



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

---

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS  
INSTITUTO DE FÍSICA

Medida de la tasa de dosis absorbida en agua para  
campos pequeños de radiocirugía estereotáxica y  
radioterapia de intensidad modulada

T E S I S  
QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE  
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)  
P R E S E N T A  
DIEGO SALOMÓN CUEVA PRÓCEL

DIRECTORA DE TESIS: DRA. GUERDA MASSILLON JACQUES LOUIS

COMITÉ TUTORAL: DRA. GUERDA MASSILLON JACQUES LOUIS  
DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS  
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA de BUEN  
M. en C. PORFIRIO DÍAZ AGUIRRE  
M. en C. MIGUEL RODRÍGUEZ PONCE



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.

*A Cristina, Mateo y Valentina*

## **Agradecimientos**

A mi directora de tesis, Dra. Guerda Massillon, quien con un profundo conocimiento y experiencia sobre el tema, supo brindarme el apoyo necesario para culminar con éxito mis estudios de la maestría y mi trabajo de tesis. Constituye para mí la Dra. Massillon un ejemplo admirable de capacidad, dedicación y trabajo, además es un honor poder contar con su amistad.

A los miembros de mi comité tutorial: Dra. María Ester Brandan, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, M. en C. Miguel Rodríguez Ponce y M. en C. Porfirio Díaz por su apoyo, comentarios y enseñanzas durante mis estudios de la maestría y durante la realización de mi tesis.

A los miembros del comité sinodal: Dra. Guerda Massillon, Dra. Olga Ávila, Dr. Jorge Rickards, M. en C. José Manuel Lárraga y M. en C. Porfirio Díaz, por haber aceptado leer mi tesis y por sus valiosos comentarios.

A la Dra. María Ester Brandan Siqués, por su permanente disposición para escucharme, su apoyo incondicional para el desarrollo de mis actividades académicas y la grata oportunidad de junto a mi familia compartir con la suya, tanto en Quito como en México, momentos de alegría y amistad.

Al Dr. James Puhl y al Dr. Marc Desrosiers del NIST por su apoyo con los dosímetros y medidas con alanina.

A la M. en C. Flor Herrera y al Ing. Xerxes Domínguez por su apoyo en la realización de los experimentos de mi tesis.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, al M. en C. César Ruiz Trejo y al Ing. Tirso Murieta por su apoyo técnico en la preparación de los experimentos, las amenas pláticas y su amistad.

Al Instituto de Física de la UNAM por aceptarme como estudiante asociado y facilitarme sus instalaciones.

Al Instituto de Ciencia y Tecnología, que dentro programa ICyT-DF – CLAF me otorgó una beca para la realización de mis estudios de maestría.

Al Hospital Metropolitano de Quito que respalda económicamente mi estancia en México y el bienestar de mi familia en Ecuador. Valoro su apoyo y en breve trataré de retribuir de la mejor manera con la aplicación en la práctica clínica, de lo aprendido durante mis estudios.

A los hospitales participantes por facilitarme sus instalaciones, y en particular a los físicos médicos responsables de los servicios de radioterapia que gentilmente me ofrecieron sus valiosas enseñanzas y generalmente tiempo más allá de su horario normal de trabajo.

A la oficina del Posgrado de Ciencias Físicas PCF, en particular a la Srta. Yanalte Herrero, quién supo resolver eficientemente toda inquietud y orientarme en los trámites administrativos, desde los primeros acercamientos que hice con el programa de la maestría.

A PAEP y DGAPA – UNAM (grant IN102610) que financiaron parcialmente los experimentos y mi participación en eventos académicos, así como al Conacyt (grant 127409) y al grupo de dosimetría DOSIFICAME que me facilitó recursos para la realización de mi investigación.

Finalmente a todos los maestros, personal administrativo, compañeros de la maestría, amigos de aventuras de tiempos libres y a la familia que me acogió como propia, donde he vivido desde que llegue a realizar mis estudios en México.

## Resumen

Este trabajo presenta los resultados de la tasa de dosis absorbida en agua medida con película de tinte radiocrómico (MD-V2-55), termoluminiscentes (TLD-100) y dosímetros de alanina para campos pequeños de radiación (4 a 50 mm de diámetro) que se utilizan en radiocirugía estereotáxica (RE) y radioterapia de intensidad modulada (IMRT). Todos los dosímetros fueron sellados al vacío usando un equipo diseñado para empacar alimentos. Los paquetes de dosímetros fueron colocados en un resorte fijo al soporte montado al maniquí de agua a 5 cm de profundidad, perpendicular al haz de radiación. En primer lugar, todos los detectores fueron calibrados en términos de dosis absorbida en agua en haces de radiación de referencia (10 cm x 10 cm) de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  y rayos-X de 6 MV usando una cámara de ionización calibrada en el NIST. Para los campos pequeños, las mediciones se realizaron en una unidad Leksell Gamma Knife® y en tres aceleradores lineales; uno para RE y dos para tratamientos IMRT. Los resultados sugieren que, si un estricto protocolo es seguido, la nueva película de tinte radiocrómico MD-V2-55, puede ser utilizada para medir la tasa de dosis absorbida en agua en los campos de radiación con una incertidumbre estándar combinada menor que 1.5%, unido a un bajo costo del sistema dosimétrico. Mientras que los dosímetros TLD-100 y alanina, similar a la mayoría a las cámaras de ionización disponibles, son demasiado grandes para medir la tasa de dosis absorbida en un campo muy pequeño de radiación. En comparación con las mediciones usando MD-V2-55, la dosimetría convencional basada en los códigos de prácticas internacionales, protocolos AAPM e IAEA, subestiman la tasa de dosis absorbida hasta en un 11.5 % para los campos más pequeños.

## Abstract

This work presents results of the absorbed dose in water measured with Gafchromic film (MD-V2-55), thermoluminescent (TLD-100) and alanine dosimeters for small radiation fields (4 to 50 mm diameters) used in stereotactic radiosurgery (SR) and intensity modulated radiotherapy (IMRT). All dosimeters were vacuum sealed using food saver packets, mounted in a spring loaded jig and supported in the water phantom at 5 cm depth perpendicular to the radiation beam. Firstly, all detectors were calibrated in terms of absorbed dose to water in a  $^{60}\text{Co}$  gamma-ray and a 6 MV X-ray reference radiation fields (10 cm x 10 cm) using a NIST calibrated ionization chamber. For the small fields, the measurements were performed in a Leksell Gamma Knife® unit, three linear accelerators; one for SR and two for IMRT treatments. The results suggest that, if a strict protocol is followed, the new radiochromic film, MD-V2-55, can be used to measure the absorbed dose rate to water in the small radiation fields within an combined uncertainty of less than 1.5%, besides the low cost of the system. While the TLD-100 and alanine dosimeters, similar to the most ionization chambers available, are too large to measure the absorbed dose rate in a very small radiation field. Comparing to the MD-V2-55 measurements, the international code of practice, AAPM and IAEA protocols, subestimate the absorbed dose rate of up to 11.5% for the smallest fields.

# Índice

1	<b>Introducción</b> .....	1
1.1	Objetivo del trabajo .....	11
1.1.1	<i>Objetivos particulares</i> .....	11
1.2	Resumen del diseño experimental .....	12
2	<b>Conceptos básicos</b> .....	13
2.1	Modalidades de radiocirugía estereotáxica.....	13
2.1.1	<i>Radiocirugía usando Leksell Gamma Knife®</i> .....	13
2.1.2	<i>Radiocirugía usando acelerador lineal</i> .....	14
2.2	Radioterapia de intensidad modulada .....	16
2.2.1	<i>IMRT con campos multiestáticos</i> .....	19
2.2.2	<i>IMRT de campos con colimador dinámico multiláminas</i> .....	20
2.2.3	<i>IMRT dinámico</i> .....	20
2.3	Protocolos de dosimetría basados en dosis absorbida en agua, .....	medida con cámaras de ionización. .... 21
2.4	El Código de Práctica Internacional TRS-398.....	24
2.5	Limitaciones de los códigos de práctica internacional .....	27
2.6	Propiedades de los dosímetros usados en este trabajo.....	31
2.6.1	<i>Dosímetros termoluminiscentes, TLD-100</i> .....	31
2.6.2	<i>Película de tinte radiocrómico, MD-V2-55</i> .....	33
2.6.3	<i>Dosímetros de alanina, FWT</i> .....	34
3	<b>Materiales y métodos</b> .....	36
3.1	Irradiaciones .....	36
3.1.1	<i>Calibración de haces de referencia</i> .....	36
3.1.2	<i>Calibración de los dosímetros</i> .....	38
3.1.3	<i>Medidas en los campos pequeños</i> .....	40
3.1.3.1	<i>Campos de radiocirugía con Leksell Gamma Knife®</i> .....	41
3.1.3.2	<i>Campos de radiocirugía con acelerador lineal</i> .....	41
3.1.3.3	<i>Campos de IMRT estáticos</i> .....	41
3.1.3.4	<i>Campos de IMRT de colimador dinámico multiláminas</i> ..	41
3.2	Preparación y lectura de los dosímetros .....	42
3.2.1	<i>Dosímetros TLD-100</i> .....	42
3.2.1.1	<i>Solo sustracción de señal de fondo</i> .....	43
3.2.1.2	<i>Sustracción de señal de fondo y pico 2</i> .....	44
3.2.2	<i>Película de tinte radiocrómico MD-V2-55</i> .....	45
3.2.3	<i>Dosímetros de alanina</i> .....	47



3.3	Incertidumbres	47
3.3.1	<i>Incertidumbres en dosimetría clínica usando el TRS-398</i>	50
3.3.2	<i>Incertidumbres en las medidas con los dosímetros usados</i>	52
4	<b>Resultados</b>	53
4.1	Tasas de dosis absorbida en agua en los haces de referencia	53
4.2	Curvas de calibración de dosímetros	54
4.2.1	<i>Curvas de calibración de TLD-100</i>	54
4.2.2	<i>Curvas de calibración de película</i>	55
4.2.3	<i>Curvas de calibración de alanina</i>	56
4.3	Tasas de dosis absorbida en agua en campos de Leksell Gamma Knife®	57
4.4	Tasas de dosis absorbida en agua en campos de radiocirugía con acelerador modificado	58
4.5	Tasas de dosis absorbida en agua para IMRT-campos estáticos	59
4.6	Tasas de dosis absorbida en agua para IMRT de campos con colimador dinámico multiláminas	60
4.6.1	Distribución de dosis en 2D	62
4.7	Incertidumbres en las medidas	64
5	<b>Discusiones</b>	65
5.1	Tasas de dosis absorbida en agua en los haces de referencia	65
5.2	Calibración de dosímetros	66
5.3	Tasas de dosis absorbida en agua en los campos de Leksell Gamma Knife®	66
5.4	Tasas de dosis absorbida en agua en campos de radiocirugía de acelerador	69
5.5	Tasas de dosis absorbida en agua para IMRT-campos estáticos	70
5.6	Efectos del tamaño del dosímetro de alanina en la medida de tasa de dosis en campos pequeños de distribución uniforme	70
5.7	Limitaciones del sistema de planeación de IMRT-campos estáticos y dosimetría convencional para RC con acelerador modificado	71
5.8	Tasas de dosis absorbida en agua en campos pequeños de IMRT-de colimador dinámico multiláminas	72
6	<b>Conclusiones</b>	76
	<b>Bibliografía</b>	79

# CAPÍTULO I

## 1 Introducción

El término *cáncer* es genérico y designa a un amplio grupo de enfermedades que pueden afectar a cualquier parte del cuerpo. Su presencia se caracteriza por una rápida multiplicación de células anormales que se extienden más allá de los límites de los órganos, pudiendo invadir partes adyacentes y propagarse a órganos distantes (metástasis). Esta enfermedad comienza con la modificación de una sola célula que puede haber sido causada por agentes carcinógenos externos o por factores genéticos heredados o el envejecimiento, ya que la incidencia de esta enfermedad aumenta con la edad. Esto último se debe muy probablemente a una acumulación de factores de riesgo dependiente del tipo de cáncer, combinados con la tendencia de los mecanismos de reparación celular a perder eficacia con la edad. Si bien muchos cánceres pueden ser tratados, el resultado dependerá del tipo, la localización y la etapa o estado en el que se encuentre la enfermedad. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS, 2011), un tercio de los casos de cáncer puede ser prevenido, un tercio curado si se diagnostica a tiempo y el otro puede tener una mejor calidad de vida si se sigue un tratamiento. La detección temprana de esta enfermedad es un desafío no superado ya que los primeros indicios se basan generalmente en síntomas corroborados por técnicas específicas de imágenes médicas. Dichas imágenes permiten llegar al diagnóstico definitivo con un estudio histopatológico lo cual no es siempre posible debido a la ausencia de síntomas que alerten sobre el problema y que conduzcan al siguiente paso. Como es de esperarse, los esfuerzos para mitigar este mal incluyen programas de prevención, detección temprana, reducción de factores de riesgo y desde luego el desarrollo de mejores sistemas de tratamiento. Sin embargo, a pesar de los importantes avances médicos y científicos que se han producido en las últimas décadas, el cáncer sigue siendo uno de los grandes problemas de salud a nivel mundial y está reportado como una de las principales causas de mortalidad y se le atribuyen 7.6 millones de defunciones ocurridas en 2008 (aproximadamente, un 13% del total) (OMS, 2011).

Una vez diagnosticado y localizado, el cáncer es tratado con una combinación adecuada de las tres modalidades terapéuticas con las que se cuenta actualmente: la

cirugía, la radioterapia y la quimioterapia. De estas modalidades, la técnica terapéutica más empleada es la radioterapia que se basa en la aplicación de la radiación ionizante a las zonas afectadas con el propósito de destruir las células anormales o al menos lograr un control tumoral. La importancia en el control de esta enfermedad usando radioterapia ha motivado una concentración de esfuerzos para su desarrollo desde el punto de vista clínico, empresarial y académico. Así, el desarrollo de la radioterapia desde sus orígenes ha sido muy notable aunque los esfuerzos para obtener mejores resultados clínicos continúan. Actualmente, la evolución de las técnicas se ha enfocado a concentrar al máximo la dosis absorbida en la zona afectada, minimizando el riesgo de dañar tejidos sanos (Roselló *et al.*, 2009). Esta conformación de la dosis en el volumen blanco, cuando se debe a irradiaciones con haces externos, ha pasado de la radioterapia convencional que utiliza campos de tratamiento mayores o iguales que 4x4 cm<sup>2</sup> a las técnicas modernas de radioterapia con alta conformación de dosis. En radioterapia convencional, se utilizan campos configurados solo por cuñas estáticas y protecciones, y en las técnicas modernas se usa la adición de pequeños campos de radiación de tamaño sub-centímetro que han sido posibles gracias al desarrollo de complejos sistemas de colimación de alta resolución. De las técnicas modernas de más amplio uso, en continuo desarrollo y de creciente popularidad, son la Radiocirugía estereotáxica (RC) y la Radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

De las técnicas mencionadas arriba, la RC es una modalidad que originalmente fue desarrollada para el tratamiento de lesiones benignas tales como: las malformaciones arteriovenosas (MAV), meningioma<sup>1</sup> y schwannoma vestibular<sup>2</sup>. Sin embargo, su uso se ha extendido para tratar tumores malignos y metástasis cerebral (Khan, 2010). Por otro lado, la IMRT es una técnica que puede ser usada en cualquier tipo de lesión susceptible de ser tratada con radioterapia convencional, con la ventaja adicional de un grado de libertad más; la modulación de intensidad, lo cual es muy útil para obtener alta conformación de dosis, especialmente en aquellos blancos de forma cóncava y que están rodeados de estructuras sensibles que deben ser protegidas (Khan, 2010). La IMRT es una técnica muy versátil ya que puede generar distribuciones de dosis comparables a las obtenidas con técnicas de RC y de braquiterapia (uso de fuentes encapsuladas). Incluso para algunas lesiones superficiales de pared torácica, glándulas parótidas y nódulos de cuello que a menudo son tratadas con haces de electrones, la

---

<sup>1</sup> tumor en las capas externas del cerebro

<sup>2</sup> tumor que presiona los nervios del equilibrio y de la audición (<sup>1</sup> y <sup>2</sup>: (Tortora y Anagnostakos, 1981)).

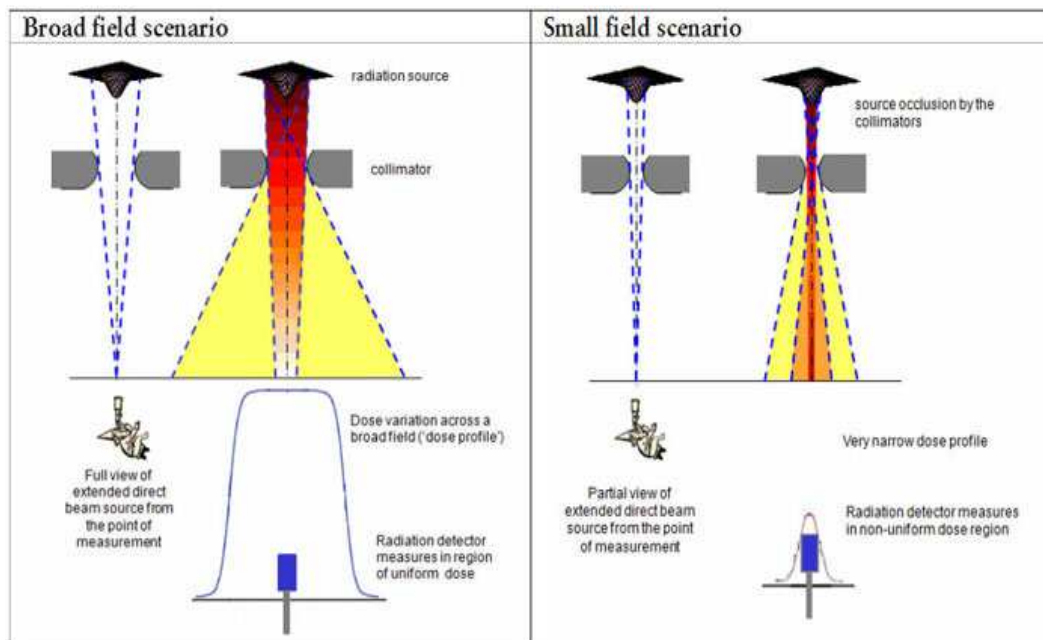
IMRT puede ser una alternativa tan eficiente y hasta mejor. Uno de los ejemplos más notables de cómo la IMRT alcanza una conformación de dosis que no se puede obtener con técnicas convencionales es el tratamiento del cáncer de próstata (Khan, 2010; AETS, 1997).

En estas técnicas de alta conformación de dosis como son la RC y la IMRT, el conocimiento exacto y preciso de la distribución de la dosis absorbida en el tumor y sus alrededores es de suma importancia cuando se busca alcanzar resultados clínicos superiores (Khan, 2010; Massillon-JL, 2010a). Sin embargo, contrario a lo deseado, el uso de campos pequeños de radiación, como los empleados en RC e IMRT que involucran altos gradientes en la tasa de dosis, produce un incremento importante en la incertidumbre de la dosimetría clínica cuando se emplean los dosímetros usados habitualmente en radioterapia convencional, lo que constituye una preocupación latente y un desafío para la comunidad científica internacional (Massillon-JL, 2010a y Alfonso *et al.*, 2008).

La descripción de las limitaciones de los dosímetros usados habitualmente en dosimetría convencional, parte del entendimiento de la física relacionada con la absorción de energía en la materia debido a las interacciones con la radiación ionizante. En las aplicaciones clínicas, la radiación ionizante con fines terapéuticos que se emplea en RC e IMRT, corresponde a un espectro de fotones de rayos X de 6 MV y en menor medida también a haces de fotones gamma de  $^{60}\text{Co}$  que se usan en algunos sistemas de RC. En general, la absorción de energía debida a RC e IMRT, se debe a tres posibles interacciones con la materia, estas son: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares. La dosis depositada debido a estos procesos, comúnmente inicia con la eyección de electrones de los átomos del medio absorbente, los cuales al salir con energía cinética suficiente, en su trayectoria de escape, producen la ionización o excitación de los átomos por colisión, entendiéndose este término como la interacción entre los campos electromagnéticos del electrón “libre” y los electrones de los átomos. La dosis absorbida a lo largo de este camino es igual al producto de la fluencia de electrones y la transferencia lineal de energía (LET o poder másico de frenado restringido promediado sobre el espectro de energía de los electrones) el cuál cuantifica la densidad de ionización a lo largo de una trayectoria (Massillon-JL, 2010a).

Pero, ¿Qué sucede cuando el área de incidencia de los campos de radiación se reduce? En campos de radiación donde el alcance lateral de las partículas cargadas es

mayor que el tamaño del haz (campos denominados pequeños), hay electrones secundarios que escapan del campo y no son reemplazados, por tanto, el espectro de energía de los electrones cambia en calidad e intensidad a medida que penetra en el medio, y en la dirección lateral la fluencia de energía no es constante y consecuentemente existe una gran variación en la dosis absorbida (Massillon-JL, 2010a). Esta situación, puede ir empeorando con un mayor tamaño del dosímetro. Por ello, para medir dosis absorbida bajo estas condiciones, se requiere un dosímetro que tenga características ideales de alta resolución espacial y composición equivalente a tejido. Pero estos requerimientos, como ya se mencionaron, son muy difíciles de alcanzar (Figura 1.1).



