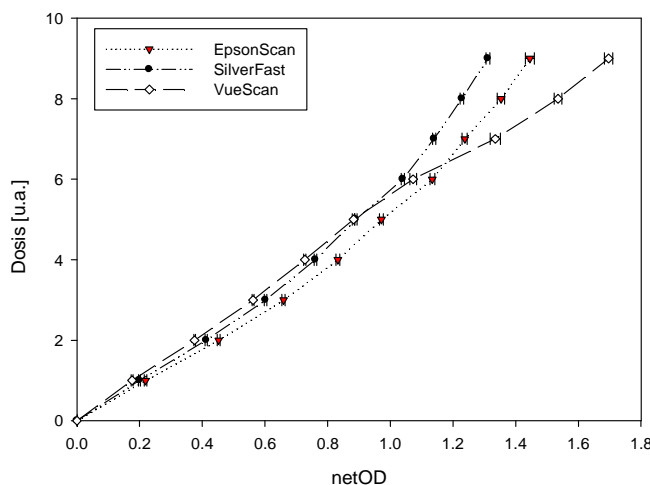


Figura 4-2. Curva de respuesta de una película radiográfica X-Omat de Kodak. Nótese el comportamiento atípico que se obtiene con el software VueScan.

## 4.2 Recomendaciones generales para el manejo y análisis de las películas

Las recomendaciones generales de manejo de las películas, enlistadas en las próximas dos secciones, son congruentes con lo especificado en los reportes del TG-55 (Niroomand-Rad y cols., 1998) y TG-69 (Pai y cols., 2007) de la AAPM para películas radiocrómicas y radiográficas, respectivamente.

### 4.2.1 Películas radiocrómicas EBT2

1. Controlar la temperatura durante la irradiación, lectura y almacenamiento (no mayor que 25°C). Almacenar las películas en un ambiente seco y oscuro y con humedad menor que 50%.
2. Evitar la exposición a luz ultravioleta.

3. Cortar las películas con tijeras.
4. Esperar 24 horas después de cortar las películas, antes de utilizarlas.
5. Si las películas se irradian en seco, esperar por lo menos 24 horas a que se estabilice el color, antes de analizarlas (International Specialty Products, 2009). Si las películas se irradian en agua líquida, esperar 72 horas para garantizar el completo secado, y llevar a cabo cualquier análisis a una distancia del borde mayor que 2 mm (Aldelaijan y cols., 2010).
6. Manejar las películas con cuidado, evitando polvo, huellas digitales, presión o dobleces.
7. Para controlar la reproducibilidad en la lectura de las películas, éstas deben leerse en la misma posición y orientación en la cama del escáner, bajo los mismos parámetros de escaneo. Se recomienda usar una máscara para colocar los trozos de película siempre en la misma región del escáner (la de mayor uniformidad). Dicha máscara (ver Figura 4-3) no estará presente durante la digitalización. Asimismo, conviene escribir números de identificación en las películas para indicar la dirección de la emulsión y registrar el número de lote empleado.
8. Limpiar el escáner de polvo y suciedad. Se recomienda utilizar alcohol isopropílico pues se volatiliza al 99.9%. Dejar calentar la lámpara durante 20 min antes de comenzar los escaneos. No utilizar el escáner de manera continua más de 1 h (ver sección 4.1.1).
9. Usar el software SilverFast, con todas las opciones de post-procesamiento y/o filtros desactivados. Trabajar en modo de transmisión. Promediar 4 escaneos por película. Usar más escaneos sólo deteriora la precisión, debido a la influencia de la luz sobre la película radiocrómica (Arráns y cols., 2009).
10. Emplear una profundidad de 48 bits en RGB (16 bits por canal de color). La profundidad de color no influye en la forma de la curva de calibración ni en las incertidumbres asociadas a los distintos niveles de dosis (Arráns y cols., 2009). Aún así, la mejor resolución de dosis que proporciona el trabajar con una profundidad de color de 16 bits por canal puede ser importante. En el presente trabajo sólo se trabajó con el *canal rojo*, que es el de mayor sensibilidad.
11. Usar una resolución espacial de 300 ppp. Como ya se mencionó, se requiere una alta resolución, pues en la dosimetría de campos pequeños se analizan distribuciones de dosis espacialmente reducidas y con altos gradientes. No obstante, ésta no puede ser infinitamente pequeña, pues debe buscarse un equilibrio entre el incremento en la incertidumbre asociado al aumento del ruido de los píxeles individuales (dispersión en una ROI), y la reducción de la incertidumbre asociada a la disminución de la incertidumbre

estadística (aumento del número de píxeles). La resolución no tiene un efecto importante en la determinación de la curva de calibración, pero sí que lo tiene sobre el ruido de las distribuciones de dosis (Arráns y cols., 2009). Las películas deben escanearse bajo las mismas condiciones en que fue hecha la curva de calibración. Se trabajó con 300 ppp para ser consistentes con el protocolo interno de dosimetría de película del INNN.

12. Guardar las imágenes en formato .TIFF porque este formato preserva la información cruda del escaneo (imágenes sin comprimir, con todas las opciones de post-procesamiento desactivadas).
13. Filtrar las imágenes con un filtro Wiener de  $7 \times 7$  píxeles, el cual ayuda a reducir el ruido en la imagen causado por imperfecciones en la película (Devic y cols., 2005) (disminución del orden de 0.8%), sin alterarse el valor de pixel promedio y preservándose las variaciones sistemáticas en la netOD de la película.

#### **4.2.2 Películas radiográficas**

1. Puntos 1, 2, 6, 7, 8, 9, 11, 12 y 13 de películas radiocrómicas.
2. Emplear una profundidad de 16 bits en gris.
3. Despojar las películas de su empaque protector ayuda a eliminar errores asociados a la presencia de cavidades de aire. Siendo este el caso, conviene emplear una lámpara de seguridad, cuidando que la distancia entre la lámpara y la película sea adecuada (en nuestro caso, 1.2 m según las especificaciones del fabricante).
4. La respuesta de las películas radiográficas no se altera por el corte, como es el caso de películas radiocrómicas. En este trabajo se usó guillotina para cortarlas.
5. La reproducibilidad en la respuesta de las películas depende en gran medida de que éstas se procesen bajo las mismas condiciones de revelado (Cerde Zorrilla, Galván de la Cruz y Lárraga Gutiérrez, 2010).
6. La irradiación de las películas se hace en un maniquí agua-equivalente. No se hizo ninguna corrección respecto a mediciones en un medio de agua, debido a que se siguen las recomendaciones internacionales (Pai y cols., 2007), con el objetivo de poder comparar lo reportado por otros trabajos.

### 4.3 Calibración de las películas

Las películas son dosímetros relativos, lo cual implica ser calibradas en un campo de radiación conocido con alta precisión y exactitud. En el caso de las películas radiocrómicas, se recomienda calibrar cada lote (Devic, 2011); en el caso de radiográficas, calibrar en la misma película en la que se lleva a cabo la medición (Yeo y Kim, 2004).

#### 4.3.1 Dosimetría absoluta del linac Novalis del INNN

Para ajustar el rendimiento del linac Novalis de 6 MV del INNN de tal manera que se obtenga 1 cGy/UM ( $\pm 1.3\%$  a un nivel de  $1\sigma^{(10)}$ ) a la profundidad de 5 cm en agua en técnica isocéntrica con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , se siguen los lineamientos del documento TRS-398 de la IAEA (Andreo y cols., 2000), empleando una cámara de ionización tipo Farmer® (TN-31013, PTW-Freiburg, Alemania). El certificado de calibración de dicha cámara es trazable a un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica de la red IAEA/WHO (PTW-Freiburg, Alemania).

De acuerdo con la última auditoría postal de calidad en dosis de la IAEA/WHO (PAHO) TLD con número de referencia 326-E2.20, la dosimetría absoluta del linac Novalis del INNN se encuentra dentro del límite de aceptación de la IAEA ( $< 5\%$ ), y debajo de la incertidumbre de los TLD empleados ( $1\sigma = 1.8\%$ ). La incertidumbre en la dosis impartida debido a fluctuaciones aleatorias en la salida del linac es función de la dosis (o bien, de las UM), y se toma en cuenta en el cálculo general de incertidumbres, como se verá más adelante.

#### 4.3.2 Películas radiocrómicas

##### Materiales y equipo:

- Maniquí de escaneo automático marca PTW-Freiburg modelo MP3-XS, con resolución nominal de 0.1 mm en desplazamiento
- Película EBT2 de ISP-Gafchromic®
- Soporte de acrílico en forma de marco, con hueco de  $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$
- Escáner de documentos de cama plana marca Epson modelo Perfection V750 Pro
- Nivel, tijeras, cinta de aislar

---

<sup>10</sup> Tomando en cuenta las fuentes de incertidumbre mencionadas en el Cuadro 15 de la referencia (Andreo y cols., 2000).

### **Método:**

Se cortaron trozos de película de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , y se formaron grupos de 3 películas provenientes de distintas hojas en el lote (etiquetándolas como a, b y c). Cada grupo fue irradiado a una misma dosis. Las películas permanecieron siempre protegidas de la luz de oficina y la iluminación en el búnker fue siempre mantenida lo más tenue posible. Las películas fueron escaneadas *antes* y *después* de la irradiación. Los parámetros y consideraciones que se tuvieron en cuenta para el análisis de las películas fueron los enlistados en la sección 4.2.1.

Para tener control sobre la profundidad de irradiación, se montó un soporte de películas de acrílico<sup>11</sup> (ver Figura 4-3) sobre el riel del maniquí de escaneo automático. Cada película se fijó al marco de acrílico usando cinta de aislar, la cual es fácil de remover. Al momento de sumergir la película, se tuvo cuidado de no dejar burbujas de aire debajo de la misma. La irradiación se llevó a cabo en agua líquida y las películas nunca permanecieron sumergidas más de 10 min.

Cada película se irradió en el centro de un campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , bajo técnica isocéntrica (SAD = 100 cm) y a 5 cm de profundidad. La dosis que entregaba el campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  se estimó a través de un OF=0.96, el cual se midió usando una cámara de ionización tipo Semiflex® (TN-31010, PTW-Freiburg, Alemania). Para determinar la perturbación del haz de radiación debida a la introducción del marco de acrílico (con orificio de  $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$ ) en un maniquí de agua líquida, para campos de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , se hicieron mediciones de la carga colectada en una cámara de ionización Semiflex en ausencia y en presencia de dicho marco (corregidas por presión y temperatura). La configuración experimental fue bajo técnica isocéntrica, a 5 cm de profundidad, con la cámara colocada en el centro del orificio, a su vez alineado con el centro del campo radiación. La diferencia entre las lecturas con y sin marco resultó estar por debajo de la magnitud de las barras de incertidumbre experimental (que ascienden a 0.2%).

Antes de comenzar las mediciones, se niveló el maniquí sólo una vez, y no se volvió a modificar la posición del mismo durante el resto del experimento. El número de puntos empleados en la curva de calibración fue de 16, atendiendo a las recomendaciones de Bouchard y cols. (2009), de emplear al menos 12 puntos. Las dosis de exposición fueron: 0, 38.35, 76.48, 114.68, 152.87, 191.81, 230.22, 268.27, 306.33, 344.44, 382.71, 420.94, 458.54, 496.45, 534.29 y 572.28 cGy. La tasa de UM empleada en todas las mediciones con película y cámara de ionización de esta tesis fue de 480 UM/min.

---

<sup>11</sup> Otros diseños de soportes de películas se encuentran en los trabajos de García-Garduño y cols. (2007), (2008) y Soares (Soares, 2009).

Se desarrolló una subrutina de Matlab<sup>12</sup> (v.7.6.0.324, R2008a, USA) que procesa las películas, construye la curva de calibración y arroja los parámetros de un ajuste cuyo modelo analítico sea seleccionado por el usuario. Dicha subrutina calcula la netOD de cada película en base al PV promedio en una región de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  en el centro de la película (Bouchard y cols., 2009), y determina la incertidumbre de cada punto experimental en base al tratamiento de la Sección 4.4.1.

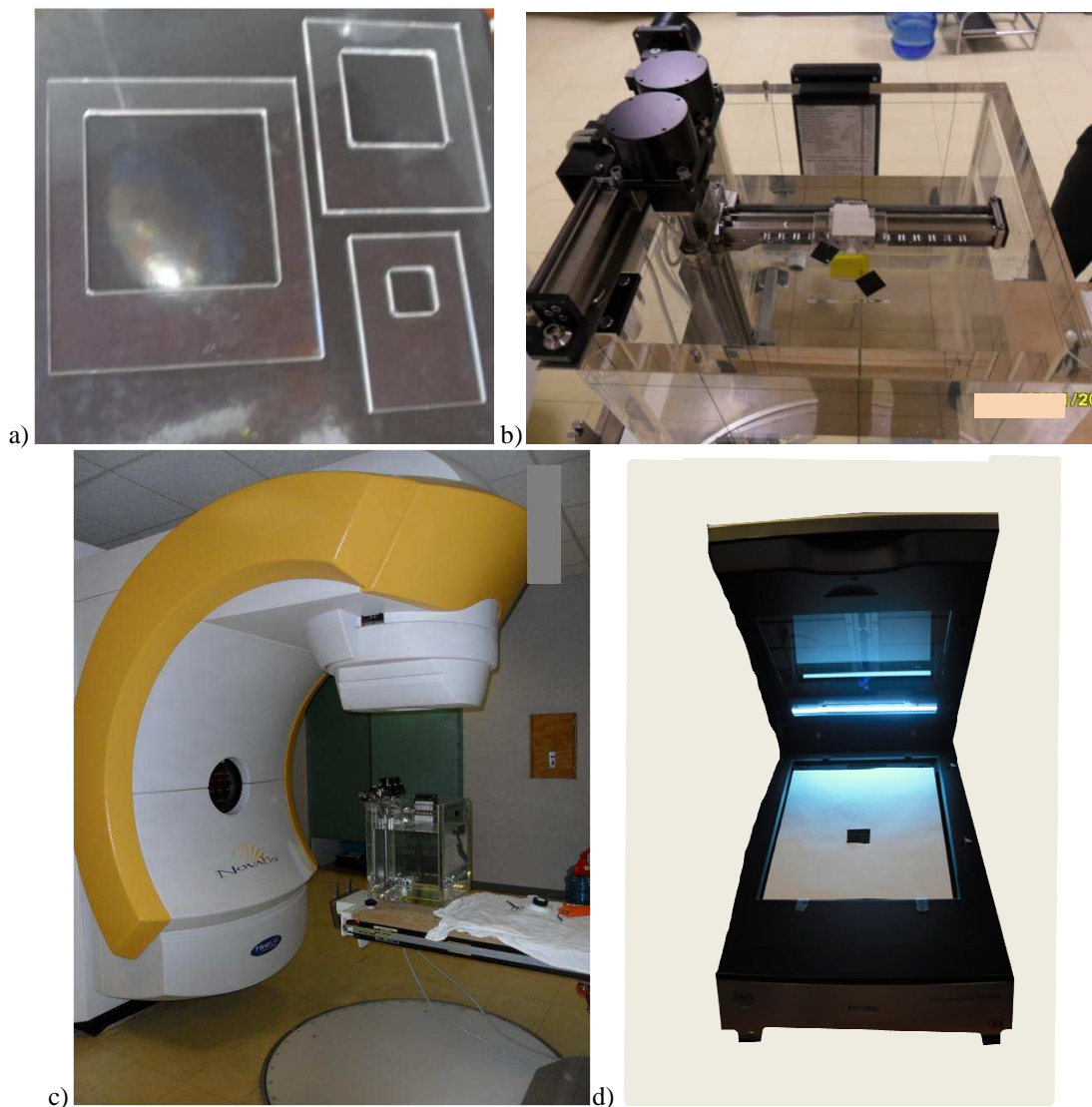


Figura 4-3. a) Foto de los soportes de acrílico para diversos tamaños de película, que consisten en marcos con orificios de  $2.5 \times 2.5$ ,  $6 \times 6$  y  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Los soportes de acrílico tienen 0.5 cm de espesor, y se mandaron a hacer en la casa comercial Acrimundo, S.A. de C.V., en la ciudad de México. b) Soporte montado en el maniquí de escaneo automático. c) Montaje experimental de irradiación. d) Máscara de papel para el posicionamiento de las películas radiocrómicas.

<sup>12</sup> Para ésta y otras subrutinas, dar seguimiento al proyecto “*rFilmQA*” de software libre del M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez, pues los códigos estarán disponibles al público en línea a través de GoogleCode.



**Resultados:**

La Figura 4-4 muestra los puntos experimentales obtenidos durante la calibración de la película EBT2 junto con el ajuste analítico sugerido por Devic y cols. (2005), cuya forma y parámetros se incluyen en la ecuación 4-1.

$$D(\text{netOD}) = a \cdot \text{netOD} + b \cdot (\text{netOD})^n \quad 4-1$$

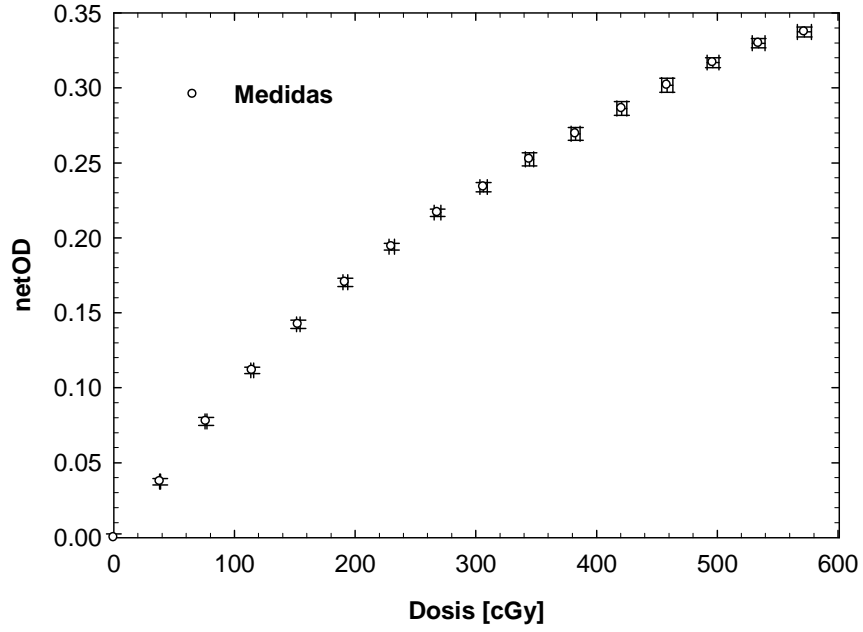
donde

$$a = 943.57$$

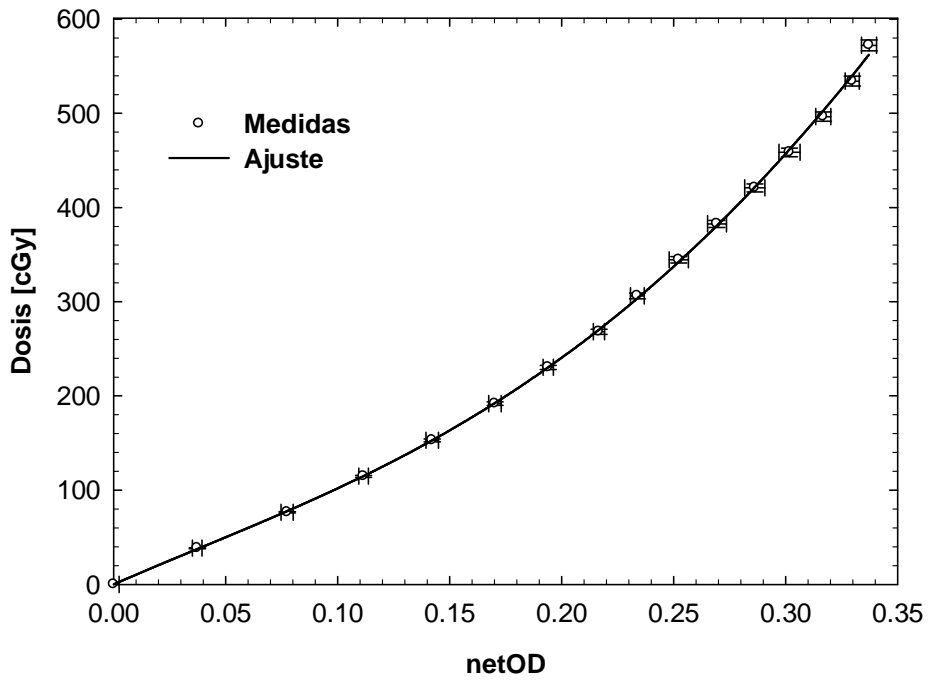
$$b = 6005.09$$

$$n = 2.95$$

Si bien se analizaron otros tipos de ajuste como exponenciales, polinomios y potencias de logaritmos de la netOD, la ecuación 4-1 se supone mejor comportada debido a que arroja el menor parámetro  $\chi^2$  (0.12 cGy) y las incertidumbres son menores (ver sección 5.3).



a)



b)

Figura 4-4. Curvas de respuesta para el lote F04090901 de película EBT2. a) Curva sensitométrica y b) curva de calibración. Las barras de incertidumbre en el eje de dosis son de 1.3%.

### 4.3.3 Películas radiográficas: calibración y medición conjuntas

#### Materiales y equipo:

- Maniquí de placas de agua sólida de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ , modelo Plastic Water® (CIRS, Inc., USA). Se agradece al M. en C. Miguel Rodríguez Ponce, y al Instituto Nacional de Cancerología, por el préstamo de este maniquí.
- Lámpara LED de seguridad para cuarto oscuro Kodak®, (Carestream Health, Inc., UK), número de serie 852644
- Películas X-Omat V de Kodak®, de dimensiones  $25.4 \times 30.5 \text{ cm}^2$
- Películas EDR2 de Kodak®, de dimensiones  $25.4 \times 30.5 \text{ cm}^2$
- Reveladora automática de placas radiográficas marca Kodak® modelo M6AW (número de serie 5651)
- Escáner de documentos de cama plana marca Epson modelo Perfection V750 Pro (Pai y cols., 2007), (Yeo y Kim, 2004)
- Nivel, bolsas negras de plástico, guillotina, caja sellada contra luz

#### Métodos:

La película se manejó prácticamente en la oscuridad dentro del búnker del acelerador, teniendo como iluminación sólo la lámpara LED de seguridad para cuarto oscuro. Para minimizar la exposición a la luz, se cubrieron todas aquellas fuentes de luz dispersa y directa dentro del búnker, entre las cuales se encontraban: las luces monitor, la pantalla de consola, y las luces de la mesa de tratamiento.

Para la irradiación se empleó el maniquí nivelado de placas de agua sólida. En este sentido, el tratamiento difiere del seguido con las películas radiocrómicas, debido a que, en el lugar donde se realizó este estudio, no se cuenta con la infraestructura adecuada para hacer las medidas en agua líquida<sup>13</sup>.

Se procuró que el intervalo de dosis en que se realizó la calibración abarcara la totalidad del intervalo dinámico de la película. El procedimiento empleado para la calibración consistió en realizar la irradiación a distintos niveles de dosis en una sola película con diferentes zonas de irradiación. Para ello se empleó una *plantilla de calibración rápida* bien caracterizada en cuanto a

---

<sup>13</sup>Una referencia de medidas con XV2 en agua líquida es la de Van Battum y Heijmen (Van Battum y Heijmen, 1995).

contribuciones de radiación dispersa por cuadro de dosis (ver Apéndice 9.2), y generada con un patrón de intensidad modulada empleando el  $m_3$ -mMLC (ver Figura 4-6 y Figura 9-10). Cabe recalcar que *la película se calibró en las mismas condiciones en que se llevaron a cabo las mediciones* (ver Figura 4-5) por dos razones:

1. Los efectos de inestabilidad de la reveladora se minimizan al revelar al mismo tiempo las películas usadas en la calibración y en la medida (Yeo y Kim, 2004). La optimización de esta metodología fue desarrollada por la Fís. Mariana Cerda Zorrilla, de la Facultad Ciencias de la UNAM (Cerda Zorrilla, Galván de la Cruz y Lárraga Gutiérrez, 2010).
2. Es necesario calibrar siempre a la profundidad de interés.

Justo antes de irradiar las películas *sin su papel protector*, éstas se cortaron *in situ* por la mitad empleando una guillotina. Lo anterior como una medida para economizar material, y de tal manera que en la mitad de la película cupieran tanto la plantilla de calibración rápida, como la irradiación con un cono, procurando que la contribución de radiación dispersa de un campo afectara lo menos posible al otro.

Las dosis máximas empleadas para las curvas de calibración estuvieron siempre entre 68 y 83 cGy para el modelo de XV2, y entre 294 y 347 cGy para la EDR2 (dependiendo de la profundidad de calibración). Asimismo, las dosis mínimas empleadas para las curvas de calibración estuvieron siempre entre 7 y 8 cGy para el modelo de XV2, y entre 36 y 43 cGy para la EDR2.

Al finalizar la irradiación (o bien, antes de ésta en el caso de la mitad restante de película radiográfica), las películas se almacenaron nuevamente en su papel de seguridad, y fueron colocadas en una bolsa negra de plástico. Dicha bolsa a su vez se introdujo en una caja sellada a la luz, para facilitar su transporte al cuarto de revelado (el cual depende del Departamento de Neuroimagen del INNN) el mismo día de la irradiación. Se dejó calentar la máquina reveladora introduciendo películas sin irradiar hasta que éstas salieran completamente secas (4 ó 5 min). Al cumplirse ese tiempo, las películas se introdujeron en la bandeja de alimentación de la reveladora, una después de otra.

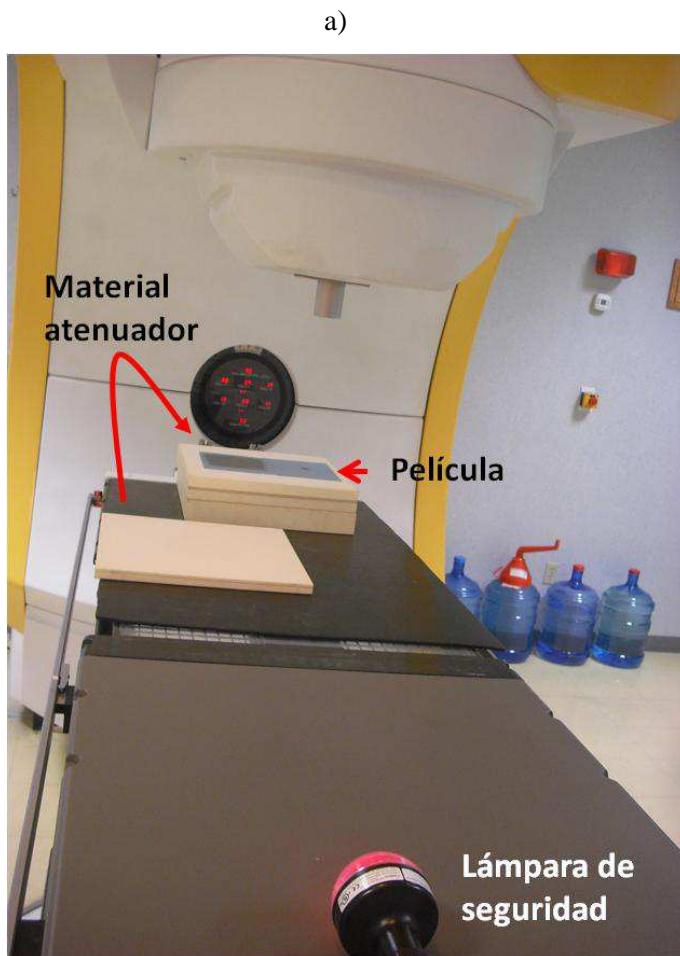


Figura 4-5. a) Montaje experimental para realizar la calibración de las películas radiográficas y la medición conjunta de parámetros dosimétricos (i.e., plantilla de calibración más irradiación con cono en la misma película). Se apagan las luces en el búnker y se trabaja con la lámpara de seguridad. b) La película cortada antes de irradiarse se coloca en el isocentro, y se agrega el grosor de agua sólida que demande la medición (por ejemplo 1.5 cm para OF). c) La película irradiada contiene el patrón de intensidad modulada de la calibración (cuadrado) y la medida (círculo).