**Figura 1.1** Escenario con campo grande y escenario con campo pequeño (Aspradakis y Byrne, 2011).

En Radiocirugía estereotáxica se han usado, por muchos años, campos de hasta 4 mm de diámetro entregados por equipos especializados como el Leksell Gamma Knife®. ¿Qué es lo diferente ahora? En un sentido nada, y es precisamente el hecho de mantener la misma dosimetría con elevada incertidumbre la que preocupa a la comunidad científica internacional. Pero cuando un acelerador lineal es requerido para configurar campos pequeños, los problemas en la determinación de la dosis se incrementan debido a que los mecanismos de entrega son mucho más complejos que en los tratamientos que usan solo un colimador sólido. Por ello, la Internacional Atomic

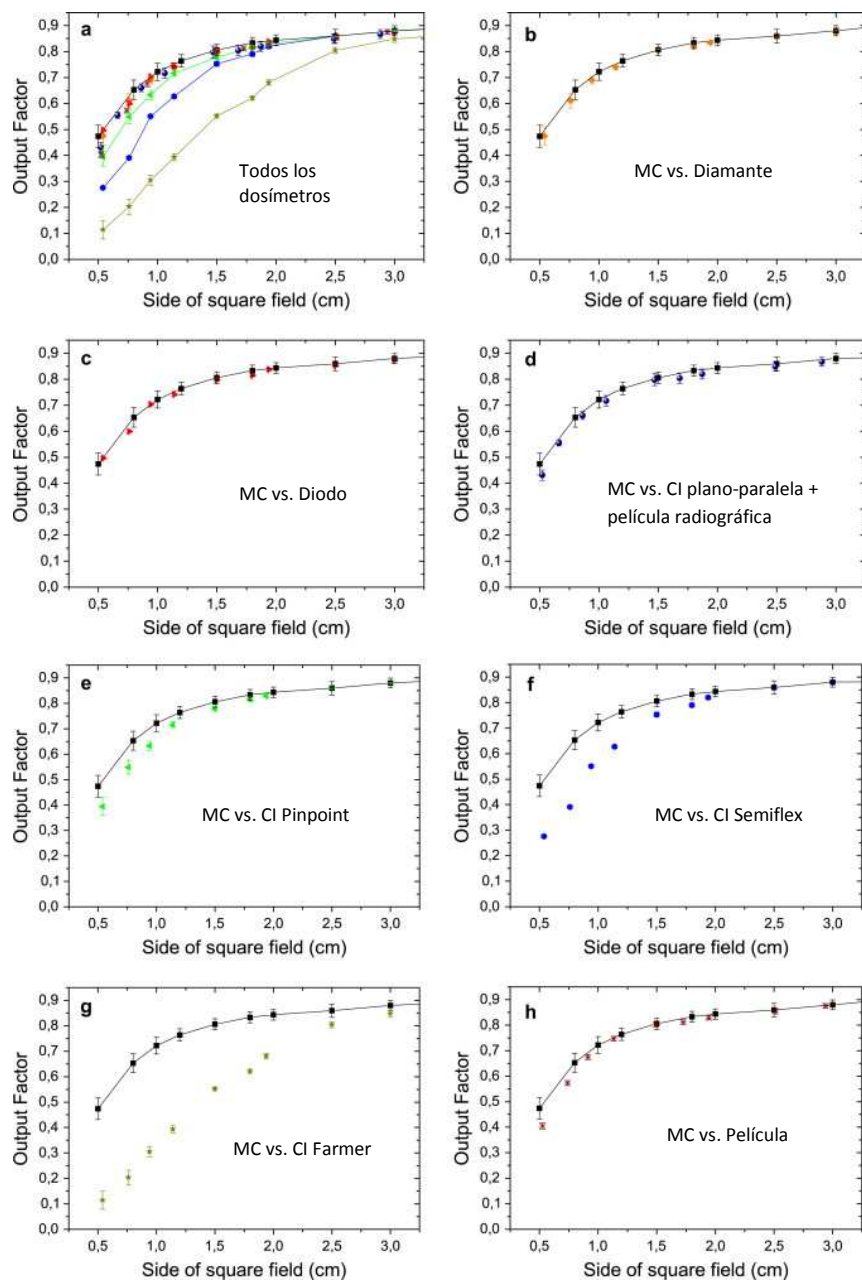
Energy Agency (IAEA) en cooperación con la American Association of Physicists in Medicine (AAPM), ha establecido un grupo internacional de trabajo que ha propuesto un nuevo formalismo que pretende ser la base para desarrollar recomendaciones de estandarización de procedimientos de dosimetría de referencia de campos pequeños y no estandarizados, así como de detectores. Eso, con el fin de extender las recomendaciones dadas en los Códigos de Práctica para dosimetría clínica de referencia basados en dosis absorbida en agua (Alfonso *et al.*, 2008).

Al día de hoy, los desafíos de la dosimetría de campos pequeños han tomado mucha importancia, lo que se refleja en la cantidad de tiempo destinado al tema en importantes conferencias internacionales. Muestra de ello, fue la 52<sup>aba</sup> reunión de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) realizada en USA del 18 al 22 de Julio del 2010 y el Simposio de la Internacional Atomic Energy Agency (IAEA) realizado en Viena del 9 al 12 de Noviembre de 2010 sobre Dosimetría y garantía de la calidad en dosimetría clínica. Por otro lado, en material impreso extenso se destaca la reciente publicación “Small field MV photon dosimetry” del Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) del Reino Unido (Aspradakis y Byrne, 2011). Los esfuerzos para superar las dificultades en la dosimetría de campos pequeños han incluido: la generación y recopilación de factores apropiados de corrección para detectores comerciales existentes, el desarrollo y caracterización de nuevos detectores pequeños y equivalentes a tejido, métodos para determinar dosis en campos pequeños a partir de medidas con detectores grandes, el desarrollo de nuevos métodos para la determinación de la dosis en campos pequeños y el desarrollo de mejores herramientas para el software de planeación (Aspradakis y Byrne, 2011). Como ejemplos, de algunos de los resultados reportados en los últimos años se mencionan: La medida de los perfiles de dosis (medidas relativas respecto al campo de referencia de 10 x 10 cm<sup>2</sup>) usando cuatro métodos diferentes, en tres campos circulares de radiocirugía de rayos-X de 6 MV con diámetros de 7.5, 15 y 30 mm (Pappas *et al.*, 2008). Los detectores usados fueron: 1) Un arreglo silicón-diodo (DOSI) con resolución espacial de 0.25 x 0.25 mm<sup>2</sup> y profundidad sensible de 50 μm que fue irradiado en agua sólida, 2) Un diamante natural de menos de 6 mm<sup>3</sup>, encapsulado en un material tejido equivalente y ventana de 2.2 mm que fue irradiado en maniquí de agua, 3) Una cámara PinPoint con volumen sensible de 0.015 cm<sup>3</sup> irradiada en agua 4) El gel en base a normoxic-vinylpyrrolidone (VPL) que fue preparado y sirvió de maniquí y de dosímetro. Como conclusiones de este estudio los autores señalan que: a) La cámara de ionización PinPoint no es

adecuada para dosimetría en zonas de altos gradientes de dosis, porque requiere de importantes correcciones debido a alteraciones severas en el transporte de partícula cargada, b) El diamante provee alta resolución y mayor precisión en las medidas dosimétricas, pero también presenta problemas relativos al posicionamiento del dosímetro y requiere correcciones debido a la tasa de dosis, c) El arreglo de diodos parece ser adecuado para medidas de perfil de campos pequeños si se superan los problemas de posicionamiento, y d) El gel de polímero es el dosímetro que más se aproxima a ser equivalente a tejido, puede proveer alta resolución espacial y no tiene problemas de posicionamiento. Finalmente en este trabajo los autores enfatizan en la necesidad de hacer las medidas de los perfiles de campos pequeños usando más de un método dosimétrico, como un camino seguro a la reducción de la incertidumbre global en los tratamientos de radiocirugía (Pappas *et al.*, 2008). Independientemente, otro estudio (Pantelis *et al.*, 2010). reporta una propuesta para la implementación del nuevo formalismo planteado para campos pequeños por Alfonso *et al.*, 2008, aplicado a la calibración y medida de factores de salida en un sistema robótico de radiocirugía, CyberKnife. En este estudio, el campo específico de referencia propuesto fue de 6 cm de diámetro, y los factores de salida medidos fueron para campos de 5, 7.5, 10 y 15 mm de diámetro. Los dosímetros usados fueron cámara de ionización tipo farmer, microcámaras con longitudes de cavidad activa desde 2.7 mm hasta 16.25 mm, dosímetros de alanina, TLD en microrods, diodos y película de tinte radiocrómico (EBT). Todas las medidas fueron en agua sólida. En las conclusiones los autores indican que: a) La comparación de la medida de dosis en el campo de referencia (diámetro de 6 cm) con alanina y cámara farmer resulta en un factor de corrección para la cámara de 1.01, b) Los factores de salida pueden ser obtenidos usando microcámaras y diodos mediante la aplicación de los factores de corrección medidos para cada dosímetro en el campo de referencia propuesto. Con diodos y microcámaras se obtuvo un acuerdo respecto a alanina entre el 1.6% y con TLD en alrededor del 3.1% para todos los casos (Pantelis *et al.*, 2010). Por otro lado, un estudio diferente propone una técnica dosimétrica experimental para dosis de referencia en campos no estandarizados (tratamientos de intensidad modulada, IMRT) basado en el nuevo formalismo propuesto (Alfonso *et al.*, 2008). Para ello, el estudio sugiere la construcción de un maniquí de PMMA cilíndrico de 31.7 cm de altura y 17 cm de diámetro, lleno con agua, en cuyo centro se mide la dosis absorbida en agua para un tratamiento modelo de IMRT para cabeza y cuello. (Chung *et al.*, 2010). El plan-class de referencia (*pcsr*) (planeación de

tratamiento o secuencia de campos, que equivale al campo de referencia propuesto cuando se usa un solo campo) que se propone fue creado como un tratamiento típico de IMRT cabeza y cuello. La dosis absorbida en agua en este campo *pcsr* normalizado a un campo convencional de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , fue medida usando dosímetros de película EBT, diamante y una cámara de ionización *llena de líquido*. Luego se calcularon factores de corrección de dosis para pasar del campo de referencia convencional al campo *pcsr* para 5 cámaras de ionización llenas de aire que fueron Exradin A12, NE2571, Exradin A1SL, Exradin A14, y PinPoint 31006. En las conclusiones del trabajo los autores señalan al método propuesto como útil para establecer factores de corrección para campos no estandarizados y cámaras de ionización llenas de aire con un 0.3% de incertidumbre a  $1\sigma$  (Chung *et al.*, 2010). Sin embargo, en este estudio en el centro del *pcsr* donde se mide la dosis con las cámaras caracterizadas se puede observar una zona de dosis uniforme de  $78.42 \text{ cm}^3$  donde la máxima dosis es 77.13 Gy y la mínima de 66.71 Gy, por consiguiente la condición no es exigente ya que no es una zona de altos gradientes. Otro estudio independiente, propone para la medición de los factores de salida de haces pequeños, el uso de una CI plano-paralela grande combinada con dosimetría relativa de película radiográfica. Como validación experimental de este método, se han reportado medidas para campos pequeños de distribución de dosis uniforme de rayos-X de 6 MV conformados por colimadores multiláminas (campos estáticos) con varios dosímetros (tres CI, dos dosímetros de estado sólido y una película radiográfica) y simulación Monte Carlo. Los resultados reportan muy buen acuerdo del método propuesto con los obtenidos con diamante, diodo y Monte Carlo (Figura 1.2) (Sánchez-Doblado *et al.*, 2007). Independientemente a los señalados, otro artículo describe la respuesta de los detectores hechos de plástico centellador (PSD) en haces de rayos-X de 6 MV de varios tamaños usando simulaciones Monte Carlo (Wang y Beddar, 2011). La respuesta de cada PSD fue normalizada como la dosis por cada detector individual y por unidad de dosis en agua. Para campos entre  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ , la respuesta del detector PSD modelo BCF-12 varía solo 0.5% cuando el campo decrece de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ , mientras que la respuesta del detector PSD modelo BC-400 en la misma situación varía más que 3% en los campos más pequeños debido a su mayor tamaño. En conclusión, la respuesta de todos los detectores investigados puede variar con el tamaño del campo en 1% - 2% y puede ser indistinta a la incidencia del haz (e.g. paralela) si la longitud de la región sensible no es mayor a 2 mm (Wang y Beddar, 2011).





**Figura 1.2** Comparación de factores de salida simulados con Monte Carlo (MC) mostrados como puntos negros unidos por una línea sólida y los determinados a partir de medidas con diferentes dosímetros (Sánchez-Doblado *et al.*, 2007).

En otro esfuerzo independiente, se ha reportado un sistema novedoso de dosimetría de alta precisión, con resolución de hasta 50  $\mu\text{m}$ , basado en un gel de polímero útil para dosimetría en altos gradientes de dosis, que utiliza como lector un micro escáner CT óptico. (Massillon-JL *et al.*, 2010b). En el estudio mencionado se

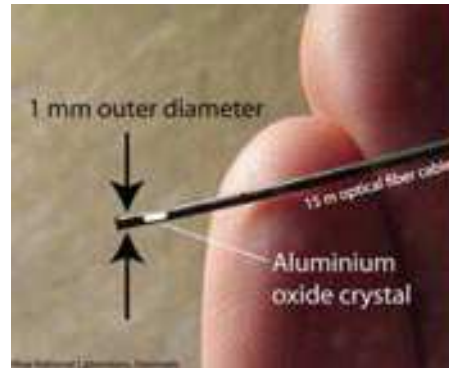
utilizaron dos geles con diferente sensibilidad. La respuesta del gel de alta sensibilidad fue lineal desde 0.5 hasta 15 Gy, mientras que el de baja sensibilidad tuvo respuesta lineal hasta 225 Gy. El gel es equivalente a tejido y su respuesta no tiene dependencia con la tasa de dosis en el intervalo de 3.7 a 15  $\text{mGys}^{-1}$  y la respuesta obtenida se mantiene estable hasta por un mes después de la irradiación (Massillon-JL *et al.*, 2010b). Por otro lado, durante el Congreso de Aniversario de la European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO), desarrollado en Reino Unido del 8 al 12 de Mayo de 2011, se presentaron reportes de avances en una sesión dedicada a “nuevos métodos dosimétricos” en esta sesión se examinaron algunas de las opciones más modernas para dosimetría en 3D (Freeman, 2011). En la primera ponencia se habló de nuevos arreglos de diodos y cámaras de ionización dispuestas en forma horizontal o en configuración rotacional, disponibles en el mercado. Esta configuración rotacional fue diseñada especialmente para garantizar la calidad en terapias de arco y tomoterapia. Pero las limitaciones en resolución espacial de estos sistemas llevó al expositor a concluir que “ningún otro dosímetro diferente al gel puede servir hoy como un dosímetro en 3D” (Figura 1.3), (Freeman, 2011).



**Figura 1.3** Ejemplo de uso de dosímetro de gel (Freeman, 2011).

En la misma sesión dedicada a “nuevos métodos dosimétricos” del Congreso de la ESTRO, se presentó un dosímetro luminiscente “on line” (Freeman, 2011) que está compuesto de una fibra óptica que sostiene una pequeña cantidad de plástico centellador orgánico o un fósforo cristalino inorgánico (como el carbón dopado con óxido de aluminio,  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ), que al irradiarse genera radioluminiscencia de manera proporcional a la dosis impartida. Este dosímetro podría usarse para dosimetría *in vivo*, ya que la señal luminosa puede transportarse ópticamente a dispositivos remotos de medida. Sin embargo, algunos de los desafíos asociados a la luminiscencia “on line” es que la

cantidad de luz producida por unidad de dosis absorbida depende de la energía incidente, es decir, para una misma dosis la cantidad de luz emitida no es la misma si se usan rayos-X de kV o de MV. Por otro lado, el desafío se da también por la presencia del vástago, ya que durante la irradiación la fibra óptica produce luz por sí misma. Finalmente, el expositor enfatizó que este dosímetro luminiscente es una tecnología emergente y que todavía no ha sido comercializada (Figura 1.4), (Freeman, 2011).



**Figura 1.4** Dosímetro luminiscente “on line” (Freeman, 2011).

Algunos resultados particularmente relevantes para la propuesta de esta tesis son las medidas de tasa de dosis absorbida en agua para un campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  ( $^{60}\text{Co}$ ) con una incertidumbre de 3-4% realizadas en el National Institute of Standards and Technology (NIST), usando TLD-100 y película de tinte radiocrómico MD-V2-55 (Massillon-JL *et al.*, 2008 y 2010b). Finalmente, se considera también el estudio que usó dosímetros de alanina para medir la dosis en campos de 16 mm y 18 mm en un Leksell Gamma Knife®, con una desviación menor al 1.8% respecto a la medida con una  $\mu\text{CI}$  Exradin (Novotny *et al.*, 2009).

Si bien el desarrollo tecnológico de nuevos dosímetros está evolucionando rápidamente, las dificultades en dosimetría de campos pequeños se mantendrán hasta que esté disponible un procedimiento consistente y ampliamente aceptado (Das *et al.*, 2008). Para ello, es preciso superar la dificultad de relacionar las medidas hechas en la práctica clínica con las medidas de los laboratorios dosimétricos de modo que la medida de la señal se convierta en dosis absorbida en agua (Aspradakis y Byrne, 2011). Es por ello, que entre las sugerencias de algunos investigadores, se menciona que la posible solución debe basarse en dosimetría absoluta (Das *et al.*, 2008), entendiéndose este

término (absoluta) como dosimetría no referenciada a un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  establecido por el mismo equipo. Es claro además que existe una tendencia creciente en el desarrollo de equipos para radioterapia que no pueden establecer campos de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  como requieren los protocolos actuales; tal es el caso de CyberKnife y Tomoterapia (Alfonso *et al.*, 2008). Por otro lado, no existe el dosímetro ideal, pero los esfuerzos deben ir dirigidos a proveer protocolos de calibración con la misma precisión que presentan los protocolos dosimétricos actuales, es decir  $\pm 2\%$  (Das *et al.*, 2008).

Los resultados y conceptos presentados en esta revisión nos conducen a plantear una posible alternativa a la dosimetría de campos pequeños, mediante la medida directa de la tasa de dosis absorbida en agua en los campos pequeños usando dosímetros con composición equivalente a tejido y con mejores características de resolución espacial que las CI. Para ello, se utilizan tres tipos de dosímetros comerciales que se irradian directamente en agua, para reducir la incertidumbre en la transferencia de medio, y se evalúan con cuidadosos protocolos desarrollados en el Instituto de Física de la UNAM que permiten reducir la incertidumbre en las medidas. Adicionalmente se cuenta con la cooperación del laboratorio dosimétrico del NIST.

## **1.1 Objetivo del trabajo**

Medir la tasa de dosis absorbida en agua en campos pequeños de radiocirugía estereotáxica y radioterapia de intensidad modulada, usando tres diferentes dosímetros (TLD-100, película de tinte radiocrómico MD-V2-55 (PTR) y dosímetros de alanina FWT).

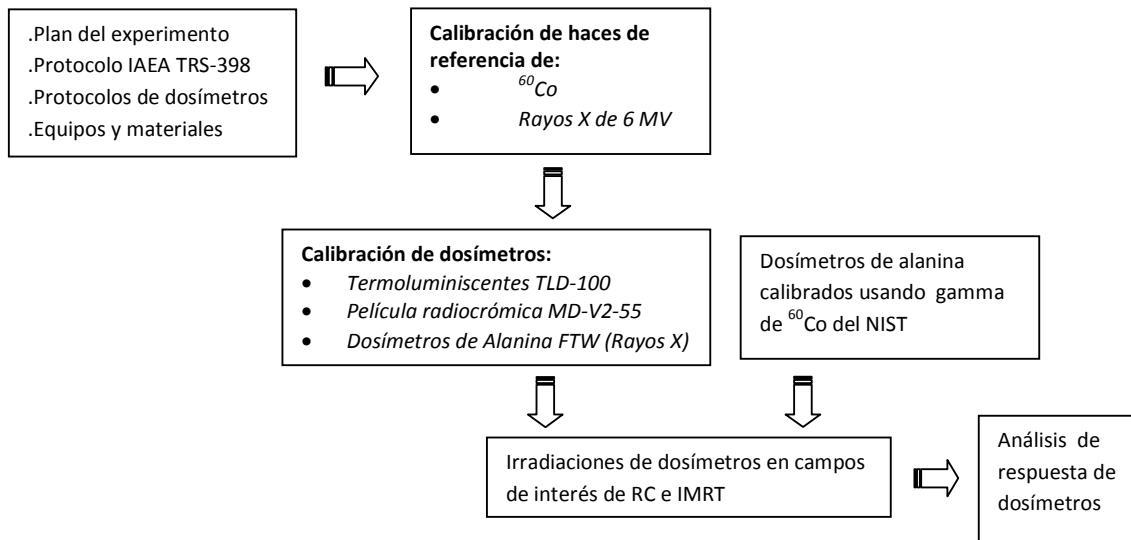
### **1.1.1 Objetivos particulares**

- 1) Calibrar los haces de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  de rayos-X de 6 MV y rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  usando una cámara de ionización tipo Farmer del IFUNAM, previamente calibrada en el NIST y, en base al protocolo internacional TRS-398.
- 2) Aplicar una verificación de la calibración del haz de referencia de  $^{60}\text{Co}$  mediante dosímetros de alanina evaluados independientemente en los laboratorios del NIST y finalmente comparar con las medidas de las cámaras de ionización de los hospitales participantes.

- 3) Irradiar los dosímetros directamente en agua.
- 4) Manejar y leer los dosímetros TLD y PTR utilizando los protocolos desarrollados en el IFUNAM.
- 5) Medir las tasas de dosis en campos pequeños de radiación usados en dos modalidades de radiocirugía (RC) y en dos modalidades relacionadas a tratamientos de intensidad modulada (IMRT), usando dosímetros de los lotes calibrados.
- 6) Comparar las tasas de dosis medidas con las reportadas por los sistemas de planeación.

## 1.2 Resumen del diseño experimental

Primero se realiza la calibración de los haces de radiación de referencia, luego se transfiere la calibración de los haces de referencia a los tres tipos de dosímetros que se usarán, para luego irradiar dosímetros de los lotes calibrados en los campos pequeños de interés de RC e IMRT y obtener a partir de su respuesta, medidas de la tasa de dosis absorbida en agua (Figura 1.5).



**Figura 1.5** Esquema del diseño experimental propuesto

# CAPÍTULO II

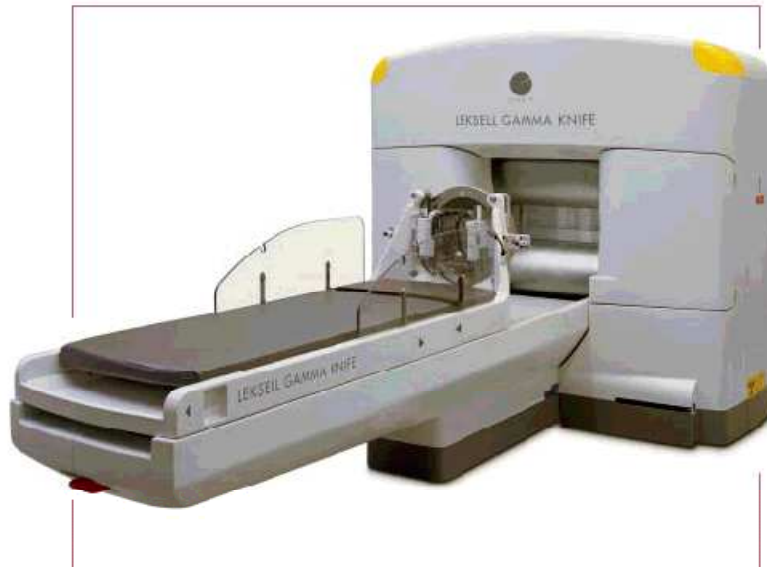
## 2 Conceptos básicos

### 2.1 Modalidades de radiocirugía estereotáxica

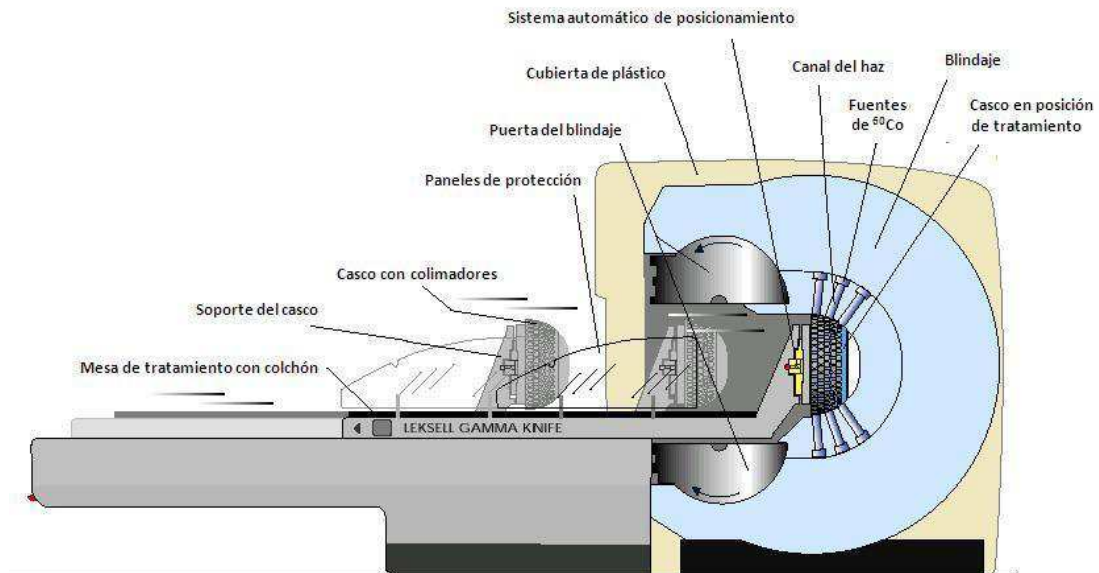
Con radiocirugía estereotáxica (RC) se tratan especialmente lesiones intracraneales debido a que la firmeza del cráneo permite usar soportes estereotáxicos para fijar la posición de la lesión respecto a la fuente de radiación y con ello aplicar eficientemente múltiples haces convergentes, sumando una alta dosis en la región blanco y al mismo tiempo minimizando la dosis en las entradas y salidas de cada haz. Para ello, existen principalmente dos tipos de equipos con características constructivas diferentes: Leksell Gamma Knife® y acelerador lineal.

#### 2.1.1 Radiocirugía usando Leksell Gamma Knife®

En 1951, el Neurocirujano Lars Leksell describió la radiocirugía estereotáxica y en 1968 diseñó un equipo específico para RC que usa haces de radiación convergentes de múltiples fuentes de  $^{60}\text{Co}$ , aisladas por un recubrimiento en forma de “cueva semiesférica” con una puerta de acceso, a este sistema lo llamó Leksell Gamma Knife® (AETS, 1997). Las versiones recientes usan 201 campos pequeños que se intersecan en el isocentro del sistema y el sistema usualmente cuenta con 4 cascos de colimadores que conforman campos de 18, 14, 8 y 4 mm (en algunos modelos también 16 mm) de diámetro al isocentro (ELEKTA®, 2004). (Figuras 2.1 y 2.2). En general el sistema Leksell Gamma Knife® tiene menos elementos móviles y menos electrónicos que un acelerador lineal, lo que facilita su uso y mantenimiento, sin embargo, las fuentes se agotan con el tiempo ya que la vida media del  $^{60}\text{Co}$  es de 5,26 años (Attix, 1986). Por ello, para impartir la dosis de prescripción es necesario aumentar paulatinamente el tiempo de irradiación en los tratamientos. Otra parte importante del equipo es el sistema de planeación que se basa en la selección de secuencias de irradiación con diámetros de campos (selección del casco de colimadores) y tiempo por cada exposición, lo que permite conformar volúmenes blanco irregulares a partir de la suma de volúmenes esféricos de tratamiento (ELEKTA®, 2004).



**Figura 2.1** Equipo Leksell Gamma Knife® (ELEKTA®,2004).



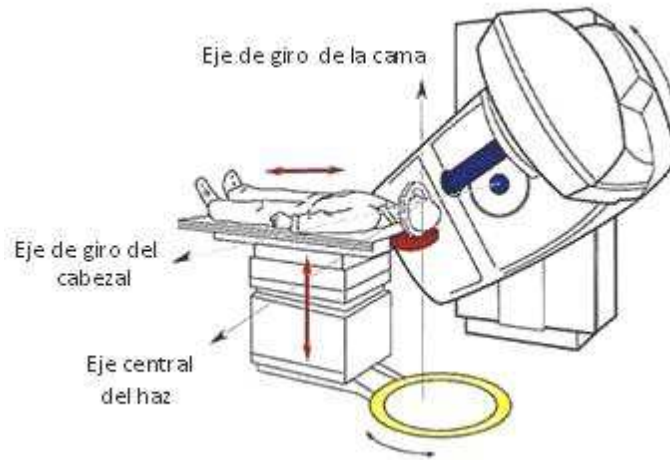
**Figura 2.2** Esquema de componentes de un equipo Leksell Gamma Knife® (ELEKTA®,2004).

### 2.1.2 Radiocirugía usando acelerador lineal

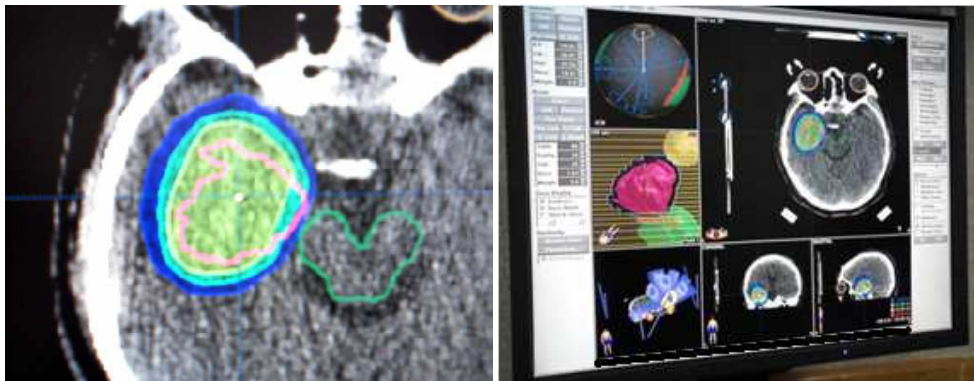
En los años ochenta se comenzaron a desarrollar múltiples sistemas de radiocirugía que utilizaban como fuente de radiación los fotones producidos en aceleradores lineales (AETS, 1997). Ahora en RC con acelerador, normalmente se emplean haces de rayos-X de 6 MV, y se identifican dos modalidades. La primera de

ellas usa un *acelerador modificado*, i.e. uno que fue construido para tratamientos convencionales y se adaptan colimadores para RC. En este caso, los conos que conforman los campos circulares al isocentro (diámetros entre 4 mm y 35 mm) son removibles, y el isocentro se define como el punto de intersección del eje de rotación del cabezal con el eje de rotación de la cama y el eje central del haz (Figura 2.3) (ELEKTA®,2004). La segunda modalidad usa un *acelerador dedicado*, optimizado para RC que generalmente cuenta, además de conos, con micro-colimadores multiláminas, que permite conformar los campos de radiación a la forma tumoral, como se muestra en la Figura 2.4. Con este tipo de acelerador normalmente no se pueden entregar campos mayores que  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Lo común en estas dos modalidades de RC con acelerador lineal es que el procedimiento de RC se basa en arcos no coplanares de tratamiento que imparten la dosis prescrita a la lesión y a la vez protegen los tejidos sanos circundantes. Para ello, los aceleradores lineales acceden desde diferentes ángulos al paciente, gracias a que tienen una parte móvil en forma de "L" invertida, que se denomina cabezal de cuyo extremo sale el haz de radiación de utilidad clínica. Este haz se produce internamente en el acelerador gracias a una cavidad aceleradora de electrones que emplea la potencia de microondas suministrada por un magnetrón o klystron para alcanzar energías de alrededor de una decena de MeV. Luego, el haz resultante de electrones es deflectado por un imán para hacerle impactar en un blanco y así, obtener un haz de rayos X que posteriormente se filtra adecuadamente para uniformizarlo y como última etapa se colocan los sistemas colimadores o conos que configuran la forma del campo (Roselló *et al.*, 2009). Por otro lado, el equipo debe complementarse con los sistemas de planeación. Actualmente, existen numerosos sistemas de planeación que se pueden usar con los aceleradores. Estos consideran un gran número de factores, de modo que la planeación no solo lo hace con esferas de tratamiento, sino que, pueden conformar mejor el volumen blanco, manejando combinaciones de longitud del arco, número de arcos, dosis por cada arco, combinación de colimadores, etc. En resumen, la planeación puede ser tan versátil como variables de configuración tenga el acelerador y eso va de la mano con la complejidad de la planeación (Khan, 2010).





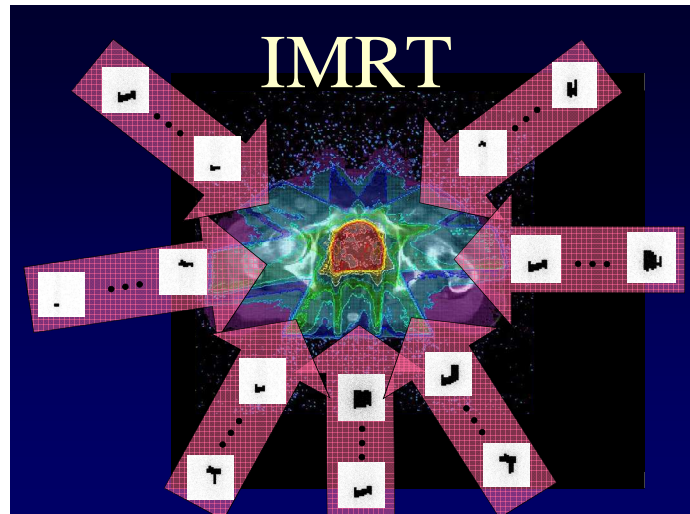
**Figura 2.3** Acelerador lineal modificado para Radiocirugía donde se muestran los tres ejes de rotación (ELEKTA®,2004).



**Figura 2.4** Parte de la planeación de un tratamiento que utiliza un acelerador dedicado (Novalis - BrainLab®) y la técnica de campos conformales. (Imágenes, cortesía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía).

## 2.2 Radioterapia de intensidad modulada

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT), es la técnica en la cual, se entregan al paciente campos de tratamiento con fluencias no uniformes con el fin de alcanzar la distribución de dosis definida por el planificador. Para ello, los perfiles de fluencias para el conjunto de campos usados, son determinados por el sistema mediante planeación inversa. En la Figura 2.5 se muestra la distribución de dosis en escala de colores sobre el volumen blanco, resultado de entregar los campos modulados de radiación (secuencia de campos uniformes irregulares) en cada una de las direcciones.

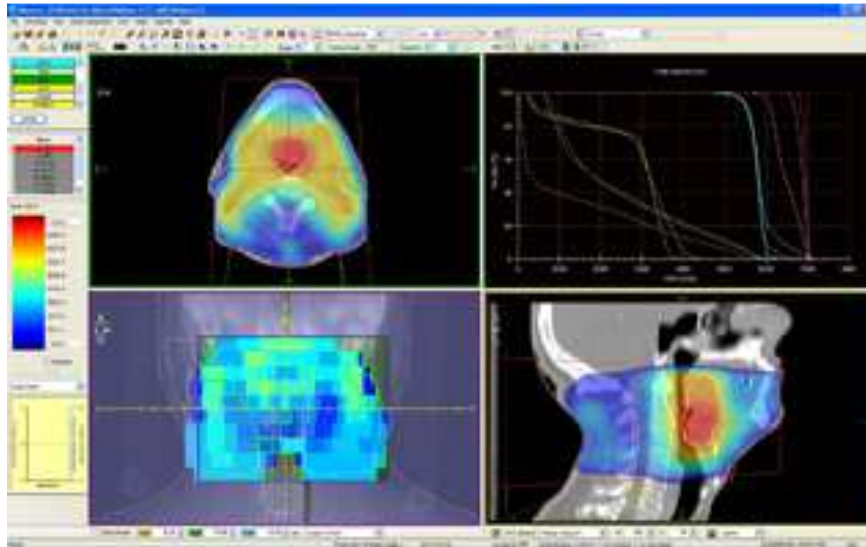


**Figura 2.5** Esquema ilustrativo de un tratamiento de IMRT (Sánchez-Doblado, 2010).

Esta planeación inversa divide a cada campo de tratamiento en un gran número de campos pequeños “beam-lets” y determina para cada uno, la fluencia óptima o peso para satisfacer en mejor medida la distribución de dosis preestablecida para el plan (Khan, 2010), (Figura 2.6). Esta planeación inversa se basa principalmente en dos métodos, que son:

- i) Analíticos: utilizan técnicas matemáticas por las cuales la distribución de dosis deseada es “invertida” mediante algoritmos de retroproyección que permiten que las fluencias calculadas puedan proyectarse sobre la geometría de los haces para crear los perfiles requeridos de intensidad de los campos. Se lo puede mirar, como el proceso inverso al que se utiliza para construir una imagen 3D a partir de proyecciones 2D en tomografía.
- ii) Iterativos: utilizan técnicas de optimización en las cuales los pesos de los “beam-lets” para un número dado de campos son ajustados iterativamente para minimizar la función de costo, la cual cuantitativamente representa la desviación a la meta de distribución de dosis.

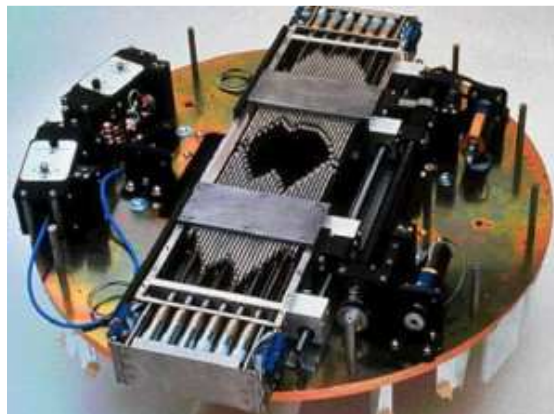
Una vez diseñadas las fluencias por el sistema de planeación, estas son transferidas al acelerador, el cual está equipado con el software y hardware necesario para cambiar el perfil de fluencia del campo abierto a un perfil de forma arbitraria.



**Figura 2.6** Distribución de dosis en tres planos e histograma dosis-volumen del blanco y órganos de riesgo, presentados en un sistema de planeación de IMRT.

Se han creado muchos sistemas que producen modulación de la intensidad de los campos, entre ellos se incluyen: compensadores, cuñas, bloques, quijadas dinámicas y colimadores multiláminas. De los más conocidos y empleados, solo los colimadores dinámicos multiláminas pertenecen a un sistema moderno de IMRT (Figura 2.7).

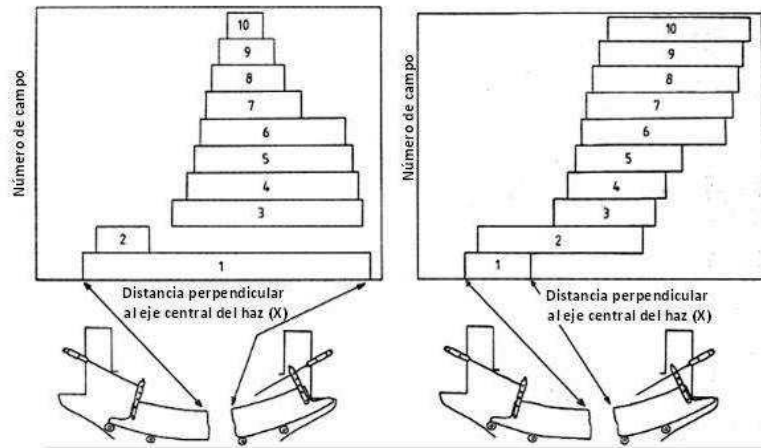
Finalmente, con ciertas variaciones particulares de hardware y software, existen al menos tres diferentes modalidades de cómo crear un tratamiento de IMRT. A continuación se aborda la explicación de las mismas.



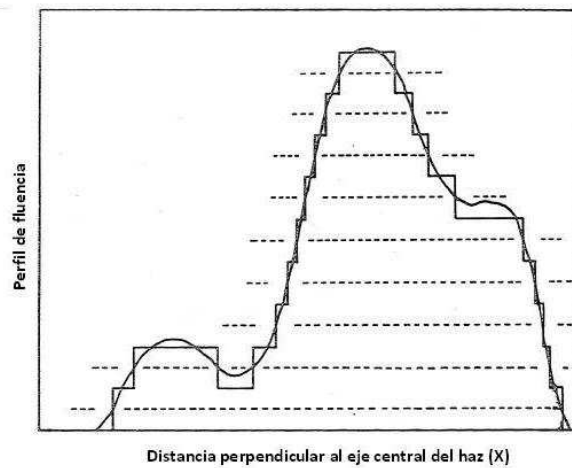
**Figura 2.7** Detalle de un sistema de colimadores multiláminas (Fuller, 2011).

### 2.2.1 IMRT con campos multiestáticos

En este caso, el tratamiento del paciente se basa en múltiples campos y, a su vez, cada campo se divide en un grupo de sub-campos con intensidad uniforme. Estos sub-campos son creados por los colimadores multiláminas e irradiados uno por uno sin intervención del operador. El acelerador se apaga mientras las hojas se mueven para configurar el siguiente sub-campo. Por ello, este método es también llamado “stop and shoot” o en castellano “para y dispara” (Figura 2.8 y 2.9). Esta técnica es la más fácil de implementar desde el punto de vista de ingeniería y además la que brinda mejores elementos de control para seguridad radiológica (Khan, 2010).



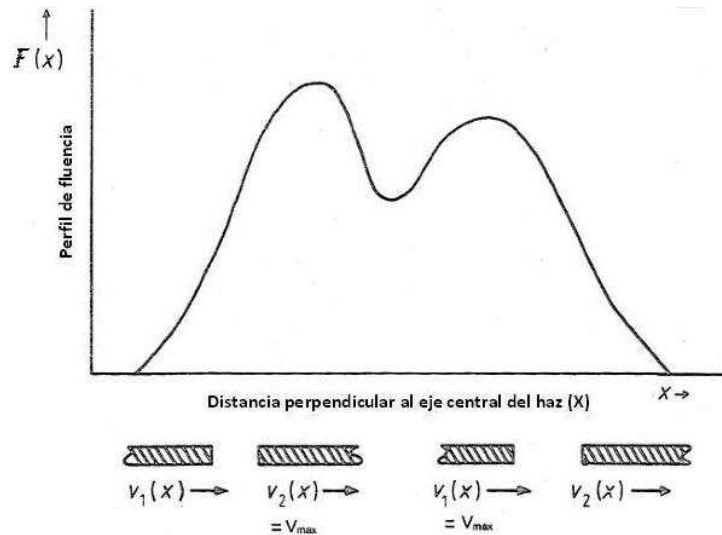
**Figura 2.8** Dos secuencias con 10 sub-campos para formar un campo IMRT “para y dispara”, el perfil de fluencia obtenido en los dos casos se presenta en la Figura 2.9 (Khan, 2010).



**Figura 2.9** Perfil de intensidad modulada de una dimensión, generada por las secuencias de sub-campos de la Figura 2.8 (Khan, 2010).

### 2.2.2 IMRT de campos con colimador dinámico multiláminas

En esta técnica las hojas opuestas del colimador multiláminas se desplazan simultáneamente y en la misma dirección, pero cada una con velocidad independiente. Tal movimiento puede ser en algunos casos superior a 2 cm/s (Khan, 2010) pero siempre con monitorización muy precisa de la posición. De esta forma, controlando el tamaño y posición de la apertura entre láminas, así, como el tiempo de exposición, se logra la intensidad modulada. En esta modalidad no se apaga el haz mientras se mueven las láminas y es llamada también técnica “*sliding window*” o en castellano “*ventana deslizante*” (Figura 2.10) (Khan, 2010).

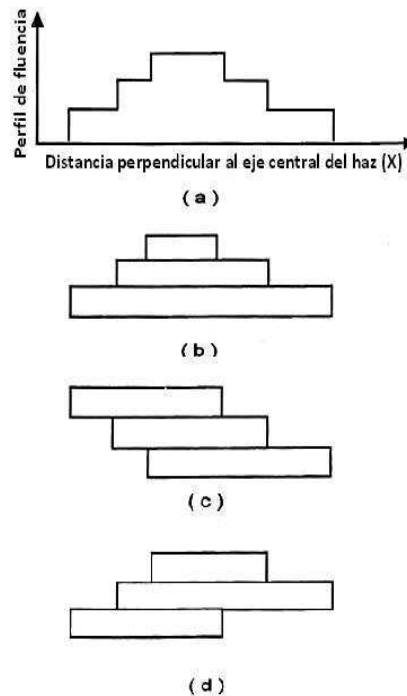


**Figura 2.10** Ilustración del movimiento de un colimador dinámico multiláminas para generar un perfil de intensidad modulada (Khan, 2010).

### 2.2.3 IMRT dinámico

La modalidad dinámica que se describe, se conoce también como “*arcos de intensidad modulada*” es una técnica que usa el colimador dinámico multiláminas para formar los campos, pero al mismo tiempo el cabezal gira formando un arco sobre el paciente. Puede parecer similar a la técnica de “para y dispara” donde al campo (ubicado en el arco de tratamiento) se divide en sub-campos de intensidad uniforme. Sin embargo, en este caso, el colimador multiláminas se mueve para conformar cada sub-campo mientras el cabezal está rotando y el haz está encendido todo el tiempo. Para

completar la entrega de dosis, múltiples arcos sobrepuestos son entregados con las láminas moviéndose. Cada arco es programado para entregar un sub-campo en cada ángulo de giro del cabezal, por tanto, el nuevo arco entregará el siguiente sub-campo y así sucesivamente hasta que todos los arcos planeados y sus sub-campos sean entregados (Figura 2.11) (Khan, 2010).



**Figura 2.11** Alternativas de secuencia de sub-campos usando arcos de intensidad modulada (b, c y d) que pueden generar el perfil lineal de fluencia (a) (Khan, 2010).

### 2.3 Protocolos de dosimetría basados en dosis absorbida en agua medida con cámaras de ionización.

Los códigos de práctica o protocolos internacionales de dosimetría basados en dosis absorbida en agua, son publicaciones que satisfacen la necesidad de un esquema sistemático y unificado internacionalmente para la calibración y uso de cámaras de ionización en radioterapia convencional (IAEA, 2005). Los primeros esfuerzos relevantes de esta unificación se remontan a la primera publicación de este tipo hecha por la IAEA en 1970 titulada Manual de dosimetría en radioterapia (TRS-110) (IAEA, 2011). Pero, solo hasta los años ochenta fue cuando protocolos publicados de dosimetría

para haces de fotones y electrones de alta energía alcanzaron amplia aceptación. En primera instancia, estos protocolos se basaron en calibraciones en kerma en aire, como son: el AAPM TG-21 de 1983 de la American Association of Physicists in Medicine y el TRS-277 de 1ra. Edición 1987 y 2da. Edición 1997 publicados por la IAEA. Pero actualmente los más usados, son los protocolos basados en dosis absorbida en agua, como el AAPM TG-51 de 1999 y el TRS-398 publicado en 2000 y reeditado en 2005 (IAEA 2005, 2011 y Podgorsak 2005).

El formalismo de los protocolos para la dosimetría basados en dosis absorbida en agua como el TRS-398 y TG-51, se basa en que bajo condiciones de referencia de: distancia fuente-detector, tamaño de campo, profundidad  $Z_{ref}$  en agua, haz de calibración de calidad  $Q_0$  (valor relativo al espectro de energía del haz), y en ausencia de la CI, la dosis absorbida en agua está dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (2.1)$$

Donde:  $M_{Q_0}$  es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia empleadas en el laboratorio de calibración, y  $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración de la CI del usuario en términos de dosis absorbida en agua, que es un valor entregado por un laboratorio de calibración dosimétrica. Para determinar el factor de calibración de la CI del usuario, el haz de referencia en la mayoría de los casos, es un haz de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ , y en ciertos laboratorios, también haces de rayos-X o electrones de alta energía (Podgorsak, 2005 e IAEA, 2005).