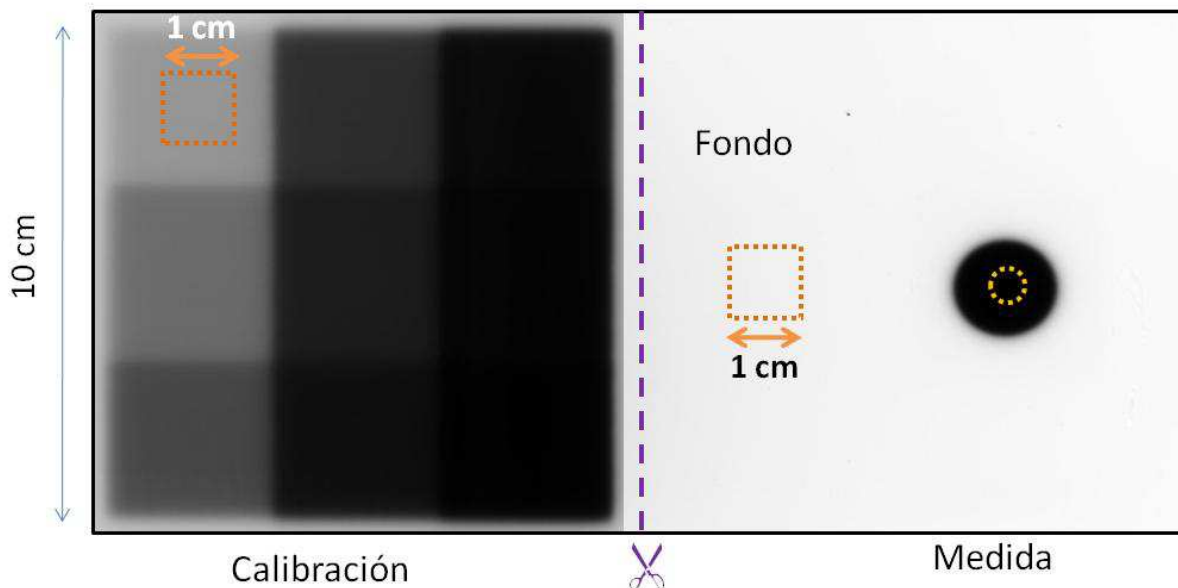


Figura 4-6. Forma de irradiar las películas radiográficas: calibración conjunta con medida. Se muestran las dimensiones de las ROI empleadas para determinar la netOD. La línea punteada indica la dirección en que se cortó la película para ser escaneada (en una mitad la calibración y en la otra mitad la medida), debido a que la película completa no cabía en la cama del escáner.

En cuanto a la digitalización, dado que las dimensiones de las mitades de película no permitían una correcta colocación en la cama del escáner, éstas se cortaron nuevamente, de manera que la plantilla de calibración quedase en una pieza, y el fondo y la medida en otra pieza (ver Figura 4-6). Los parámetros y consideraciones que se tuvieron en cuenta al digitalizar ambas piezas fueron los enlistados en la sección 4.2.2.

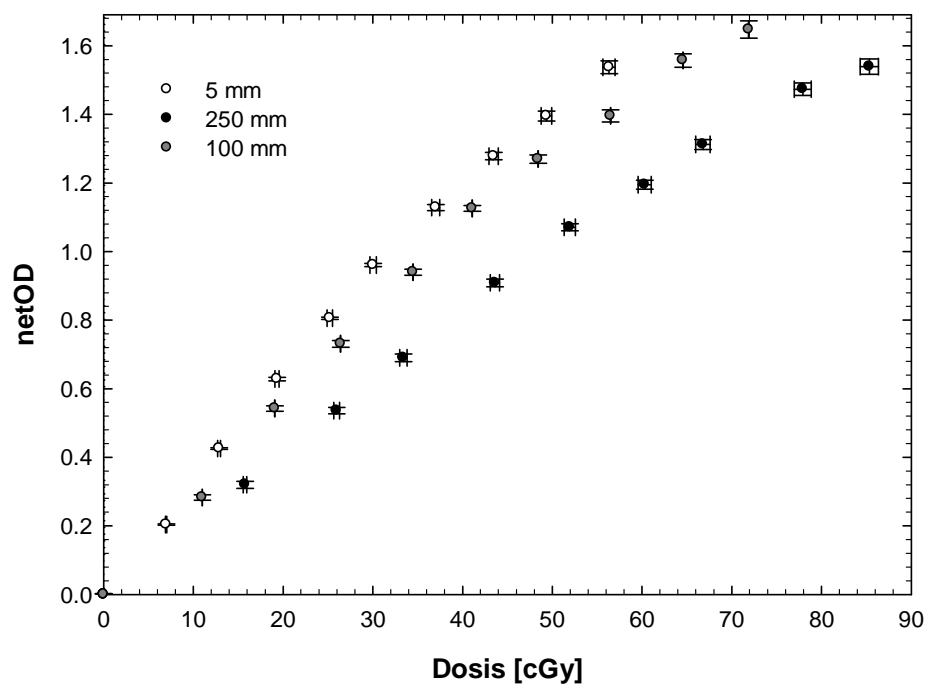
Para obtener la netOD de cada uno de los 9 cuadros de la plantilla de calibración se emplearon ROI de las dimensiones marcadas en la Figura 4-6. Empleando el software ImageJ para determinar el PV promedio y la desviación estándar del mismo. La lectura del fondo (común tanto para medida como para calibración) se tomó en una región entre ambos campos de radiación.

### **Resultados:**

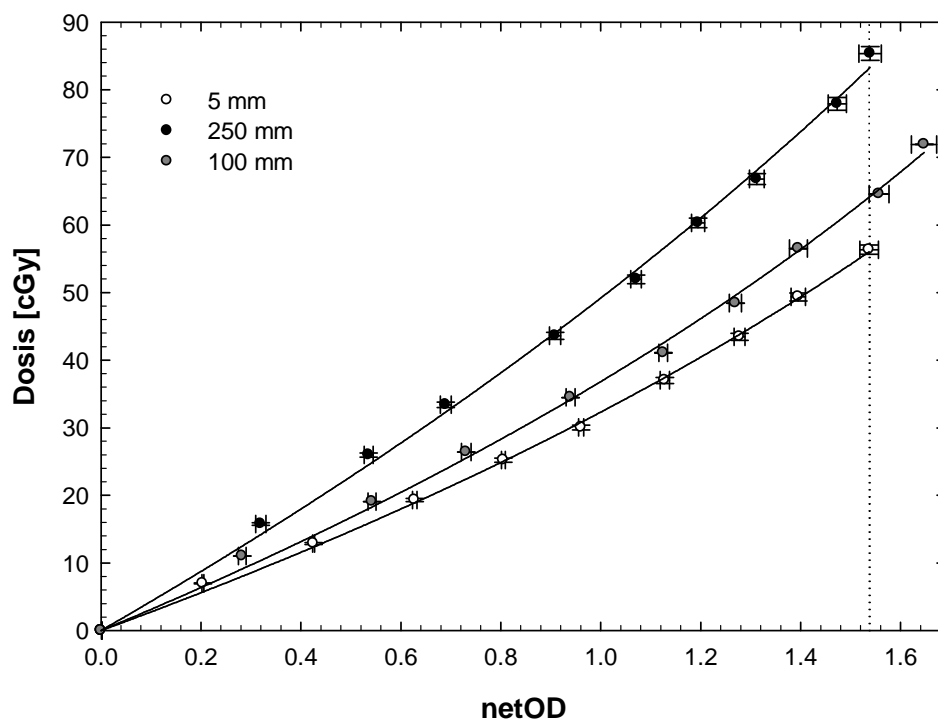
La Figura 4-7 muestra tres ejemplos de curvas de calibración de la película XV2, para diferentes profundidades en agua. Los ajustes obedecen la forma de la función inversa de la curva sensitométrica:

$$D(OD) = -a_1 \ln(1 - OD/b) \quad 4-2$$

El parámetro  $\chi^2$  del ajuste siempre estuvo debajo de 0.42 cGy para todas las películas.



a)



b)

Figura 4-7. Curvas de respuesta para la película XV2 para diferentes profundidades en agua. a) Curva sensitométrica y b) curva de calibración. Se utilizaron 60, 89 y 202 UM al irradiar la plantilla de calibración de las profundidades de 5, 100 y 250 mm, respectivamente, lo cual se traduce en una dosis máxima de 56.3, 71.9 y 85.3 cGy.

Cabe destacar dos aspectos importantes:

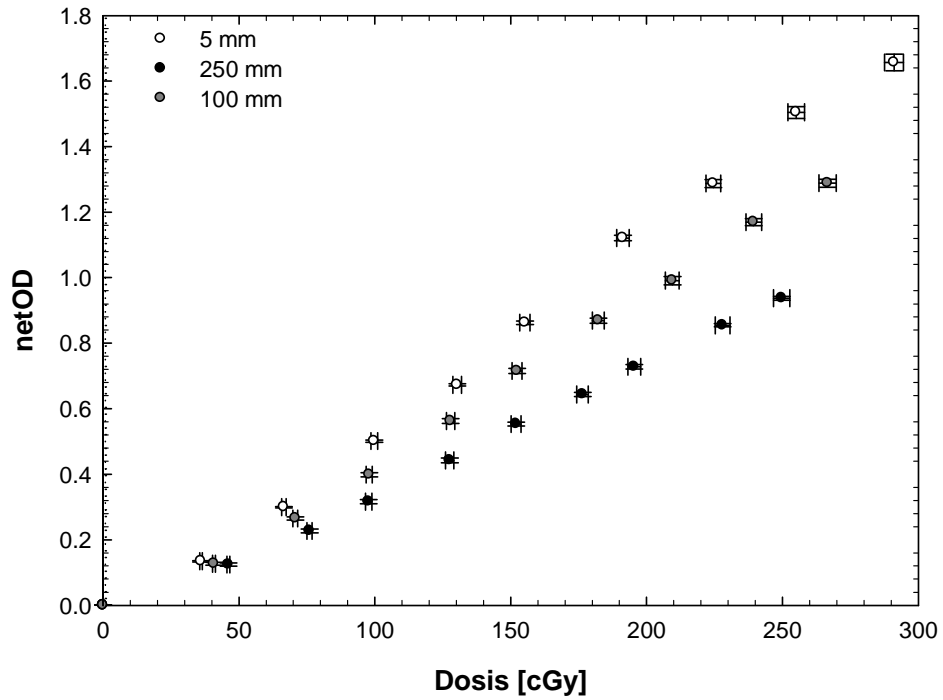
- Fijando la netOD, la variación en la dosis en películas irradiadas a la misma profundidad es en promedio 3.5%.
- Fijando la netOD, la variación en dosis en películas irradiadas a diferentes profundidades puede ser importante. Como se aprecia en la gráfica, por ejemplo, para una netOD = 1.53, la dosis a la profundidad de 5 mm puede diferir de la dosis medida a 250 mm por 26.8 cGy (56.33 vs 83.15 cGy).

La Figura 4-8 muestra tres ejemplos de curvas de calibración de la película EDR2, para diferentes profundidades en agua. Los ajustes obedecen la forma siguiente:

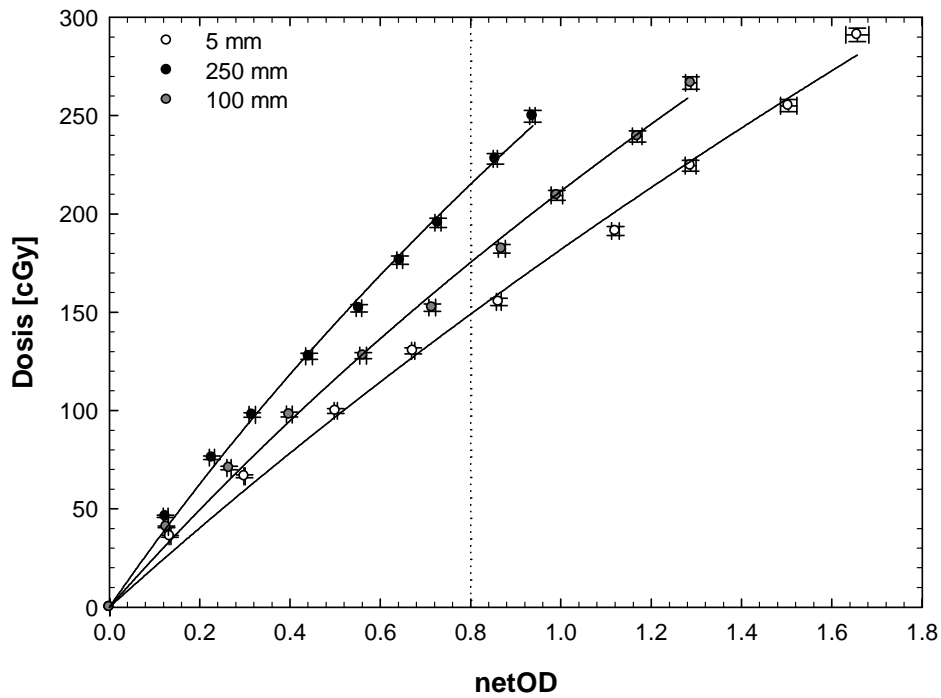
$$D(OD) = -a_1 \ln(1 - OD/b) - a_2 [\ln(1 - OD/b)]^2 \quad 4-3$$

El parámetro  $\chi^2$  del ajuste siempre estuvo debajo de 4.88 cGy para todas las películas.





a)



b)

Figura 4-8. Curvas de respuesta para la película EDR2 para diferentes profundidades en agua. a) Curva sensitométrica y b) curva de calibración. Se utilizaron 310, 330 y 591 UM al irradiar la plantilla de calibración de las profundidades de 5, 100 y 250 mm, respectivamente, lo cual se traduce en una dosis máxima de 291.0, 266.0 y 249.7 cGy.

Al igual que con la película XV2, cabe destacar dos aspectos importantes:

- Fijando la netOD, la variación en dosis en películas irradiadas a la misma profundidad es en promedio de 3.6%.
- Fijando la netOD, la variación en dosis en películas irradiadas a diferentes profundidades puede ser importante. Como se aprecia en la gráfica, por ejemplo, para una netOD = 0.80, la dosis a la profundidad de 5 mm puede diferir de la dosis medida a 250 mm por 66 cGy (149 vs 215 cGy).

Habiéndose obtenido la curva de calibración de la película radiográfica, es posible determinar una dosis desconocida en el patrón de irradiación del cono a través de la netOD medida con la ayuda del software ImageJ.

## 4.4 Tratamiento de incertidumbres en las curvas de calibración

Todo el tratamiento de incertidumbres en el presente trabajo se llevó a cabo a nivel de  $1\sigma$ , tomando en cuenta las sugerencias hechas por (Devic y cols., 2005), (Saur y Frengen, 2008), (Bouchard y cols., 2009) y (Mitch y cols., 2009) para el análisis. La clasificación de los diversos términos que componen las incertidumbres, mencionados en las secciones 4.4.1, 4.4.2, 5.3.1.1, 5.3.1.2, y 5.3.1.3, se muestra en la Tabla 9-8 del Apéndice 9.3.

### 4.4.1 Películas radiocrómicas

Cada netOD en la Figura 4-4 se calculó como un promedio ponderado de tres medidas de (netOD<sub>i</sub>) mediante la siguiente expresión (tomada de Devic y cols. (2005)):

$$netOD(D_j) = \frac{\sum_{i=1}^n (netOD_i(D_j) / \sigma_{netOD,i}^2(D_j))}{\sum_{i=1}^n \sigma_{netOD,i}^{-2}(D_j)}$$

con las barras de incertidumbre obtenidas a través de la siguiente expresión (adaptada de Saur y Frengen (2008)):

$$\sigma_{netOD} = \sigma_{film-film}^2 + \sigma_{ROI}^2$$

donde  $\sigma_{film-film}^2$  es la varianza entre las netOD<sub>i</sub> y  $\sigma_{ROI}^2$  adopta la siguiente forma ponderada:

$$\sigma_{ROI}^2 = \sum_{i=1}^n \sigma_{netOD,i}^{-2}(D_j)$$

Ahora bien, para obtener la incertidumbre en cada netOD<sub>i</sub>, se toma la ecuación 3-3 y se hace la propagación de incertidumbres correspondiente, resultando:

$$\sigma_{netOD,i} = \frac{1}{Ln10} \sqrt{\frac{\sigma_{PV,i}^2 + \sigma_{PV_{bckg}}^2}{(PV_i - PV_{bckg})^2} + \frac{\sigma_{PV_{0,i}}^2 + \sigma_{PV_{bckg}}^2}{(PV_{0,i} - PV_{bckg})^2}} \quad 4-4$$

donde  $\sigma_{PV_{0,i}}$  y  $\sigma_{PV_i}$  son las desviaciones estándar del PV que se leen en los histogramas de la ROI de 1×1 cm<sup>2</sup> en el centro de cada trozo de película antes y después de ser irradiado, respectivamente.

La forma de obtener la incertidumbre en la dosis fue a través de la incertidumbre total en el rendimiento del equipo:

$$\sigma_D = \sqrt{\sigma_{cal}^2 + \sigma_{linac}^2}$$

donde:

- $\sigma_{cal}$  es la incertidumbre en la calibración absoluta del equipo (1.3%)
- $\sigma_{linac}$  está asociada con la inestabilidad en la salida del linac, siendo función de las UM empleadas, pero siempre menor que 0.40 cGy (ver Figura 9-12 del Apéndice 9.4)

#### 4.4.2 Películas radiográficas

En el caso de películas radiográficas, dado que la curva de calibración es individual a cada trozo de película, la incertidumbre en la netOD viene dada por la ecuación 4-4, siendo  $\sigma_{PV}$  simplemente la desviación estándar del PV promedio que se lee en la ROI de 1×1 cm<sup>2</sup> en cada cuadro de la plantilla de calibración.

La incertidumbre en la dosis se obtuvo con la siguiente expresión:

$$\sigma_D = \sqrt{\sigma_{cal}^2 + \sigma_{linac}^2 + \sigma_{TMR}^2 + \sigma_{fd}^2}$$

donde:

- $\sigma_{cal}$  y  $\sigma_{linac}$  representan lo mismo que en la sección 4.4.1
- $\sigma_{TMR}$  es la incertidumbre del TMR a la profundidad de calibración
- $\sigma_{fd}$  es la incertidumbre del factor  $f_d$  (ver Apéndice 9.3)

## 4.5 Evaluación del desempeño de las películas

Para llevar a cabo la intercomparación cuantitativa de las películas, y evaluar su desempeño en la medición de OF, TMR y OAR, se empleó el SFD como pivote. Los detalles a considerarse durante la evaluación se abordan en las secciones siguientes. Por otro lado, la evaluación de las películas también comprendió un análisis de los costos y la facilidad de uso.

### 4.5.1 Evaluación de los OF

- Se calculó la resta directa<sup>14</sup> entre el OF (definido en la sección 2.1) medido con el diodo SFD y con cada modelo de película, multiplicada por 100:

$$(OF_{SFD} - OF_{película}) \times 100$$

### 4.5.2 Evaluación de los TMR

- Al igual que con los OF, se calculó la resta directa entre el TMR medido con el diodo SFD y con cada modelo de película, multiplicada por 100:

$$(TMR_{SFD} - TMR_{película}) \times 100$$

### 4.5.3 Evaluación de los OAR

- Se calculó la diferencia porcentual entre la penumbra 90-10% determinada a partir de los OAR medidos con cada modelo de película y el diodo SFD. Se llevó a cabo el mismo análisis para la penumbra 80-20% y el FWHM.
- Asimismo, los OAR obtenidos con cada tipo de película se compararon con los OAR medidos con SFD a través del *índice gamma*.

---

<sup>14</sup> Se calculan diferencias directas debido a que se busca medir el *impacto* de la dosimetría relativa en la dosis absoluta. En otras palabras, se busca la diferencia (relativa a la dosis que se impartiría bajo las condiciones de calibración del equipo) que se tendría si en vez de usar SFD para llevar a cabo la dosimetría relativa, se utilizara película.

Véase como  $(OF_{SFD} - OF_{película}) \times 100\% / OF(10 \times 10 \text{ cm}^2)$  y  $(TMR_{SFD} - TMR_{película}) \times 100\% / TMR(5 \text{ cm})$ , donde  $OF(10 \times 10 \text{ cm}^2) = 1$  y  $TMR(5 \text{ cm}) = 1$ .

El índice gamma es una herramienta para la comparación de distribuciones de dosis, y su definición se puede consultar en la referencia (Chen y cols., 2009).

Sea  $\{D_{ref}(r)\}$  una distribución de dosis de referencia, y sea  $\{D_{test}(r)\}$  una distribución de dosis de prueba. Para cada punto en la distribución de prueba, el índice gamma  $\gamma_{D_{ref},D_{test}}$  define una “*distancia*” relativa a la distribución de referencia:

$$\gamma_{D_{ref},D_{test}}(r_{test}) = \min_{r_{ref}} \sqrt{\left(\frac{r_{test} - r_{ref}}{\Delta\delta}\right)^2 + \left(\frac{D(r_{test}) - D(r_{ref})}{\Delta D}\right)^2}$$

donde  $r_{test}$  y  $r_{ref}$  son las posiciones en las distribuciones de prueba y de referencia a comparar, y  $\Delta\delta$  y  $\Delta D$  son factores de normalización para la posición y la dosis, respectivamente. Los factores de normalización pueden verse como factores de peso para la diferencia en dosis y la diferencia en posición, y debieran ser proporcionales a las incertidumbres de la medición. La calidad de la distribución de dosis de prueba se considera aceptable si al menos el 95% de los puntos comparados cumplen que  $\gamma_{D_{ref},D_{test}}(r_{test}) < 1$ .

Para su análisis a través del índice gamma, en este trabajo, los OAR se dividieron en tres regiones: región homogénea (100-90% de la dosis en eje central), región de gradiente (90-10% de la dosis en eje central) y región de penumbra (10-2% de la dosis en eje central). Para cada región, los parámetros  $\Delta\delta$  y  $\Delta D$  se muestran en la Tabla 4-1, basada en el TRS-430 de la IAEA (IAEA, 2004).

Tabla 4-1. Zonas de OAR y tolerancias en dosis y distancia para realizar el análisis del índice gamma.

Región	$\Delta\delta$	$\Delta D$
Homogénea [100-90% de la dosis en el eje central]	1 mm	2%
Gradiente [90-10% de la dosis en el eje central]	2 mm	10%
Penumbra [10-2% de la dosis en el eje central]	2 mm	30%

# 5. Medición de los parámetros de campos pequeños

En este capítulo se abordan detalles sobre la medición de OF, TMR y OAR con las películas. Asimismo, se muestran los resultados de la medición de dichos parámetros, dejando su evaluación para el Capítulo 6.

## 5.1 Usando película radiocrómica

### 5.1.1 Medición de OF

#### Materiales y equipo:

- Colimadores cónicos para SRS, los cuales producen campos de 4, 6, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5 y 20 mm de diámetro
- *Los demás utilizados para la calibración de las películas (sección 4.3.2)*

#### Método:

Se emplearon 3 trozos de película de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  para la obtención del OF de cada colimador cónico. Todas se escanearon antes de irradiarse con los parámetros especificados en la sección 4.2.1.

Cada película se irradió alineada perpendicularmente con el centro del campo producido por el colimador del cual se iba a determinar el OF, bajo la geometría especificada en la sección 2.1. Adicionalmente, se irradiaron 3 trozos de película del mismo tamaño en el centro de un campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Siempre que se utilizan los conos, las hojas del MLC se retraen y los colimadores secundarios se abren para dar un campo de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . Las películas se fijaron en el marco de acrílico, y a su vez, éste se unió al maniquí de agua, como se observa en la Figura 5-1.

Todas las películas se expusieron a 420 UM para tratar de que la netOD leída en las películas no quedara en los extremos de la curva de calibración donde la determinación de la dosis es más inexacta (usar ecuación 2-4, ver Figura 4-4b).

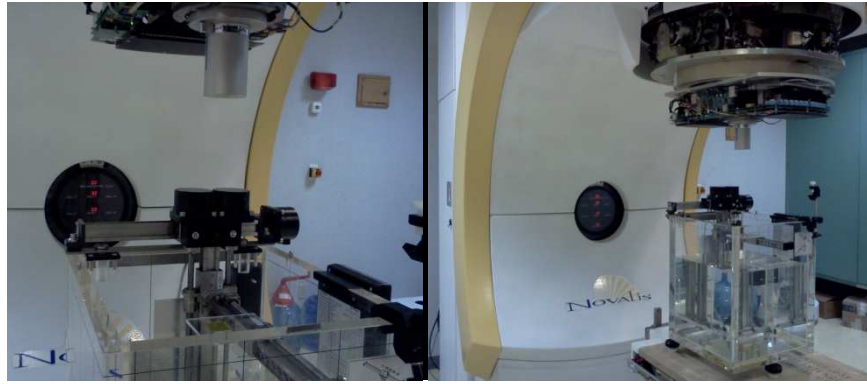


Figura 5-1. Configuración experimental para la medición de OF. Se observa el soporte de las películas pegado al maniquí, y se distingue un colimador cónico montado.

La Figura 5-2 da un ejemplo de películas sin irradiar, así como de películas irradiadas con un campo de referencia, y con los conos de 4 y 20 mm, con las mismas UM. Asimismo, se ilustran las ROI empleadas para la determinación del PV (ImageJ) que posteriormente se traduciría a netOD. Como se aprecia, la ROI es circular y ocupa 1/4 del diámetro de la región central de mayor netOD en el caso de los conos, y tiene dimensiones de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  para el campo de referencia (y está ubicada en el centro de la película). Las dimensiones de las ROI empleadas para cada tamaño de cono son también válidas para el análisis con los demás modelos de película (en OF y TMR).

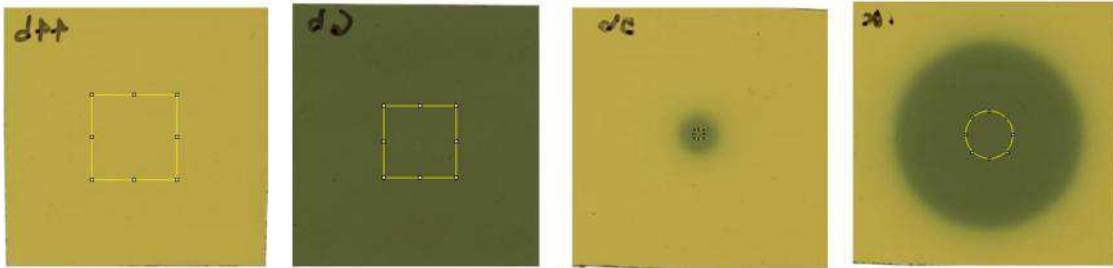


Figura 5-2. Películas para medir OF. De izquierda a derecha: película de fondo (antes de irradiarse), película irradiada con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , película irradiada con el cono de 4 mm y película irradiada con el cono de 20 mm. Se muestran las ROI empleadas para la lectura del valor de pixel.

A través de la curva de calibración, la netOD se transforma a dosis en agua. Cabe destacar que tanto  $D_{H_2O}(c, 0, d_{norm})$  como  $D_{H_2O}(10 \times 10, 0, d_{norm})$  en la ecuación 2-1 se obtienen a partir de un promedio ponderado de las dosis medidas en las tres películas ( $D_i$ ) irradiadas con el mismo tamaño de campo, de acuerdo a la siguiente expresión, adaptada de Devic y cols. (2005):

$$D = \frac{\sum_{i=1}^n \left( D_i / \sigma_{D,i}^2 \right)}{\sum_{i=1}^n \left( 1 / \sigma_{D,i}^2 \right)}$$

5-1

expresión en la cual las  $\sigma_{D,i}$  denotan la incertidumbre en la determinación de la dosis en cada película (ver sección 5.3.1.1).

### 5.1.2 Medición de OAR

#### **Materiales y equipo:**

- *Los usados en la obtención de OF (sección 5.1.1), reemplazando el soporte de acrílico pequeño por el del hueco de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .*

#### **Método:**

Se cortaron 3 trozos de película de  $10.2 \times 12.7 \text{ cm}^2$  para alcanzar a estudiar la zona de baja dosis de los OAR. Las películas se irradiaron en la geometría especificada en la sección 2.2, procurando que el centro de la película coincidiera con el del campo de radiación (similar a la Figura 5-1). Las películas se expusieron en el intervalo de 550 a 850 UM (dependiendo del tamaño de colimador), de tal manera que todos los valores de netOD quedaran dentro de la curva de calibración.