Pero cuando la CI es usada en un haz de calidad  $Q$  que difiere de la calidad de calibración  $Q_0$ , la dosis absorbida en agua está dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.2)$$

Donde  $k_{Q,Q_0}$  es el factor de corrección por calidad de haz que corrige las diferencias debidas al cambio de calidad entre el haz de referencia de calidad  $Q_0$  y la actual calidad  $Q$  del haz del usuario. Este factor  $k_{Q,Q_0}$  se define como el cociente, de los coeficientes de calibración en cada calidad de haz ( $Q$  y  $Q_0$ ) y despejando de la Ec. 2.1 también se puede escribir en términos de dosis absorbida en agua, con la Ec. 2.3.

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (2.3)$$

Idealmente, el factor de calibración debería ser medido directamente usando la misma calidad del usuario, pero esto no es posible en la mayoría de los laboratorios dosimétricos. Sin embargo, cuando el valor experimental no se puede obtener o cuando es difícil de medir, el valor de  $k_{Q,Q_0}$  puede ser calculado teóricamente. La manera de hacer el cálculo teórico, parte del hecho de que la dosis en aire  $D_{air,Q}$  en la cavidad de la CI puede ser convertida en dosis absorbida en el medio (por ejemplo, agua)  $D_{w,Q}$  haciendo uso de la teoría de cavidades de Bragg-Gray, (Podgorsak, 2005) como:

$$D_{w,Q} = D_{air,Q} (S_{w,air})_Q P_Q = M_Q N_{D,air} (S_{w,air})_Q P_Q \quad (2.4)$$

Donde:

$(S_{w,air})_Q$  es el cociente de poderes de frenado restringido de agua y aire, según Spencer-Attix. Como se mencionó en la Introducción es una cantidad que cuantifica la densidad de ionización a lo largo de la trayectoria de una partícula cargada.

$P_Q$  es el factor de corrección por perturbación que toma en cuenta las diferencias con un detector ideal Bragg-Gray, aplicado a la cámara insertada en el medio. Es un valor que depende de la cámara y del haz.

$M_Q$  la señal corregida de la cámara en un punto del maniquí.

$N_{D,air}$  es el coeficiente de calibración para la cámara en dosis en aire.

Y,  $N_{D,air}$  se puede escribir, (Podgorsak, 2005) como:

$$N_{D,air} = \frac{D_{air}}{M_Q} = \frac{1}{m_{air}} \frac{W_{air}}{e} = \frac{1}{\rho_{air} V_{eff}} \frac{W_{air}}{e} \quad (2.5)$$

Donde:

$(W_{air}/e)$  es la energía promedio requerida para producir un par de iones en el aire.

$m_{air}$  es la masa de aire en la cavidad de la cámara.

$\rho_{air}$  es la densidad del aire en condiciones estándar de presión y temperatura.

$V_{eff}$  es el volumen efectivo de aire en la cámara colectora de iones.

Por tanto, usando la Ec. 2. 4 con el valor  $N_{D,air}$  que da la Ec. 2. 5, se puede reescribir la Ec. 2. 3 como:



$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{w,air})_Q (W_{air}/e)_Q P_Q}{(S_{w,air})_{Q_0} (W_{air}/e)_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (2. 6)$$

Esta ecuación es válida para todos los tipos de haces de alta energía. Su uso es la práctica más común hoy en día y los valores calculados y medidos de  $k_{Q,Q_0}$ , por los laboratorios primarios de calibración dosimétrica (LPCD), para fotones concuerdan bien para la mayoría de las cámaras de ionización (IAEA, 2005). Sin embargo, a menudo en terapia de electrones y haces de fotones se supone que  $(W_{air}/e)$  es independiente de la calidad de la radiación, entonces la Ecuación 2.6 se simplifica, como:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(S_{w,air})_Q P_Q}{(S_{w,air})_{Q_0} P_{Q_0}} \quad (2. 7)$$

En la práctica valores de  $k_{Q,Q_0}$ , no obtenidos en laboratorios estándares no son recomendados (Podgorsak, 2005 e IAEA, 2005).

## 2.4 El Código de Práctica Internacional TRS-398

El Código de Práctica Internacional para la dosimetría TRS-398, DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA CON HACES EXTERNOS, es un Código publicado por el Organismo Internacional de Energía Atómica, orientado a los usuarios que disponen de calibraciones en términos de dosis absorbida en agua trazables a un laboratorio primario de calibración dosimétrica (LPCD) (IAEA, 2005). Como se dijo, el formalismo del TRS-398 se basa en conocer la dosis absorbida en agua  $D_{w,Q_0}$  en condiciones de referencia (Ec. 2. 2), lo que equivale a conocer el coeficiente de calibración de la CI,  $N_{D,w,Q_0}$  y el factor de corrección por calidad del haz del usuario,  $k_{Q,Q_0}$ . Sin embargo, en la mayoría de las situaciones clínicas y de investigación, las condiciones de medida no son las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración, esto afecta la respuesta  $M_Q$  del dosímetro, por consiguiente, el TRS-398 establece correcciones adicionales a la medida del dosímetro debido a cada magnitud de influencia (IAEA, 2005). A continuación se describen las correcciones usadas en este trabajo, la primera de ellas es la corrección de cada una de las lecturas  $M_{Q_i}$  por presión y temperatura, (factor  $K_{T_i,P_i}$ ).

*ADVERTENCIA: Se debe tener cuidado de aplicar la corrección por presión y temperatura a cada lectura del dosímetro, idealmente la medida que se debe utilizar, para asociarla a la dosis es el promedio de una serie de lecturas corregidas por presión y temperatura. En ese sentido, la hoja de trabajo (Excel) del TRS-398, tiene la limitación que solo permite ingresar un valor de presión y temperatura para corregir una sola lectura del dosímetro.*

La lectura corregida por presión y temperatura está definida como:

$$\bar{M}_{Q(\text{corregida})} = \text{promedio}(M_{Q_i} K_{T_i, P_i}) \quad (2.8)$$

Ahora las demás correcciones son aplicadas a la Ec. 2. 2, que da  $D_{w,Q}$ , de la siguiente manera.

$$D_{w,Q} = (\bar{M}_{Q(\text{corregida})} k_{pol} k_s) N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.9)$$

Donde:

$k_{T,P}$  es el factor que corrige la respuesta de la CI debido a la diferencia entre la temperatura y presión de referencia especificadas por el laboratorio de calibración, y la temperatura y presión de las condiciones del usuario.

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P} \quad (2.10)$$

Donde:  $P_0$  y  $T_0$  son la presión barométrica y temperatura al momento de la calibración de la cámara,  $P$  y  $T$  son la presión barométrica y temperatura de las condiciones del usuario al momento de emplear la cámara.

$k_{pol}$  Factor que corrige la respuesta de una CI por el efecto del cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M_+} \quad (2.11)$$

Donde:  $M_+$  es la lectura del electrómetro con la polaridad de alimentación a la CI usada en la calibración y  $M_-$  es la lectura del dosímetro con la polaridad invertida.

**$k_s$**  Factor que corrige la respuesta de una CI por pérdidas en la colección de la carga (pérdidas debidas a la recombinación de iones).

*Para haces de fotones de alta energía la ecuación es:*

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_3 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (2.12)$$

Donde:  $M_1$  es la lectura del electrómetro aplicando voltaje completo a la CI,  $M_2$  es la lectura del electrómetro con la cámara alimentada con voltaje reducido y  $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$  son factores publicados en el TRS-398, que dependen de si, el haz es pulsado o continuo y de la proporción del voltaje aplicado para medir  $M_2$  respecto al aplicado para medir  $M_1$ .

*Para haces de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  es:*

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \quad (2.13)$$

Donde:  $M_1$  es la lectura del electrómetro a voltaje completo,  $M_2$  es la lectura del electrómetro con la cámara a voltaje reducido,  $V_1$  y  $V_2$  son los voltajes aplicados a la cámara de ionización, completo y reducido, respectivamente.

**$k_{Q,Q_0}$**  Factor por cambio de calidad de haz. El subíndice  $Q_0$  se omite cuando la calidad de referencia es radiación gamma de  $^{60}\text{Co}$  (es decir, la notación reducida  $k_Q$  siempre corresponde a la calidad de referencia de  $^{60}\text{Co}$ ).

Para fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico, la calidad  $Q$  del haz se especifica mediante la razón tejido-maniquí  $TPR_{20,10}$ , que es el cociente entre las dosis absorbidas en las profundidades de 20 y 10 cm en el maniquí de agua, medidas con una distancia fuente-detector constante de 100 cm y un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en el plano de la cámara. Si bien, se han propuesto otros descriptores de la calidad del haz, la característica más importante del índice de calidad de haz  $TPR_{20,10}$ , es su independencia de la contaminación electrónica en el haz incidente. Aunque la definición de la  $TPR_{20,10}$  se hace estrictamente en términos de cocientes de dosis absorbida, el uso de cocientes de ionización proporciona una exactitud aceptable, debido a la lenta variación con la profundidad de las razones de poderes de frenado agua-aire, y a la supuesta constancia de los factores de perturbación

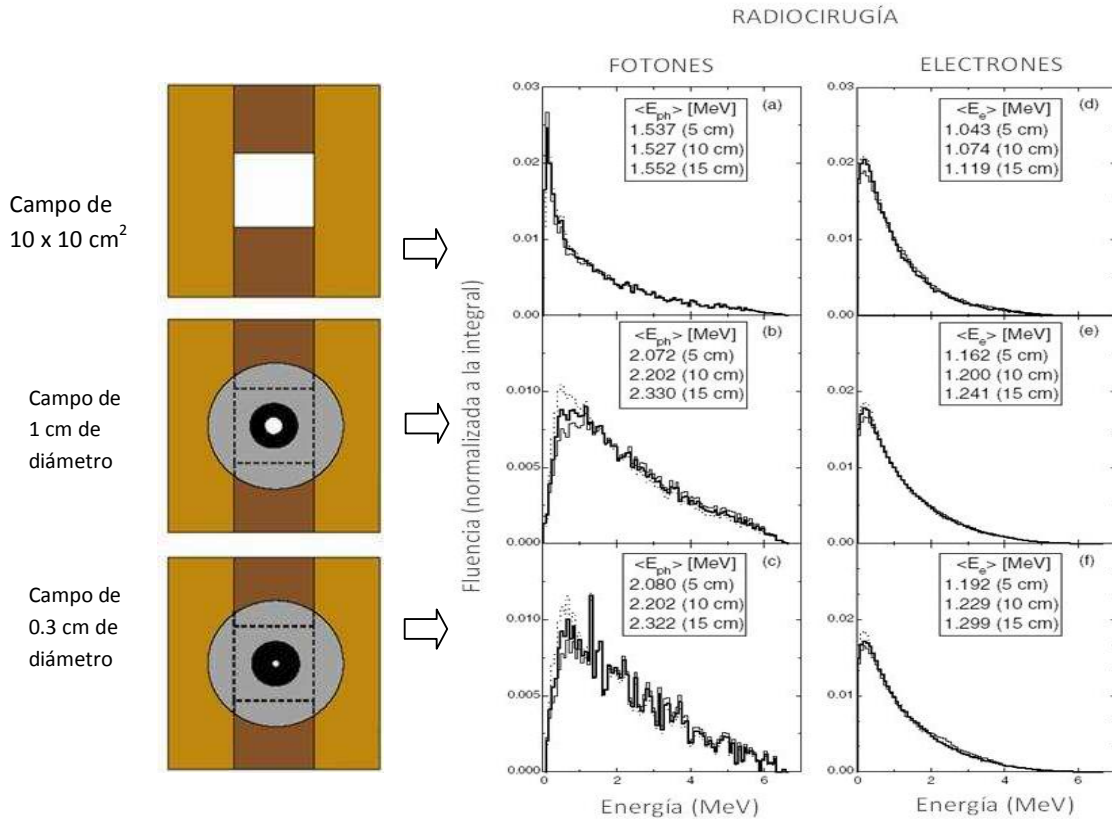
más allá de la profundidad de dosis máxima. Finalmente, conociendo el  $TPR_{20,10}$  como indicador de la calidad de haz del usuario, la marca y modelo de la cámara de ionización, en el TRS-398, se puede encontrar desplegado en tablas para un gran número de CI, el factor de corrección  $k_Q$ . Es relevante señalar que para las cámaras de ionización utilizadas en este trabajo se encontró que los datos proporcionados por el TRS-398 de  $k_Q$  en función de  $TPR_{20,10}$  se ajustan de buena manera a una función de tipo  $k_Q = a + b (TPR_{20,10})^c$ . Por ello, los datos para cada CI se ajustaron a esta función y de este ajuste se obtuvieron los datos de  $k_Q$  con la incertidumbre que da el ajuste.

## 2.5 Limitaciones de los códigos de práctica internacional

Las cámaras de ionización (CI) son consideradas la “columna vertebral” de la dosimetría convencional. Sin embargo, al usar las CI normalmente utilizadas en radioterapia en campos pequeños de radiación, éstas por su tamaño finito, perturban la fluencia de partículas de tal forma que la conversión de ionización a dosis absorbida en agua basada en teoría de cavidades y factores de perturbación, usados en los Códigos de Práctica como el IAEA TRS-398 y el AAPM TG-51 no resulta ser precisa (Alfonso *et al.*, 2008). ¿Pero que es lo que sucede? Usar las lecturas de la CI hechas en un tamaño dado de campo que no es el de referencia (por ejemplo en un campo pequeño), implica considerar que el factor utilizado para convertir la lectura de la CI en la dosis absorbida no cambia con la transición de las condiciones de referencia a no referencia. Esto equivale a considerar que las dos componentes del factor de corrección por calidad de haz  $k_{Q,Q_0}$  (Ec.2.7): (i) el cociente de poderes de frenado agua-aire en las dos calidades de haz, y (ii) el cociente de factores de perturbación en las dos calidades de haz, no cambian. Esto ha sido demostrado solo para el término (i), como fue reportado por algunos investigadores (Sánchez-Doblado *et al.*, 2003 y Verhaegen *et al.*, 1998).

Con el propósito de ahondar en la física de los campos pequeños se presentan a continuación los resultados reportados por los estudios mencionados arriba. En los dos reportes los resultados fueron calculados por técnicas de simulación Monte Carlo; en uno de estos se compara un campo de rayos-X de 6 MV de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  con campos de radiocirugía de 0.3 cm a 1 cm de diámetro (Figura 2.12). En este caso, los espectros de fotones presentan un endurecimiento con la reducción del tamaño del campo y con la

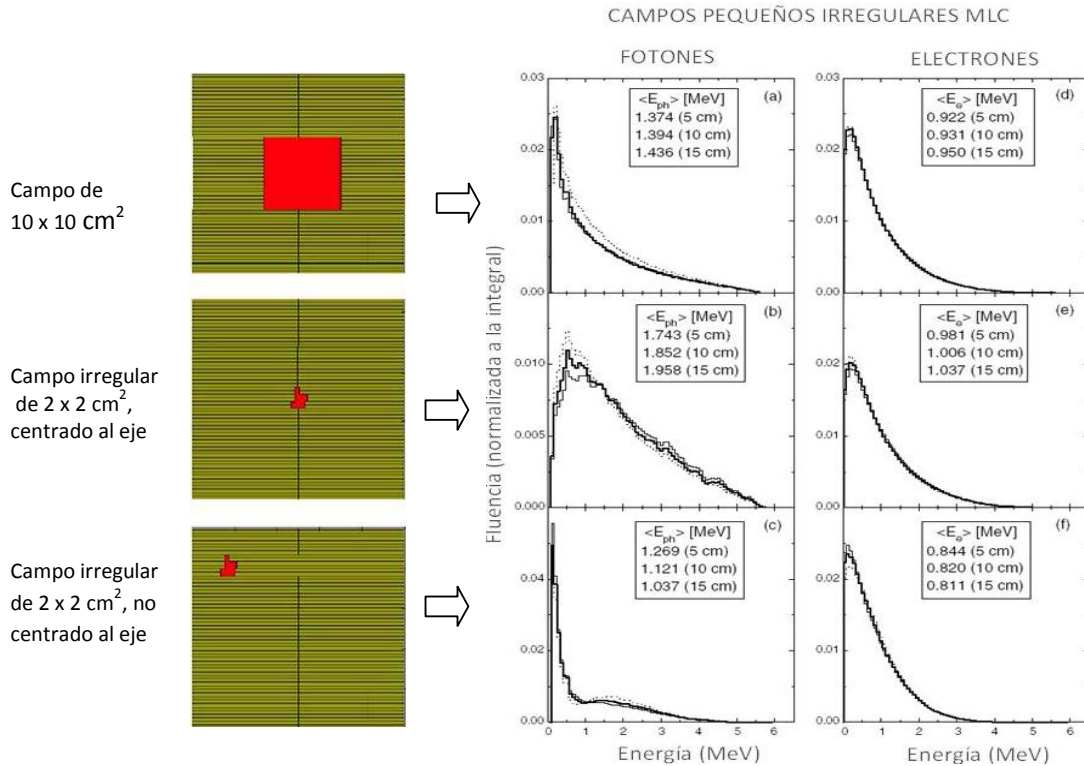
profundidad en cada tamaño de campo, mientras que los espectros de electrones a diferentes profundidades y tamaños de campo son muy similares. El cociente de poderes de frenado agua-aire  $(L/\rho)_{w,aire}$  de los campos pequeños respecto al del campo grande tiene un acuerdo del orden de  $\pm 0.3\%$  (Sánchez-Doblado *et al.*, 2003), y el cociente de poderes de frenado agua-detector  $(L/\rho)_{w,det}$  para campos pequeños no varía más del 0.2% con la profundidad entre  $d_{m\acute{a}x}$  y 5 cm para detectores de aire, grafito y TLD (Verhaegen *et al.*, 1998).



**Figura 2.12** Espectros simulados de fotones y electrones en campos de rayos-X de 6 MV de radiocirugía a profundidades de agua de 5 cm (línea punteada), 10 cm (línea delgada) y 15 cm (línea gruesa) (Sánchez Doblado *et al.*, 2003).

En el caso de campos pequeños irregulares conformados por colimadores multiláminas (campos estáticos) (Figura 2.13), se reportan dos posibilidades si estos son comparados con el campo de rayos-X de 6 MV de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ : 1) cuando el campo está centrado sobre el eje del haz, donde los espectros se comportan, como si fueran campos de radiocirugía y, 2) cuando el campo está fuera del eje central, donde se aprecia una predominancia de las bajas energías lo que resulta en una energía promedio

considerablemente diferente a la energía promedio del espectro del campo sobre el eje y el cociente de poderes de frenado agua-aire  $(L/\rho)_{w,aire}$  respecto al del campo grande tiene un acuerdo entre el  $\pm 0.8\%$  (Sánchez-Doblado *et al.*, 2003).

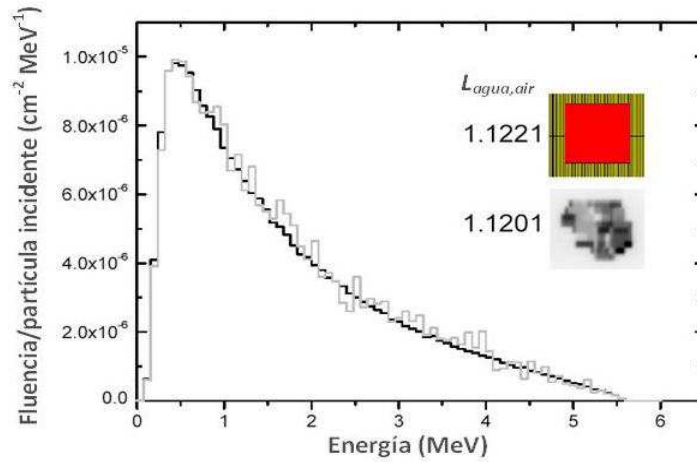


**Figura 2.13** Espectros simulados de fotones y electrones de campos pequeños de rayos-X de 6 MV conformados por colimador multiláminas (campos estáticos) (Sánchez-Doblado *et al.*, 2003).

Por otro lado, al comparar el campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  con un campo modulado grande de tamaño similar a un campo de IMRT de uso clínico (Figura 2.14), se reporta que el espectro de electrones casi coincide y que el cociente de poderes de frenado agua-aire  $(L/\rho)_{w,aire}$  respecto al del campo grande, en el eje central, tiene un acuerdo del orden de  $\pm 0.1\%$  (Sánchez-Doblado *et al.*, 2003).

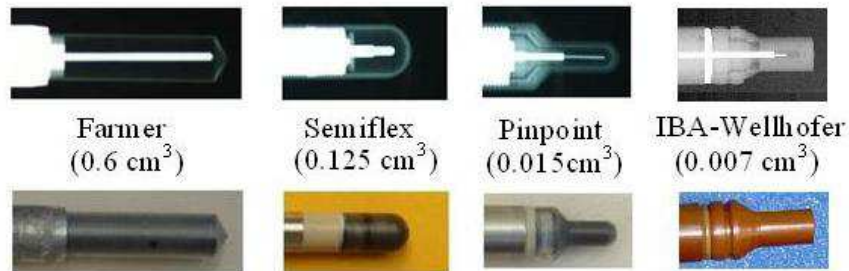
En resumen, sobre el cociente de poderes de frenado, se ha reportado que en campos de rayos X de 6 MV de radiocirugía, campos pequeños conformados por colimadores multiláminas (campos estáticos) y campos grandes de IMRT, el cociente de poderes de frenado agua-aire no cambia significativamente cuando se compara con el

cociente medido en el campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (Sánchez-Doblado., *et al* 2003 y Verhaegen *et al.*, 1998)



**Figura 2.14** Espectro de electrones simulado a una profundidad de 5 cm en agua para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (línea gruesa) y campo de IMRT (línea delgada) (Sánchez-Doblado *et al.*, 2003).

Por otro lado, también se ha evaluado el cambio en el factor global de perturbación debido a la presencia de las CI y se ha reportado que aumenta cuando el campo de radiación se reduce (Das *et al.*, 2008 y Wolfram *et al.*, 2003). De forma práctica, en una clara dependencia con el tamaño del volumen sensible de la CI frente al tamaño del campo a medir, se ha recomendado que no se usen las cámaras de ionización: “Pinpoint”, “Semiflex” y “Farmer”, para campos de tamaño inferior a  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  respectivamente (Sánchez-Doblado *et al.*, 2007). (Figura 2.15).



**Figura 2.15** Cámaras de ionización y su volumen activo (Capote *et al.*, 2004 y Sánchez-Doblado, 2010).

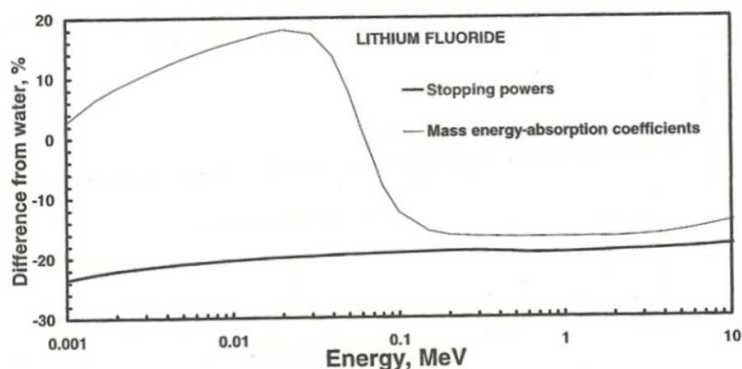
Por ello, como posible solución a la perturbación debida a la presencia de la cámara de ionización en el campo de radiación, se ha propuesto el empleo de micro-cámaras de

ionización, que son cámaras con volumen activo pequeño del orden de  $0.007 \text{ cm}^3$  o menores, para ser usadas en los campos pequeños de radiación como los de RC e IMRT, sin embargo, estas micro-cámaras tienen la desventaja de ser muy insensibles y consecuentemente la carga colectada debida a la radiación, es tan pequeña que puede ser comparable con la fuga del sistema, lo que resulta en una medida con incertidumbre elevada (Massillon-JL, 2010a), (Figura 2.15).

## 2.6 Propiedades de los dosímetros usados en este trabajo

### 2.6.1. Dosímetros termoluminiscentes, TLD-100

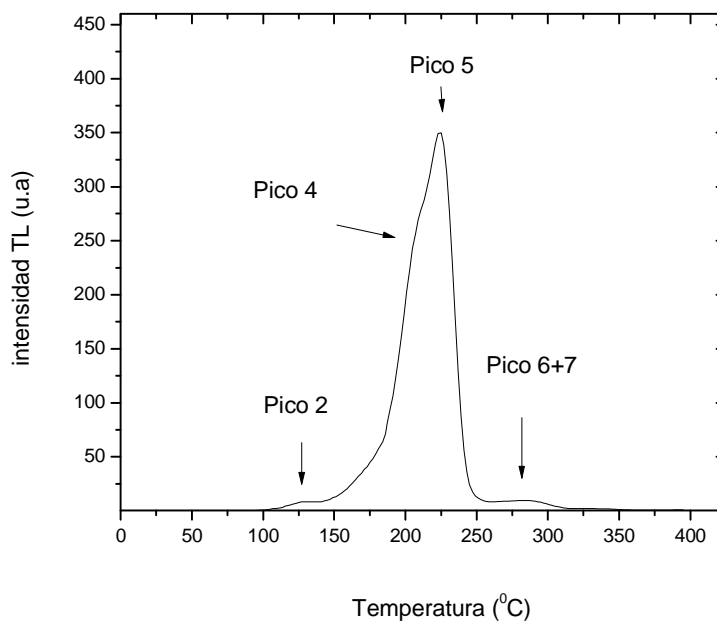
De los detectores termoluminiscentes (TLD) disponibles, el TLD-100 es uno de los más usados como dosímetro personal, de monitoreo ambiental y para dosimetría espacial. Esta popularidad se debe, en parte, a su aproximada equivalencia a tejido (número atómico efectivo de 8.2 similar al 7.4 del tejido) (Cameron *et al.*, 1968). En relación al intervalo de respuesta lineal, el inicio de la supralinealidad depende de las condiciones de preparación y análisis. Se ha reportado que apeándose al protocolo que se usa en este trabajo, para el TLD-100, la respuesta del dosímetro deja de ser lineal a alrededor de 1 Gy. (Massillon-JL *et al.*, 2006). La respuesta del TLD-100 es independiente de la energía para fotones con energías superiores a 100 keV (ICRU-72, 2004) y la diferencia de su poder de frenado con respecto al poder de frenado del agua varía lentamente con la energía. (Figura 2.16).



**Figura 2.16** Diferencia de coeficientes másicos de poder de frenado y absorción de energía del fluoruro de litio respecto al agua (ICRU-72, 2004).



La respuesta termoluminiscente o señal TL del LiF:Mg,Ti (TLD-100) presenta 7 o más picos dependiendo del tipo de radiación al que se expuso, a la dosis impartida, etc. La respuesta es bastante complicada por la compleja dinámica de sus procesos (Cameron *et al.*, 1968), sin embargo, una curva típica se presenta en la Figura 2.17. El pico principal (pico 5) aparece a temperatura de alrededor de 220 °C, lo cual corresponde al nivel de “trampa” (nivel meta-estable) más estable, por lo que se usa normalmente con propósitos de dosimetría.



**Figura 2.17** Curva de brillo obtenida en este estudio con un dosímetro TLD-100 (LiF:Mg,Ti) inmerso en agua e irradiado en un haz de rayos X de 6 MV, dosis absorbida 0.9 Gy. En la gráfica se localizan algunos de los picos típicos.

Los picos de baja temperatura (1,2 y 3) son relativamente inestables y deben ser suprimidos mediante tratamiento térmico. La emisión máxima de fotones TL ocurre a una temperatura determinada para cada pico. Sin embargo, a temperatura ambiente (20°C) se conoce que la vida media del pico 1 es del orden de minutos y del pico 2 de aproximadamente un día (Cameron *et al.*, 1968). Por ello, deben ser removidos cuando el tiempo entre la irradiación y lectura de los dosímetros es de varios días y más aún si no es fijo.

En conclusión, la dosimetría termoluminiscente (TLD) es considerada una técnica bien consolidada, y se tiene comprensión de los aspectos fundamentales de la teoría (Cameron *et al.*, 1968). Sin embargo, la principal dificultad asociada con la dosimetría termoluminiscente es que muchos factores pueden afectar de manera significativa la lectura del dosímetro, como la estabilidad del equipo lector, el horneado del dosímetro, el proceso de lectura, el uso repetido del dosímetro y la manera de analizar la curva de brillo. Por ello, es necesario seguir un protocolo de trabajo bien establecido.

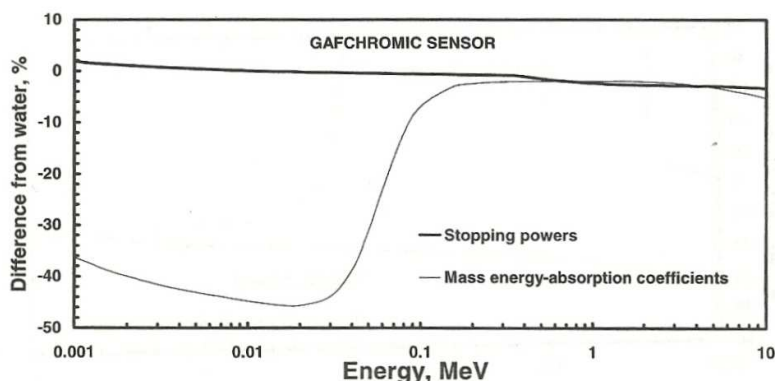
### **2.6.2 Película de tinte radiocrómico, MD-V2-55**

Se sabe que en las películas de tinte radiocrómico como la Gafchromic®, la reacción radiocrómica es una polimerización de estado sólido, en la cual la película se torna azul proporcionalmente a la dosis depositada y es medible sin la necesidad de revelado químico (Das *et al* 2008). El material del sensor presenta un poder de frenado similar al del agua y al del musculo, y es similar al agua y al musculo en términos de su coeficiente de absorción de energía para fotones de energía superiores a 100 keV (ICRU-72, 2004). (Figura 2.18).

La película de tinte radiocrómico puede medir dosis en campos pequeños de radiación con alta resolución espacial. Sin embargo, las medidas con película solo se han usado como referencia cruzada debido a la elevada incertidumbre en la medida que se obtiene al aplicar los protocolos comúnmente usados (Das *et al.*, 2008). Pero, recientemente la respuesta de la nueva versión de la película de tinte radiocrómico Gafchromic®MD-55, llamada MD-V2-55 fue investigada. Para ello, se usó un escáner plano de documentos HP Scanjet 7650, y los resultados obtenidos permitieron establecer un protocolo en el IFUNAM para medir dosis con una buena exactitud y con una respuesta lineal con la dosis en los intervalos de 0.6 a 15 Gy, 1 a 223 Gy y 5 a 1033 Gy para la respuesta en rojo, verde y azul respectivamente (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010b).

Esta nueva versión de película (MD-V2-55) ha reemplazado a las películas MD-55 y HS; mantiene el mismo espectro de absorción que las versiones anteriores, y presenta picos de máxima absorción a valores alrededor de 615 nm y 675 nm, pero también presenta mayor sensibilidad ya que dispone de 3.8 millones de bases en lugar de 2.65 millones como las versiones anteriores (ISP, 2011). También el fabricante, ha

reportado que la respuesta de la MD-V2-55 es independiente de la energía para fotones con energías superiores a 200 keV y que no presenta dependencia con la tasa de dosis, en el intervalo de  $0.034 \text{ Gy min}^{-1}$  a  $3.4 \text{ Gy min}^{-1}$ . (ISP, 2011).



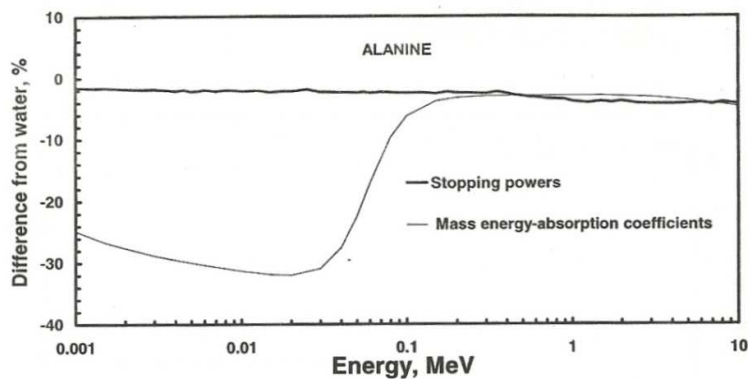
**Figura 2.18** Diferencia de coeficientes másicos de poder de frenado y absorción de energía de película Gafchromic respecto al agua (ICRU-72, 2004).

### 2.6.3 Dosímetros de alanina, FWT

El principio de funcionamiento de estos dosímetros radica en que cuando el aminoácido alanina ( $\text{CH}_3\text{-CH-NH}_2\text{-COOH}$ ) se expone a la radiación ionizante se producen radicales libres en cantidad proporcional a la dosis absorbida que pueden ser cuantificados, mediante la medida de la energía resonante absorbida por los electrones desapareados en presencia de un campo magnético. A esta técnica, se la conoce como resonancia paramagnética del electrón (RPE) (Nagy *et al.*, 2000). La respuesta de estos dosímetros es lineal en un amplio intervalo de dosis desde 10 Gy hasta 100 kGy. El uso de alanina es conocido como un método de alta precisión (incertidumbre  $\sim 1\%$ ) en dosimetría industrial (kGy) (Mehta y Girzikowsky, 1996). Por ello, existen esfuerzos para llevar esta alta exactitud dosimétrica a dosis terapéuticas. En este esfuerzo, se han reportado protocolos para dosimetría con alanina que pueden proveer una exactitud aceptable ( $\pm 2\%$ ) en el intervalo de dosis de 1.5 a 5 Gy y que pueden ser usados en muchas aplicaciones de radioterapia (Nagy *et al.*, 2002).

La estructura cristalina del dosímetro alanina es aproximadamente equivalente a tejido, es similar en su poder de frenado y su coeficiente de absorción de energía al agua para fotones de energía superior a 100 keV (Figura 2.19). Los dosímetros son

relativamente pequeños, compactos y fáciles de manejar. Se caracterizan por una baja influencia de la temperatura, la humedad y la tasa de dosis. Su señal es muy estable, incluso por meses. Sin embargo, su uso en aplicaciones médicas se ha limitado a validaciones puntuales de dosis y a investigación en laboratorios de calibración dosimétrica (Das *et al.*, 2008), en parte por la dificultad de contar con un equipo lector de RPE.



**Figura 2.19** Diferencia de coeficientes máxicos de poder de frenado y absorción de energía de alanina respecto al agua (ICRU-72, 2004).

# CAPÍTULO III

## 3 Materiales y métodos

### 3.1 Irradiaciones

Para todas las irradiaciones en los aceleradores y en el irradiador de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ , las medidas se realizaron a una distancia fuente superficie (SSD) = 95 cm y a una profundidad de agua de 5 cm usando unos maniqués de agua. Mientras que para el equipo Leksell Gamma Knife®, las medidas se hicieron a una distancia fuente-detector de 40 cm en el centro de una esfera de un maniquí de plástico en cuyo interior se colocan los dosímetros en cavidades adaptadas para ello.

#### 3.1.1 Calibración de haces de referencia

Las irradiaciones se llevaron a cabo en dos Hospitales:

1. El Hospital A, donde se utilizaron un acelerador lineal marca ELEKTA® SYNERGY (Figura 3.1a), un equipo Leksell Gamma Knife® con sistema de planeación Leksell GammaPlan 5.34 (Figura 3.1b), un maniquí de agua IBA Scanditronx Welhöfer y un maniquí de plástico compuesto de acrilonitril butadieno y estireno (ABS) (acrilonitril (5%-30%), butadieno (15%-35%) y estireno (40%-60%)) de forma esférica con 16 cm de diámetro.



**Figura 3.1** (a) Acelerador ELEKTA® SYNERGY, (b) Equipo Leksell Gamma Knife®.

2. El Hospital B, donde se utilizaron 2 aceleradores lineales de la marca Varian; un acelerador Clinac iX con sistema de planeación Eclipse External Beam Planning 7.3.10, (Figura 3.2a) y un Clinac 600 modificado para radiocirugía con sistema de planeación BrainScan (Figura 3.2b). También se utilizaron un irradiador de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  Theratron 1000 el cuál se llamará en este estudio como irradiador de  $^{60}\text{Co}$  (Figura 3.2c) y un maniquí de agua PTW MP3-T (Figura 3.2a).



(a)



(b)



(c)

**Figura 3.2.** (a) Acelerador Clinac iX, (b) Acelerador Clinac 600, (c) Irradiador  $^{60}\text{Co}$  Theratron 1000.

Como se menciona en el protocolo de trabajo, se calibraron tres haces de referencia, de tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, usando el acelerador SYNERGY, el Clinac iX y el Theratron 1000. Para ello, se utilizaron 4 cámaras de ionización (CI): 2 de tipo Farmer con 0.6 cm<sup>3</sup> de volumen y 2 tipo Semiflex de 0.125 cm<sup>3</sup>. Las CI Farmer son: el modelo PTW23333 del Instituto de Física (CI-IF), calibrada en el National Institute of Standards and Technology (NIST), EUA y el modelo Scanditronix Welhöfer

FC65P del hospital A (CI-HA) calibrada en la Universidad de Winconsin, EUA. Las otras 2, propiedades del hospital B, son los modelos Semiflex PTW31002 calibrada en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, México (CI-HB1) y PTW31010 calibrada en el laboratorio dosimétrico del fabricante PTW, Alemania (CI-HB2). Para la lectura, la CI-IF fue conectada a un electrómetro marca Standard Imaging CDX-2000A, las dos CI del Hospital B fueron conectadas a un electrómetro PTW Freiburg modelo T10001-11509 y la CI-HA fue conectada a un electrómetro IBA Dosimetry modelo Dose1. Para las medidas de la presión se utilizó un barómetro modelo Vaisala AIRHB1A del IF en el caso de la calibración del acelerador SYNERGY y del irradiador de  $^{60}\text{Co}$ , y para las medidas de temperatura se utilizó un termómetro digital Southterm del hospital A para la calibración del acelerador SYNERGY y un termómetro de mercurio del hospital B para la calibración del irradiador de  $^{60}\text{Co}$ . Mientras que para los otros casos se utilizaron un barómetro de alta precisión modelo Druck DPI 12 y un termómetro digital también de alta precisión modelo Fluke 1523 propiedades del IF.

Independientemente, se realizó una medida con dosímetros de alanina en el irradiador de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  bajo las mismas condiciones que las CI. Una vez irradiados, los dosímetros fueron enviados al NIST para la evaluación de la dosis recibida. Eso, con el propósito de comparar las tasas de dosis medidas con nuestras cámaras.

### ***3.1.2 Calibración de los dosímetros***

Usando los haces de referencia ya calibrados de rayos X de 6 MV del SYNERGY y de rayos gamma del irradiador de  $^{60}\text{Co}$ , se irradiaron bajo las mismas condiciones:

- A. Dosímetros termoluminiscentes TLD-100 a 5 valores de dosis entre 50 mGy y 1 Gy para el haz de rayos X y entre 40 mGy y 1 Gy para el haz de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ . Se usaron 3 dosímetros por cada valor de dosis.
- B. Películas de tinte radiocrómico (PTR) MD-V2-55 a 8 valores de dosis entre 0.5 Gy y 75 Gy para el haz de rayos X y entre 0.5 Gy y 50 Gy para el haz de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ . Se usaron 4 pedazos de película de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  por dosis.
- C. Dosímetros de alanina FWT a 3 valores de dosis entre 24 Gy y 50 Gy para el haz de rayos X. Se usaron 2 dosímetros por dosis.

Para la irradiación de los dosímetros en el agua, se diseñó un soporte de acrílico que se construyó en el Hospital Metropolitano de Quito-Ecuador (Figuras 3.3 (a) y (b)). Este soporte se acopló a la barra de los maniqués de agua. Como se puede observar, en el centro del soporte hay un espacio libre de aproximadamente  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  para el paso del haz de radiación. En este espacio, se coloca bolsas delgadas de plástico de alrededor de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  ensartados con 4 pequeños ganchos de acrílico sujetos a hilos de nylon, que a su vez, se atan a resortes fijos en el soporte, de este modo la tensión sobre el paquete lo mantiene plano dentro del agua.



**Figura 3.3.** (a) Soporte de acrílico, (b) Soporte de acrílico acoplado al maniqué PTW

Así, los dosímetros fueron sumergidos en el agua empacados al vacío dentro de las bolsas delgadas de plástico usando un equipo diseñado para empacar alimentos, el Foodsaver V2840 (Figura 3.4).



**Figura 3.4** Empacadora al vacío Foodsaver V2840

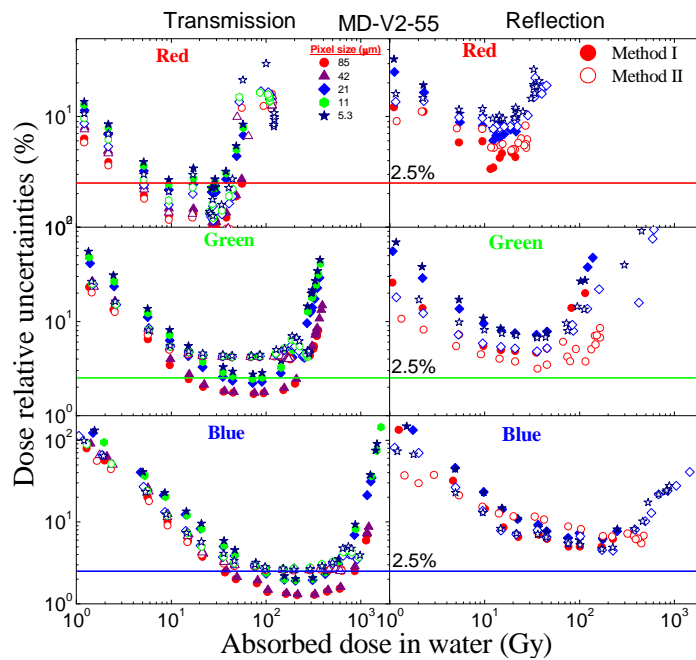
Para determinar la dosis impartida, si bien se conoce la tasa de dosis por el procedimiento de calibración de los haces, también se analizó el efecto del offset de los equipos, encontrando que en los aceleradores su efecto no va más allá de la incertidumbre de la tasa de dosis y en el caso del irradiador de  $^{60}\text{Co}$  Theratron 1000, el



mismo equipo considera una corrección por offset que fue verificada experimentalmente como precisa, usando una serie de medidas de ionización de CI en función del tiempo. Estas medidas permitieron sacar una gráfica lineal de donde se despejó el valor del offset, que para este caso corresponde al retardo entre el encendido del equipo y el inicio de la irradiación.

### 3.1.3 Medidas en los campos pequeños

De los resultados obtenidos en estudios previos, donde se usaron los mismos dosímetros y protocolos que los usados en este trabajo, se conoce la incertidumbre en la medida como función de la dosis impartida. Por ello, en las medidas de dosis en los campos pequeños se usan dosis definidas con el propósito de obtener la mejor respuesta (menor incertidumbre posible), así: a los TLD-100 se espera una incertidumbre en la medida de entre 3 y 4% al impartirles 0.5 Gy (Massillon-JL, 2006, 2010b). Para la PTR MD-V2-55 se espera una incertidumbre combinada mejor que el 2% al impartirle 25 Gy, cuando se lee con resolución de 300 dpi en el color verde (Figura 3.5) (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c).



**Figura 3.5** Incertidumbre relativa en función de la dosis absorbida en agua, medida con MD-V2-55 (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c)

Y, para los dosímetros de alanina se espera una incertidumbre combinada en la medida mejor que 2% al impartirles 35 Gy (Humphreys *et al.*, 1998; Puhl, 2010; Nagy *et al.*, 2000b, 2002; Sleptchonok *et al.*, 2000; y Mehta y Girzikowsky, 1996).

#### 3.1.3.1 Campos de radiocirugía con Leksell Gamma Knife®

Se midieron las tasas de dosis para los campos de radiocirugía de 18, 14, 8 y 4 mm de diámetro. Para cada campo se utilizaron 4 dosímetros TLD, 2 de alanina y 3 PTR de 1 x 1 cm<sup>2</sup>. En el caso de los TLD y alanina se irradiaron un dosímetro a la vez. Las PTR se irradiaron apiladas. No se midió el campo de 4 mm con alanina debido a que se contó con un número limitado de estos dosímetros.

#### 3.1.3.2 Campos de radiocirugía con acelerador lineal

Se midieron las tasas de dosis en los campos de radiocirugía de 35, 25, 15, 10 y 7.5 mm de diámetro. Para cada campo se utilizaron 4 dosímetros de TLD, 2 de alanina y 4 PTR de 1x1 cm<sup>2</sup>. Los dosímetros del mismo tipo por cada campo fueron irradiados simultáneamente. Con TLD no se midió el campo de 7.5 mm y con alanina solo se midieron los campos de 15 y 35 mm.

#### 3.1.3.3 Campos de IMRT estáticos

Como se dijo la técnica de IMRT de campos estáticos se basa en la adición de campos de distribución uniforme, en este trabajo, se midió la tasa de dosis en campos estáticos individuales de 2x2 cm<sup>2</sup>, 3x3 cm<sup>2</sup> y 5x5 cm<sup>2</sup> cuyas tasas de dosis sirven para alimentar el sistema de planeación acoplado al acelerador SYNERGY. Para medir en cada campo se utilizaron 4 dosímetros TLD, 2 de alanina y 4 PTR de 1x1 cm<sup>2</sup>. Con alanina solo se midieron los campos de 2x2 y 3x3 cm<sup>2</sup>.

#### 3.1.3.4 Campos de IMRT de colimador dinámico multiláminas

Se midieron las tasas de dosis para campos IMRT-DMLC de 3 x 3 cm<sup>2</sup>.y 4 x 4 cm<sup>2</sup>. Para cada campo se utilizaron 2 dosímetros de alanina y para el campo de 3 x 3 cm<sup>2</sup> se utilizó una PTR de 4 x 4 cm<sup>2</sup>. En todos los casos se irradió un dosímetro a la vez.