Se desarrolló también una subrutina en Matlab para obtener un OAR en cada película. Básicamente, dicha subrutina hace lo siguiente:

- encuentra el centroide de la imagen con base en un umbral de PV (ver la Figura 5-3)
- obtiene tantos perfiles de netOD uniformemente distribuidos alrededor del centroide como se desee (en este trabajo se obtuvieron 50 perfiles)
- promedia dichos perfiles
- transforma el perfil promedio de netOD en un perfil promedio de dosis a través de la curva de calibración



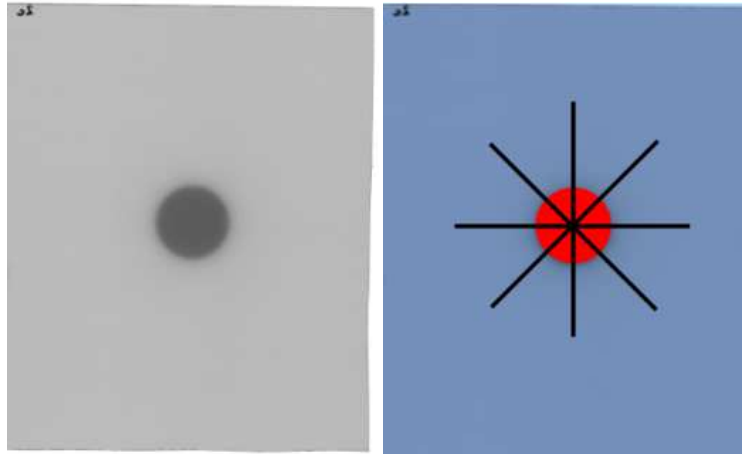


Figura 5-3. *Izquierda:* Película irradiada (componente roja filtrada) con cono de 20 mm. *Derecha:* ejemplos de perfiles radiales al campo de radiación.

Una vez determinados tres OAR para cada tamaño de cono, se calculó un solo OAR promedio de acuerdo con la ecuación 5-1. A partir de dicho perfil se determinaron los parámetros de: FWHM, penumbra 80-20% y penumbra 90-10%.

### 5.1.3 Medición de TMR

#### Materiales y equipo:

- Colimadores cónicos para SRS, los cuales producen campos de 4, 6, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5 y 20 mm de diámetro
- *Los demás usados en la obtención de OF (sección 5.1.1).*

#### Método:

Se emplearon 3 películas de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  por profundidad. Se obtuvieron sólo los TMR de los conos de 4, 10 y 20 mm de diámetro, que corresponden a los tamaños chico, mediano y grande de cono. Lo anterior, para economizar recursos y cubrir el intervalo de diámetros de los colimadores. Un TMR requiere 27 trozos de película.

Se adoptó la geometría de irradiación de la sección 2.3. Es importante hacer énfasis en que, una vez nivelado el maniquí, éste no debe modificarse. Se emplearon 883 UM para obtener el TMR del cono de 4 mm, 589 UM para el de 10 mm y 558 UM para el de 20 mm. Lo anterior teniendo

presente la necesidad de que la película se pintase lo suficientemente bien a todas las profundidades de interés en el TMR como para trabajar en la “zona segura” de la curva de calibración.

Las profundidades de medición para el cono de 4 mm fueron: 0, 2, 4, 6, 8, 10, 12.5, 20, 45, 100, 130, 160, 190, 220 y 250 mm, con el fin de tener mejor detalle en el TMR para el cono más pequeño. Las profundidades de medición para los conos de 10 y 20 mm fueron: 5, 10, 15, 20, 50, 100, 150, 200 y 250 mm.

Las películas digitalizadas se analizaron con ayuda del software ImageJ. Se obtuvo la netOD de las películas sobre una región de interés con las características de la ROI empleada en los OF. Dicha netOD se transformó a dosis, y finalmente se hizo el cociente de la ecuación 2-3; todo de manera similar a como se procedió al medir los OF. La Figura 5-4 es un ejemplo de películas irradiadas con el cono de 10 mm a las profundidades de 5 y 200 mm. Es evidente la diferencia en densidad óptica asociada al menor depósito de dosis a la profundidad de 200 mm que a la de 5 mm.

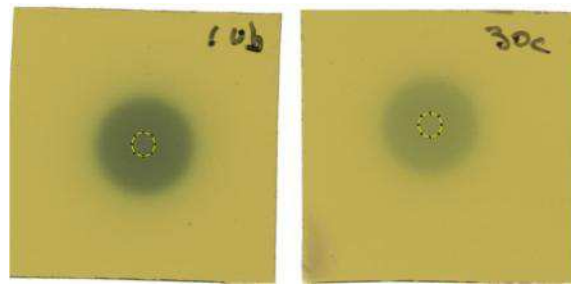


Figura 5-4. Películas irradiadas a dos profundidades distintas como parte de la obtención del TMR del cono de 10 mm: 5 mm (izquierda) y 200 mm (derecha).

## 5.2 Usando películas radiográficas

### 5.2.1 Medición de OF

#### Materiales y equipo:

- Colimadores cónicos para SRS de 4, 6, 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5 y 20 mm de diámetro
- *Los demás utilizados en la sección 0.*

#### Métodos:

La geometría de irradiación fue descrita en la sección 2.1. Se recomienda revisar las secciones 4.2.2 y 0 para tener presente el manejo general de las películas. Las mediciones con ambos modelos de película radiográfica siguieron el mismo protocolo, excepto por lo siguiente:

- La exposición para cada película fue distinta debido a su sensibilidad. En el caso de la XV2, se utilizaron 60 UM para irradiar la plantilla de calibración rápida; en el caso de la EDR2, 277 UM.
- En el caso de la XV2, se utilizaron 30 UM para obtener los OF; en el caso de la EDR2, 185 UM.

Se realizaron tres mediciones de OF por tamaño de campo (tres películas distintas, pero de un mismo lote). El montaje experimental se muestra en la Figura 4-5.

Las ROI empleadas durante el análisis (ImageJ) para obtener las netOD de los patrones de irradiación de los conos y el campo de referencia poseían las mismas dimensiones y características que las usadas para la película EBT2. La transformación a dosis se realizó a través de la curva de calibración individual de cada trozo de película. Finalmente se formó el cociente de la ecuación 2-1 con las dosis promedio de las tres mediciones (ver ecuación 5-1).

## 5.2.2 Medición de OAR

### Materiales y equipo:

- *Los mismos que para la medición de OF con película radiográfica (sección 5.2.1).*

### Métodos:

La geometría de irradiación fue la misma que para la EBT2. Las UM empleadas en la plantilla de calibración rápida fueron 85 en el caso de la XV2, y 355 en el caso de la EDR2. Las UM empleadas para la obtención de los perfiles radiales estuvieron en el intervalo de 43 a 65, para película XV2, y en el intervalo de 285 a 430 para película EDR2 (dependiendo del tamaño de colimador).

Con las películas radiográficas digitalizadas se recurrió a un análisis idéntico al desarrollado con las películas radiocrómicas en materia de OAR, empleando la misma subrutina de Matlab. Se obtuvieron tres perfiles radiales que al final se promediaron para la obtención de los parámetros del OAR, de acuerdo con la ecuación 5-1.

### 5.2.3 Medición de TMR

#### Materiales y equipo:

- Colimadores cónicos para SRS de 4, 10 y 20 mm de diámetro.
- *Los demás utilizados para la medición de OF con película radiográfica (sección 5.2.1).*

#### Métodos:

Sólo se obtuvieron los TMR para los colimadores cónicos de 4, 10 y 20 mm de diámetro. La geometría de irradiación fue la mencionada en la sección 2.3, con las profundidades de: 5, 10, 15, 20, 50, 100, 150, 200 y 250 mm. Las películas se expusieron a la misma cantidad de UM para todas las profundidades de un mismo cono. Al trabajar con película XV2, se utilizaron 56, 55 y 52 UM para medir los TMR de los conos de 4, 10 y 20 mm, respectivamente. Al trabajar con película EDR2, se utilizaron 280, 225 y 203 UM para medir los TMR de los conos de 4, 10 y 20 mm. Cada profundidad se repitió con tres películas.

Se obtuvo la netOD que producía el cono a cada profundidad mediante el software ImageJ. Dicha netOD se transformó a dosis mediante la curva de calibración individual de la película. La dosis promedio de cada profundidad se obtuvo mediante la ecuación 5-1, y se formó el cociente de la ecuación 2-3.

## 5.3 Tratamiento de las incertidumbres en los parámetros dosimétricos

### 5.3.1.1 Incertidumbre de los factores de salida

Haciendo una expansión de incertidumbres de la ecuación 2-1, se tiene que:

$$\sigma_{OF(c)} = OF(c) \cdot \sqrt{\left(\frac{\sigma_{D_c}}{D_c}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{D_{ref}}}{D_{ref}}\right)^2}$$

donde  $\sigma_{D_c}$  es la incertidumbre en la determinación de la dosis que imparte el cono de tamaño  $c$  ( $D_c$ ), y  $\sigma_{D_{ref}}$  es la incertidumbre en la determinación de la dosis que imparte el campo de referencia ( $D_{ref}$ ).

Tanto  $\sigma_{D_c}$  como  $\sigma_{D_{ref}}$  se obtienen a partir de la siguiente expresión:

$$\sigma_D^2 = \sigma_{film-film}^2 + \sigma_{ROI}^2 \quad 5-2$$

en la que  $\sigma_{film-film}$  es la desviación estándar de las dosis  $D_i$  correspondientes a un mismo tamaño de campo, y  $\sigma_{ROI}^2$  posee la siguiente forma de incertidumbre ponderada:

$$\sigma_{ROI}^2 = \frac{1}{\sum_{i=1}^n \left( \frac{1}{\sigma_{D,i}^2} \right)}$$

Ahora bien, se sabe que la dosis en una película  $D_i$  se obtiene a partir del ajuste hecho a los datos experimentales de la calibración, por lo que, irremediamente,  $D_i$  es función de la densidad óptica  $netOD_i$  medida en cada película:

$$D_i = D_{fit}(netOD_i)$$

Por otro lado, la incertidumbre  $\sigma_{D,i}$  en la medición de una dosis desconocida se estimó usando una propagación de incertidumbres gaussiana, suponiendo la ausencia de términos correlacionados:

$$\sigma_{D,i}^2 = \sigma_{fit}^2 + \sigma_{linac}^2 + \sigma_{cal}^2 + \sigma_{D,netOD_i}^2$$

Con  $\sigma_{linac}$  asociado a la inestabilidad en la salida del linac,  $\sigma_{fit}$  asociado a qué tan bueno fue el ajuste a los datos de la calibración, y  $\sigma_{D,netOD_i}$  siendo la propagación de la incertidumbre en la  $netOD_i$  a lo largo de la forma analítica del ajuste.

La contribución de  $\sigma_{fit}$  puede estimarse a través del parámetro  $\chi^2$  del ajuste, el cual tiene la siguiente forma:

$$\sigma_{fit}^2 = \chi^2 = \sum_{j=1}^m \frac{(D_{fit,j} - D_{exp,j})^2}{D_{exp,j}}$$

donde la suma corre sobre los  $m$  puntos experimentales de la curva de calibración, siendo  $D_{exp}$  y  $D_{fit}$  la dosis experimental y la dosis que arroja el ajuste para cada una de las  $m$  densidades ópticas netas.

$\sigma_{D,netOD_i}$ , la propagación de la incertidumbre en la  $netOD_i$  a lo largo de la forma analítica del ajuste, no es más que el producto de la derivada parcial de la  $D_{fit}$  respecto a la  $netOD$ , y la incertidumbre en la densidad óptica neta determinada en cada una de las  $n$  películas ( $\sigma_{netOD,i}$ ):

$$\sigma_{D,netOD_i} = \frac{\partial D_{fit}}{\partial netOD} \sigma_{netOD,i}$$

donde:

$$\sigma_{netOD,i} = \frac{1}{Ln10} \sqrt{\frac{\sigma_{PV_i}^2 + \sigma_{PV_{bckg}}^2}{(PV_i - PV_{bckg})^2} + \frac{\sigma_{PV_{0,i}}^2 + \sigma_{PV_{bckg}}^2}{(PV_{0,i} - PV_{bckg})^2}}$$

teniéndose que  $\sigma_{PV_i}$  es la desviación estándar del PV promedio que se lee en la ROI circular de la película irradiada con el cono (o en la ROI cuadrada del campo de referencia) y  $\sigma_{PV_0}$  es la desviación estándar del PV promedio que se lee en una ROI de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  de la película sin irradiar.

### 5.3.1.2 Incertidumbre de los perfiles fuera de eje

Haciendo una expansión de incertidumbres de la ecuación 2-2, se tiene que:

$$\sigma_{OAR(r)} = OAR(r) \cdot \sqrt{\left(\frac{\sigma_{D_r}}{D_r}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{D_0}}{D_0}\right)^2}$$

donde  $\sigma_{D_r}$  es la incertidumbre en la determinación de la dosis que imparte cierto cono a una distancia  $r$  del eje central del campo ( $D_r$ ), y  $\sigma_{D_0}$  es la incertidumbre en la determinación de la dosis que imparte el mismo cono sobre el eje central del campo ( $D_0$ ).

El procedimiento para obtener las incertidumbre  $\sigma_{D_r}$  y  $\sigma_{D_0}$  es análogo al tratamiento para obtener  $D_c$  y  $D_{ref}$ , y se describió en la sección 5.3.1.1.

### 5.3.1.3 Incertidumbre de los cocientes tejido-máximo

Haciendo una expansión de incertidumbres de la ecuación 2-3, se tiene que:

$$\sigma_{TMR(d)} = TMR(d) \cdot \sqrt{\left(\frac{\sigma_{D_d}}{D_d}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{D_{d_{norm}}}}{D_{d_{norm}}}\right)^2}$$

donde  $\sigma_{D_d}$  es la incertidumbre en la determinación de la dosis que imparte cierto cono a la profundidad  $d$  ( $D_d$ ), y  $\sigma_{D_{d_{norm}}}$  es la incertidumbre en la determinación de la dosis que imparte el mismo cono a la profundidad de normalización del TMR ( $D_{d_{norm}}$ ).

El procedimiento para obtener las incertidumbre  $\sigma_{D_d}$  y  $\sigma_{D_{d_{norm}}}$  es análogo al tratamiento para obtener  $D_c$  y  $D_{ref}$ , y se describió en la sección 5.3.1.1.

# 6. Evaluación del desempeño de las películas

## 6.1 Factores de salida

La Figura 6-1 muestra el valor de los OF medidos en este trabajo.

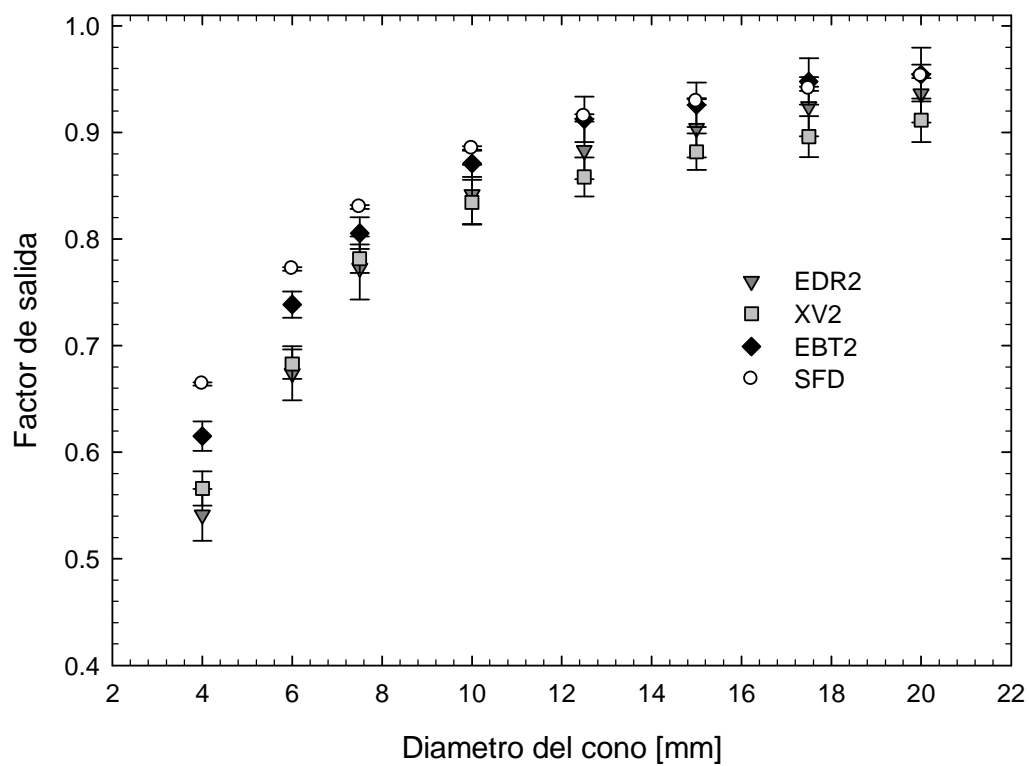


Figura 6-1. Factores de salida de colimadores cónicos usados en SRS medidos con distintos detectores de película y SFD.

La Tabla 6-1 presenta los OF medidos con los diversos modelos de película, así como su incertidumbre porcentual y la diferencia con los valores medidos con diodo SFD.



Tabla 6-1. OF medidos con películas y SFD, y su diferencia porcentual respecto al campo de referencia. Se muestra  $(OF_{SFD} - OF_{película}) \times 100\%$

		Diámetro del colimador [mm]							
		4	6	7.5	10	12.5	15	17.5	20
OF	<b>EBT2</b>	0.615	0.739	0.806	0.871	0.912	0.926	0.948	0.954
	$\sigma_{OF}(\%)$	2.7	2.1	2.2	1.9	2.6	2.5	2.6	2.9
	Dif. (%)	<b>4.9</b>	<b>3.3</b>	<b>2.4</b>	<b>1.4</b>	<b>0.3</b>	<b>0.3</b>	<b>-0.7</b>	<b>-0.1</b>
	<b>XV2</b>	0.566	0.683	0.782	0.835	0.858	0.882	0.896	0.912
	$\sigma_{OF}(\%)$	3.1	2.3	2.0	2.7	2.4	2.2	2.4	2.4
	Dif. (%)	<b>9.8</b>	<b>8.9</b>	<b>4.8</b>	<b>5.0</b>	<b>5.7</b>	<b>4.7</b>	<b>4.5</b>	<b>4.1</b>
	<b>EDR2</b>	0.541	0.674	0.773	0.842	0.883	0.904	0.924	0.937
	$\sigma_{OF}(\%)$	4.8	4.0	4.0	3.5	3.3	3.3	3.2	3.1
	Dif. (%)	<b>12.3</b>	<b>9.8</b>	<b>5.7</b>	<b>4.3</b>	<b>3.2</b>	<b>2.5</b>	<b>1.7</b>	<b>1.6</b>
	<b>SFD</b>	0.664	0.772	0.830	0.885	0.915	0.929	0.941	0.953
	$\sigma_{OF}(\%)$	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2

## 6.2 Perfiles fuera de eje

De la Figura 6-2 a la Figura 6-9 se muestran los perfiles radiales medidos con los tres tipos de película y con SFD, para cada uno de los conos.

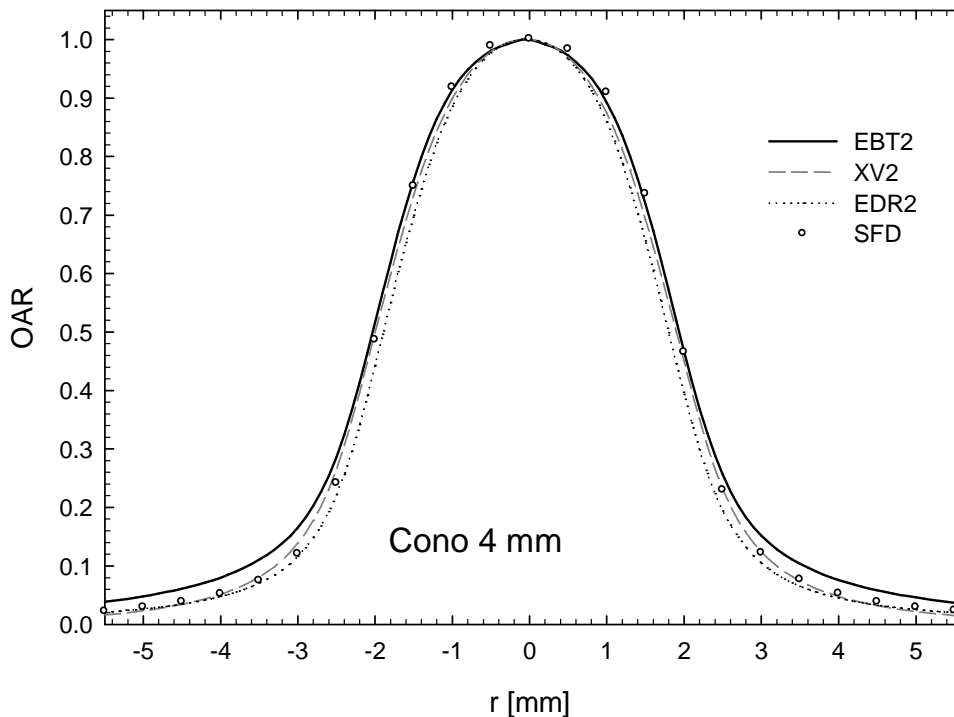


Figura 6-2. Perfil fuera de eje del colimador de 4 mm obtenido con diversos dosímetros de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

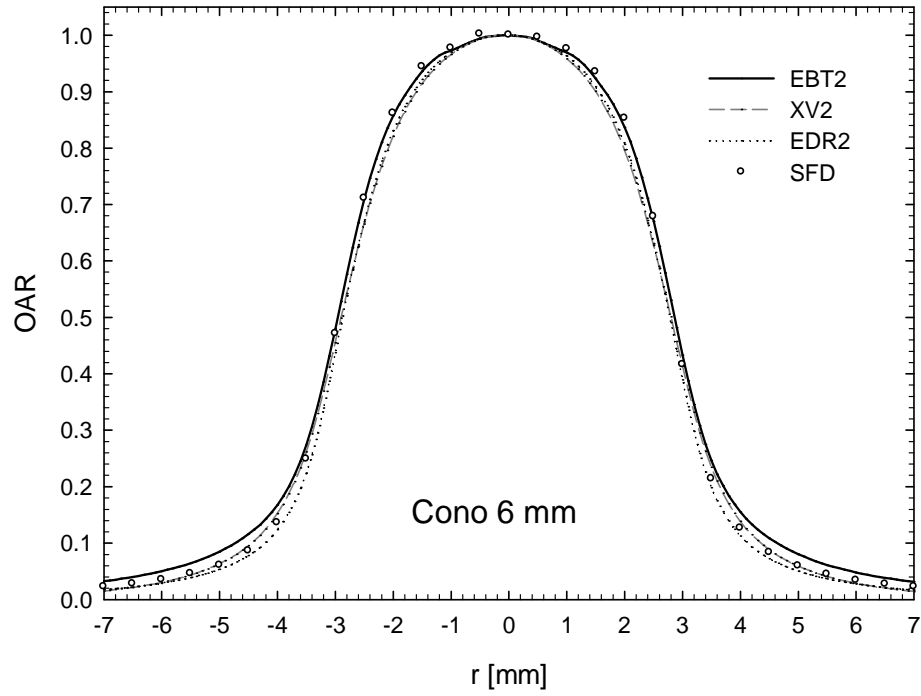


Figura 6-3. Perfil fuera de eje del colimador de 6 mm obtenido con diversos dosímetros de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

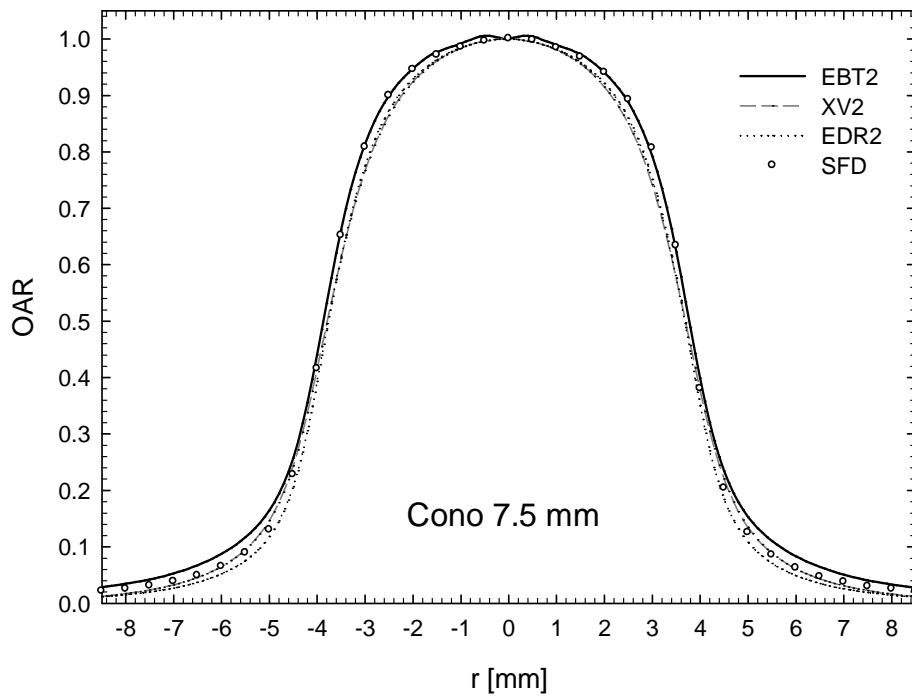


Figura 6-4. Perfil fuera de eje del colimador de 7.5 mm obtenido con distintos detectores de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

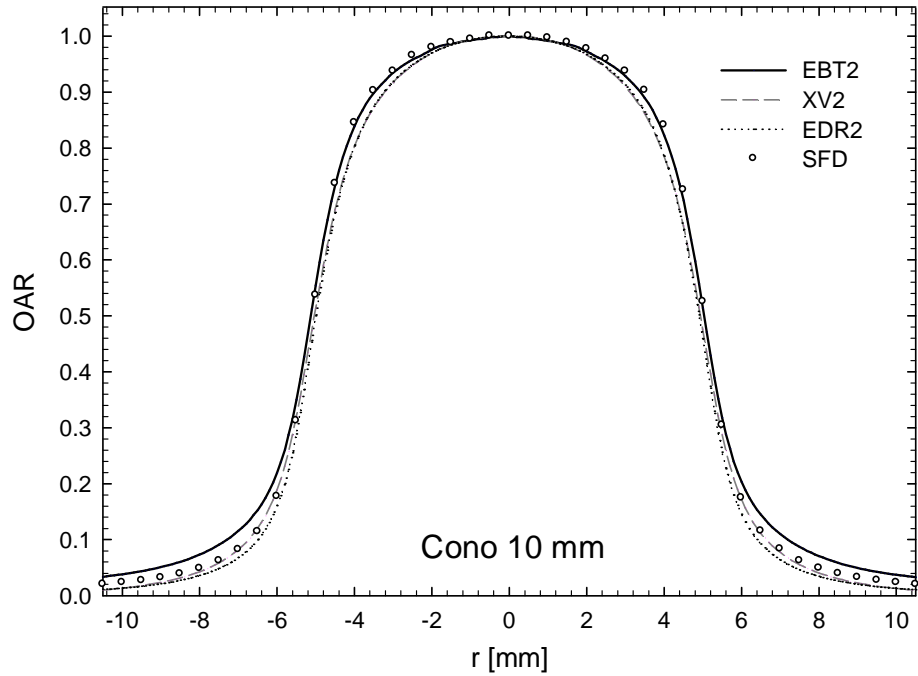


Figura 6-5. Perfil fuera de eje del colimador de 10 mm obtenido con distintos detectores de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

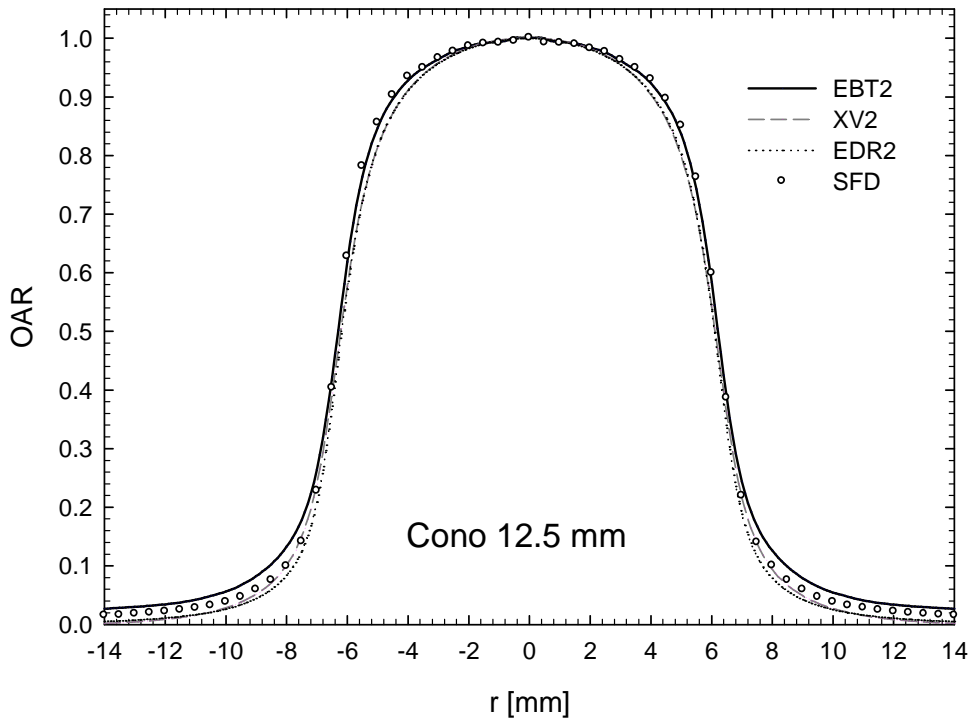


Figura 6-6. Perfil fuera de eje del colimador de 12.5 mm obtenido con distintos detectores de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

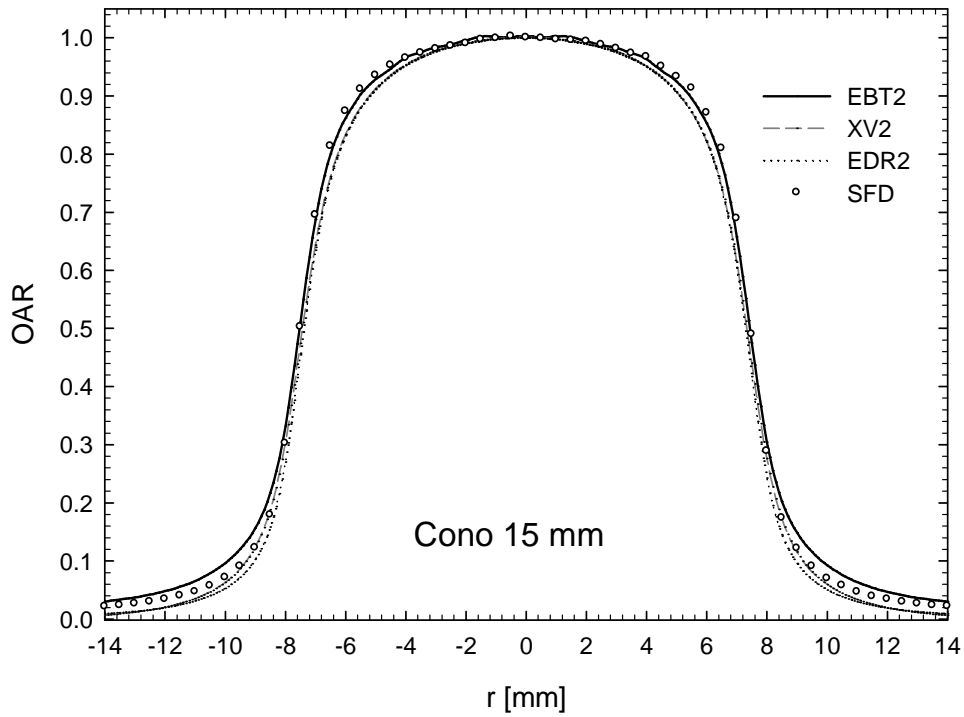


Figura 6-7. Perfil fuera de eje del colimador de 15 mm obtenido con distintos detectores de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

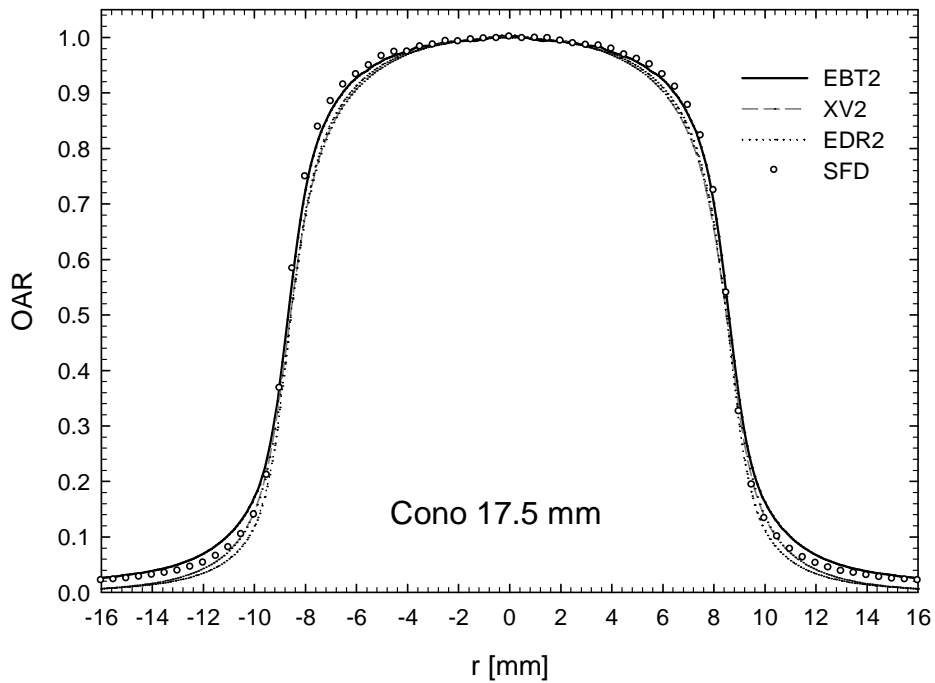


Figura 6-8. Perfil fuera de eje del colimador de 17.5 mm obtenido con distintos detectores de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

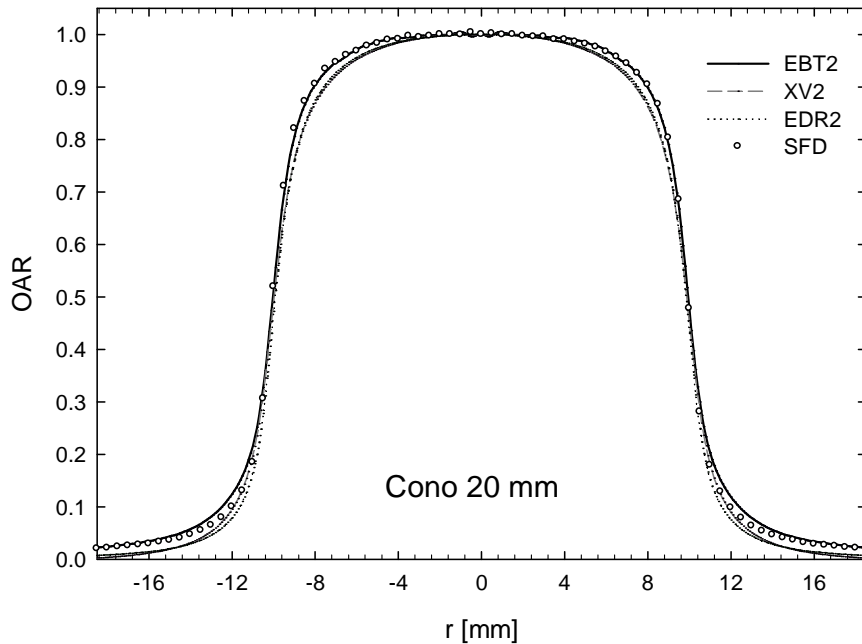


Figura 6-9. Perfil fuera de eje del colimador de 20 mm obtenido con distintos detectores de película y SFD. El perfil se corta hasta el 2% de la dosis en el eje central (de acuerdo a lo medido con SFD).

La diferencia porcentual entre los FWHM y las penumbras medidos con películas y SFD se muestran de la Tabla 6-2 a la Tabla 6-4.

Tabla 6-2. FWHM [mm] medido con SFD y películas. Se muestra también la diferencia porcentual  $(FWHM_{\text{película}} - FWHM_{\text{SFD}}) \times 100\% / FWHM_{\text{SFD}}$

<b>Diámetro del cono [mm]</b>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>7.5</b>	<b>10</b>	<b>12.5</b>	<b>15</b>	<b>17.5</b>	<b>20</b>
<b>SFD*</b> [mm]	3.91	5.78	7.58	10.12	12.52	14.98	17.28	20.00
<b>EBT2**</b> [mm]	3.87	5.71	7.54	10.07	12.41	14.87	17.16	19.88
<i>Diferencia(%)</i>	<b>-1.0</b>	<b>-1.2</b>	<b>-0.5</b>	<b>-0.5</b>	<b>-0.9</b>	<b>-0.7</b>	<b>-0.7</b>	<b>-0.6</b>
<b>XV2**</b> [mm]	3.80	5.61	7.39	9.88	12.24	14.67	16.99	19.75
<i>Diferencia(%)</i>	<b>-2.8</b>	<b>-3.0</b>	<b>-2.6</b>	<b>-2.4</b>	<b>-2.2</b>	<b>-2.1</b>	<b>-1.7</b>	<b>-1.2</b>
<b>EDR2**</b> [mm]	3.60	5.56	7.35	9.81	12.19	14.58	16.96	19.67
<i>Diferencia(%)</i>	<b>-8.0</b>	<b>-3.8</b>	<b>-3.0</b>	<b>-3.1</b>	<b>-2.6</b>	<b>-2.7</b>	<b>-1.8</b>	<b>-1.6</b>

\*La incertidumbre no rebasa el 0.1 mm; \*\* La incertidumbre no rebasa el 0.08 mm.

Tabla 6-3. Penumbra 80-20% [mm] medida con SFD y películas. Se muestra la diferencia porcentual  $(PENUMBRA_{\text{película}} - PENUMBRA_{\text{SFD}}) \times 100\% / PENUMBRA_{\text{SFD}}$

<b>Diámetro del cono [mm]</b>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>7.5</b>	<b>10</b>	<b>12.5</b>	<b>15</b>	<b>17.5</b>	<b>20</b>
<b>SFD*</b> [mm]	1.35	1.47	1.56	1.71	1.81	1.85	1.86	1.93
<b>EBT2**</b> [mm]	1.41	1.58	1.71	1.88	2.10	2.11	2.18	2.18
<i>Diferencia(%)</i>	<b>4.7</b>	<b>7.5</b>	<b>9.7</b>	<b>10.1</b>	<b>15.9</b>	<b>14.1</b>	<b>17.4</b>	<b>12.8</b>
<b>XV2**</b> [mm]	1.40	1.66	1.83	1.92	2.09	2.17	2.29	2.25
<i>Diferencia(%)</i>	<b>3.6</b>	<b>12.7</b>	<b>17.4</b>	<b>12.5</b>	<b>15.6</b>	<b>17.4</b>	<b>23.0</b>	<b>16.7</b>
<b>EDR2**</b> [mm]	1.31	1.47	1.63	1.78	1.93	2.03	2.06	2.05
<i>Diferencia(%)</i>	<b>-3.1</b>	<b>-0.2</b>	<b>4.2</b>	<b>4.1</b>	<b>6.6</b>	<b>9.6</b>	<b>10.5</b>	<b>6.0</b>

\*La incertidumbre no rebasa el 0.1 mm; \*\* La incertidumbre no rebasa el 0.08 mm.

Tabla 6-4. Penumbra 90-10% [mm] medida con SFD y películas. Se muestra también la diferencia porcentual  $(PENUMBRA_{\text{película}} - PENUMBRA_{\text{SFD}}) \times 100\% / PENUMBRA_{\text{SFD}}$

<b>Diámetro del cono [mm]</b>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>7.5</b>	<b>10</b>	<b>12.5</b>	<b>15</b>	<b>17.5</b>	<b>20</b>
<b>SFD*</b> [mm]	2.26	2.60	2.89	3.23	3.51	3.70	3.85	4.05
<b>EBT2**</b> [mm]	2.59	2.99	3.29	3.84	4.38	4.38	4.62	4.70
<i>Diferencia(%)</i>	<b>14.6</b>	<b>15.0</b>	<b>13.8</b>	<b>18.9</b>	<b>24.8</b>	<b>18.4</b>	<b>20.0</b>	<b>16.0</b>
<b>XV2**</b> [mm]	2.32	2.85	3.21	3.52	3.86	4.08	4.40	4.43
<i>Diferencia(%)</i>	<b>2.7</b>	<b>9.5</b>	<b>11.1</b>	<b>8.9</b>	<b>10.0</b>	<b>10.3</b>	<b>14.2</b>	<b>9.3</b>
<b>EDR2**</b> [mm]	2.19	2.57	2.88	3.25	3.60	3.84	3.97	4.04
<i>Diferencia(%)</i>	<b>-3.2</b>	<b>-1.3</b>	<b>-0.4</b>	<b>0.6</b>	<b>2.6</b>	<b>3.9</b>	<b>3.2</b>	<b>-0.4</b>

\*La incertidumbre no rebasa el 0.1 mm; \*\* La incertidumbre no rebasa el 0.08 mm.

Los resultados del análisis de índice gamma se muestran de la Tabla 6-5 a la Tabla 6-7. Cada una de las tablas corresponde a una región del perfil en específico: la zona “plana” (Tabla 6-5), la zona de gradiente (Tabla 6-6), y la zona de penumbra (Tabla 6-7).

Tabla 6-5. Análisis de índice gamma entre OAR medidos con SFD y diversos dosímetros de película. Porcentaje de puntos con  $\gamma(1\text{mm}, 2\%) < 1$  en la región de 100-90% de la dosis en el eje central.

	REGIÓN PLANA (100-90% de dosis en eje central)							
	Diámetro del cono [mm]							
<i>Película</i>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>7.5</b>	<b>10</b>	<b>12.5</b>	<b>15</b>	<b>17.5</b>	<b>20</b>
<i>EBT2</i>	67	100	100	100	100	100	100	100
<i>XV2</i>	33	50	60	75	100	100	100	100
<i>EDR2</i>	33	75	80	75	100	100	100	100
<i>Mayor concordancia con SFD</i>	EBT2	EBT2	EBT2	EBT2	EBT2 XV2 EDR2	EBT2 XV2 EDR2	EBT2 XV2 EDR2	EBT2 XV2 EDR2

Tabla 6-6. Análisis de índice gamma entre OAR medidos con SFD y diversos dosímetros de película. Porcentaje de puntos con  $\gamma(2\text{mm},10\%) < 1$  en la región 90-10% de la dosis en el eje central.

	REGIÓN DE GRADIENTE (90-10% de dosis en eje central)							
	Diámetro del cono [mm]							
<i>Película</i>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>7.5</b>	<b>10</b>	<b>12.5</b>	<b>15</b>	<b>17.5</b>	<b>20</b>
<i>EBT2</i>	25	80	50	50	40	71	38	43
<i>XV2</i>	25	0	33	0	20	43	25	29
<i>EDR2</i>	67	0	0	0	0	14	25	29
<i>Mayor concordancia con SFD</i>	EDR2	EBT2	EBT2	EBT2	EBT2	EBT2	EBT2	EBT2

Tabla 6-7. Análisis de índice gamma entre OAR medidos con SFD y diversos dosímetros de película. Porcentaje de puntos con  $\gamma(2\text{mm},30\%) < 1$  en la región 10-2% de la dosis en el eje central.

	REGIÓN DE PENUMBRA (10-2% de dosis en eje central)							
	Diámetro del cono [mm]							
<i>Película</i>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>7.5</b>	<b>10</b>	<b>12.5</b>	<b>15</b>	<b>17.5</b>	<b>20</b>
<i>EBT2</i>	25	67	43	0	56	40	55	29
<i>XV2</i>	50	0	43	0	22	20	27	14
<i>EDR2</i>	0	33	29	0	22	30	27	21
<i>Mayor concordancia con SFD</i>	XV2	EBT2	EBT2 XV2	-	EBT2	EBT2	EBT2	EBT2

### 6.3 Cocientes tejido-máximo

La Figura 6-10, la Figura 6-11 y la Figura 6-12 muestran los TMR de los conos de 4, 10 y 20 mm de diámetro medidos con diversos detectores de película y con SFD.

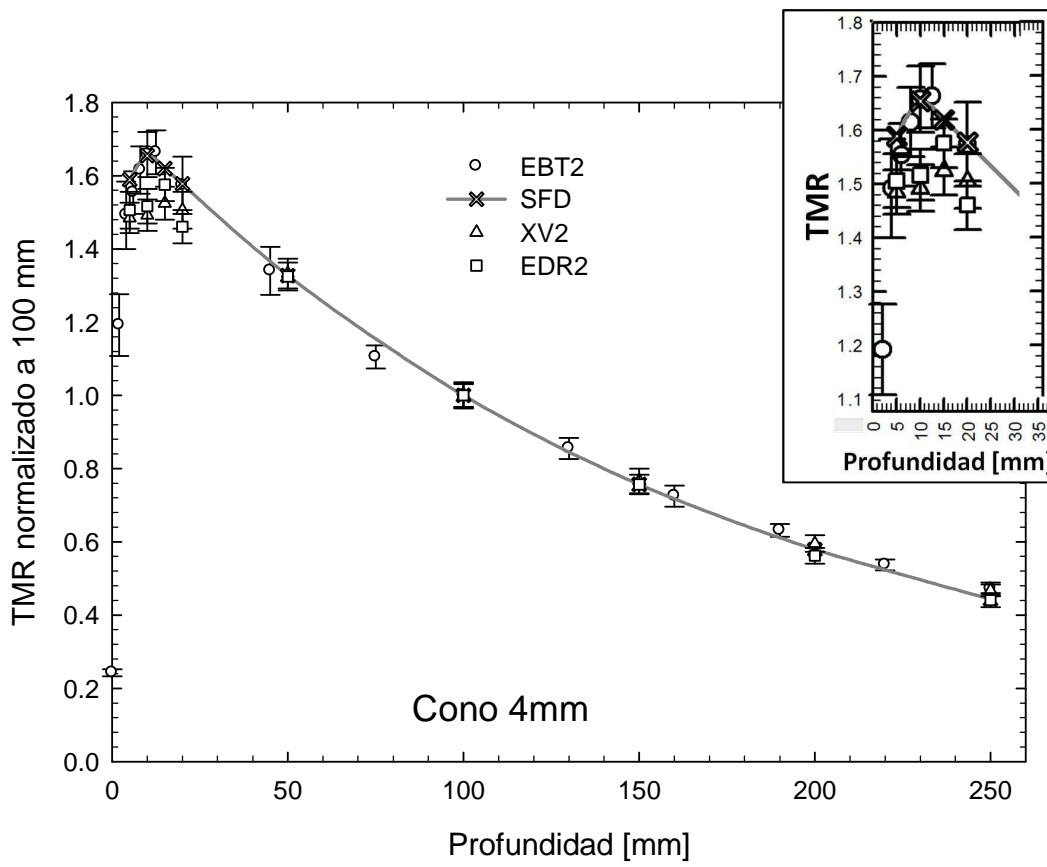


Figura 6-10. TMR del cono de 4 mm medido con diversos dosímetros de película y SFD. La línea sólida es un ajuste bi-exponencial a manera de guía visual.



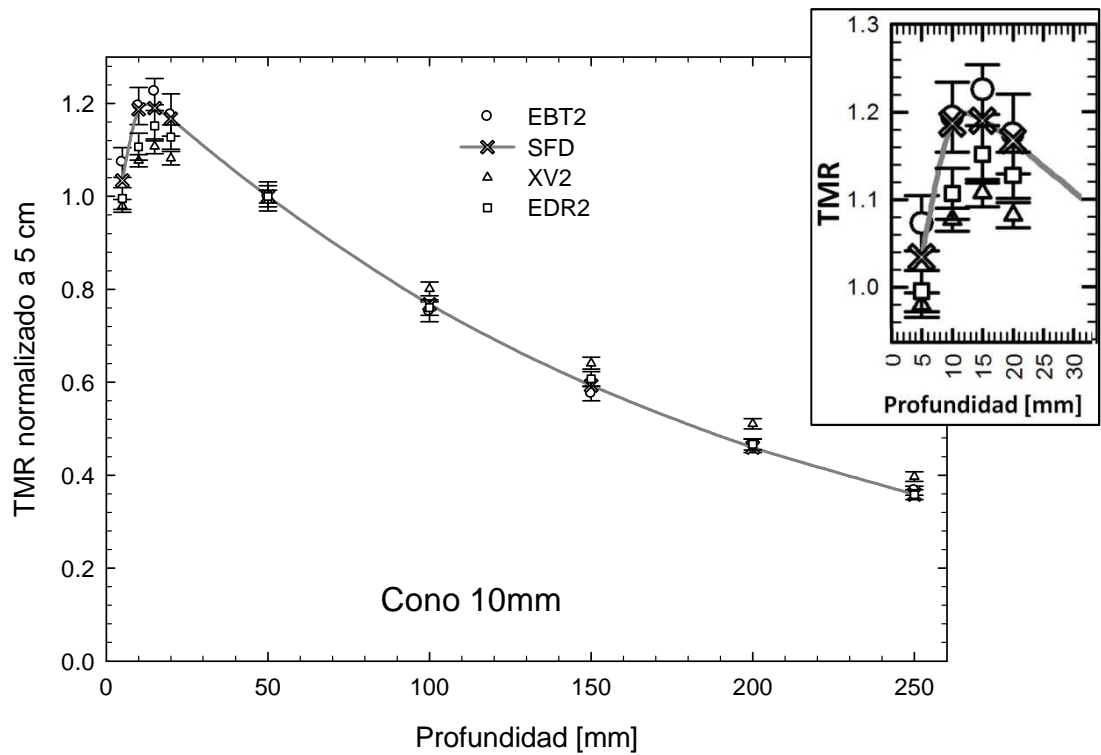


Figura 6-11. TMR del cono de 10 mm medido con diversos dosímetros de película y SFD. La línea sólida es un ajuste bi-exponencial a manera de guía visual.

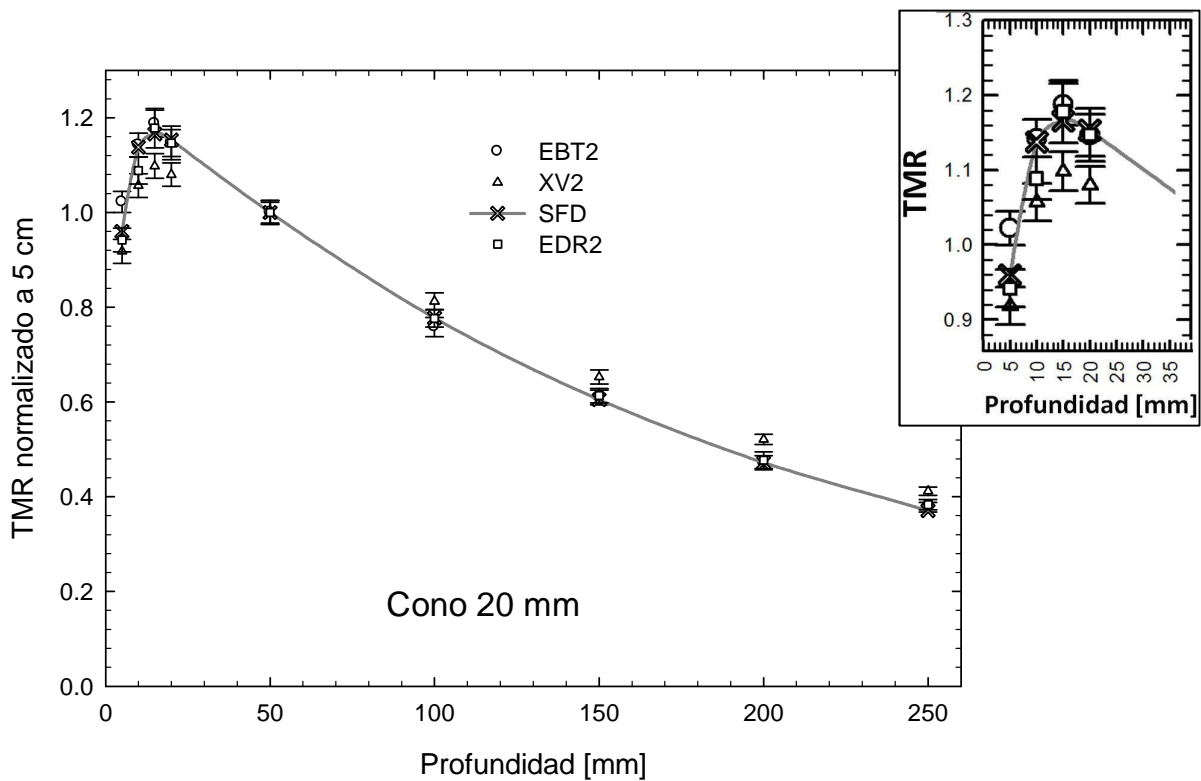


Figura 6-12. TMR del cono de 20 mm medido con diversos dosímetros de película y SFD. La línea sólida es un ajuste bi-exponencial a manera de guía visual.

La diferencia entre los TMR medidos con película y con SFD se muestra en la Tabla 6-8 a la Tabla 6-10.