**Tabla 3.1** Campos y número de dosímetros utilizados en cada caso

Campos	Diámetro (mm) Lado de cuadrado (mm)	RC-Gamma Knife				RC con linac					IMRT-c. estáti.			IMRT-DMLC	
		18	14	8	4	7.5	10	15	25	35	20	30	50	30	40
Número de	Alaninas	2	2	2				2		2	2	2		2	2
TLD		4	4	4	4		4	4	4	4	4	4	4		
PTR		3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	1	

## 3.2. Preparación y lectura de los dosímetros

### 3.2.1. Dosímetros TLD-100

Se usan dosímetros TLD-100 (LiF:Mg,Ti) Harshaw/Bicron en chips de 3.1 x 3.1 x 0.89 mm<sup>3</sup> de un mismo lote y cada dosímetro se utiliza una sola vez.

Para preparar los dosímetros se hornean en aire a 400 °C por 1 hora, seguido por un período de enfriamiento de 15 minutos, luego se hornean a 100 °C por 2 horas y posteriormente se exponen a un enfriamiento rápido a temperatura ambiental (Massillon-JL *et al.*, 2006). Durante la preparación, transporte, almacenamiento y lectura de los dosímetros se debe evitar la exposición directa a luz ultravioleta solar, a la luz artificial blanca y se evita el contacto de los dosímetros con fuentes de calor con temperatura superior a la ambiental.

La lectura de los dosímetros se realiza aproximadamente 72 horas después de las irradiaciones. Para ello, se usa el lector Harshaw 3500 del Laboratorio de Termoluminiscencia del Instituto de Física de la UNAM (IFUNAM). El ambiente al momento de la lectura debe tener una temperatura controlada de 19°C, pero además, se debe tener la precaución de asegurar la estabilidad térmica de los componentes del equipo lector, por lo que, el aire acondicionado se enciende al menos 3 horas antes de cada sesión de lectura (Massillon-JL *et al.*, 2006). También, al menos 30 minutos antes de iniciar la sesión de lectura, se suministra flujo de nitrógeno a la cámara (donde se coloca el dosímetro sobre la plancheta de calentamiento). El nitrógeno tiene el propósito de reducir las señales inducidas que no se deben a la radiación ionizante. Para leer el dosímetro, el equipo hace un barrido desde temperatura ambiente hasta 400°C con una tasa de calentamiento de 8 °C/s<sup>-1</sup>. Estas condiciones permiten optimizar el cociente de señal termoluminiscente a señal de fondo, y el filtro óptico BG-39 que sirve para reducir

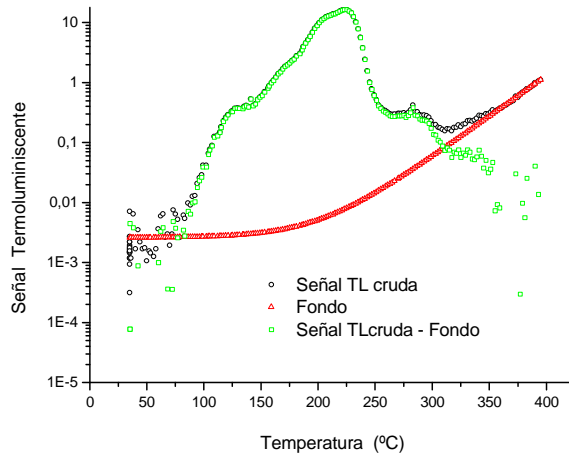
la señal de fondo térmico debido a las altas temperaturas que alcanza la plancheta (Massillon-JL *et al.*, 2006).

Como resultado de la lectura, los datos de señal termoluminiscente (TL) o curva de brillo (intensidad de luz vs. temperatura) se guardan automáticamente en tres archivos en la computadora acoplada al equipo lector Harshaw 3500. Por cada sesión de lectura un juego de archivos se genera, por ejemplo: el archivo *radiosur.txt* contiene las etiquetas asignadas a los dosímetros, el archivo *radiosur.asc* contiene todas las curvas de brillo y para cada curva de brillo obtenida, 200 datos numéricos, y el archivo *radiosur.tld* contiene la información del sistema. Para obtener archivos independientes por cada curva de brillo, a partir del archivo general (e.g. *radiosur.asc*), se requiere cierto manejo sencillo de hoja de cálculo. Así, a partir de las curvas de brillo independientes, el análisis puede hacerse por dos caminos, en este trabajo se realizan los dos y se comparan los resultados. La primera opción, es sustraer la señal de fondo utilizando un programa comercial optimizado para gráficos (como e.g. ORIGIN), y la segunda, usando el programa CGCD de Harshaw para sustraer la señal de fondo y la componente relativamente inestable de baja temperatura que podría influir en nuestra lectura, el pico 2 de la señal TL.

### 3.2.1.1 *Solo sustracción de señal de fondo*

Una vez con los datos separados por cada registro (curva de brillo) se grafica la señal termoluminiscente “TL cruda” usando el programa para gráficos, y para corregir por señal de fondo se construye una “curva de fondo” que se define como “una constante + fondo exponencial”, según las siguientes instrucciones: en la curva “TL cruda” se busca el valor promedio matemático de señal termoluminiscente para la zona fluctuante con tendencia plana que aparece en valores de temperatura inferiores a 50°C, este valor se designa el “fondo constante”. Posteriormente, se registra el valor de señal “TL cruda” a la más alta temperatura reportada o un valor representativo de la tendencia de la curva en valores altos de temperatura, este valor sirve para encontrar el fondo a altas temperaturas descrito como una función exponencial de la temperatura absoluta, para ello se ajusta la “curva de fondo de alta temperatura” para que coincida con la tendencia al final de la “curva TL cruda”. Entonces la “curva de fondo” se construye como una curva que incluye el fondo a bajas temperaturas y a la vez la radiación térmica o fondo a altas temperaturas.

Entonces, se resta la “curva de fondo” a la señal “TL cruda” y la verificación del procedimiento es, que la parte final de la “curva de fondo” reste totalmente al final de la curva “TL cruda” (Figura 3.9). La señal termoluminiscente cruda menos el fondo es la respuesta termoluminiscente útil donde se calcula la integral bajo la curva. Este resultado corregido es la señal termoluminiscente asociada a la respuesta del dosímetro.



**Figura 3.9** Ejemplo de curva de brillo y sustracción de señal de fondo

### 3.2.1.2 *Sustracción de señal de fondo y pico 2*

La deconvolución es un método matemático utilizado para discriminar los diferentes picos que conforman la curva de brillo, respuesta de los dosímetros termoluminiscentes (Massillon-JL *et al.*, 2006). Esta descomposición de la curva de brillo se realiza empleando el software comercial de Harshaw/Filtrol conocido como CGCD. Para la sustracción de fondo y pico 2, se alimenta al software CGCD con la curva de brillo a partir de un archivo de datos, luego se debe seleccionar en el menú la opción de sustracción de fondo y pico 2. Dentro de la opción, primero la sustracción del fondo requiere que gráficamente se seleccione un punto representativo en la zona plana de bajas temperaturas (menor que 50°C) y luego dos puntos representativos de la pendiente de la curva en la zona de alta temperatura. Finalmente, la sustracción del pico 2 requiere que se determine gráficamente sobre la curva de brillo (ya restada el fondo), el fin del pico 2, para ello conforme al protocolo usado (Massillon-JL *et al.*, 2006) este

valor de temperatura corresponde a la temperatura de máxima emisión (pico 5) menos 62°C.

### 3.2.2 *Película de tinte radiocrómico MD-V2-55*

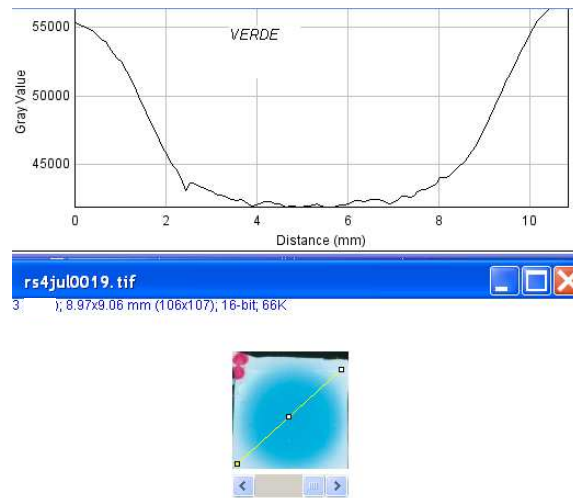
En este trabajo se usa película de tinte radiocrómico MD-V2-55 de un mismo lote (número Q0304MDV2). Leída en un escáner de documentos HP Scanjet 7650 del Instituto de Física de la UNAM (IFUNAM), que es el mismo escáner donde se caracterizó la respuesta de la película usada (MD-V2-55) al irradiarla con rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ , en un trabajo anterior (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c).

Las piezas de película se cortan 24 horas antes de la irradiación, y se escanean al menos 48 horas después de la irradiación usando el escáner en modo de transmisión, siguiendo las siguientes instrucciones, extraídas de (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c):

- Se cubre toda la superficie de escaneo con una placa radiográfica negra dejando solo una perforación de  $0.9 \times 0.9 \text{ cm}^2$  para colocar la película, si la película es de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , en los casos donde se usen películas de mayor tamaño el orificio deberá también ser mayor.
- Se deshabilitan todas las funciones automáticas del escáner.
- Se selecciona resolución espacial de escaneo de 300 ppp y profundidad de imagen de 48 (16 bits para cada color).
- Se espera 30 min con el escáner encendido o se realizan escaneos consecutivos por 15 minutos para que se estabilice la lámpara.
- Se verifica la constancia de operación del escáner utilizando 3 filtros de densidad óptica constante (disponibles como parte del sistema dosimétrico creado en el IFUNAM), con una desviación máxima de la respuesta dentro del 0.4%.
- La imagen obtenida se guarda como un archivo *.tif* para su posterior análisis.

El análisis de las imágenes se realiza usando el programa de uso libre, (Image J, 2011), desarrollado en el National Institute of Health. En este software se descompone la imagen en tres colores (rojo, verde y azul). El cambio de intensidad en cada color sirve para obtener la densidad óptica neta como el parámetro que cuantifica la dosis absorbida. En general para campos grandes (calibración en haces de referencia) se

tomaron áreas de análisis (o regiones de interés, ROI) en la imagen, de alrededor de 6 mm de diámetro, sin embargo, en los campos pequeños se toman áreas menores que sean uniformes y que se identifican usando perfiles o mapas de distribución de respuesta. Tal como se puede observar en el ejemplo de la Figura 3.10, donde se observa en el perfil de la respuesta de una de las PTR irradiada por el campo de RC linac modificado de 7.5 mm de diámetro, una región uniforme no mayor a 3 mm de diámetro.



**Figura 3.10** Ejemplo de perfil de la respuesta de una película irradiada en el campo de RC usando linac modificado de 7.5 mm de diámetro.

Como se usan varios pedazos de película, se obtiene un valor promedio global de las intensidades de color con su incertidumbre asociada, para ello se utilizan las Ecuaciones 3.1 y 3.2, conforme a (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c).

$$\bar{I} = \frac{\sum_{i=1}^N (I_i / \sigma_i^2)}{\sum_{i=1}^N (1 / \sigma_i^2)} \quad (3.1)$$

$$\sigma_I = \sqrt{\frac{1}{\sum_{i=1}^N (1 / \sigma_i^2)}} \quad (3.2)$$

Donde:  $I_i$  es la intensidad de color y  $\sigma_i$  es la incertidumbre en la intensidad de color de cada película.

La densidad óptica de la película (la respuesta asociada al dosímetro) y su incertidumbre se cuantifican usando las Ecuaciones 3.3 y 3.4

$$netOD = \log_{10} \left( \frac{I_{unexp} - I_{opf}}{I_{exp} - I_{opf}} \right) \quad (3.3)$$

$$\sigma_{netOD} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\frac{\sigma_{I_{unexp}}^2 + \sigma_{I_{opf}}^2}{(I_{unexp} - I_{opf})^2} + \frac{\sigma_{I_{exp}}^2 + \sigma_{I_{opf}}^2}{(I_{exp} - I_{opf})^2}} \quad (3.4)$$

Donde:  $I_{unexp}$  e  $I_{exp}$  son los valores promedios de intensidad de color de una película no expuesta y una expuesta respectivamente,  $I_{opf}$  es el valor de intensidad de luz transmitida con la pieza de película opaca, y  $\sigma$  son las incertidumbres en los valores de intensidad de luz transmitida correspondientes.

### 3.2.3 Dosímetros de alanina

En este estudio se utilizan dosímetros de alanina FWT, que luego de ser irradiados en México fueron devueltos al NIST para su lectura, siguiendo las indicaciones del personal del NIST, es decir, en la misma envoltura que llegaron, vía aérea y con la indicación de no someter a rayos X durante el transporte. El protocolo usado es el que determina el NIST, para mediciones externas donde la única corrección que requiere de información directa de nuestras condiciones de irradiación, se efectúa con el factor de corrección por temperatura que responde a la siguiente ecuación:

$$F_{C_{temperatura}} = (1 + (T_{calib} - T_{irrad}) * 0,0011) \quad (3.5)$$

Donde:  $T_{calib}$  es la temperatura ambiental en °C al momento de la calibración de los dosímetros y  $T_{irrad}$  es la temperatura ambiental en °C al momento de la irradiación de los dosímetros (Humphreys et al., 1998 y Puhl, 2010).

### 3.3 Incertidumbres

En general, el resultado de una medida es solo una aproximación o valor estimado de una cantidad específica sujeta a medición. Este resultado es completo solo



cuando está acompañado por una cantidad declarada como su incertidumbre (Taylor y Kuyatt, 1994).

Hay dos maneras de clasificar las incertidumbres, dependiendo de los métodos usados para determinarlas: Las incertidumbres “Tipo A” son las que se calculan con métodos estadísticos, y “Tipo B”, incertidumbres evaluadas por otras maneras. Esta metodología fue inicialmente recomendada por el Comité Internacional de Pesos y Medidas (CIPM) (Giacomo, 1981), e incluye métodos para combinar varias componentes de incertidumbre, subsecuentemente un grupo de trabajo de la International Organization for Standardization (ISO) expandió las recomendaciones del CIPM en la *Guía para la expresión de la incertidumbre en la medida* GUM ISO1993 (Micht *et al.*, 2009), y como referencia condensada, útil para fines prácticos esta el resumen de la GUM–ISO que publicó el National Institute of Standards and Technology (NIST) en 1994, bajo el nombre de *Nota Técnica 1297* (Taylor y Kuyatt, 1994).

Regresando a las definiciones, la componente “Tipo A” de la incertidumbre,  $\mu_A$  puede es representada por la desviación estándar del promedio ( $s$ ), de un determinado número de medidas según la Ec. 3.6.

$$s = \left[ \frac{1}{n(n-1)} \sum_i^n (y_i - \bar{y})^2 \right] \quad (3.6)$$

Donde  $n$  es el número de medidas,  $y_i$  es el resultado de una medida individual y,  $\bar{y}$  es el promedio según la Ec. 3.7 (Micht *et al.*, 2009).

$$\bar{y} = \left[ \frac{1}{n} \sum_i^n y_i \right] \quad (3.7)$$

Como un ejemplo típico, la literatura señala que cuando la entrada son resultados de observaciones independientes obtenidos bajo las mismas condiciones de medida, la incertidumbre estándar asociada es la desviación estándar del promedio,  $\mu_A(y) = s(\bar{y})$  (Taylor y Kuyatt, 1994).

La componente “Tipo B” de la incertidumbre  $\mu_B$ , es típicamente evaluada basándose en una especificación del instrumento proporcionada por el fabricante o variaciones en datos adquiridos previamente o el propio conocimiento o experiencia del investigador (juicio científico). Si no se dispone de información suficiente para escoger

una distribución de probabilidad (Por ejemplo: Normal), entonces es razonable estimar límites superior e inferior  $a_+$  y  $a_-$  respectivamente, para valores de una medida, y usar una distribución uniforme (rectangular) para calcular la  $\mu_B$  según la Ec. 3.8 (Micht *et al.*, 2009).

$$\mu_B = \frac{a_+ - a_-}{2\sqrt{3}} \quad (3.8)$$

Por otro lado, el reporte final de la cantidad ( $y$ ) debida a medidas o cálculos es a menudo una función de muchas variables  $x_i$ .

$$y = f(x_1, x_2, x_3 \dots x_N) \quad (3.9)$$

Y cada una de las variables  $x_i$  con sus propias componentes de incertidumbre Tipo A y Tipo B, que son tomadas en cuenta para formar la incertidumbre estándar combinada  $\mu_c$  usando la ley de propagación de incertidumbres, según la Ec. 3.10 (Micht *et al.*, 2009).

$$\mu_c = \left[ \sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 \mu^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} \mu(x_i, x_j) \right]^2 \quad (3.10)$$

Nótese que la Ec. 3.10 es derivada de una aproximación de primer orden de series de Taylor de una función  $f$  (Taylor y Kuyatt, 1994), y que cada valor de  $\mu(x_i)$  representa ambos componentes de incertidumbre, Tipo A y Tipo B, calculadas como (Ec. 3.11) (Micht *et al.*, 2009).

$$\mu^2(x_i) = \mu_A^2(x_i) + \mu_B^2(x_i) \quad (3.11)$$

El segundo término de la Ec. 3.10 contiene la covarianza  $\mu(x_i, x_j)$  que será diferente de cero si las variables  $x_i$  y  $x_j$  son correlacionadas. En la mayoría de casos, se asume que todas las variables son independientes y la covarianza por ende es cero, entonces la Ec. 3.10 se reduce a la Ec. 3.12 (Micht *et al.*, 2009).

$$\mu_c = \left[ \sum_{i=1}^N \left( \frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 \mu^2(x_i) \right]^2 \quad (3.12)$$

Si la distribución de probabilidad de la medida o cálculo final ( $y$ ) es aproximadamente normal, entonces se considera que el valor verdadero cae en el intervalo  $y \pm \mu_C$  con un nivel del 67% de confianza. La incertidumbre estándar (67% de confianza) combinada es típicamente reportada con medidas que resultan de investigación básica, pero en situaciones donde la salud y seguridad están comprometidas se usa una incertidumbre expandida  $U$ , que se calcula usando:

$$U = k \mu_C \quad (3.13)$$

Donde  $k$  es el factor de cobertura. Por ejemplo una incertidumbre expandida con un factor de cobertura 2 ( $k = 2$ ) corresponde a un intervalo con un nivel de confianza del 95%.

### 3.3.1 Incertidumbres en dosimetría clínica usando el TRS-398

Se puede plantear a partir del TRS-398, como ecuación general de la incertidumbre estándar combinada en la determinación de la dosis absorbida en agua, para fotones de alta energía, la Ecuación 3.14 que resulta de aplicar la Ec. 3.12 a la Ec. 2.9.

$$\mu_C^2(D_{w,Q}) = [\mu^2(M_+) + \mu^2(k_{pol}) + \mu^2(k_s) + \mu^2(k_{Q,Q_0}) + \mu^2(N_{D,w,Q_0})] \quad (3.14)$$

En la Ec. 3.14 se utiliza la nomenclatura de la Ec. 3.11. A continuación se describen las componentes de incertidumbres Tipo A.

La forma de cálculo de las componentes de estas incertidumbres (Tipo A) es general para todos los términos, se calcula suponiendo que la desviación estándar de la muestra, nos proporciona, a su vez, el parámetro de la desviación estándar del universo respectivo. De hecho, es susceptible de demostrar que la “mejor estimación” de la desviación estándar del universo es la cantidad calculada a partir de una muestra usando la Ec. 3.15 (Baird, 1991).

$$\sigma = \mu_A = \sqrt{\sum (\bar{x} - x_i)^2 / (N - 1)} \quad (3.15)$$

Los conjuntos grandes de medidas llevan a resultados más precisos, sin embargo restricciones de tiempo y oportunidad, unidas a un peso mayor de las componentes de

incertidumbre Tipo B que son inmunes al número de medidas que se haga, llevo a determinar que en este trabajo se realicen al menos 4 lecturas por medida.

Retomando la descripción de cada término de la Ec. 3.14, como se explicó en la sección descriptiva del Protocolo TRS-398, la corrección por presión y temperatura se debe realizar en cada lectura, por tal razón, cuando se menciona, por ejemplo, la incertidumbre de la medida,  $\mu(M_+)$  esta corresponde a:

$$\mu(M_+) = M_+ \sqrt{\left(\frac{\mu_A(M_+)}{M_+}\right)^2 + \left(\frac{\mu_B(M_+)}{M_+}\right)^2} \quad (3.16)$$

Donde, el término  $\frac{\mu_B(M_+)}{M_+}$  es igual a 0.0057 correspondiente a la incertidumbre Tipo B (0.57%) del barómetro Vaisala. Este criterio se aplica en la medida de tasa de dosis del haz de referencia de rayos X de 6 MV del acelerador Synergy y del haz de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  del irradiador Theratron1000. Pero, para la determinación de la tasa de dosis en el haz de rayos X del acelerador Clinac iX, se dispuso de instrumentos de medición de presión y temperatura de alta precisión, para ese caso la consideración descrita antes no se aplica. Las restantes incertidumbres responden a la aplicación de la Ec.3.12 a la función que gobierna al respectivo factor, la descripción de estos factores se encuentra en la sección (2.4) que describe el Protocolo TRS-398. A continuación se presentan las ecuaciones resultantes:

$$\mu(k_{pol}) = k_{pol} \sqrt{\frac{(\mu(M_+))^2 + (\mu(M_-))^2}{(|M_+| + |M_-|)^2} + \left(\frac{\mu(M)}{M}\right)^2} \quad (3.17)$$

$$\mu(k_{Q,Q_0}) = \sqrt{(\sigma_b TPR_{20,10}^c)^2 + \left(cb(TPR_{20,10})^{c-1} \mu(TPR_{20,10})\right)^2} \quad (3.18)$$

*Nota:* si el haz es rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ , no se aplica  $k_{Q,Q_0}$ , por ende tampoco existe  $\mu(k_{Q,Q_0})$

En relación al factor  $k_s$  son diferentes las ecuaciones dependiendo del tipo de haz, como se detalla a continuación:

*Para haces de rayos X – 6 MV:*

$$\mu(k_s) = \sqrt{\left(a_1 + 2a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)\right)^2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \left(\left(\frac{\mu(M_1)}{M_1}\right)^2 + \left(\frac{\mu(M_2)}{M_2}\right)^2\right)} \quad (3.19)$$

Para rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  (asumiendo voltajes constantes):

$$\mu(k_s) = \sqrt{\left(\frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{((V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2))^2}\right)^2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \left(\left(\frac{\mu(M_1)}{M_1}\right)^2 + \left(\frac{\mu(M_2)}{M_2}\right)^2\right)} \quad (3.20)$$

### 3.3.2 Incertidumbres en las medidas con los dosímetros usados

Para TLD se aplica la Ecuación 3.14, para PTR las ecuaciones 3.1 hasta 3.4 y para dosímetros de alanina se determina la componente de incertidumbre Tipo A usando la Ecuación 3.14 y como componente de incertidumbre Tipo B se toma la incertidumbre reportada por el laboratorio del NIST de 1.05%. De la misma manera para determinar la dosis se debe incluir la incertidumbre de las curvas de calibración, conforme a la Ecuación 3.12.