Tabla 6-8. TMR del cono de 4 mm medido con películas y con SFD. Se muestra también la diferencia porcentual  $(TMR_{SFD}-TMR_{película})\times 100\%$

		Profundidad [mm]								
		5	10	15	20	50	100	150	200	250
<b>TMR</b>	<b>EBT2*</b>	0.928	1.007	1.000	0.956	0.788	0.607	0.465	0.364	0.286
	$\sigma_{TMR}(\%)$	5.3	4.0	3.9	5.2	5.2	3.9	4.5	3.5	4.4
	<i>Diferencia</i>	<b>5.3</b>	<b>1.5</b>	<b>0</b>	<b>1.8</b>	<b>3.2</b>	<b>1</b>	<b>0.2</b>	<b>-0.6</b>	<b>-1.2</b>
	<b>XV2</b>	0.974	0.979	1.000	0.988	0.874	0.656	0.503	0.391	0.307
	$\sigma_{TMR}(\%)$	3.5	3.6	3.7	4.0	3.8	4.2	5.3	5.3	5.6
	<i>Diferencia</i>	<b>0.7</b>	<b>4.3</b>	<b>0</b>	<b>-1.4</b>	<b>-5.4</b>	<b>-3.9</b>	<b>-3.6</b>	<b>-3.3</b>	<b>-3.3</b>
	<b>EDR2</b>	0.956	0.963	1.000	0.927	0.841	0.635	0.480	0.357	0.280
	$\sigma_{TMR}(\%)$	3.9	3.7	3.5	3.7	3.4	3.8	4.6	5.6	6.5
	<i>Diferencia</i>	<b>2.5</b>	<b>5.9</b>	<b>0</b>	<b>4.7</b>	<b>-2.1</b>	<b>-1.8</b>	<b>-1.3</b>	<b>0.1</b>	<b>-0.6</b>
	<b>SFD</b>	0.981	1.022	1.000	0.974	0.82	0.617	0.467	0.358	0.274
	$\sigma_{TMR}(\%)$	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3

\*Interpolando a las profundidades de medición con el SFD

Tabla 6-9. TMR del cono de 10 mm medido con películas y con SFD. Se muestra también la diferencia porcentual  $(TMR_{SFD}-TMR_{película})\times 100\%$

		Profundidad [mm]								
		5	10	15	20	50	100	150	200	250
<b>TMR</b>	<b>EBT2</b>	0.876	0.975	1.000	0.959	0.816	0.614	0.470	0.378	0.299
	$\sigma_{TMR}(\%)$	3.0	3.4	3.9	3.2	2.9	2.7	3.2	3.3	2.9
	<i>Diferencia</i>	<b>-0.7</b>	<b>2.2</b>	<b>0</b>	<b>2.2</b>	<b>2.4</b>	<b>3.1</b>	<b>2.8</b>	<b>0.8</b>	<b>0.2</b>
	<b>XV2</b>	0.884	0.972	1.000	0.977	0.903	0.723	0.579	0.461	0.358
	$\sigma_{TMR}(\%)$	1.9	1.8	1.8	1.9	1.8	1.8	1.7	2.5	2.8
	<i>Diferencia</i>	<b>-1.5</b>	<b>2.5</b>	<b>0</b>	<b>0.4</b>	<b>-6.3</b>	<b>-7.8</b>	<b>-8.1</b>	<b>-7.5</b>	<b>-5.7</b>
	<b>EDR2</b>	0.864	0.961	1.000	0.979	0.868	0.660	0.527	0.405	0.311
	$\sigma_{TMR}(\%)$	2.7	2.9	3.1	2.6	2.6	2.6	3.1	3.4	4.0
	<i>Diferencia</i>	<b>0.5</b>	<b>3.6</b>	<b>0</b>	<b>0.2</b>	<b>-2.8</b>	<b>-1.5</b>	<b>-2.9</b>	<b>-1.9</b>	<b>-1.0</b>
	<b>SFD</b>	0.869	0.997	1.000	0.981	0.84	0.645	0.498	0.386	0.301
	$\sigma_{TMR}(\%)$	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3

Tabla 6-10. TMR del cono de 20 mm medido con películas y con SFD. Se muestra también la diferencia porcentual  $(TMR_{SFD} - TMR_{película}) \times 100\%$

		Profundidad [mm]								
		5	10	15	20	50	100	150	200	250
<b>TMR</b>	<b>EBT2</b>	0.861	0.962	1.000	0.965	0.842	0.639	0.513	0.397	0.318
	$\sigma_{TMR}(\%)$	2.2	2.2	2.4	2.5	2.2	2.7	2.6	3.1	2.7
	<i>Diferencia</i>	<b>-3.7</b>	<b>1.4</b>	<b>0</b>	<b>2.4</b>	<b>1.6</b>	<b>2.8</b>	<b>0.6</b>	<b>0.8</b>	<b>0</b>
	<b>XV2</b>	0.836	0.962	1.000	0.983	0.911	0.740	0.595	0.475	0.375
	$\sigma_{TMR}(\%)$	3.0	2.6	2.6	2.5	2.8	2.5	2.7	3.0	3.7
	<i>Diferencia</i>	<b>-1.2</b>	<b>1.4</b>	<b>0</b>	<b>0.6</b>	<b>-5.3</b>	<b>-7.3</b>	<b>-7.6</b>	<b>-7</b>	<b>-5.7</b>
	<b>EDR2</b>	0.800	0.924	1.000	0.974	0.849	0.659	0.521	0.405	0.326
	$\sigma_{TMR}(\%)$	2.9	2.8	3.8	3.3	2.7	2.7	2.9	4.2	3.6
	<i>Diferencia</i>	<b>2.4</b>	<b>5.2</b>	<b>0</b>	<b>1.5</b>	<b>0.9</b>	<b>0.8</b>	<b>-0.2</b>	<b>0</b>	<b>-0.8</b>
	<b>SFD</b>	0.824	0.976	1.000	0.989	0.858	0.667	0.519	0.405	0.318
$\sigma_{TMR}(\%)$	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	

# 7. Discusión

## 7.1 Factores de salida

En la Figura 6-1, lo primero que salta a la vista es que la discrepancia entre los OF medidos con diversos detectores crece conforme disminuye el tamaño de campo, como era de esperarse (Das, Ding y Ahnesjö, 2008). Dentro de los límites de las barras de incertidumbre, y respecto al SFD, la película XV2 subestima los OF de todos los tamaños de cono (de 4.1 a 9.8%); la película EDR2 lo hace para tamaños de cono de menos de 12.5 mm de diámetro (de 4.3 a 12.3%); y la película EBT2 llama la atención porque al igual que las películas radiográficas, subestima los OF para los campos más pequeños, de menos de 10 mm de diámetro (de 2.4 a 4.9%). Ese comportamiento general de las películas puede deberse a dos cosas:

- 1) Según (Pai y cols., 2007), la luz dispersada en los CCD del escáner puede contaminar la transmisión de la película. La dispersión óptica incrementa la aparente transmisión en las regiones de alta densidad de la película, de manera proporcional al área y la proximidad de las regiones de baja densidad óptica. Este artefacto del escáner puede ensanchar la penumbra y reducir el OF significativamente, especialmente para los campos pequeños.
- 2) La dependencia con la energía de los tres modelos de película. En el caso de las radiográficas, el OF cae debido a que se sobreestima la dosis medida para el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (ecuación 2-1), pues la población de fotones de baja energía ( $< 400 \text{ keV}$ ), a los cuales es más sensible la película (Figura 3-3), es mayor en el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  que en los campos generados por conos. En el caso de la película EBT2, según se ve de la Figura 3-7, se tienen dos efectos: la película es sensible a fotones de baja energía ( $< 100 \text{ keV}$ ), y poco sensible a los de alta energía ( $> 1 \text{ MeV}$ ), de manera que se sobreestima la dosis medida para el campo de referencia y se subestima la dosis medida para el campo generado por el cono (ecuación 2-1).

El punto 2 ya está sustentado en la literatura para el caso de película radiográfica. En el caso de la película EBT2, no se ha reportado ningún estudio para determinar el impacto de su dependencia con la energía en la dosimetría de campos pequeños. Aunque dicha dependencia puede

considerarse muy pequeña ( $< 4.5\%$ , según (Arjomandy y cols., 2010)) para la mayoría de las aplicaciones en radioterapia, su influencia en la dosimetría absoluta y relativa de campos pequeños puede ser considerable. Así pues, se realizó un análisis (Apéndice 9.5) para mostrar el impacto de la composición de la película en la determinación de OF. A grosso modo, se encontraron factores de conversión de dosis en agua a dosis en película. Para ello se emplearon espectros de fotones de campos de diversos tamaños (a diversas profundidades) generados con simulaciones MC, e información concerniente a la composición nominal de la película EBT2 disponible en la literatura (Sutherland y Rogers, 2010). Se encontró que la magnitud de dichos factores puede ser del orden de 1.9%. Descartando que la metodología experimental tuviese errores humanos (confirmando las medidas otros físicos médicos) y que el método del Apéndice 9.5 no tuviera validez por estar trabajando en una zona cercana a la región de incremento, se llegó a la conclusión de que los factores de conversión no eran aplicables (i.e., no corregían el valor de OF acercándolo al del diodo SFD) porque la composición de nuestro lote no era la especificada por el fabricante. En comunicación personal con el mismo, se corroboró que International Specialty Products® no tiene control sobre la composición de su película EBT2, lo cual resulta inconveniente, pues según (Lindsay y cols., 2010), pequeñas desviaciones en la composición química de las películas pueden llevar a grandes desviaciones en la respuesta como función de la energía. Se cree que la subestimación de los OF que introduce la película EBT2 es susceptible de corregirse aplicando la metodología propuesta en el Apéndice 9.5 siempre y cuando se cuente con la composición atómica del lote empleado en las mediciones.

En la Figura 7-1 se muestra la comparación de los OF medidos en este trabajo, con dosímetros de película, y los OF reportados en la literatura y medidos en el INNN con SFD. Se observa que todos los detectores están contenidos dentro de la banda del  $\pm 5\%$  de los OF reportados por (Yang y Pino, 2008), excepto para los conos de 4 y 6 mm de diámetro, donde la sobrerrespuesta de las películas radiográficas XV2 y EDR2 disminuye el valor de los OF.

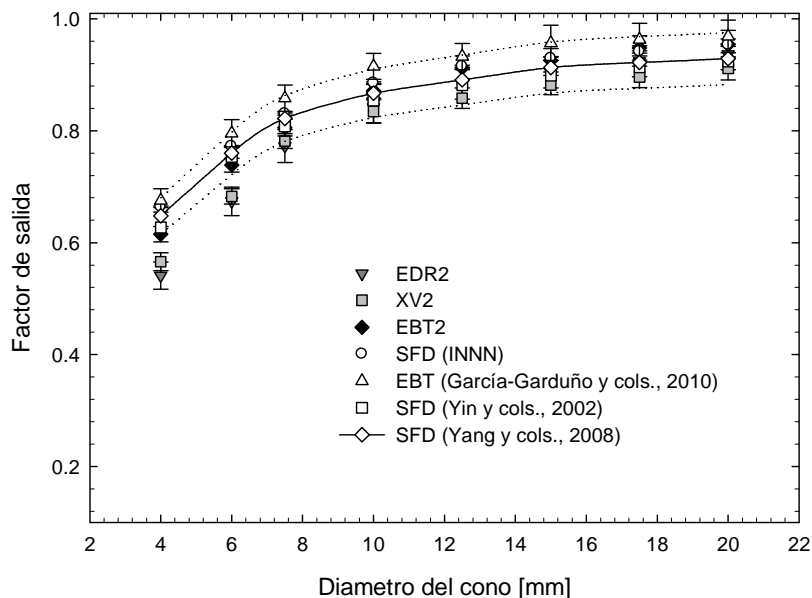


Figura 7-1. Valores de OF de películas EBT2, EDR2 y XV2 comparados con los de diversos detectores. Las líneas punteadas representan una banda que cubre el  $\pm 5\%$  de los OF reportados por (Yang y Pino, 2008).

## 7.2 Perfiles fuera de eje

De la Tabla 6-2 se observa que ambos modelos de películas radiográficas subestiman el tamaño de campo nominal a partir del FWHM, en máximo 0.4 mm, respecto a lo esperado con mediciones del SFD. En la referencia (Schell y cols., 1995) se especifica que el colimador terciario (el cono en nuestro caso) debería colimar de forma reproducible el haz con una tolerancia en el FWHM de 2 mm. El desempeño de ambas películas está muy por encima de dicho límite. La XV2 coincide con el SFD dentro de un 3%, mientras que la EDR2 lo hace dentro de un 3.8% (salvo el cono de 4 mm). Cabe resaltar la concordancia (dentro del 1.2%) entre película la EBT2 y el SFD, para todos los tamaños de campo. La Tabla 6-3 y la Tabla 6-4 muestran que las penumbras aumentan conforme el diámetro del colimador aumenta. Sin embargo, su valor no rebasa los 2.3 mm para el caso de las penumbra 80-20%, y es menor que 4.7 mm en el caso de la penumbra 90-10% a la profundidad específica de medición. Por otro lado, la penumbra medida con películas es siempre mayor que la medida con SFD. Se cree que esto es debido a dos cosas:

- La borrosidad introducida por el escáner, como se mencionó en la sección 7.1 (Pai y cols., 2007).

- La sobrerrespuesta de las tres películas a los fotones de baja energía, abundantes (en proporción) en la región de penumbra de los campos.

La penumbra 90-10%, de interés en SRS, es sobreestimada en más de 13% por la película EBT2 respecto al diodo (pese a su excelente desempeño para medir FWHM). En este parámetro, la película EDR2 es la que logra concordancia con el SFD (dentro del 4%). La misma tendencia se observa para la penumbra 80-20%.

Tras comparar mediante el análisis de índice gamma unidimensional la distribución de dosis obtenida con el SFD con la distribución de las películas, se pudo apreciar lo siguiente:

En la región plana, la película EBT2 logra la mejor concordancia con el SFD. Dentro de las tolerancias establecidas en la sección 6.2, y a partir del cono de 12.5 mm, no existen diferencias significativas entre los modelos de película para la medición de esta zona del perfil. Ninguna película coincide con el SFD en la zona plana del OAR del cono de 4 mm. Dadas las reducidas dimensiones de este campo de radiación, y la mejor resolución de las películas sobre el SFD, la distribución radial de dosis obtenida con las primeras es más confiable.

En las regiones de gradiente y penumbra, a pesar de las grandes tolerancias en distancia y dosis empleadas para comparar los pares de distribuciones de dosis, se tiene que ningún dosímetro de película coincide con el SFD. No obstante, la película cuya distribución se acerca más a la del diodo es la EBT2. Si bien la Tabla 6-3 y la Tabla 6-4 sugieren que la película EDR2 es la que más concuerda con las mediciones del SFD en las penumbras, es necesario llevar a cabo el análisis de índice gamma, *para comparar los perfiles como un todo*.

### **7.3 Cocientes tejido-máximo**

Aunque en la referencia (Pai y cols., 2007) se indica que la variación de la dispersión en el maniquí en campos de dimensiones menores o iguales a  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , no tiene un efecto significativo en la respuesta de las películas radiográficas, en este trabajo se observó que esto no se cumple:

- Las películas XV2 tienen un marcado problema de sobrerrespuesta relativo al SFD en la medida de TMR de campos de 10 mm de diámetro o más. Esto se atribuye al incremento de la razón entre fotones dispersados y fotones primarios con la profundidad. Hablando de la región más allá de  $d_{\text{máx}}$ , la sobreestimación del TMR va desde 5.4% para el cono de 4 mm (el haz es más duro), hasta 8.1% y 7.6% para los conos de 10 y 20 mm, respectivamente.

- Este efecto de sobrerrespuesta en profundidad no es tan marcado en la película EDR2, la cual muestra diferencias máximas con el SFD de 4.7%, 2.9% y 1.5% para los conos de 4, 10 y 20 mm, respectivamente ( $d > d_{\text{máx}}$ ). Cabe resaltar que en el caso del cono más grande, dicha discrepancia se encuentra dentro de las barras de incertidumbre de la película.

El hecho de usar un maniquí de agua sólida puede ser una fuente de error en las mediciones, aunque Allahverdi y cols. (1999) y Ramaseshan y cols. (2008) han demostrado que tiene un efecto mínimo en la dosimetría relativa y absoluta de campos estándar. Se cree que tanto el proceso de revelado como la dependencia con la energía y la tasa de dosis de las películas tienen mayor influencia sobre los resultados. La perturbación del agua sólida y su efecto sobre la dosimetría de campos pequeños constituye una línea de investigación a futuro, derivada de este trabajo.

Es importante enfatizar la dificultad del tratamiento experimental de las películas radiográficas, sobre todo en la región de incremento. Si bien la calidad de las medidas mejora después de esta región al caracterizar la plantilla de calibración a cada profundidad, en esta zona la película no resulta adecuada (Figura 6-10, Figura 6-11 y Figura 6-12). Como ejercicio, se repitió la medición en la región de incremento con el cono de 10 mm empleando película XV2 (la más abundante). Esto se hizo cuatro veces bajo distintas condiciones (Figura 7-2). Se confirmó así, que ni usando otra máquina reveladora optimizada para XV2, ni dejando las películas en su envoltura, ni minimizando las cavidades de aire se logró mejorar la calidad de las mediciones en esta región. No se logró identificar la causa de dicho comportamiento, pero probablemente sea debido a los altos gradientes de dosis, inestabilidad de las condiciones de revelado, etc. Se recomienda no emplear películas radiográficas para profundidades menores que  $d_{\text{máx}}$ .



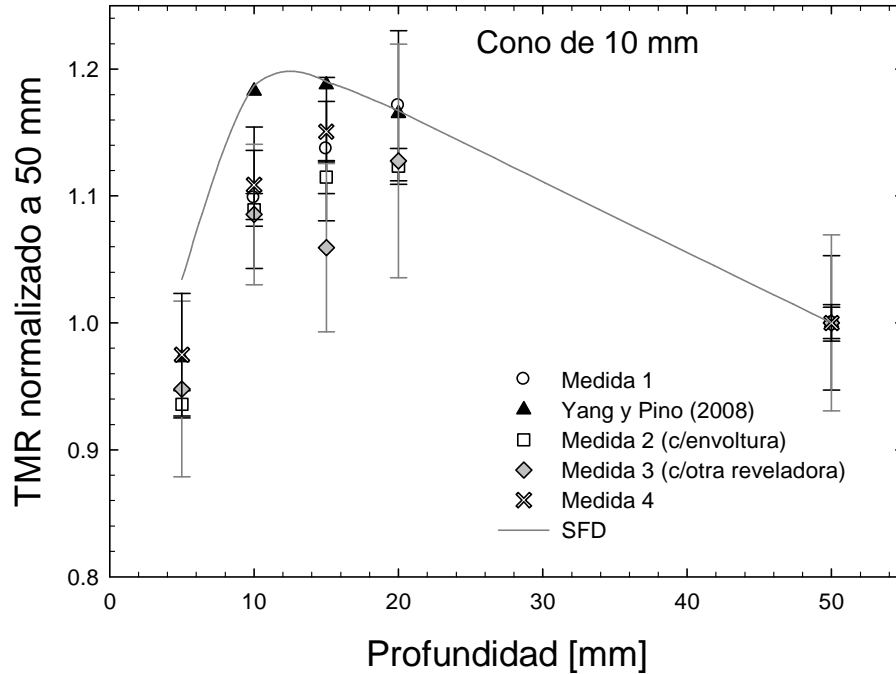


Figura 7-2. Múltiples mediciones en la región de incremento del TMR para el cono de 10 mm usando película XV2 y variando las condiciones de medición. La “Medida 1” y la “Medida 4” se llevaron a cabo con la metodología de la sección 5.2.3, pero distintos días; la “Medida 2 (c/envoltura)” se llevó a cabo irradiando las películas sin desnudarse; la “Medida 3 (c/otra reveladora)” se llevó a cabo revelando las películas con una reveladora de otro centro de salud.

La película EBT2 es, en general, mejor comportada que las películas radiográficas. De la Tabla 6-8, la Tabla 6-9 y la Tabla 6-10 se observa que, salvo algunas fluctuaciones, se tiene concordancia con el SFD *a todas las profundidades para todos los tamaños de campo*, dentro de la magnitud de las barras de incertidumbre experimental. Las lecturas obtenidas con esta película son reproducibles en la región de incremento, y a diferencia de las radiográficas, son consistentes con una tendencia, precisamente, de incremento de dosis con la profundidad.

## 7.4 Incertidumbres

### 7.4.1 Incertidumbre en las curvas de calibración

En el caso de la película XV2, se tomó como ejemplo el caso de las plantillas de calibración empleadas en la medición del TMR del cono de 4 mm (ver Figura 7-3). En primer lugar, nótese cómo la incertidumbre en la netOD se incrementa conforme se trabaja en los extremos del intervalo dinámico (bajas y altas dosis), siendo más notable el efecto a bajas dosis. Véase también cómo la

incertidumbre en la  $\sigma_{\text{netOD}}$  crece con la profundidad, por lo menos antes de alcanzar una  $\text{netOD} = 1$ . Se observó que para valores de  $\text{netOD} > 1$ , el ruido en la película comienza a ser grande en comparación con el PV que es bajo debido a la cercanía con la saturación, y, por otro lado, el ruido de fondo asociado a la presencia de fotones dispersados crece con la profundidad. Un comportamiento similar exhibe la película EDR2, que incluso tiene valores similares de  $\sigma_{\text{netOD}}$ . La incertidumbre en la dosis fue casi constante, del orden de 1.4%.

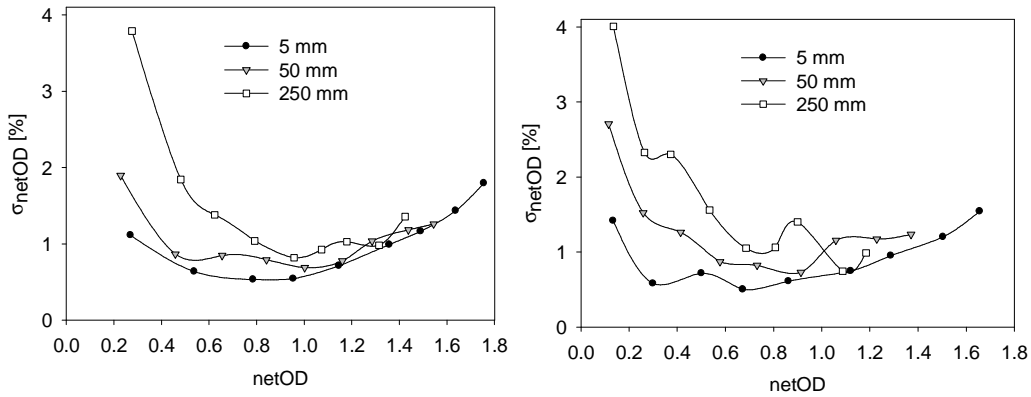


Figura 7-3. Ejemplo de la incertidumbre total en la netOD de la curva de calibración de las películas XV2 (*derecha*) y EDR2 (*izquierda*).

En el caso de la película EBT2, la incertidumbre en la netOD crece conforme la dosis disminuye y se muestra en la Figura 7-4. La incertidumbre en la dosis fue siempre menor que 1.3%. Se observa que la respuesta de la película que tiene mayor incertidumbre en la curva de calibración es la EBT2. Los valores de incertidumbre de la Figura 7-4 contrastan con los de la literatura ( $\leq 1\%$  según (Bouchard y cols., 2009)) debido a que en este trabajo se tomó en cuenta la variación en la respuesta de película a película ( $\sigma_{\text{film-film}}$ ).

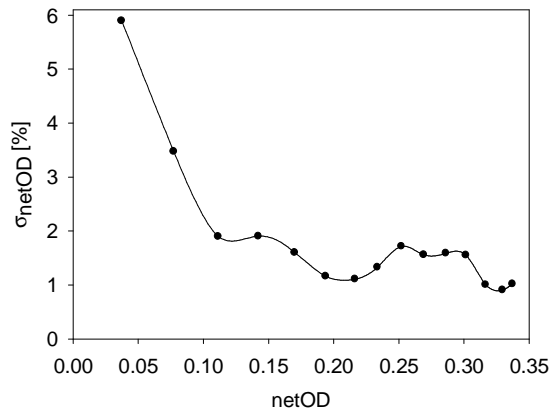


Figura 7-4. Incertidumbre total en la netOD de la curva de calibración de las películas EBT2.

### 7.4.2 Incertidumbre en los OF

En el caso de la película EBT2, las contribuciones a la incertidumbre provenientes tanto del ruido ( $\sigma_{ROI}$ ) como de la reproducibilidad de la película ( $\sigma_{film-film}$ ) son del mismo orden. Véase la Figura 7-5, en la que se muestran las barras de incertidumbre totales, y las barras de incertidumbre considerando sólo la componente  $\sigma_{ROI}$ . Cabe mencionar que  $\sigma_{fit}$  es de 0.12 cGy, y  $\sigma_{linac}$  tiene un valor de 0.26 cGy. La mayor incertidumbre porcentual en el OF se registró para el cono de 20 mm ( $1\sigma = 2.9\%$ ). Para el resto de los conos fue menor o igual que 2.7%.

En el caso de la película XV2, toma menor importancia la  $\sigma_{film-film}$ , y en cambio comienza a figurar el  $\chi^2$ . El orden de  $\chi^2$  varió con cada trozo de película, pero estuvo en el intervalo de 0.36 a 0.79 cGy. La mayor incertidumbre porcentual en el OF se registró para el cono de 4 mm ( $1\sigma = 3.1\%$ ). Para el resto de los conos fue menor o igual que 2.7%.

En el caso de la película EDR2, es el parámetro  $\chi^2$  el que contribuye más a la incertidumbre. El orden de  $\chi^2$  estuvo en el intervalo de 4.4 a 6.0 cGy. En tanto, el  $\sigma_{linac}$  fue de 0.29 cGy. La mayor incertidumbre porcentual en el OF se registró para el cono de 4 mm ( $1\sigma = 4.8\%$ ). Para el resto de los conos fue menor o igual que 4.0%.

En el caso del SFD, la incertidumbre estuvo siempre por debajo del 0.3% para todos los tamaños de campo (Apéndice 9.1.1).

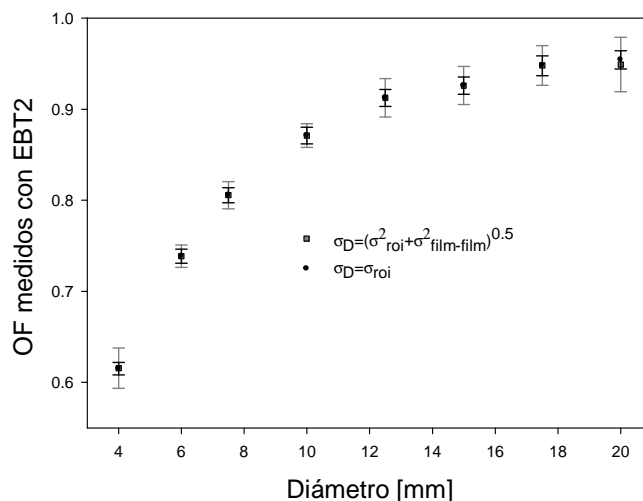


Figura 7-5. Comparación de la contribución a la incertidumbre de los OF de cada componente de  $\sigma_D$  en la película EBT2.

### 7.4.3 Incertidumbre en los OAR

En la Tabla 7-1 se analiza la incertidumbre máxima en la región plana de los OAR de los conos de SRS medidos con las tres clases de película:

Tabla 7-1. Incertidumbre porcentual máxima en la región central del OAR de los conos de SRS medidos con dosímetros de película.

Diámetro [mm]	EBT2 (%)	XV2 (%)	EDR2 (%)
4	1.3	1.5	6.0
6	1.2	1.3	1.8
7.5	1.2	1.2	2.0
10	1.3	1.1	1.8
12.5	1.5	1.2	2.3
15	2.3	1.1	2.8
17.5	1.5	1.1	2.4
20	1.6	1.1	1.7

Se observa que las películas EBT2 y XV2 tienen incertidumbres alrededor del 1% en la región central del perfil. No obstante, en las regiones de gradiente y de penumbra la incertidumbre se dispara inaceptablemente ( $> 10\%$  y  $> 20\%$ , respectivamente). La película EDR2 resultó ser la de menor precisión en la medición de los OAR de los campos pequeños analizados en este estudio.

#### 7.4.4 Incertidumbre en los TMR

En el caso de la película EBT2, la incertidumbre de los TMR es del orden de 4% para el cono de 4 mm, de 3% para el cono de 10 mm, y 3% para el cono de 20 mm. En este tipo de película, la mayor contribución a la incertidumbre proviene de la incertidumbre en la lectura de la netOD. Al igual que en los OF,  $\sigma_{\text{linac}}$  y  $\sigma_{\text{fit}}$  contribuyen poco a la incertidumbre total del TMR. Y la no homogeneidad en la respuesta de película a película ( $\sigma_{\text{film-film}}$ ) cobra menor relevancia que en el caso de la medición de OF.

En el caso de la película EDR2, la incertidumbre de los TMR es del orden de 4% para el cono de 4 mm, de 3% para el cono de 10 mm, y de 3% para el cono de 20 mm. En este tipo de película, la incertidumbre en la medición del fondo contribuye en buena medida a la incertidumbre total. De igual forma,  $\sigma_{\text{linac}}$  y  $\sigma_{\text{film-film}}$  son despreciables, pero no así  $\sigma_{\text{fit}}$ .

En el caso de la película XV2, la incertidumbre de los TMR es del orden de 5% para el cono de 4 mm, de 2% para el cono de 10 mm, y de 3% para el cono de 20 mm. El desglose de incertidumbres es similar al de la película EDR2.

## 7.5 Tiempos y costos de las mediciones

Se hizo un estimado de la cantidad de material y del tiempo empleado en la totalidad de mediciones de esta tesis, para tener idea de las consideraciones que habrían de tomarse en cuenta si se quisiera caracterizar un equipo para uso clínico similar al Novalis usando detectores de película. Los siguientes cálculos no toman en cuenta la cantidad de material empleado en repeticiones, pruebas, equivocaciones, etc., y suponen que las mediciones se realizan de manera “eficiente” por un usuario con destreza en la metodología de medición especificada en secciones anteriores.

En total se utilizaron 10 hojas completas de película EBT2, 66 de XV2, y 66 de EDR2. En este sentido, por cada peso gastado en llevar a cabo la dosimetría con película radiocrómica, se gastaron \$0.83 y \$2.50 para llevar a cabo la dosimetría con película XV2 y EDR2, respectivamente. En primera instancia podría pensarse que, para optimizar costos en un 17%, convendría que la película XV2 tuviera un desempeño similar al de las películas EBT2, para poder hacer el reemplazo correspondiente. No obstante, teniendo en mente el costo adicional de equipos y materiales necesarios para el manejo de dichas películas (llámese reveladora, químicos, mantenimiento, luz de seguridad, cuarto oscuro), el uso de XV2 no supone ventajas ante el uso de película EBT2. Aún más drástico es el caso de la película EDR2, donde resulta que el costo se dispara. Ahora bien, pensando en la desventaja que representa el no contar con un maniquí de escaneo automático para el uso de película radiocrómica, se exploró la posibilidad de emplear un maniquí de agua sólida. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la dosimetría relativa obtenida en este trabajo, y las irradiaciones en agua sólida.

Hablemos ahora de tiempos. Teniendo en cuenta el corte, colocación, irradiación, lectura y análisis de las películas, se estimó un total de 50 horas *continuas* para llevar a cabo la caracterización de campos pequeños con película radiocrómica y película XV2, y un total de 77 horas continuas para hacerlo con película EDR2.

En cuanto a facilidad de uso y protocolos de manejo, la experiencia personal nos hace preferir las películas radiocrómicas sobre las radiográficas. Las primeras demandan menos cuidados especiales que las segundas. En particular, el revelado y la calibración película por película dificulta el manejo de dichos detectores.

## 8. Recomendaciones generales y conclusiones del trabajo

En este trabajo se midieron los parámetros necesarios para alimentar el sistema de planeación de tratamientos de radioneurocirugía del INNN con el algoritmo de Clarkson. Específicamente, se obtuvieron los factores de salida, los perfiles fuera de eje, y los cocientes tejido-máximo de haces de fotones de alta energía delimitados con colimadores cónicos de diámetros entre 4 y 20 mm. Se emplearon dosímetros de película radiográfica (XV2 y EDR2 de Kodak®) y radiocrómica (EBT2 de Gafchromic®), así como un diodo estereotáctico (SFD de Scanditronix®).

En primer lugar, se validaron las medidas del SFD con valores de la literatura, de tal manera que la evaluación del desempeño de las películas se hiciera tomando al diodo como referencia.

Este trabajo puede servir como guía inicial de acciones para la caracterización de haces de radiación *pequeños* con dosímetros de película, según la metodología detallada en los Capítulos 4 y 5, y dentro de los intervalos de uso que se especifican en la Tabla 8-1:

Tabla 8-1. Intervalos de uso recomendados para películas EBT2, XV2 y EDR2 en la medición de OF, TMR y OAR.

	<b>EBT2</b>	<b>XV2</b>	<b>EDR2</b>
<b>OF</b>	Para conos con diámetro $\geq 10$ mm	Ninguno	Para conos con diámetro $\geq 12.5$ mm
<b>Incertidumbre en OF</b>	Entre 1.9 y 2.9%	Entre 2.0 y 3.1%	Entre 3.1 y 4.8%
<b>OAR</b>	Sí	Sí. Mejor concordancia con SFD a partir del cono de 12.5 mm	Sí. Mejor concordancia con SFD a partir del cono de 12.5 mm
<b>Incertidumbre en región central del OAR (exceptuando cono de 4 mm)</b>	< 1.6%	< 1.3%	< 2.8%
<b>TMR</b>	Sí	No	Sólo para el cono de 20 mm
<b>Incertidumbre en TMR (conos de 4, 10 y 20 mm) menor que:</b>	4%, 3%, 3%	5%, 2%, 3%	4%, 3%, 3%
<b>Región de incremento</b>	Sí	No	No

A su vez, se sugiere tomar en cuenta las siguientes recomendaciones:

- Conseguir del fabricante información sobre la composición exacta de la capa activa de la película EBT2 para poder evaluar el impacto en la dosimetría de campos pequeños de la composición real de la película, según la metodología que se sugiere en la sección 9.5.
- Entre las películas estudiadas, la película EBT2 es la más precisa en la medición de OF y TMR. Es asimismo, la que muestra mayor concordancia con el SFD en la medición de OF, OAR y TMR.
- En la medida de lo posible, no se debiera usar película radiográfica para caracterizar los TMR en la región de incremento, y menos si no se tiene control sobre las condiciones de revelado.
- La película XV2 exhibe un marcado problema de sobrerrespuesta al obtener la dosis en profundidad de campos con dimensiones  $\geq 10$  mm de diámetro. No se recomienda su uso para medir los TMR de dichos campos.
- Siguiendo la metodología planteada en este trabajo, resulta más conveniente, en términos de costo-desempeño, usar película radiocrómica que radiográfica. Además, la facilidad de uso de las películas radiocrómicas es mayor que la de las películas radiográficas.

# 9. Apéndices

## 9.1 Dosimetría relativa de accesorios cónicos del Novalis® de 6 MV reportados en la literatura y medidos con SFD en el INNN

### 9.1.1 Medición de OF, TMR y OAR con SFD (Metodología del INNN)

#### Materiales y equipo:

- Maniquí de escaneo automático marca PTW-Freiburg modelo MP3-XS.
- Scanditronix SFD, diodo estereotáctico (p-Si, 0.6 mm de diámetro y punto efectivo a 0.6 mm de la superficie)
- Electrómetro PTW UNIDOS, con software TanSoft 1.11.

#### Consideraciones importantes:

Las mediciones con SFD se llevan a cabo con el vástago paralelo al haz de radiación (Dieterich y Sherouse, 2011), (Klein y cols., 2010). La alineación del SFD es crucial, por la marcada dependencia direccional de este detector. La respuesta del SFD con el vástago perpendicular al eje del campo es el 78% de la respuesta con el vástago paralelo al haz (Heydarian, Hoban y Beddoe, 1996). Asimismo, no puede olvidarse desplazar el SFD hacia la superficie del agua, tomando en cuenta la ubicación de su punto efectivo.

#### Medición de OF

Bajo la geometría de irradiación de la sección 2.1, se abrió un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  con las quijadas y se irradió el SFD con 100 UM, registrando su respuesta [nC]. Esto se hizo 5 veces consecutivas, y se determinó la señal promedio del diodo  $\bar{Q}_{10 \times 10} \pm \Delta \bar{Q}_{10 \times 10}$ .

Para cada cono, y bajo la misma geometría de irradiación, se utilizó la misma cantidad de UM y se midió la respuesta del diodo. Esto se repitió 5 veces, y se determinó la señal promedio del diodo  $\bar{Q}_c \pm \Delta \bar{Q}_c$ . Se empleó una tasa de dosis de 320 UM/min. Debido a la inestabilidad en la respuesta del diodo con el paso del tiempo, *se recomienda actualizar la respuesta  $\bar{Q}_{10 \times 10}$  a intervalos de tiempo regulares*. En este trabajo se midió el campo de referencia al inicio de las mediciones, y nuevamente tras medir la señal de 4 conos. En este sentido, la desviación de la señal con el tiempo (*drift*) se encontró de aproximadamente 1.4 pC/min, valor que se obtuvo midiendo la señal del SFD ante exposiciones de 50 UM a varios tiempos. Lo anterior con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , bajo geometría SAD = 100 cm, a 1.5 cm de profundidad.

El OF viene dado por:

$$OF^{SFD}(c) = \frac{\bar{Q}_c}{\bar{Q}_{10 \times 10}} \times f$$

con una incertidumbre asociada de:



$$\Delta OF^{SFD}(c) = OF^{SFD}(c) \sqrt{\left(\frac{\Delta \bar{Q}_{10x10}}{\bar{Q}_{10x10}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta \bar{Q}_c}{\bar{Q}_c}\right)^2 + \left(\frac{\Delta f}{f}\right)^2}$$

f es un factor de corrección por la sobrerrespuesta del diodo a los fotones de baja energía (Dieterich y Sherouse, 2011) (pico de absorción fotoeléctrica del silicio en 1.8 keV –capa K-). Dicho factor de corrección es mayor que 1 y se obtiene estimando la sobrerrespuesta del diodo para un campo de tamaño intermedio (digamos, 3×3 ó 4×4 cm<sup>2</sup>), donde la respuesta de una cámara de ionización es aún válida. Es decir, f tiene la forma:

$$f = \frac{OF^{CI}(4x4, 0, d = 1.5 \text{ cm})}{OF^{SFD}(4x4, 0, d = 1.5 \text{ cm})}$$

donde  $OF^{CI}$  es el factor de salida del campo de tamaño intermedio medido con cámara de ionización, y  $OF^{SFD}$  es el factor de salida del mismo campo medido con SFD.

*Se encontró que  $f = 1.022$ .*

### **Medición de OAR**

Se empleó el software Mephysto (v.7.3.1., USA) para controlar desde la consola del equipo la posición del diodo dentro del maniquí de escaneo automático. Se empleó un haz cuya duración permitiese completar la medición de perfiles (aproximadamente 3 min). Se empleó una tasa de dosis de 320 UM/min.

Para cada uno de los 8 conos, se midieron dos perfiles radiales, uno sobre el eje de rotación del gantry y otro en dirección perpendicular a dicho eje, sobre el plano del isocentro. Luego, ambos se promediaron. Se empleó una resolución de 0.5 mm, y el largo del perfil fue de 6 cm.

### **Medición de TMR**

Se midió la respuesta del diodo ante una exposición de 50 UM a las profundidades de: 5, 10, 15, 20, 50, 100, 150, 200 y 250 mm en agua. El TMR se obtuvo normalizando dichas respuestas a la profundidad de 15 mm. Se empleó una tasa de dosis de 320 UM/min. Al igual que en la medición de OF, *es necesario medir a intervalos de tiempo regulares la profundidad de normalización de los TMR.*

## **9.1.2 Datos de la literatura y mediciones del INNN**

### **OF**

En la referencia (Yang y Pino, 2008), se encuentran los OF de los colimadores cónicos medidos con SFD. De la Fig-3 de la referencia (Yin y cols., 2002) se pueden extraer los OF medidos con SFD. En el artículo de García-Garduño y cols. (2010) se encuentran los OF obtenidos con película EBT (GafChromic®). El SPT del INNN trabaja con los OF obtenidos con un SFD. Todos los datos mencionados se resumen en la Tabla 9-1.

Tabla 9-1. Factores de salida reportados en la literatura y medidos en el INNN con SFD

		Diámetro del colimador [mm]							
		4	6	7.5	10	12.5	15	17.5	20
OF	(Yang y Pino, 2008) SFD	0.648	0.760	0.822	0.867	0.891	0.913	0.922	0.929
	(Yin y cols., 2002) SFD	0.627	0.753	0.807	0.854	0.882	0.899	0.914	0.924
	(García-Garduño y cols., 2010) EBT	0.676	0.795	0.858	0.915	0.933	0.957	0.963	0.969
	INNN (SFD)	0.664	0.772	0.830	0.885	0.915	0.929	0.941	0.953

Las diferencias del OF medido con SFD en el INNN y el OF reportado en cada referencia se muestra en la Tabla 9-2. Se puede observar que la mayor discrepancia (3.7%) se da para el cono de 4 mm con lo medido por (Yin y cols., 2002). Sin embargo, para el resto de los tamaños de campo, la diferencia no supera el 3.3%. En particular, todos los OF medidos en el INNN coinciden con los reportados por García-Garduño (García-Garduño y cols., 2010) con película EBT dentro de las barras de incertidumbre. Las mayores diferencias se encontraron con lo reportado por (Yin y cols., 2002). Una mejor visualización de la magnitud de las diferencias se aprecia en la Figura 9-1.

Tabla 9-2. Diferencia porcentual (relativa al OF del campo de referencia) entre los OF medidos en el INNN y los OF reportados en la literatura. Se muestra  $(OF_{\text{INNN}} - OF_{\text{literatura}}) \times 100$

		Diámetro del colimador [mm]							
		4	6	7.5	10	12.5	15	17.5	20
Diferencia del OF medido en el INNN respecto a la literatura (%)	(Yang y Pino, 2008) SFD	1.6	1.2	0.8	1.8	2.4	1.6	1.9	2.4
	(Yin y cols., 2002) SFD	3.7	1.9	2.3	3.1	3.3	3	2.7	2.9
	(García-Garduño y cols., 2010) EBT	-1.2	-2.3	-2.8	-3	-1.8	-2.8	-2.2	-1.6

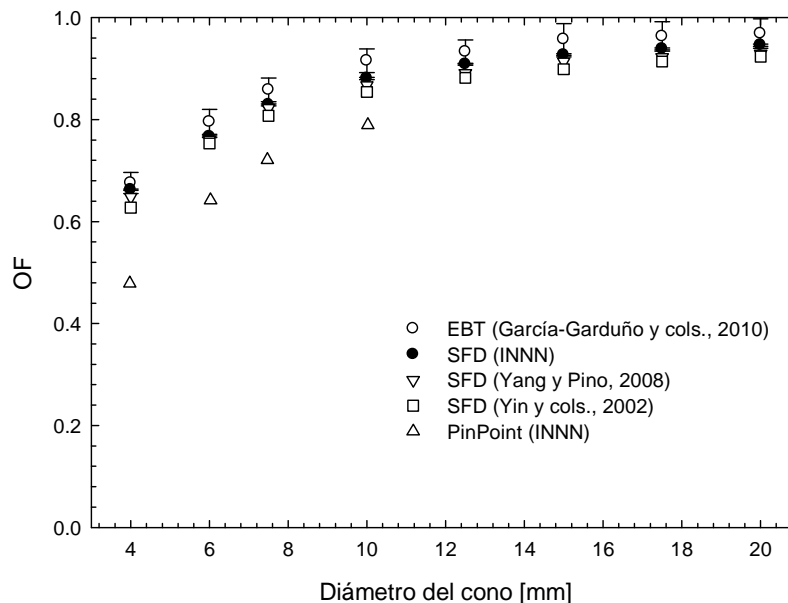


Figura 9-1. Factores de salida de colimadores cónicos de diversos diámetros medidos con diferentes detectores. Se comparan los OF medidos en el INNN usando SFD con los OF reportados en la literatura. A manera de referencia, se grafican los OF obtenidos con cámara PinPoint, los cuales son bajos en comparación con el resto de los detectores.

## TMR

En la referencia (Yang y Pino, 2008), se encuentran los TMR de los colimadores cónicos medidos con una mini-cámara de ionización CC01 (Scanditronix-Wellhofer). En el artículo de García-Garduño y cols. (2010) se encuentra el TMR del cono de 4 mm obtenido con película EBT; en comunicación personal con los autores se obtuvieron el resto de los TMR para los demás tamaños de campo. El SPT del INNN trabaja con los TMR obtenidos con SFD. Los resultados se resumen en la Tabla 9-3.

Tabla 9-3. TMR de colimadores cónicos reportados en la literatura y medidos con SFD en el INNN.

Profundidad [cm]	TMR (Yang y Pino, 2008)			TMR (García-Garduño y cols., 2010) EBT			TMR (INNN) SFD		
	Diámetro del colimador [mm]								
	4	10	20	4	10	20	4	10	20
0.5	0.904	0.819	0.787	-	-	-	0.981	0.869	0.824
1.0	1.024	0.996	0.974	-	-	-	1.022	0.997	0.976
1.5	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
2.0	0.974	0.981	0.982	0.969	0.980	0.967	0.974	0.981	0.989
5.0	0.819	0.842	0.851	0.825	0.852	0.828	0.820	0.840	0.858
10.0	0.616	0.645	0.661	0.646	0.654	0.679	0.617	0.645	0.667
15.0	0.466	0.498	0.514	0.493	0.514	0.553	0.467	0.498	0.519
20.0	0.359	0.388	0.400	0.384	0.408	0.405	0.358	0.386	0.405
25.0	0.270	0.302	0.315	0.310	0.312	0.338	0.274	0.301	0.318

Las diferencias de los TMR medidos con SFD en el INNN y los reportados en cada referencia se muestran en la Tabla 9-4. Se puede observar que los datos del INNN concuerdan muy bien (dentro del 0.7%) con los datos de (Yang y Pino, 2008) para profundidades mayores que 5 mm. En el caso de las mediciones con EBT, la diferencia aumenta conforme se incrementa la profundidad en agua; la mayor diferencia registrada fue de 3.6%.

Tabla 9-4. Diferencia porcentual (relativa al TMR de 15 mm) entre los TMR medidos en el INNN y los reportados en la literatura. Se muestra  $(TMR_{INNN} - TMR_{literatura}) \times 100$

Profundidad [cm]	Diferencia con TMR de (Yang y Pino, 2008) SFD [%]			Diferencia con TMR de (García-Garduño y cols., 2010) EBT [%]		
	Diámetro del colimador [mm]					
	4	10	20	4	10	20
0.5	7.7	5.0	3.7	-	-	-
1.0	-0.2	0.1	0.2	-	-	-
1.5	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
2.0	0.0	0.0	0.7	0.5	0.1	2.2
5.0	0.1	-0.2	0.7	-0.5	-1.2	3.0
10.0	0.1	0.0	0.6	-2.9	-0.9	-1.2
15.0	0.1	0.0	0.5	-2.6	-1.6	-3.4
20.0	-0.1	-0.2	0.5	-2.6	-2.2	0.0
25.0	0.4	-0.1	0.3	-3.6	-1.1	-2.0

## OAR

De la Figura 9-2 a la Figura 9-9 se muestran los perfiles radiales medidos con SFD en el INNN, y los OAR reportados en los artículos de referencia mencionados en secciones anteriores (Yin y cols., 2002), (García-Garduño y cols., 2010) y en el artículo de Yang y cols. (2010).

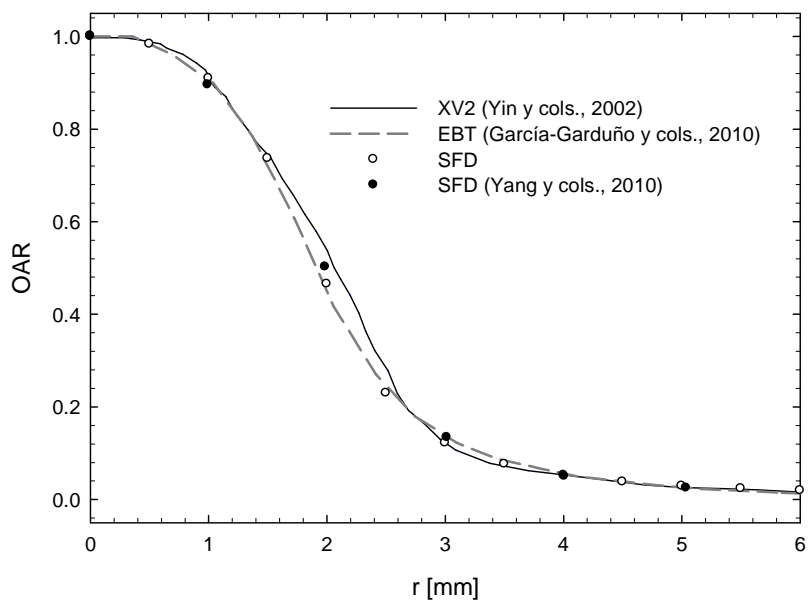


Figura 9-2. Perfil fuera de eje del colimador de 4 mm obtenido con diversos dosímetros y SFD.

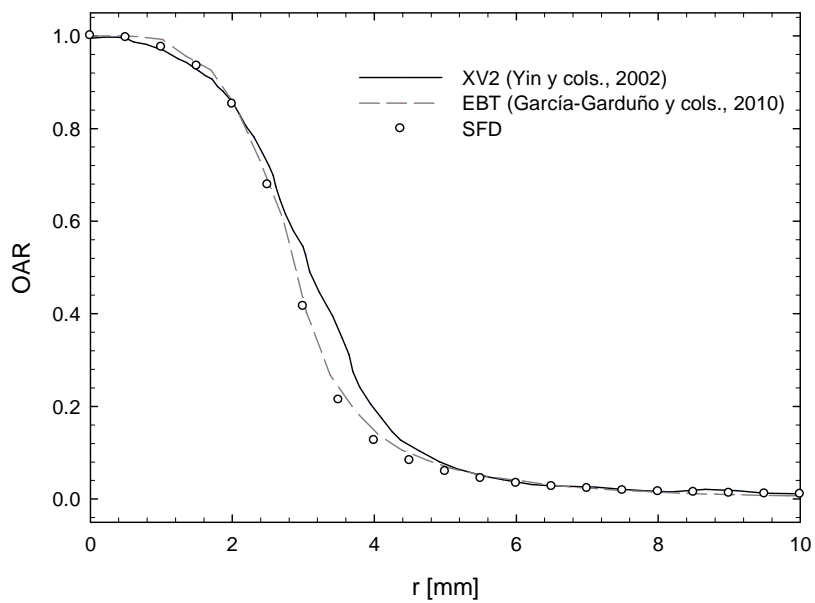


Figura 9-3. Perfil fuera de eje del colimador de 6 mm obtenido con diversos dosímetros y SFD.

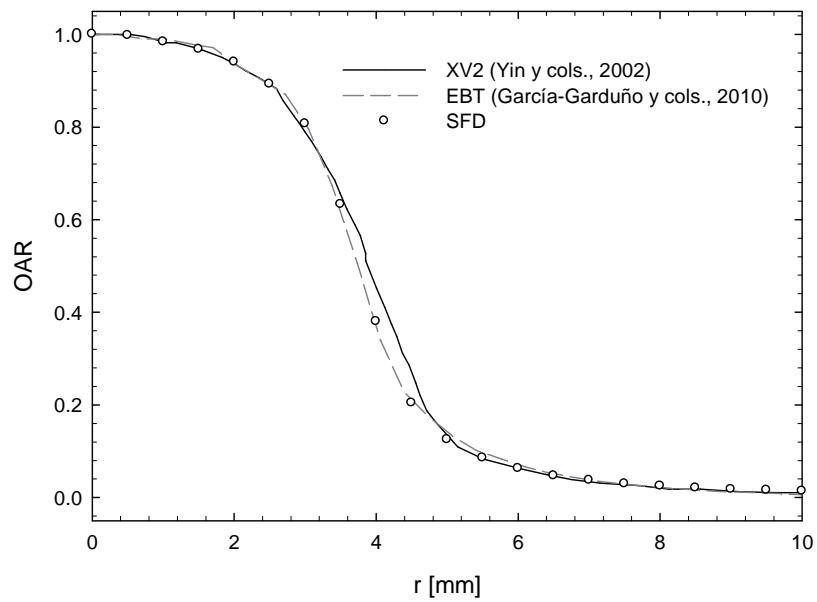


Figura 9-4. Perfil fuera de eje del colimador de 7.5 mm obtenido con distintos dosímetros y SFD.

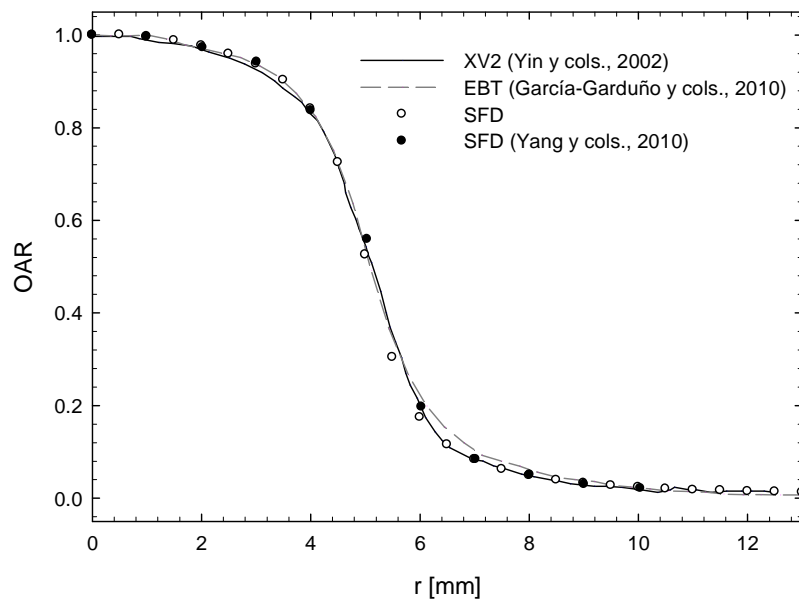


Figura 9-5. Perfil fuera de eje del colimador de 10 mm obtenido con distintos detectores y SFD.

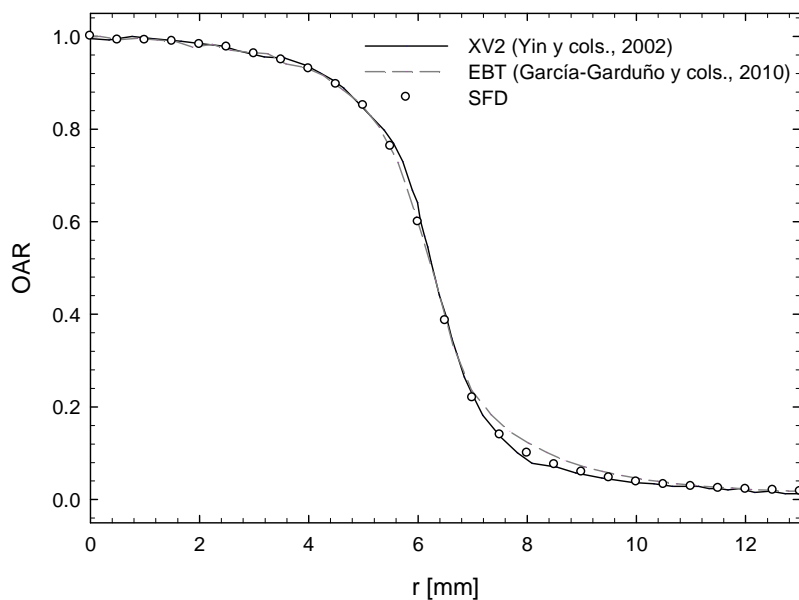


Figura 9-6. Perfil fuera de eje del colimador de 12.5 mm obtenido con distintos detectores y SFD.

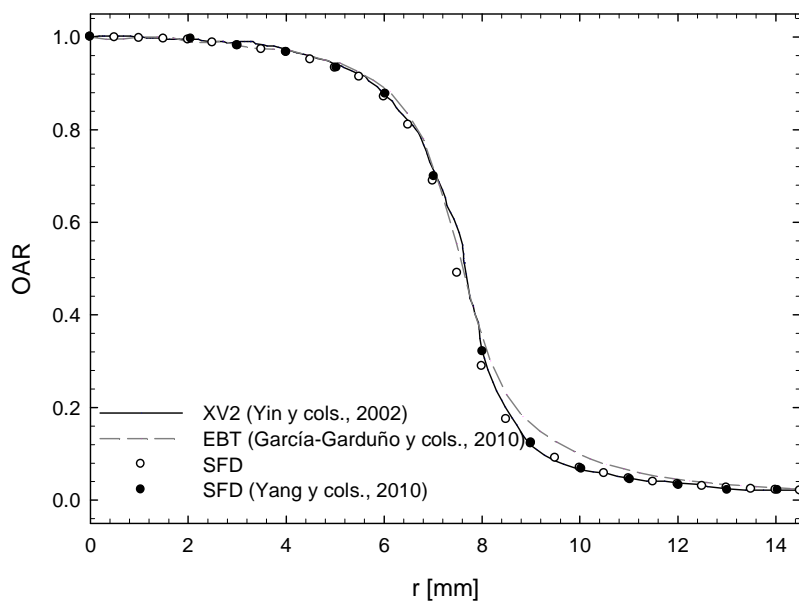


Figura 9-7. Perfil fuera de eje del colimador de 15 mm obtenido con distintos detectores y SFD.