# CAPÍTULO IV

## 4 Resultados

### 4.1 Tasas de dosis absorbida en agua en los haces de referencia

En la Tabla 4.1 y en la Figura 4.1 se presentan las tasas de dosis absorbida en agua medidas bajo condiciones de referencia, para los haces de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  y rayos-X de 6 MV. Los valores que se presentan son las tasas de dosis medidas con: la CI del IFUNAM (CI-IF), las cámaras de los hospitales y los dosímetros de alanina (en el caso de  $^{60}\text{Co}$ ), como se puede observar todas las medidas son iguales dentro de las incertidumbres, excepto, en el caso del acelerador Clinac iX donde se observa una diferencia de 1.8% entre la medida con la CI-IF y la CI del hospital respectivo. Se observa también que las incertidumbres asociadas a las medidas en este acelerador son más pequeñas que en los otros casos, esto debido a que la presión y temperatura se midieron con instrumentos de alta precisión.

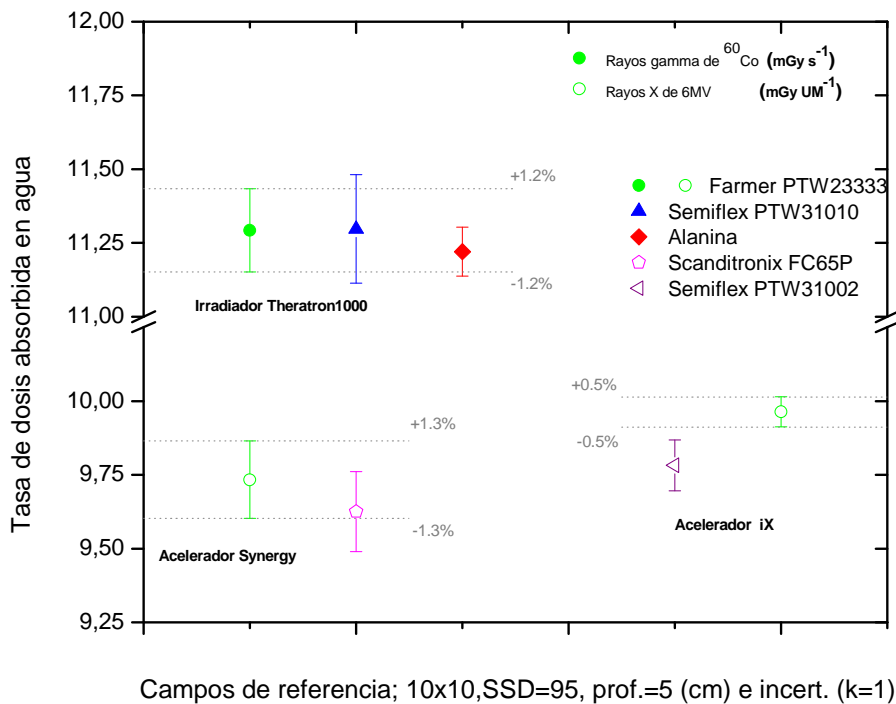


Figura 4.1 Resultados de tasas de dosis absorbida en agua en los campos de referencia

**Tabla 4.1** Tasa de dosis absorbida en agua en campos de referencia de 10x10cm<sup>2</sup>, SSD=95 cm, prof. de 5 cm, en rayos-X de 6 MV y rayos gamma de <sup>60</sup>Co.

Detector	Rayos gamma de <sup>60</sup> Co		Rayos X-6 MV, hospital A		Rayos X-6 MV, hosp. B	
	x 10 <sup>-3</sup> Gys <sup>-1</sup>	CI-IF/otro	x 10 <sup>-3</sup> GyUM <sup>-1</sup>	CI-IF/otro	x 10 <sup>-3</sup> GyUM <sup>-1</sup>	CI-IF/otro
<sup>a</sup> CI-IF	11.292 ± 0.141	1	9.733 ± 0.131	1	9.962 ± 0.051	1
<sup>b</sup> CI-HB2	11.297 ± 0.184	0.9995				
<sup>c</sup> Alanina	11.220 ± 0.083	1.0065				
<sup>d</sup> CI-HA			9.625 ± 0.135	1.0112		
<sup>e</sup> CI-HB1					9.782 ± 0.086	1.0185

<sup>a</sup> PTW Farmer (0.6cm<sup>3</sup>) tipo 23333 calibrada en el NIST, USA

<sup>b</sup> PTW Semiflex (0.125 cm3) tipo 31010 calibrada en PTW, Germany

<sup>c</sup> Tipo FWT calibrados en el NIST, USA

<sup>d</sup> Scanditronix (0.6 cm3) tipo FC65P calibrada en la U. Wisconsin, USA.

<sup>e</sup> PTW Semiflex (0.125 cm3) tipo 31002 calibrada en el ININ, México

## 4.2 Curvas de calibración de dosímetros

### 4.2.1 Curvas de calibración de TLD-100

En la Figura 4.2 se presentan las curvas de calibración de los dosímetros TLD-100 irradiados bajo condiciones de referencia en los haces calibrados de rayos gamma de <sup>60</sup>Co y rayos-X de 6 MV. Se incluye el ajuste lineal que responde a la tendencia de los valores medidos dentro de sus incertidumbres y se aprecia que, para ambas energías, las dos curvas son indistinguibles dentro de las incertidumbres de sus medidas.

Como se explicó antes en la sección 3.2.1 *Dosímetros TLD-100*, dos métodos se utilizaron para analizar la respuesta de los dosímetros TLD. Cada uno de estos análisis condujo a una curva de calibración diferente y si consideramos, para cada caso la respuesta debida a los dos haces de referencia, en total se encontraron 4 curvas de calibración. A estas curvas de calibración se las distingue como correspondientes al análisis de la señal TL como: “sin pico 2” y “dejando el pico 2”. Por claridad en la Figura 4.2 solo se presentan las curvas de calibración “sin pico 2”. Para todas las curvas de calibración encontradas el coeficiente de correlación (R<sup>2</sup>) es de 0.999 y la incertidumbre en la pendiente es menor que 1.6%.

*Sin pico 2*

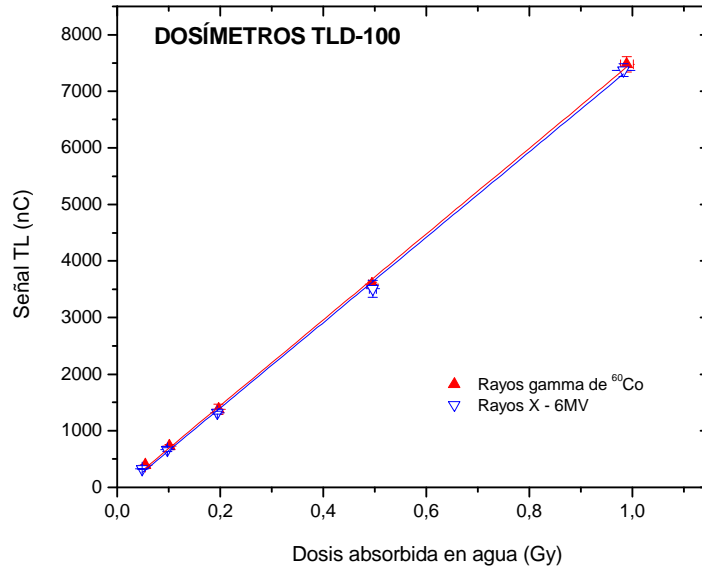
$$\text{Señal TL} = -72 + 7583 \times \text{Dosis}_{60\text{Co}} \quad (4.1)$$

$$\text{Señal TL} = -105 + 7543 \times \text{Dosis}_{\text{Rayos X}} \quad (4.2)$$

Dejando pico 2

$$\text{Señal TL} = -43 + 7741 \times \text{Dosis}_{60\text{Co}} \quad (4.3)$$

$$\text{Señal TL} = -80 + 7657 \times \text{Dosis}_{\text{Rayos X}} \quad (4.4)$$



**Figura 4.2** Curvas de calibración de TLD-100, sin el pico 2, en la respuesta del dosímetro

#### 4.2.2 Curvas de calibración de película

En la Figura 4.3 se muestran las curvas de calibración de la película irradiada bajo condiciones de referencia. Como se puede observar, se incluyen los ajustes lineales de la tendencia que presentan las medidas, pero descompuestas en cada canal de color. Las curvas de calibración, así obtenidas para rojo, verde y azul, para cada energía son indistinguibles dentro de las incertidumbres de sus medidas. Para las curvas de calibración encontradas las incertidumbres de las pendientes son menores que 1.16% y para el color verde el coeficiente de correlación ( $R^2$ ) es de 0.999.

Rojo  $DO_{net} = -0.00165 + 0.02579 \times \text{Dosis}_{\text{Rayos X}} \quad (4.5)$

$$DO_{net} = -0.00595 + 0.02731 \times \text{Dosis}_{60\text{Co}} \quad (4.6)$$

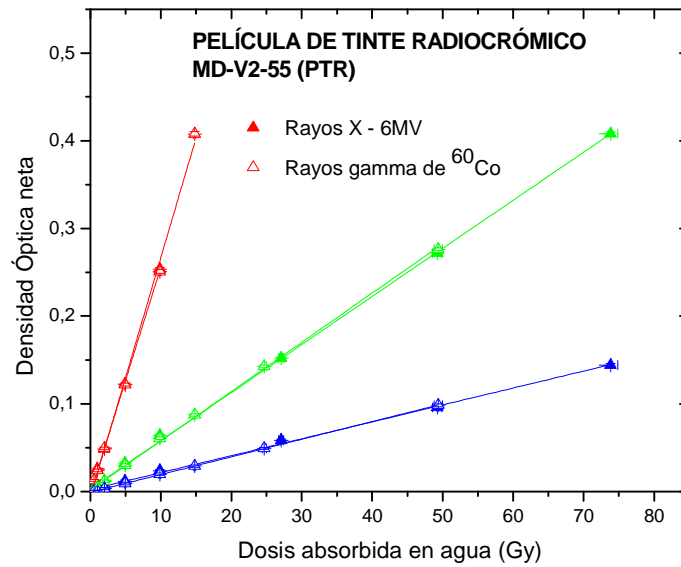
Verde  $DO_{net} = 0.00336 + 0.00548 \times \text{Dosis}_{\text{Rayos X}} \quad (4.7)$

$$DO_{net} = 0.00163 + 0.00562 \times \text{Dosis}_{60\text{Co}} \quad (4.8)$$

Azul  $DO_{net} = 0.0023 + 0.00193 \times \text{Dosis}_{\text{Rayos X}} \quad (4.10)$

$$DO_{net} = -0.0007 + 0.00201 \times \text{Dosis}_{60\text{Co}} \quad (4.11)$$





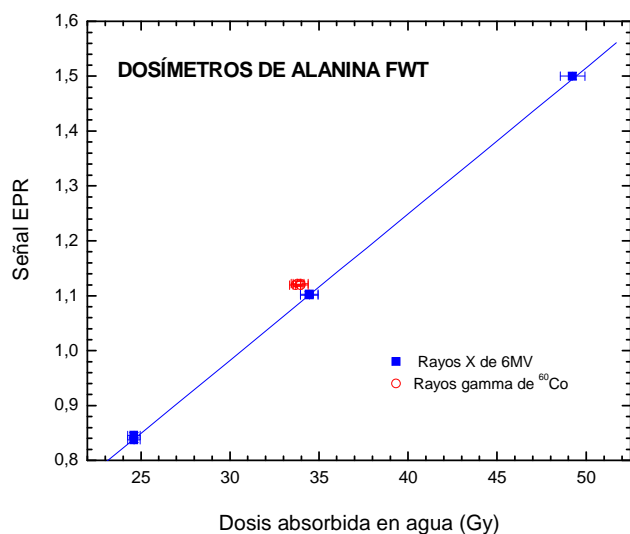
**Figura 4.3** Curvas de calibración de película de tinte radiocrómico (PTR) tipo MD-V2-55

#### 4.2.3 Curvas de calibración de alanina

En la Figura 4.4 se muestra la curva de calibración de los dosímetros de alanina al ser irradiados con rayos-X de 6 MV (Ecuación 4.13), como se puede observar, en este caso, el ajuste de la tendencia es lineal dentro de sus incertidumbres. El coeficiente de correlación ( $R^2$ ) es 0.999 y la incertidumbre en la pendiente es de 1%. En la figura se incluyen también la respuesta en dosis enviada por el NIST (basada en Ec. 4.12) de los dosímetros de alanina irradiados en el haz de referencia de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ , y también se presentan las dosis entregadas a estos dosímetros según la calibración del haz. Como se observa, los resultados son indistinguibles dentro de las incertidumbres de las medidas. Pero se aprecia también, que la respuesta de los dosímetros de alanina difiere, si una misma dosis es irradiada con rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  o rayos-X de 6 MV.

$$\text{Señal } EPR = 0.210 + 0.028 \times (\text{Dosis}_{60\text{Co}} + 1.4) \quad (4.12)$$

$$\text{Señal } EPR = 0.1826 + 0.0267 \times \text{Dosis}_{\text{Rayos X}} \quad (4.13)$$



**Figura 4.4** Curva de calibración de alanina en rayos X de 6 MV y medidas en rayos gamma de <sup>60</sup>Co.

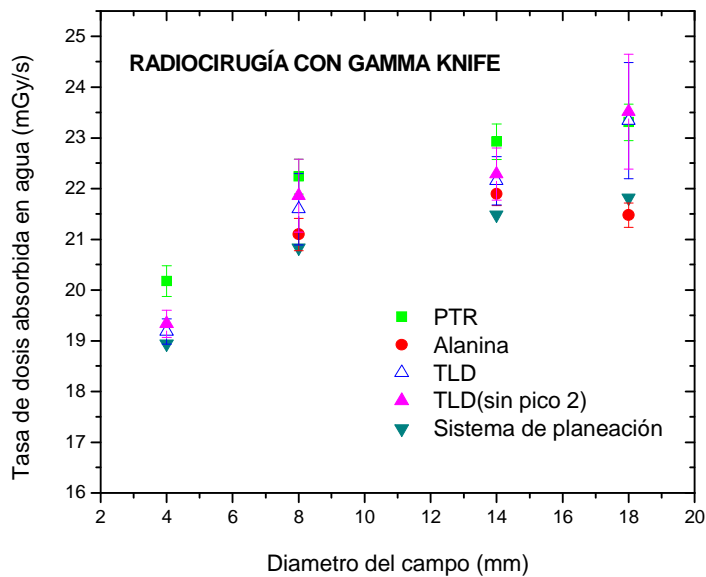
### 4.3 Tasas de dosis absorbida en agua en campos de Leksell Gamma Knife®

En la Tabla 4.2 y Figura 4.5 se presentan las tasas de dosis medidas en campos de radiocirugía del equipo Leksell Gamma Knife®. Se observa que las respuestas de los diferentes dosímetros se ubican en una franja limitada arriba por la respuesta de la PTR y abajo con la del sistema de planeación. De hecho, el sistema de planeación en todos los campos subestima la tasa de dosis medida por la PTR en alrededor de 6.7%. Se observa también, que en los campos de 8, 14 y 18 mm las respuestas obtenidas con TLD y PTR son iguales dentro de sus incertidumbres. Pero, en el campo de 4 mm la respuesta obtenida con TLD subestima la respuesta obtenida con película. Por último, las medidas con alanina, en todos los casos, subestiman la respuesta obtenida con PTR.

**Tabla 4.2** Tasa de dosis absorbida en agua en campos de RC de Leksell Gamma Knife®.

Dosímetro	Diámetro del colimador (mm)							
	4		8		14		18	
	(mGy s <sup>-1</sup> )	PTR/ otro	(mGy s <sup>-1</sup> )	PTR/ otro	(mGy s <sup>-1</sup> )	PTR/ otro	(mGy s <sup>-1</sup> )	PTR/ otro
PTR	20.18±0.30	1	22.23±0.34	1	22.92±0.35	1	23.31±0.36	1
<sup>1</sup> TLD	19.34±0.27	1.043	21.86±0.72	1.016	22.28±0.52	1.029	23.52±1.14	0.991
TLD	19.18±0.25	1.052	21.59±0.70	1.030	22.15±0.48	1.035	23.34±1.14	0.999
Alanina			21.09±0.32	1.054	21.89±0.22	1.047	21.47±0.24	1.086
<sup>2</sup> S.P.	18.94	1.065	20.83	1.067	21.48	1.067	21.82	1.068

<sup>1</sup>TLD(sin pico 2), <sup>2</sup>Sistema de planeación



**Figura 4.5** Tasa de dosis absorbida en agua en campos de RC de Leksell Gamma Knife®.

#### 4.4 Tasas de dosis absorbida en agua en campos de radiocirugía con acelerador modificado

En la Tabla 4.3 y Figura 4.6 se presentan las tasas de dosis medidas en campos pequeños de radiocirugía de acelerador modificado. Como se puede apreciar, la respuesta de los diferentes dosímetros cae dentro de una franja limitada arriba por la respuesta de la PTR y abajo por los valores obtenidos de un cálculo manual de la tasa de dosis basado en el algoritmo y en las medidas con cámara de ionización (hechas por el hospital respectivo) que alimentan al sistema de planeación según está descrito en el manual del sistema de planeación BrainScan que es el sistema utilizado para planear RC en este acelerador modificado, tales resultados se denominarán como dosimetría convencional. Esta dosimetría convencional para conocer la dosis impartida usando campos pequeños ( $D_{cp}$ ) aplica al rendimiento del equipo ( $M$ ) en el campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  correcciones por tamaño de campo llamados factores de salida ( $St$ ) y correcciones por diferente profundidad respecto a la dosis en  $d_{máx}$  (TMR),  $D_{cp}=M.S_t.TMR$ .

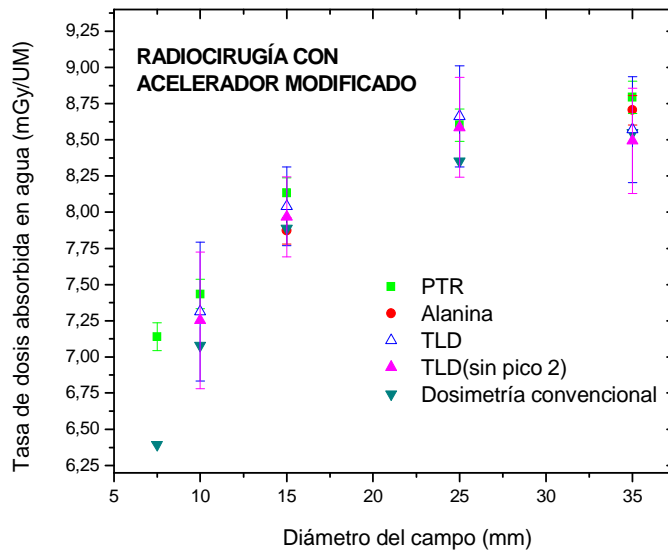
En el campo de 35 mm las respuestas de todos los dosímetros son iguales dentro de sus incertidumbres. Se observa también, que en campos con diámetros superiores a 10 mm todas la medidas de PTR son iguales a las de TLD dentro de sus incertidumbres

y que estas medidas con TLD también son iguales estadísticamente con lo determinado por la dosimetría convencional. Pero, en el campo de 15 mm la medida con alanina subestima la medida con PTR en 3.3 % y en el campo de 7.5 mm la dosimetría convencional subestima respecto de la medida con PTR en 11.6%.

**Tabla 4.3** Tasa de dosis absorbida en agua en campos de RC de acelerador modificado.

	Diámetro del colimador (mm)									
	7.5		10		15		25		35	
	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/ otro	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/ otro	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/ otro	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/ otro	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/ otro
PTR	7.14±0.10	1	7.43±0.10	1	8.13±0.10	1	8.60±0.11	1	8.79±0.11	1
TLD			7.31±0.48	1.016	8.04±0.27	1.011	8.66±0.35	0.993	8.57±0.37	1.026
<sup>1</sup> TLD			7.25±0.47	1.025	7.97±0.28	1.020	8.59±0.34	1.001	8.49±0.36	1.035
<sup>2</sup> D.C.	6.4	1.116	7.08	1.049	7.89	1.030	8.35	1.030	8.55	1.028
Alanina					7.87±0.09	1.033			8.7±0.1	1.010

<sup>1</sup>TLD(sin pico 2), <sup>2</sup>Dosimetría convencional

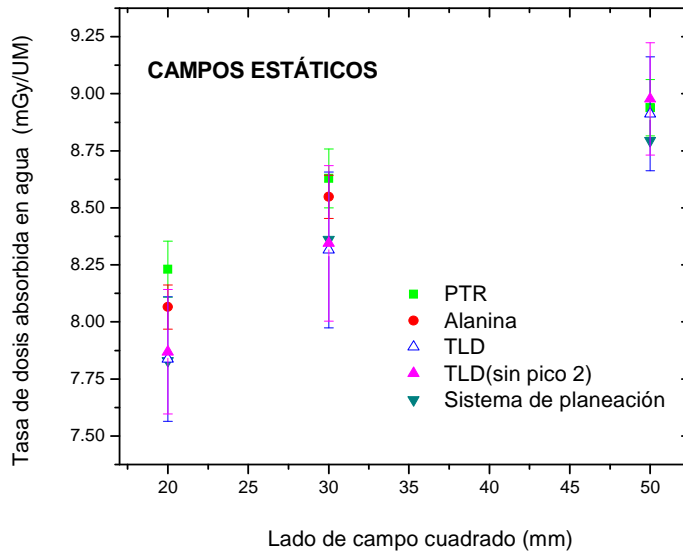


**Figura 4.6** Tasa de de dosis absorbida en agua en campos de RC de acelerador modificado.

#### 4.5 Tasas de dosis absorbida en agua para IMRT-campos estáticos

En la Tabla 4.4 y Figura 4.7 se presentan las tasas de dosis medidas para IMRT-campos estáticos. Como se puede observar, los resultados muestran medidas en un campo grande de 50 x 50 mm<sup>2</sup> donde las medidas de todos los dosímetros tienen

acuerdo dentro del 1.6%. En el campo de 20 mm la respuesta del sistema de planeación subestima la dosis respecto de la PTR hasta en 5.1% y la medida con alanina respecto a la con PTR subestima en 1.9%. Las medidas con TLD debido a sus altas incertidumbres coinciden con las de: PTR, alanina y el sistema de planeación en todos los casos.