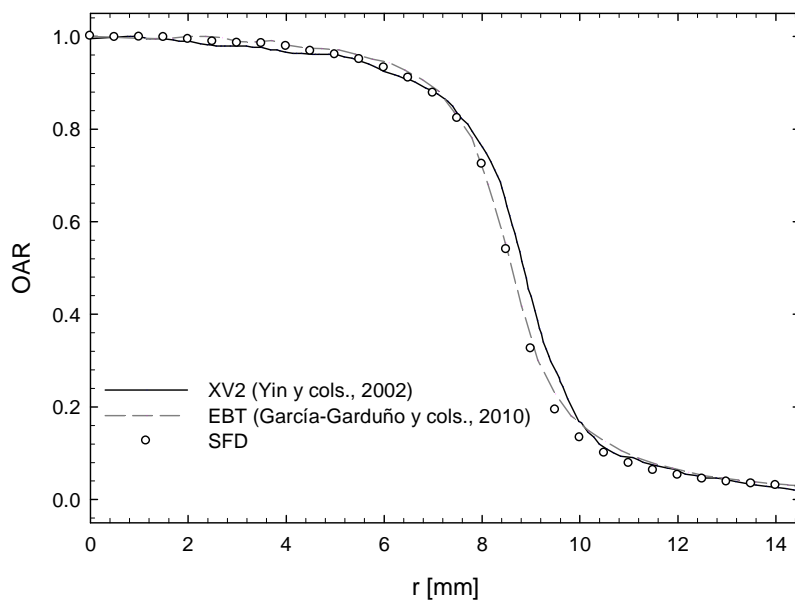


Figura 9-8. Perfil fuera de eje del colimador de 17.5 mm obtenido con distintos detectores y SFD.

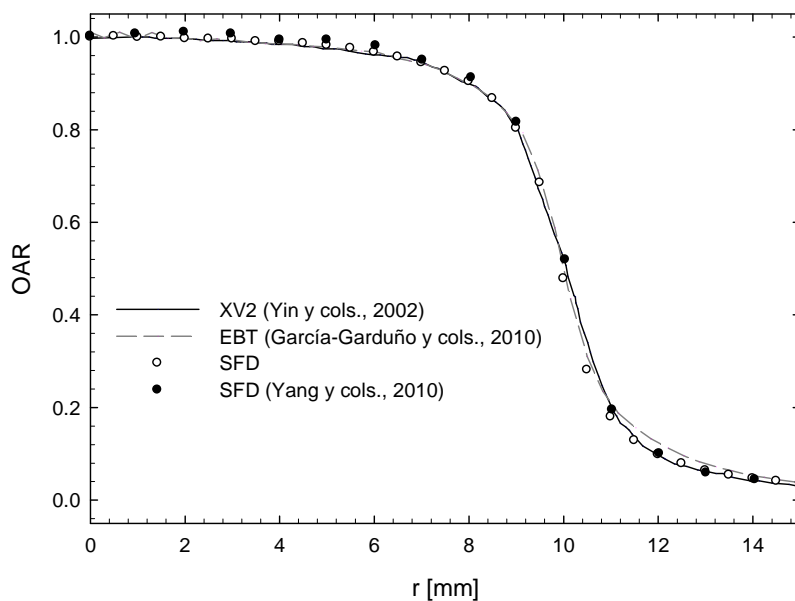


Figura 9-9. Perfil fuera de eje del colimador de 20 mm obtenido con distintos detectores y SFD.

De la Figura 9-2 a la Figura 9-9 se muestra buena concordancia entre los OAR reportados en la literatura y los medidos con el SFD. Una razón más para confiar en el SFD es que, según un estudio de simulación Monte Carlo (Bjarnagard, Tsai y Rice, 1990), un detector de diámetro menor

que 2 mm produce datos de campos similares a los que arroja el cálculo MC para tamaños de campo de 5 mm o más.

En cuanto a la comparación de las penumbras 80-20% y 90-10% y el FWHM, se tiene asimismo buena concordancia, según se observa de la Tabla 9-5 a la Tabla 9-7.

Tabla 9-5. Penumbra 80-20% [mm] de colimadores cónicos medida en el INNN y reportada en la literatura

Diámetro [mm]	SFD* (INNN)	(Yin y cols., 2002)** SFD	(García-Garduño y cols., 2010)*** EBT
4	1.4	1.4	1.3
6	1.5	1.7	1.5
7.5	1.6	1.8	1.5
10	1.7	1.8	1.9
12.5	1.8	1.8	1.9
15	1.9	1.9	2.0
17.5	1.9	2.0	2.0
20	1.9	2.1	2.0

\*La incertidumbre no rebasa el 0.1 mm; \*\*No reporta incertidumbres; \*\*\* La incertidumbre no rebasa el 0.07 mm

Tabla 9-6. Penumbra 90-10% [mm] de colimadores cónicos medida en el INNN y reportada en la literatura

Diámetro [mm]	SFD (INNN)	(Yin y cols., 2002) SFD	(García-Garduño y cols., 2010) EBT
4	2.3	2.2	2.3
6	2.6	2.9	2.6
7.5	2.9	3.0	3.0
10	3.2	3.4	3.5
12.5	3.5	3.5	3.9
15	3.7	3.5	4.1
17.5	3.9	4.0	4.1
20	4.1	4.0	4.5

\*La incertidumbre no rebasa el 0.1 mm; \*\*No reporta incertidumbres; \*\*\* La incertidumbre no rebasa el 0.07 mm

Tabla 9-7. FWHM [mm] de colimadores cónicos medida en el INNN y reportada en la literatura

Diámetro [mm]	SFD (INNN)	(Yin y cols., 2002) SFD	(García-Garduño y cols., 2010) EBT
4	3.9	4.1	3.8
6	5.8	6.1	5.8
7.5	7.6	7.7	7.5
10	10.1	10.3	10.2
12.5	12.5	12.5	12.5
15	15.0	15.3	15.2
17.5	17.3	17.7	17.2
20	20.0	20.1	20.2

\*La incertidumbre no rebasa el 0.1 mm; \*\*No reporta incertidumbres; \*\*\* La incertidumbre no rebasa el 0.07 mm

## 9.2 Caracterización de la plantilla de calibración “rápida”

La dosis en agua  $D(n_i, z)$  que fue impartida en cada cuadro  $n_i$  de la plantilla de calibración rápida (ver Figura 9-10) se obtiene de la siguiente ecuación:



$$D(n_i, z) [cGy] = UM \times TMR'(z) \times f_d(n_i, z)$$

donde UM es el número de unidades monitor empleadas para la irradiación del patrón completo, el TMR'(z) es el TMR a la profundidad z, pero normalizado a 5 cm (profundidad donde se obtuvo el rendimiento del haz), y  $f_d(n_i, z)$  es la fracción de dosis (relativa al centro de un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a la profundidad z) en el cuadro  $n_i$ , y es función de la profundidad y de la radiación dispersa de los demás cuadros  $n_j$ .

Un ejemplo de dichos factores, para las profundidades de 1.5 y 25 cm se muestra en la Figura 9-10.

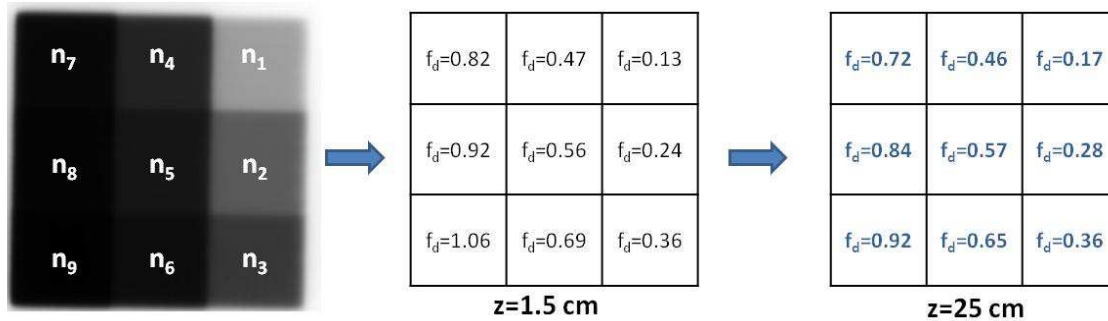


Figura 9-10. Ejemplos de los porcentajes de la dosis relativa a un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ( $f_d$ ) que recibe cada cuadro ( $n_i$ ) de la plantilla de calibración rápida de películas radiográficas, dependiendo de la profundidad de la medición (z).

La obtención de los factores  $f_d$  se explica a continuación. Se trata de encontrar el porcentaje de la dosis relativa a un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ( $f_d$ ) que recibe cada uno de los 9 cuadros ( $n_i$ ) de la plantilla de calibración de las películas radiográficas. Dicho factor varía con la profundidad de medición.

### Materiales y equipo:

- Maniquí de escaneo automático marca PTW-Freiburg modelo MP3-XS.
- Cámara de ionización tipo Semiflex® (PTW-Freiburg) modelo 31010 con alimentación de electrómetro Unidos® (PTW-Freiburg).

### Método:

- Bajo geometría de irradiación SAD = 100 cm,  $z = 1.5 \text{ cm}$ , se alinea el punto efectivo de la cámara de ionización en el centro del cuadro  $n_i$  de la plantilla de calibración.
- Se irradia el patrón de intensidad modulada de la plantilla utilizando 400 UM (repitiendo 5 veces la medida), y se determina la señal promedio de la cámara,  $Q_i \pm \Delta Q_i$  [nC].
- Bajo la misma geometría, se coloca la cámara de ionización en el centro de un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y se hace una exposición de 400 UM (repitiendo 5 veces la medida). Se mide la señal promedio de la cámara,  $Q_{10 \times 10} \pm \Delta Q_{10 \times 10}$ .
- Se forma el siguiente cociente:

$$f_{d,i} = \frac{Q_i}{Q_{10 \times 10}} \pm \frac{Q_i}{Q_{10 \times 10}} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta Q_i}{Q_i}\right)^2 + \left(\frac{\Delta Q_{10 \times 10}}{Q_{10 \times 10}}\right)^2}$$

- Los pasos anteriores se repiten para cada uno de los 9 cuadros de la plantilla.

- El procedimiento se repite para cada una de las profundidades de interés. En este trabajo se hizo para las profundidades de 1.5, 10 y 25 cm, y se interpolaron los factores para las demás profundidades de interés.

La Figura 9-11 muestra el efecto de no tomar en cuenta la variación de los factores de dispersión ( $f_d$ ) con la profundidad, en la plantilla rápida de calibración de las películas XV2. Pareciera que el ruido en la película aumenta al incrementar la profundidad de calibración.

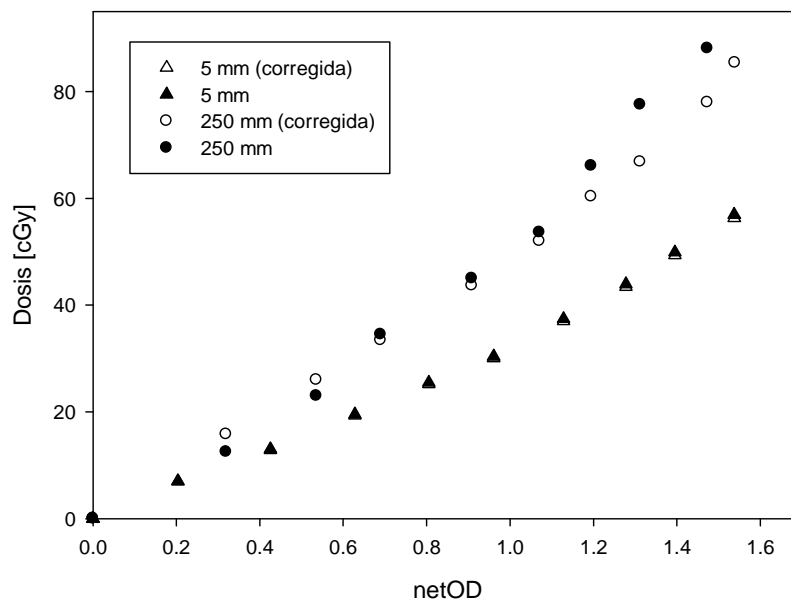


Figura 9-11. Efecto de no tomar en cuenta la variación de los factores  $f_d$  con la profundidad. La diferencia entre las curvas de calibración corregidas y no corregidas es mayor conforme la profundidad aumenta.

### 9.3 Clasificación de incertidumbres

En la Tabla 9-8 se muestra la clasificación de incertidumbres (A, B o estándar combinada) de los diversos términos que componen las incertidumbres, mencionados en las secciones 4.4.1, 4.4.2, 5.3.1.1, 5.3.1.2, y 5.3.1.3.

Tabla 9-8. Clasificación de incertidumbres involucradas en la calibración de las películas y la determinación de los OF, TMR y OAR en el presente trabajo

	Descripción	Tipo A	Tipo B	Incertidumbre estándar combinada
$\sigma_{netOD}$	Incertidumbre del promedio ponderado de tres medidas de netOD			✓
$\sigma_{film-film}$	Desviación estándar entre las netOD <sub>i</sub> medidas en películas irradiadas en las mismas condiciones	✓		
$\sigma_{ROI}$	Incertidumbre ponderada de las $\sigma_{netOD,i}$		✓	
$\sigma_{netOD,i}$	Incertidumbre de la netOD medida en la película i			✓
$\sigma_{PV_{0,i}}$ y $\sigma_{PV_i}$	Desviación estándar del PV que se leen en los	✓		

	histogramas de la ROI de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ en el centro de cada trozo de película			
$\sigma_{cal}$	Incertidumbre en la calibración absoluta del equipo (1.3%)			✓
$\sigma_{linac}$	Inestabilidad en la salida del linac, siendo función de las UM empleadas			✓
$\sigma_D$	Incertidumbre en la dosis impartida			✓
$\sigma_{TMR}$ (películas radiográficas)	Incertidumbre del TMR a la profundidad de calibración			✓
$\sigma_{fd}$	Incertidumbre del factor de dispersión $f_d$			✓
$\sigma_{D,i}$	Incertidumbre en la dosis de la película $i$			✓
$\sigma_{fit}$	Parámetro de ajuste $\chi^2$ de la curva de calibración		✓	
$\sigma_{D,netOD_i}$	Propagación de la $\sigma_{netOD,i}$ a lo largo de la forma analítica del ajuste de la curva de calibración			✓
$\sigma_{OF}$	Incertidumbre del OF medido con película			✓
$\sigma_{OAR}$	Incertidumbre del OAR medido con película			✓
$\sigma_{TMR}$	Incertidumbre del TMR medido con película			✓

## 9.4 Determinación de la inestabilidad en la salida del linac

Se trata de estimar la incertidumbre derivada de las fluctuaciones en la salida del haz pulsado de radiación del linac (Bouchard y cols., 2009). Básicamente, es un estimado de la diferencia porcentual entre las unidades monitor nominales y las unidades monitor entregadas. Haciendo esto a la profundidad en la cual se obtuvo el rendimiento del linac (donde  $1 \text{ UM} \rightarrow 1 \text{ cGy}$ ), se encuentra la diferencia entre la dosis nominal y la dosis impartida realmente. El procedimiento seguido para determinar la  $\sigma_{linac}$  en una irradiación de  $x \text{ UM}$  fue el siguiente:

1. Irradiar con 100 UM bajo geometría SAD = 100 cm, a profundidad = 5 cm (profundidad de calibración del equipo). Medir la señal (en carga) unas 5 veces con una cámara de ionización tipo PinPoint® (PTW-Freiburg). Calcular  $\overline{Q_1} \pm \Delta\overline{Q_1}$ .
2. Determinar la equivalencia de 1 UM en señal de carga:

$$1 \text{ UM} \rightarrow \frac{\overline{Q_1}}{100} \pm \frac{\Delta\overline{Q_1}}{100}$$

3. Medir la señal con la cámara de ionización  $\overline{Q_x} \pm \Delta\overline{Q_x}$  ante una exposición de  $x \text{ UM}$  bajo la misma geometría.
4. Las unidades monitor entregadas realmente serán:

$$\left( \frac{\overline{Q_x}}{\overline{Q_1}} \right) \pm \left( \frac{\overline{Q_x}}{\overline{Q_1}} \right) \cdot \sqrt{\left( \frac{\Delta\overline{Q_1}}{\overline{Q_1}} \right)^2 + \left( \frac{\Delta\overline{Q_x}}{\overline{Q_x}} \right)^2}$$

5. Dado que la relación es 1 a 1 entre UM y cGy en las condiciones de irradiación, se tiene que la incertidumbre en la razón entre dosis nominal y la dosis impartida es igual al cociente de UM nominales y UM entregadas. De manera que:

$$\sigma_{linac}(cGy) = \frac{\overline{Q}_x \cdot 100}{\overline{Q}_1} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta\overline{Q}_1}{\overline{Q}_1}\right)^2 + \left(\frac{\Delta\overline{Q}_x}{\overline{Q}_x}\right)^2}$$

La Figura 9-12 ilustra la variación de la inestabilidad del linac con la dosis:

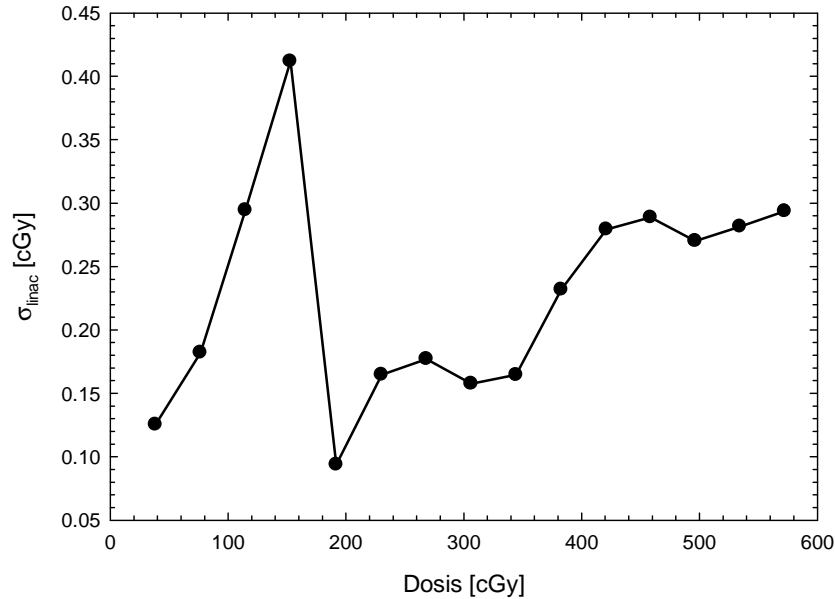


Figura 9-12.  $\sigma_{linac}$  como función de la dosis

## 9.5 Impacto de la composición de la película en la medición de campos pequeños

En esta sección se propone una metodología para medir el impacto de la composición de la película EBT2 en la medición de OF. Lo anterior se basa en encontrar factores de conversión entre la dosis en la película y la dosis en agua.

Es necesario modificar los OF medidos siguiendo a metodología de la sección 5.1.1 debido a que la curva de calibración empleada ( $D_{H_2O}$  vs netOD) es válida siempre y cuando se mida en las condiciones de referencia. En un principio, se supuso independencia de la respuesta de la película con la energía de la radiación, y por eso se calibró la película a una sola profundidad. No obstante, el OF tan bajo obtenido en la sección 6.1, sugiere que para campos pequeños no se puede suponer que la relación entre netOD y  $D_{H_2O}$  (obtenida para un campo relativamente grande) se conserva.

### 9.5.1 Dosis esperada en película EBT2 bajo condiciones de EPC

Para este tratamiento, se considera a la película inmersa en agua como una cavidad de material g (capa activa, ancho de 30  $\mu\text{m}$ ), con paredes de material equivalente a agua, inmersa en un medio de agua, irradiada uniformemente por un campo de rayos-X. Se supone además que el volumen sensible de la película es lo suficientemente pequeño como para no perturbar el campo de partículas cargadas secundarias (generadas por los fotones), y que existe EPC en la pared cerca de la cavidad.

Bajo estas condiciones, la dosis en un medio de agua ( $D_{H_2O}$ ) que remplazara a la película, viene dada por la siguiente expresión (Attix, 1986):

$$\frac{D_{H_2O}}{\bar{D}_g} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)^{H_2O}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)^g} = \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)^{H_2O}_g$$

donde los *promedios* de  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$  (coeficientes másicos de absorción de energía) se obtienen para el espectro de fotones generado por un campo de determinado tamaño c, a una profundidad específica d.

Es decir:

$$D_{H_2O} = \bar{D}_g \cdot f$$

donde:

$$f = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)^{H_2O}_c}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)^g_d} = f(c, d)$$

Con esa relación, cada punto en la curva de calibración de las películas EBT2, en la que se tiene la  $D_{H_2O}$  vs netOD, se puede modificar para obtener una curva  $\bar{D}_g$  vs netOD (ver Figura 9-13). El factor  $f$  ( $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , 5 cm) toma en cuenta la posible no equivalencia con tejido y la dependencia de la respuesta de la película con la energía de los fotones incidentes.

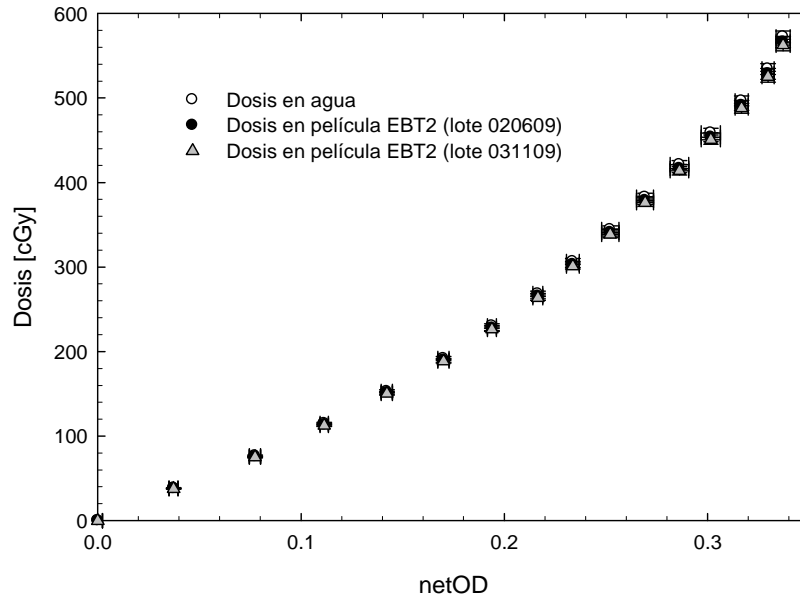


Figura 9-13. La relación entre dosis en agua y dosis en la película a través de la función  $f$ , para cada lote de película EBT2 de composición conocida (Sutherland y Rogers, 2010).

Luego, la curva de calibración *modificada* se puede utilizar para el resto de los casos (bajo condiciones de EPC), siempre y cuando se cuente con los espectros de fotones correspondientes al tamaño de campo y profundidad de interés. Dicho de otra manera, los cambios espectrales debidos al tamaño de campo o la profundidad se toman en cuenta al promediar  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ .

Finalmente, siguiendo el camino inverso, se puede obtener la  $D_{H_2O}$  a partir de la  $\bar{D}_g$  depositada en la película y el factor  $f(c,d)$  correspondiente a cada cono. Lo mismo se puede hacer con el campo de referencia usando el factor  $f(10 \times 10 \text{ cm}^2, d)$ .

En resumen, la metodología para obtener los factores de salida modificados (OF\*) es:

1. Se convierte cada ordenada de la curva de calibración de dosis en agua a dosis en película, para lo cual se dividen entre el factor  $f(5 \times 5 \text{ cm}^2, 5 \text{ cm})$ .
2. Con la curva de calibración *modificada*, se calcula la dosis en la película debida a los conos y el campo de referencia,  $\bar{D}_g(c, 0, 1.5 \text{ cm})$  y  $\bar{D}_g(10 \times 10, 0, 1.5 \text{ cm})$ .
3. Para cada cono se calcula el factor  $f(c, 1.5 \text{ cm})$ .
4. Para el campo de referencia, se calcula el factor  $f(10 \times 10 \text{ cm}^2, 1.5 \text{ cm})$ .
5. Se obtiene el siguiente cociente:

$$OF^*(c) = \frac{D_{H_2O}(c, 0, 1.5 \text{ cm})}{D_{H_2O}(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, 1.5 \text{ cm})} = \frac{\bar{D}_g(c, 0, 1.5 \text{ cm})f(c, 1.5 \text{ cm})}{\bar{D}_g(10 \times 10 \text{ cm}^2, 0, 1.5 \text{ cm})f(10 \times 10 \text{ cm}^2, 1.5 \text{ cm})}$$

## 9.5.2 Obtención de las cantidades de interés para el cálculo de factores f

### 9.5.2.1 Coeficientes máscicos de absorción de energía de agua y capa activa de EBT2

Los  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$  del agua se obtuvieron con información reportada por el NIST (National Institute of Standards and Technology, 2010), mientras que el  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$  de la capa activa de la película se estimó a través de la regla de Bragg (Attix, 1986) (que supone pérdidas radiativas pequeñas), suponiendo una composición idéntica a la que consideran otros autores (Sutherland y Rogers, 2010).

### 9.5.2.2 Espectros de fotones del equipo Novalis del INNN obtenidos con simulación MC

Para validar la simulación MC elaborada por el M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez del INNN (Lárraga-Gutiérrez y cols., 2005), con la cual se obtuvieron los espectros de fotones de diversos tamaños de campo a diferentes profundidades, se comparó el espectro de fotones de un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a la salida del linac con las siguientes referencias: (Sheikh-Bagheria y Rogers, 2002), (Nisbety y cols., 1998), (Mohan, Chui y Lidofsky, 1985).

De manera orientativa, se muestran los espectros de fotones de campos circulares de 4 mm, 10 mm y 20 mm de diámetro y campos cuadrados de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a las profundidades de 1.5 y 5 cm (Figura 9-14 y la Figura 9-15).

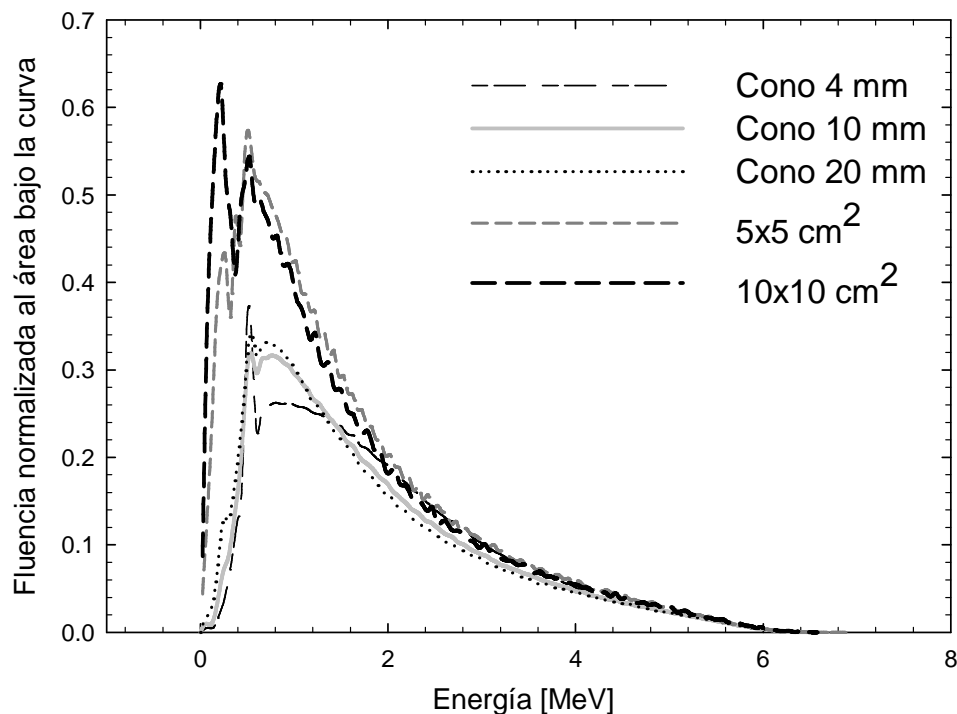


Figura 9-14. Espectros de fotones generados con diversos tamaños de campo a la profundidad de 1.5 cm.

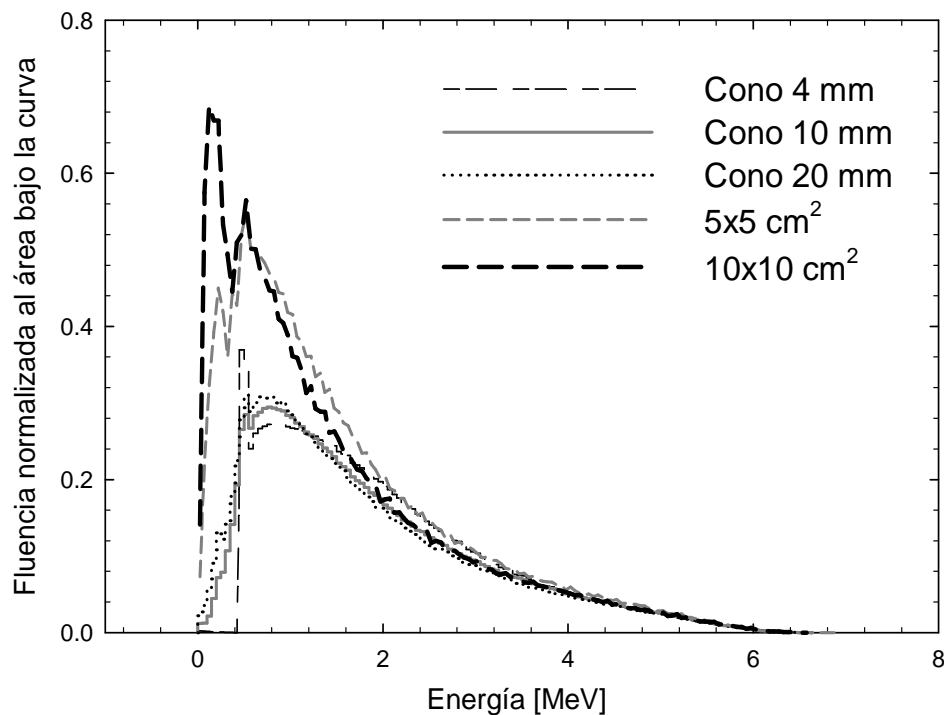


Figura 9-15. Espectros de fotones generados con diversos tamaños de campo a la profundidad de 5 cm.

### 9.5.3 Factores de conversión para OF de las películas EBT2

El factor de conversión que permite pasar de dosis en agua a dosis en película (válido a 5 cm de profundidad irradiando con un campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ) es 1.0094 para el lote 020609, y 1.0174 para el lote 031109 (composición disponible en la Tabla 3-3). La curva de calibración *modificada* se muestra en la Figura 9-13 (para cada lote). Se puede notar que la dosis absorbida en la película es menor que la dosis en agua.

Los factores  $f$  que permiten pasar de dosis en agua a dosis en la película empleados para obtener los OF modificados (OF\*) de la Tabla 9-10 se muestran en la Tabla 9-9:

Tabla 9-9. Factores  $f$  para convertir dosis en agua a dosis en la película dependiendo del tamaño de campo y profundidad. Aplicable a los lotes 020609 y 031109.

Tamaño de campo	Profundidad [cm]	f (lote 020609)	f (lote 031109)
$5 \times 5 \text{ cm}^2$	5	1.0094	1.0174
$10 \times 10 \text{ cm}^2$	1.5	1.0042	1.0179
20 mm	1.5	1.0125	1.0179
10 mm	1.5	1.0183	1.0156
4 mm	1.5	1.0187	1.0176

Lo cual se traduce en una modificación del OF medido con EBT2 de:



Tabla 9-10. OF modificados de los conos de 4, 10 y 20 mm (lotes 020609 y 031109).

Diámetro	OF	OF* (lote 020609)	OF* (lote 031109)	OF (SFD)
4 mm	0.615	0.634	0.615	0.664
10 mm	0.871	0.889	0.870	0.885
20 mm	0.954	0.964	0.955	0.953

En el caso del primer lote de película EBT2, el 020609, parece que el OF\* se acerca más a los valores del SFD (en el caso de los conos de 4 y 10 mm). No obstante, para el lote 031109 no hay cambios.

Ahora bien, dado que los OF siguen sin coincidir por completo con lo obtenido experimentalmente con SFD, quedan dos opciones por explorar en la metodología: 1) o la composición de la película varía demasiado de lote a lote y de manera impredecible, y por eso no aplican los factores de conversión recién obtenidos, que sólo son válidos para los lotes de la Tabla 3-3; 2) o no hay EPC a la profundidad de 1.5 cm y no se puede aplicar el formulismo de la sección 9.5.1. Realizando una simulación MC, se descarta la 2ª opción. Lo anterior porque se calculó directamente la dosis absorbida en agua y la dosis absorbida en la película para la irradiación en un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , a 1.5 cm de profundidad. Se encontró que el cociente entre ambas dosis (agua/EBT2) fue de:  $1.0115 \pm 0.5\%$ , que coincide con el factor f calculado para dichas condiciones (Tabla 9-9). Con esto se valida la metodología para obtener los factores de conversión, quedando sólo la incógnita de la composición exacta del lote F04090901 de películas EBT2, para poder calcular los factores f adecuados.

Para explorar la posibilidad de que el lote de EBT2 usado en este trabajo tuviera un contenido exagerado de Br, y que éste fuera el causante de la discrepancia, se obtuvieron los  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$  y los factores f de una película ficticia con la siguiente composición:

	Composición (% de masa)							
	C	H	O	N	Li	Cl	K	Br
<b>Lote ficticio 1</b>	<b>55.7</b>	<b>9.2</b>	<b>26.8</b>	<b>0.2</b>	<b>0.9</b>	<b>1.6</b>	<b>0.6</b>	<b>5</b>

La modificación del OF medido con EBT2 fue la siguiente:

Diámetro	OF	OF* (lote ficticio 1)	OF (SFD)
4 mm	0.615	0.644	0.664
10 mm	0.871	0.906	0.885
20 mm	0.954	0.982	0.953

Se observa que el OF\* no se acerca al valor del OF medido con SFD. Se concluye que ésa tampoco puede ser la composición del lote con el que se hicieron las medidas en esta tesis.

Explorando luego la posibilidad de que el lote de EBT2 usado en este trabajo tuviera un contenido exagerado de Cl, se obtuvieron los  $\frac{\mu_{en}}{\rho}$  y los factores f de una película ficticia con la siguiente composición:

	Composición (% de masa)							
	C	H	O	N	Li	Cl	K	Br
<b>Lote ficticio 2</b>	<b>55.8</b>	<b>9.3</b>	<b>26.9</b>	<b>0.3</b>	<b>1.0</b>	<b>5</b>	<b>0.7</b>	<b>1.0</b>

Se obtuvieron los siguientes OF\*:

<b>Diámetro</b>	<b>OF</b>	<b>OF* (lote ficticio 2)</b>	<b>OF (SFD)</b>
4 mm	0.615	0.623	0.664
10 mm	0.871	0.881	0.885
20 mm	0.954	0.962	0.953

Lo que se puede observar es que tanto el Br como el Cl tienen un efecto apreciable en el valor de OF.

## 10. Referencias

- [1] Aldelaijan, S., Devic, S., Mohammed, H., Tomic, N., Liang, L., DeBlois, F., y otros. (2010). Evaluation of EBT2 model Gafchromic film performance in water. *Med Phys* , 37 (7), 3687-3693.
- [2] Allahverdi, M., Nisbet, A., & Thwaites, D. (1999). An evaluation of epoxy resin phantom materials for megavoltage photon dosimetry. *Phys Med Biol* , 44, 1125-1132.
- [3] Allen Li, X., Soubra, M., Szanto, J., & Gerig, L. (1995). Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps. *Med Phys* , 22, 1167-1170.
- [4] Almond, P., Biggs, P., Coursey, B., Hanson, W., Sainful Huq, M., Nath, R., y otros. (1999). AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* , 26 (9), 1847-1870.
- [5] Andreo, P., Burns, D., Hohlfield, K., Saiful Huq, M., Kanai, T., Laitano, F., y otros. (2000). *IAEA TRS-398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. Austria: IAEA.
- [6] Arjomandy, B., Tailor, R., Anand, A., Sahoo, N., Gillin, M., Prado, K., y otros. (2010). Energy dependence and dose response of Gafchromic EBT2 film over a wide range of photon, electron, and proton beam energies. *Med Phys* , 37, 1942-1947.
- [7] Arráns, R., Miras, H., Ortiz-Seidel, M., Terrón, J., Macías, J., & Ortiz-Lora, A. (2009). Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev Fis Med* , 10 (2), 83-104.
- [8] Aspradakis, M., Byrne, J., Palmans, H., Conway, J., Rosser, K., Warrington, J., y otros. (2010). *Small Field MV Photon Dosimetry (IPEM Reports Series)* . UK: Institute of Physics and Engineering in Medicine.
- [9] Attix, F. H. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. NY: Wiley.
- [10] Ávila-Rodríguez, M. (2001). *Dosimetría en tratamientos de radiocirugía estereotáctica. Tesis de Maestría en Física Médica*. Instituto de Física, UNAM.
- [11] Bednarz, G., Saiful Huq, M., & Rosenow, U. (2002). Deconvolution of detector size effect for output factor measurement for narrow GKRS beams. *Phys Med Biol* , 47, 3643-3649.
- [12] Bjarngard, B., Tsai, J., & Rice, R. (1990). 'Doses on the central axes of narrow 6-MV x-ray beams. *Med Phys* , 17, 794-799.
- [13] Bogdanich, W., & Ruiz, R. (25 de Feb de 2010). Radiation Errors Reported in Missouri. *The New York Times* , pág. A17.
- [14] Bouchard, H., Lacroix, F., Beaudoin, G., Carrier, J., & Kawrakow, I. (2009). On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Med Phys* , 36 (6), 1931-1946.
- [15] BrainLAB. (2011). *BRAINLAB: Stereotactic Radiosurgery (mMLC)*. Recuperado el 8 de agosto de 2011, de <http://www.brainlab.com/art/2850/4/stereotactic-radiosurgery-mmlc/>
- [16] BrainLAB, O. S. (2008). *Technical Reference Guide Revision 1.0 BrainLAB Physics*. Alemania: BrainLAB Oncology Solutions.

- [17] Canteras, M. (2005). Radiosurgery. *REVISTA NEUROCIÊNCIAS*, 13 (4), 190-195.
- [18] Celis, M., Moreno-Jiménez, M., Lárraga-Gutiérrez, J., Alonso-Vanegas, M., García-Garduño, O., Martínez-Juárez, I., y otros. (2007). Corpus callosotomy using conformal stereotactic radiosurgery. *Child's Nervous System*, 23 (8), 917-920.
- [19] Cerda Zorrilla, M., Galván de la Cruz, O., & Lárraga Gutiérrez, J. (2010). Consideraciones al medir factores de salida con películas radiográficas. *Programas y resúmenes del LIII Congreso Nacional de Física* (pág. 70). Boca del Río, Ver.: SMF.
- [20] Chen, M., Lu, W., Chen, Q., Ruchala, K., & Olivera, G. (2009). Efficient gamma index calculation using fast Euclidean distance transform. *Phys Med Biol*, 54, 2037-2047.
- [21] Cheng, C., Cho, S., Taylor, M., & Das, I. (2007). Determination of zero field size percent depth doses and tissue-maximum ratios for SRS and IMRT dosimetry: Comparison between experimental measurements and MC simulation. *Med Phys*, 34, 3149-3157.
- [22] Cheung, J., Yu, K., Ho, H., & Yu, C. (1999). Monte Carlo calculated output factors of a Leksell Gamma. *Phys Med Biol*, 44, N247-N249.
- [23] Corporate Communications, C. (2010). *CoxHealth Web Site*. Recuperado el Enero de 2011, de CoxHealth announces some BrainLAB stereotactic radiation therapy patients received increased radiation dose: <http://www.coxhealth.com/body.cfm?id=3701>
- [24] Das, I., Ding, G., & Ahnesjö, A. (2008). Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys*, 35 (1), 206-215.
- [25] Devic, S. (2011). Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Physica Medica*, 22, 122-134.
- [26] Devic, S., Seuntjens, J., Sham, E., Podgorsak, E., Schmidlein, C., Kirov, A., y otros. (2005). Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *32 (7)*, 2245-2253.
- [27] Dieterich, S., & Sherouse, G. (2011). Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors. *Med Phys*, 38 (7), 4166-4173.
- [28] Ding, G., Duggan, D., & Coffey, C. (2007). Comment on 'Testing of analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation' *Med Phys* 33, 4130-4148 (2006). *Med Phys*, 34, 3414.
- [29] Duggan, D., & Coffey, C. (1999). Better narrow beam profiles by exposing a stack of radiochromic films and averaging the readings. *Med Phys*, 26 (3), 489-492.
- [30] Fan, J., Paskalev, K., Wang, L., Jin, L., J, Li, L., y otros. (2009). Determination of output factors for stereotactic radiosurgery beams. *Med. Phys*, 36, 5292-5300.
- [31] Fraass, B., Doppke, K., Hunt, M., Kutcher, G., Starkschall, G., Stern, R., y otros. (1998). AAPM TG-53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys*, 25 (10), 1773-1829.
- [32] Francescon, P., Cora, S., Cavedon, C., & Scalchi, P. (2009). Application of a Monte Carlo-based method for total scatter factors of small beams to new solid state micro-detectors. *J Appl Clin Med Phys*, 10 (1).
- [33] Francescon, P., Cora, S., Cavedon, C., Scalchi, P., Reccanello, S., & Colombo, F. (1998). Use of a new type radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD800 microcubes in the dosimetry of small beams. *Med Phys*, 25, 503-511.

- [34] Friehs, G., Park, M., Goldman, M., Zerris, V., Norén, G., & Sampath, P. (2007). Stereotactic Radiosurgery for Functional Disorders. *Neurosurgical Focus* , 23 (6), E3.
- [35] FWT. (2004). *Far West Technology, Inc.* Recuperado el 29 de noviembre de 2011, de FWT-50 SERIES ALANINE PELLET DOSIMETERS: <http://www.fwt.com/racm/fwt50ds.htm>
- [36] García-Garduño, O., Lárraga-Gutiérrez, J., Rodríguez-Villafuerte, M., Martínez-Dávalos, A., & Celis, M. (2010). Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. *Radioth & Onc* , 96, 250-253.
- [37] García-Garduño, O., Lárraga-Gutiérrez, J., Rodríguez-Villafuerte, M., Martínez-Dávalos, A., Moreno-Jiménez, S., & Celis, M. (2008). TU-FF-A2-03: Characterization of a Small Photon Beam for Radiosurgery Using GafChromic EBT Film in a Water Phantom. *Med Phys* , 35 (6), 2920.
- [38] Gibbons, J., Mihailidis, D., Worthington, C., & Alkhatib, H. (2003). Technical note: The effect of the 4-mm-collimator output factor on gamma knife dose distributions. *JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS* , 4 (4), 386-389.
- [39] Gourmelon, P., Bey, E., De Revel, T., Lazorthes, Y., Lotteries, J., & Lataillade, J. (2008). The French radiation accident experience: emerging concepts in radiation burn and ARS therapies and in brain radiopathology. *Radioprotection* , 43 (5), 23-26.
- [40] Hall, W., Djalilian, H., Sperduto, P., Cho, K., Gerbi, B., Gibbons, J., y otros. (1995). Stereotactic radiosurgery for recurrent malignant gliomas. *Journal of Clinical Oncology* , 13, 1642-1648.
- [41] Health, C. (2010). *KODAK X-OMAT V Film*. Recuperado el 10 de Diciembre de 2010, de Carestream: [carestream.com/xomatVfilm\\_techInfo\\_ti0758.pdf](http://carestream.com/xomatVfilm_techInfo_ti0758.pdf)
- [42] Hendrickson, F. (1982). Precision in radiation oncology. *Int Journ Rad Onc Biol Phys* , 8, 311-312.
- [43] Heydarian, M., Hoban, P., & Beddoe, A. (1996). A comparison of dosimetric techniques in SRS. *Phys Med Biol* , 41, 93-110.
- [44] IAEA. (2008). *IAEA-TECDOC-1583. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*. Vienna: IAEA.
- [45] IAEA. (2004). Technical Reports Series No.430: Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer.
- [46] International Specialty Products. (2009). *Gafchromic®EBT2: Technical Brief-Review*.
- [47] Johnson, S., Smith, H., Mark, R., Jacques, D., Young, R., Copcutt, B. C., y otros. (2010). GammaKnife radiosurgery (GKRS) in the management of Parkinson disease and Essential Tremor. *Int Jour Rad Onc Biol Phys* , 75 (3), S7.
- [48] Khan, F. (2010). *The physics of radiation therapy*. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [49] Kijewski, P., Bjarngard, B., & Petti, P. (1986). Monte Carlo calculations of scatter dose for small field sizes in a Co-60 beam. *Med Phys* , 13, 74-77.
- [50] Kim, J., Shin, H., Kim, J., Park, H., & Kim, S. (2011). Intensity modulated radiosurgery for the spine: Dosimetric impact of the beamlet size variation in the leaf travel direction. *Radiotherapy and Oncology* , 98, 227-233.

- [51] Klein, D., Taylor, R., Wang, L., & Beddar, A. (2010). Measuring output factors of small fields formed by collimator jaws and multileaf collimator using plastic scintillation detectors. *Med Phys*, 37(10), 5541.
- [52] Kodak Service & Support, I. (2006). *Processing Recommendations (Service Bulletin 30)*. Recuperado el Mayo de 2010, de <http://www.kodak.com/global/en/service/tib/tib3107.shtml#SEC11>
- [53] Kodak, H. I. (2001). *Kodak EDR2 Film*. Recuperado el 4 de Mayo de 2010, de Carestream Health: <http://carestream.com/PublicContent.aspx?id=351700>
- [54] Kohnno, R., Hirano, E., Nishio, T., Miyagishi, T., Goka, T., Kawashima, M., y otros. (2008). Dosimetric evaluation of a MOSFET detector for clinical application in photon therapy. *Radiological Physics and Technology*, 1(1), 55-61.
- [55] Kutcher, G., & otros. (1994). AAPM Report 46. Comprehensive QA for radiation oncology. *Med Phys*, 21(4), 581-618.
- [56] Lárraga-Gutiérrez, J. (2009). El problema de la medición de los campos pequeños. *1er. Taller teórico-práctico de dosimetría de campos pequeños usados en radiocirugía y radioterapia estereotáctica*. Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. Ciudad de México.
- [57] Lárraga-Gutiérrez, J., Martínez-Dávalos, A., Rodríguez Villafuerte, M., García Garduño, A., & Celis, M. (2005). Simulación Monte Carlo del acelerador lineal Novalis del INNN. *Resúmenes del XLVIII Congreso Nacional de Física* (pág. 45). Guadalajara: SMF.
- [58] Lindsay, P., Rink, A., Ruschin, M., & Jaffray, D. (2010). Investigation of energy dependence of EBT and EBT-2 Gafchromic film. *Med Phys*, 37(2), 571-576.
- [59] Mack, A., Mack, G., Weltz, D., Scheib, S., Böttcher, H., & Seifert, V. (2003). High precision film dosimetry with Gafchromic films for quality assurance especially when using small fields. *Med Phys*, 30, 2399-2409.
- [60] Mack, A., Scheib, S., Major, J., Gianolini, S., Pazmandi, G., Feist, H., y otros. (2002). Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery: determination of GammaKnife output factors. *Med Phys*, 29, 2080-2089.
- [61] Maryanski, M. (29 de julio de 1999). *Three Dimensional BANG Polymer Gel Dosimeters*. Recuperado el 8 de noviembre de 2011, de AAPM 41st Annual Meeting: <http://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2808-54557.pdf>
- [62] Mitch, M., DeWerd, L., Minniti, R., & Williamson, J. (18 de agosto de 2009). *Treatment of Uncertainties in Radiation Dosimetry*. Recuperado el 14 de noviembre de 2011, de NIST. NIST Manuscript publication search: [http://www.nist.gov/customcf/get\\_pdf.cfm?pub\\_id=901333](http://www.nist.gov/customcf/get_pdf.cfm?pub_id=901333)
- [63] Mohan, R., Chui, C., & Lidofsky, L. (1985). Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators. *Med Phys*, 12, 592-597.
- [64] Moreno-Jiménez, S., Celis, M., Lárraga-Gutiérrez, J., Herrera-Gómez, L., Suárez-Campos, J., García-Garduño, A., y otros. (2006). Malformaciones arteriovenosas intracraneales y radiocirugía con LINAC: artículo de revisión. *Neurocirugía*, 17, 317-324.
- [65] Munro, P., Rawlinson, J., & Fenster, A. (1988). Therapy imaging: Source sizes of radiotherapy beams. *Med Phys*, 15(4), 517-520.
- [66] National Institute of Standards and Technology. (5 de Oct de 2010). *Physical Measurements Laboratory*. Recuperado el 2 de Mayo de 2011, de Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-

Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest\*: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>

- [67] Niroomand-Rad, A., Blackwell, C., Coursey, B., Gall, K., Galvin, J., McLaughlin, W., y otros. (1998). Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med Phys*, 25, 2093-2115.
- [68] Nisbety, A., Weatherburn, H., JD, F., & McVeyx, G. (1998). Spectral reconstruction of clinical megavoltage photon beams and the implications of spectral determination on the dosimetry of such beams. *Phys Med Biol*, 43, 1507-1521.
- [69] Nizin, P., & Mooij, R. (1997). An approximation of central-axis absorbed dose in narrow photon beams. *Med Phys*, 24, 1775-1780.
- [70] O.A. García-Garduño, O., Lárraga-Gutiérrez, J., Celis, M., S. Moreno-Jiménez, S., Rodríguez-Villafuerte, M., & Martínez-Dávalos, A. (2007). Caracterización de haces pequeños de radiación ionizante utilizando película de tinte radiocrómico GafChromic EBT. *PROGRAMA Y RESÚMENES del L Congreso Nacional de Física* (pág. 140). Boca del Río, Ver.: SMF.
- [71] Pai, S., Das, I., Dempsey, J., Lam, K., LoSasso, T., Olch, A., y otros. (2007). AAPM TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med Phys*, 34, 2228-2258.
- [72] Paskalev, K., Seuntjens, J., Patrocinio, H., & Podgorsak, E. (2003). Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3mm in diameter). *Med Phys*, 30 (111), 111-118.
- [73] PTW. (24 de mayo de 2011). *PTW. Products and Solutions*. Recuperado el 8 de noviembre de 2011, de [http://www.ptw.de/products\\_solutions.html](http://www.ptw.de/products_solutions.html)
- [74] Ramani, R., Lightstone, A., Mason, D., & O'Brien, P. (1994). The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic SRS. *Med Phys*, 21, 389-392.
- [75] Ramaseshan, R., Kohli, K., Cao, F., & Heaton, R. (2008). Dosimetric evaluation of Plastic Water Diagnostic Therapy. *J Appl Clin Med Phys*, 9 (2), 98-111.
- [76] Reyes-Moreno, I., Moreno-Jiménez, S., Hernández-Bojorquez, M., Guadalupe Elizabeth Soto-Cabrera, S.-C. J., Gutiérrez-Aceves, G., González-Valdéz, C., y otros. (2008). Radiocirugía con linac en malformaciones arteriovenosas intracraneales de localización profunda: resultados clínicos. *Arch Neurocién (Mex)*, 13 (2), 91-98.
- [77] Robar, J., & Clark, B. (1999). The use of radiographic film for linear accelerator stereotactic radiosurgical dosimetry. *Med Phys*, 26 (10), 2144-2150.
- [78] Sánchez-Doblado, F., Capote, R., Leal, A., Roselló, J., Lagares, J. A., & Hartmann, G. (2005). Microionization chamber for reference dosimetry in IMRT verification: clinical implications on OAR dosimetric errors. *Phys Med Biol*, 50, 959-970.
- [79] Sauer, O., & Wilbert, J. (2007). Measurement of output factors for small photon beams. *Med Phys*, 34, 1983-1988.
- [80] Saur, S., & Frengen, J. (2008). GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys*, 35 (7), 3094-3111.
- [81] Schell, M., Bova, F., Larson, F., Leavitt, D., Lutz, W., Podgorsak, E., y otros. (1995). *AAPM Report 54, Stereotactic Radiosurgery*. USA: AAPM.

- [82] Sheikh-Bagheria, D., & Rogers, D. (2002). Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med Phys* , 29 (3), 391-402.
- [83] Smith, Z., Antonio, B., De Salles, A., Frighetto, L., Goss, B., Lee, S., y otros. (2003). Dedicated linear accelerator radiosurgery for the treatment of trigeminal neuralgia. *Journal of Neurosurgery* , 99 (3), 511-516.
- [84] Soares, C. (21 de junio de 2009). 2009 AAPM Summer School. *Clinical dosimetry measurements in radiotherapy* . Recuperado el 11 de noviembre de 2011, de Radiochromic film: <http://www.aapm.org/meetings/09SS/documents/23Soares-RadiochromicFilm.pdf>
- [85] Solberg, T. (28 de Julio de 2009). *Implementing New Technologies for Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy*. Recuperado el 19 de Enero de 2011, de AAPM 51st Annual Meeting: <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12074-58133-864.pdf>
- [86] Solberg, T., DeSalles, A., Medin, P., DeMarco, J., & Selch, M. (1999). Technical Aspects of LINAC Radiosurgery for the Treatment of Small Functional Targets. *Jour Radiosurg* , 36 (1), 115-127.
- [87] Somigliana, A., Cattaneo, G., Fiorino, C., Borelli, S., Vecchio, A., Zonca, G., y otros. (1999). Dosimetry of gamma knife and linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors. *Phys Med Biol* , 44, 887-897.
- [88] Sutherland, J., & Rogers, D. (2010). Monte Carlo calculated absorbed-dose energy dependence of EBT and EBT2 film. *Med Phys* , 37 (3), 1110-1116.
- [89] Takayama, K., Nagata, Y., Mizowaki, Y., Sakamoto, T., Sakamoto, M., Aoki, T., y otros. (2005). Treatment planning of stereotactic radiotherapy for solitary lung tumor. *Int Journ Rad Onc Biol Phys* , 61 (5), 1565-1571.
- [90] Van Battum, L., & Heijmen, B. (1995). Film dosimetry in water in a 23 MV therapeutic photon beam. *Radiother. Oncol.* , 34, 152-159.
- [91] Van Dyk, J., Kron, T., Bauman, G., & Battista, J. (2002). *Tomotherapy: A "Revolution" in Radiation Therapy*. Recuperado el 4 de noviembre de 2010, de [https://www.lhsc.on.ca/Research\\_Training/LRCP/Research\\_Scientists/Tomotherapy\\_000.pdf](https://www.lhsc.on.ca/Research_Training/LRCP/Research_Scientists/Tomotherapy_000.pdf)
- [92] Verhaegen, F., Das, I., & Palmans, H. (1998). Monte Carlo dosimetry study of 6-MV stereotactic radiosurgery unit. *Phys Med Biol* , 43, 2755-2768.
- [93] Wessels, B., & Griffith, H. (1986). Miniature Thermoluminescent Dosimeter Absorbed Dose Measurements in Tumor Phantom Models. *J Nucl Med* , 27, 1308-1314.
- [94] Westermarck, M., Arnst, J., Nilsson, B., & Brahme, A. (2000). Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys Med Biol* , 45, 685-702.
- [95] Wilcox, E., & Daskalov, G. (2007). Evaluation of Gafchromic EBT film for Cyberknife dosimetry. *Med Phys* , 34 (6), 1967-1974.
- [96] Wilcox, E., & Daskalov, M. (2008). Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife. *Med Phys* , 35 (6), 2259-2265.
- [97] Yang, J., & Pino, R. (2008). Analytical calculation of central-axis dosimetric data for a dedicated 6-MV radiosurgery linear accelerator. *Med Phys* , 35 (10), 4333-4341.



- [98] Yang, J., Ding, X., Du, W., & Pino, R. (2010). Model-based calculations of OAR of conic beams for a dedicated 6 MV radiosurgery unit. *Med Phys* , 37 (10), 5442-5447.
- [99] Yang, Y., Kim, J., Li, F., Li, X., Li, T., Yue, N., y otros. (2008). SU-GG-T-260: An Experimental and Monte Carlo Study of Output Factors for Small Radiosurgery Beams. *Med Phys* , 35, 2785.
- [100] Yeo, I., & Kim, J. (2004). *A procedural guide to Film Dosimetry with Emphasis on IMRT*. USA: Medical Physics Publishing.
- [101] Yin, F., Zhu, J., Yan, H., Gaun, H., Hammoud, R., Ryu, S., y otros. (2002). Dosimetric characteristics of Novalis shaped beam surgery unit. *Med Phys* , 28 (9), 1729-1738.
- [102] Zhu, X., Allen, J., Shi, J., & Simon, W. (2000). Total scatter factors and tissue-maximum ratios for small radiosurgery fields: comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber and radiographic film. *Med Phys* , 27, 472-477.