**Figura 4.7** Tasa de dosis absorbida en agua en campos uniformes estáticos

**Tabla 4.4** Tasa de dosis absorbida en agua en campos uniformes usados en calibración de IMRT.

Dosímetro	Lado del campo cuadrado (mm)					
	20		30		50	
	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/otro	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/otro	(mGy UM <sup>-1</sup> )	PTR/otro
PTR	8.23±0.12	1	8.6±0.13	1	8.94±0.120	1
Alanina	8.07±0.1	1.019	8.55±0.09	1.009		
<sup>1</sup> TLD	7.87±0.27	1.046	8.35±0.34	1.033	8.98±0.25	0.995
TLD	7.84±0.27	1.050	8.32±0.34	1.037	8.91±0.25	1.003
<sup>2</sup> S.P.	7.83	1.051	8.36	1.032	8.8	1.016

<sup>1</sup>TLD(sin pico 2), <sup>2</sup>Sistema de planeación

#### 4.6 Tasas de dosis absorbida en agua para IMRT de campos con colimador dinámico multiláminas

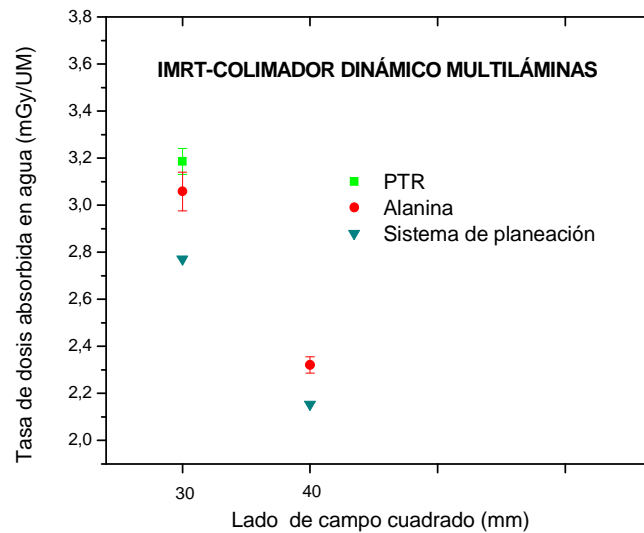
En la Tabla 4.5 y Figura 4.8 se presentan sólo algunos de los resultados obtenidos en la medida de la tasa de dosis en campos pequeños de IMRT-DMMLC, ya que la medida de la dosis con PTR es una distribución 2D que permite una verificación más amplia de la dosis impartida. Para la mejor presentación de los resultados se

traslado la imagen a una distribución de dosis en escala de colores usando el programa *Surfer 7.0* (Figura 4.9). La resolución espacial que tiene la PTR conforme a los parámetros de lectura utilizados es de  $85 \times 85 \mu\text{m}^2$ . Esto permite hacer perfiles de dosis muy finos (Figura 4.11) que se pueden comparar con el sistema de planeación (Figura 4.12). Con el propósito de comparar los resultados de los diferentes dosímetros, un valor se extrajo de la imagen de la PTR irradiada en el campo de  $30 \times 30 \text{ mm}^2$  escogiendo una región de análisis de  $5 \text{ mm}^2$  centrada en el punto del campo donde se colocó el dosímetro de alanina. De ello, se observa que la medida con película es igual a la medida con alanina dentro de sus incertidumbres, mientras que el valor del sistema de planeación subestima en 15.2% respecto a la medida con PTR. Por otro lado, en el campo de  $40 \times 40 \text{ mm}^2$  se observa que la tasa de dosis del sistema de planeación subestima en un 8% respecto a la medida con alanina.

**Tabla 4.5** Tasa de dosis absorbida en agua en campos de IMRT-de colimador multiláminas dinámico (MLC-dinámico).

Dosímetro	Lado del campo cuadrado (mm)			
	30		40	
	(mGy UM <sup>1</sup> )	PTR/otro	(mGy UM <sup>1</sup> )	Alanina/otro
PTR	3.19±0.06	1		
Alanina	3.06±0.08	1.042	2.32±0.03	1
<sup>1</sup> S.P.	2.77	1.152	2.15	1.080

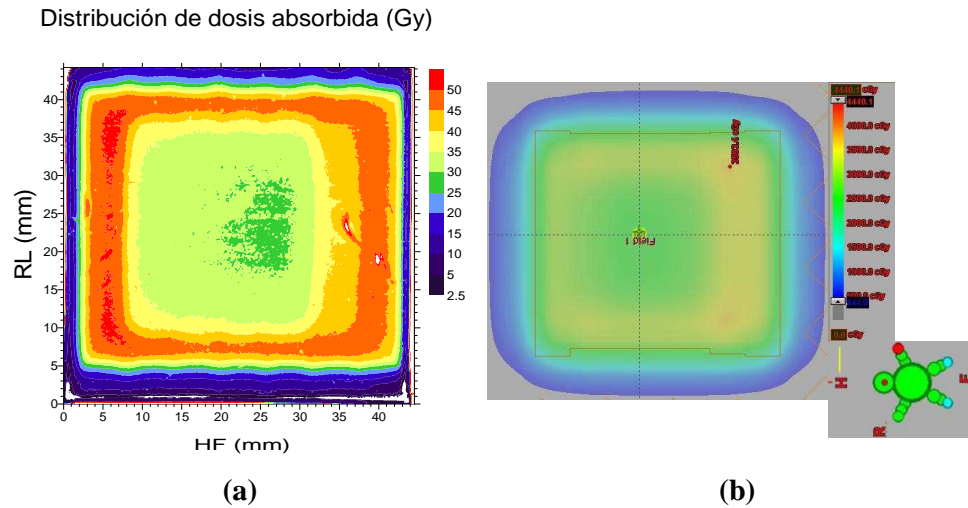
<sup>1</sup>Sistema de planeación



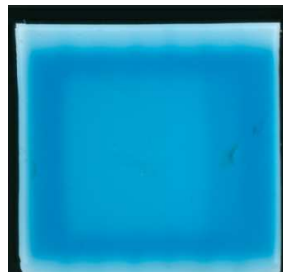
**Figura 4.8** Tasa de dosis absorbida en agua en campo pequeño de IMRT-colimador dinámico multiláminas (MLC).

#### 4.6.1 Distribución de dosis en 2D

En la Figura 4.9((a) y (b)) se presenta la distribución de dosis obtenida en el campo IMRT-de colimador dinámico multiláminas (DMLC) de  $30 \times 30 \text{ mm}^2$ , a partir de la película irradiada y la distribución de dosis dado por el sistema de planeación, respectivamente. La nomenclatura del sistema de planeación se interpreta como: HF, es la dirección de cabeza a pies y RL, es la dirección derecha –izquierda.



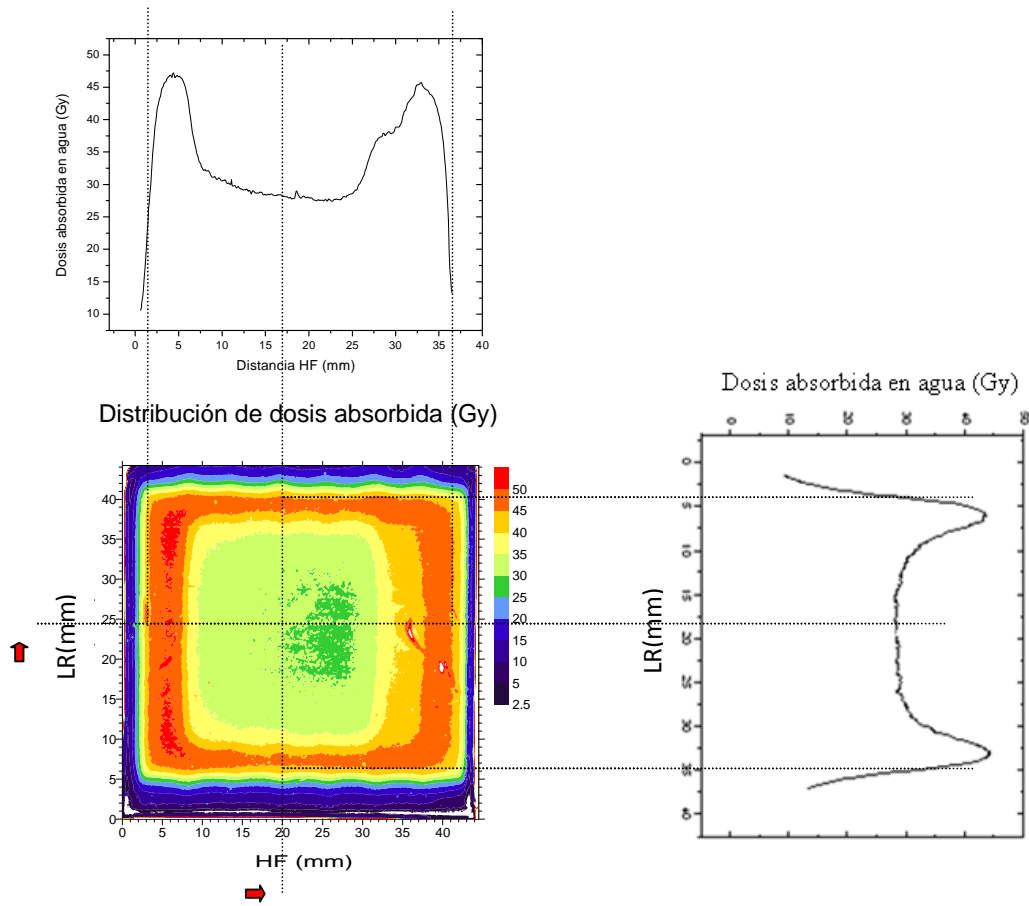
**Figura 4.9** (a) Distribución de dosis registrada con película, (b) Distribución de dosis del sistema de planeación



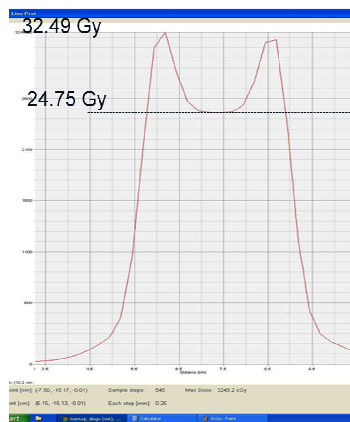
**Figura 4.10** Imagen escaneada de la película irradiada en el campo IMRT-DMLC de  $30 \times 30 \text{ mm}^2$ .

En la distribución con película, como se dijo antes, se observa un gradiente de dosis en la dirección HF que se apreciará mejor con los perfiles presentados en la Figura 4.11. Mientras que en la Figura 4.12 se presentan los perfiles en la dirección LR del sistema de planeación y de la distribución a partir de película. En estos resultados se observa una subestimación del sistema de planeación en la zona de mínima dosis del 15% y en la zona de máxima dosis una subestimación por parte del sistema de

planeación frente a lo medido con película de 36%. Estos resultados serán abordados en el *Capítulo 5: Discusiones*.



**Figura 4.11** Perfiles de distribución de dosis a partir de la medida con película.

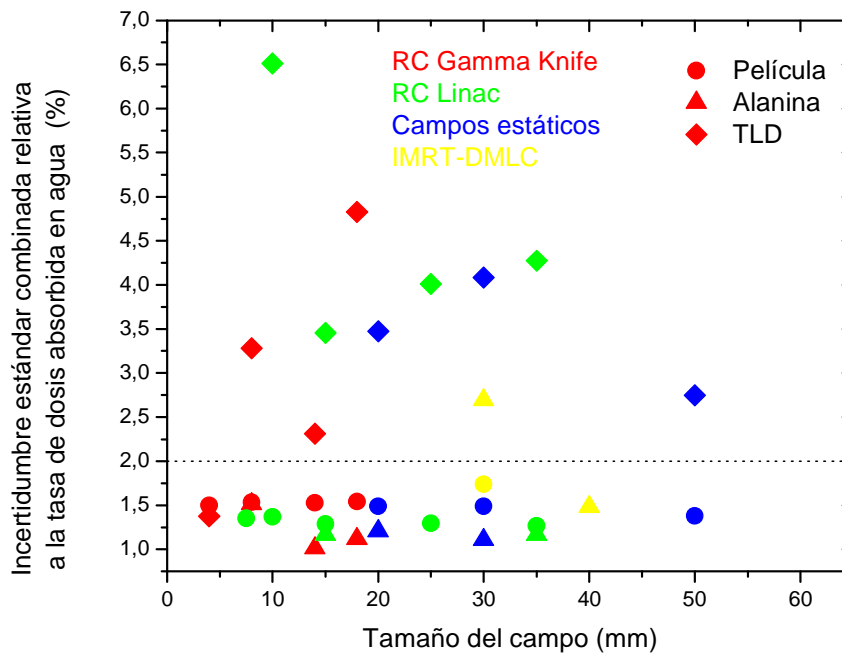


**Figura 4.12** Comparación de perfiles con sistema de planeación.



#### 4.7 Incertidumbres en las medidas

En la Figura 4.13 se presenta otro resultado importante, la comparación de las incertidumbres estándar combinadas, obtenidas en las medidas de las tasas de dosis de todos los campos considerados y con todos los dosímetros utilizados en este trabajo. Aquí se aprecia que, para los campos pequeños de RC e IMRT analizados la incertidumbre estándar combinada obtenida en la mayoría de los casos es de 3.5-4%, 1.5% y 1.2% con TLD, PTR y alanina respectivamente. Las medidas con todos los dosímetros, particularmente la medida de la tasa de dosis con la incertidumbre alcanzada con PTR, gracias al método desarrollado, es muy relevante en los esfuerzos de reducir la incertidumbre en la medida de la dosis absorbida en agua en los tratamientos que usan campos pequeños de radiación.



**Figura 4.13** Incertidumbres combinadas relativas en la medida de dosis absorbida en agua en todas las medidas realizadas en este trabajo.

# CAPÍTULO V

## 5 Discusiones

### 5.1 Tasas de dosis absorbida en agua en los haces de referencia

En este trabajo se midió la tasa de dosis absorbida en agua para campos pequeños de radiación usados en radiocirugía y radioterapia de intensidad modulada. Para ello, primero fue necesario calibrar los haces de referencia, es decir, medir las tasas de dosis en los campos de referencia, tales resultados se presentan en la Tabla 4.1, que, como se puede observar tienen buenos acuerdos, independiente del detector usado, excepto para el haz de rayos-X de 6 MV del acelerador Clinac iX.

En el caso del haz de referencia de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$ , las tasas de dosis medidas con la CI-IF y la obtenida con alanina calibrada en el NIST muestran una diferencia de 0.65%, lo cual es menor que la incertidumbre de las medidas. Eso indica que la presencia de la bolsa de vacío utilizada no produce ninguna perturbación en el campo de radiación, más allá de la incertidumbre propia de la medida, y por consiguiente, las tasas de dosis medidas con los dosímetros pueden considerarse directamente “tasas de dosis absorbida en agua”. Por otro lado, en los haces de referencia de rayos-X de 6 MV las tasas de dosis medidas con las CI para el acelerador Synergy presentan un acuerdo de 1.1%. Por ello, las tasas de dosis medidas en los haces de referencia señalados arriba son consistentes con la dosimetría convencional bien establecida de los protocolos internacionales como el TRS-398 y, consistente con la dosimetría de alta precisión y exactitud de los dosímetros de alanina cuando se usan en campos grandes y a las dosis apropiadas.

Sin embargo, las tasas de dosis medidas para el haz de referencia de rayos-X de 6 MV del acelerador Clinac iX presentan una discrepancia incoherente de 1.8%, es decir, los intervalos de confianza no se traslapan. Este resultado sugiere una diferencia entre las calibraciones de los haces de los laboratorios dosimétricos que fueron usados, para determinar los factores de calibración de las cámaras de ionización utilizadas.

## **5.2 Calibración de dosímetros**

Como se dijo antes, las curvas de calibración de los TLD-100 obtenidas en los haces de referencia de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  y rayos-X de 6 MV son indistinguibles dentro de las incertidumbres de sus medidas. De la misma manera las curvas de calibración de la PTR obtenidas al ser irradiadas en las dos energías (los dos haces de referencia señalados arriba) son indistinguibles dentro de las incertidumbres de sus medidas. Estos resultados muestran la independencia de la respuesta de los dosímetros TLD-100 y PTR con la energía del haz incidente.

Las curvas de calibración de los TLD “sin pico 2” y “dejando pico 2” difieren en alrededor de 1.7% respecto a su pendiente, debido a que la sustracción del pico 2 afecta sobre todo a las medidas de baja dosis, esta diferencia se observa tanto en las curvas obtenidas con rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  como con las obtenidas en rayos-X de 6 MV. Sin embargo, las tasas de dosis medidas en los campos pequeños utilizando TLD con uno u otro análisis (quitando o dejando el pico 2) presentan una diferencia menor que 0.9% i.e. son iguales dentro de las incertidumbres de las medidas. Esta invariabilidad respecto al método de análisis del pico 2 se debe a que se siguió estrictamente el protocolo, en particular se espero el mismo tiempo para la lectura de los TLD luego de ser irradiados.

Respecto a las curvas de calibración de PTR, se encontraron buenos acuerdos con lo reportado en el protocolo utilizado (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c).

Respecto a las curvas de calibración de alanina la diferencia de respuesta si una misma dosis es impartida usando rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  y rayos-X de 6 MV se puede deber a una diferente perturbación de la fluencia en el haz de radiación debida al volumen del dosímetro, como sucede con dosímetros grandes como las CI.

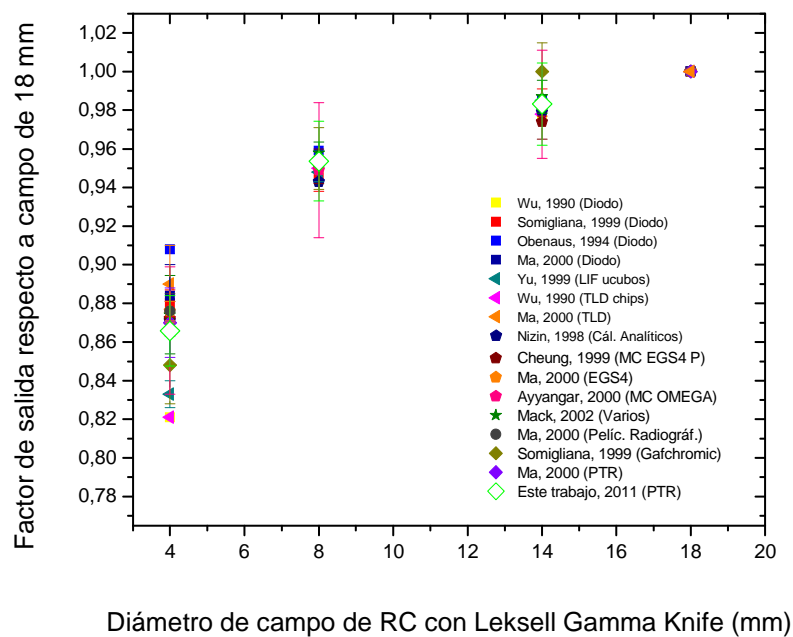
## **5.3 Tasas de dosis absorbida en agua en los campos de Leksell Gamma Knife®**

Las tasas de dosis usadas por el sistema de planeación en los campos de Leksell Gamma Knife® subestiman la medida obtenida con PTR en 6.5%, 6.7%, 6.7% y 6.8% para los campos de 4, 8, 14 y 18 mm respectivamente. Este resultado es consistente con el hecho de que el sistema de planeación utilizado en radiocirugía con Leksell Gamma Knife® solo se alimenta de la tasa de dosis medida con la CI del hospital respectivo (Semiflex PTWN31002 de  $0.125\text{ cm}^3$  de volumen activo), en el campo de 18 mm y para determinar la tasa de dosis en los otros campos se aplican factores de salida

predeterminados por el fabricante. Las tasas de dosis medidas en los campos de 8, 14 y 18 mm de diámetro obtenidas con TLD y PTR son iguales dentro de sus incertidumbres, lo que sugiere que en estos tamaños de campo el volumen del TLD no perturba la fluencia. Pero, en el campo de 4 mm la respuesta obtenida con TLD subestima la tasa de dosis medida con PTR en 4.3%, resultado que sugiere que el TLD ( $3.1 \times 3.1 \times 0.89 \text{ mm}^3$ ) es demasiado grande para ser usado en forma confiable en este tamaño de campo. Por otro lado, en la tasa de dosis medida con alanina para los campos de Leksell Gamma Knife®, a medida que el campo se reduce aparece una subestimación creciente frente a la tasa de dosis medida con PTR. Esto es debido a que el dosímetro de alanina es demasiado grande (cilindro de 4.8 mm de diámetro y 3 mm de altura) para ser usado de manera confiable en estos tamaños de campo. Este efecto de volumen del dosímetro en los campos muy pequeños es independiente de la baja incertidumbre obtenida por los dosímetros de alanina, menor que 1.2%.

Las medidas de tasas de dosis en los campos de radiocirugía con Leksell Gamma Knife®, son inusuales en la literatura. Generalmente, se reportan los factores de salida respecto de la tasa de dosis del campo de 18 mm, como lo maneja el sistema de planeación del equipo. Estos factores que relacionan la tasa de dosis del campo de 18 mm con los otros campos a menudo son llamados factores de salida. Con los resultados de este estudio, se obtuvieron estos factores al dividir las tasas de dosis medidas, para posteriormente compararlos con los factores de salida reportados en otros estudios (Mack *et al*, 2002) (Figura 5.1). Los factores calculados a partir de las tasas de dosis medidas en este trabajo utilizando PTR son:  $0.983 \pm 2.17\%$ ,  $0.954 \pm 2.17\%$  y  $0.866 \pm 2.1\%$  para campos de 14, 8 y 4 mm respectivamente, donde la incertidumbre combinada reportada corresponde a la propagación de incertidumbre en la división de las dos tasas de dosis involucradas. Por otro lado, los factores de salida medidos y recopilados en la literatura (Mack *et al*, 2002) se presentan, a continuación como un intervalo definido por el promedio de valores y el máximo y mínimo en cada caso. Tales intervalos son:  $0.983 \pm 3.05\%$ ,  $0.951 \pm 3.68\%$  y  $0.866 \pm 5.1\%$  para campos de 14, 8 y 4 mm respectivamente. De estos resultados, es relevante el excelente acuerdo, mejor que el 0.3%, encontrado entre los factores de salida determinados en este trabajo (además con incertidumbre menor que 2.17%) y el promedio de los factores reportados en la literatura. También el excelente acuerdo mejor que el 0.23% que tienen los resultados de este estudio con los factores que aplica el sistema de planeación Gamma Plan usado

en este equipo Gamma Knife a la tasa de dosis del campo de 18 mm, es decir 0.984, 0.955 y 0.868 para los campos de 14, 8 y 4 mm, respectivamente. Pero, la pregunta es: ¿Forzosamente se debe usar los factores de salida o se puede utilizar la medida directa de la tasa de dosis en cada campo? La respuesta no es tan simple, sin embargo la mejor que he podido concluir, es que si bien los fabricantes proveen de estos factores de salida es responsabilidad del físico médico la verificación de los mismos dentro de las particularidades de disponibilidad de herramientas, impacto social e implicaciones éticas. Por ello, la importancia de los resultados de este estudio ya que mientras aquí se reporta la tasa de dosis con una incertidumbre menor que 1.6% utilizando PTR, en los sistemas dosimétricos donde se aplica el factor de salida, la incertidumbre combinada estándar en la determinación de la tasa de dosis responderá a la suma de la incertidumbre del factor de salida y la incertidumbre en la tasa de dosis en el campo de referencia de 18 mm de diámetro. Por ejemplo, si la incertidumbre en la tasa de dosis del campo de 18 mm es 1.5% (valor esperado en determinación de tasa de dosis con CI en campos grandes) y la incertidumbre en el factor de salida del campo de 4 mm es 2.17% (incertidumbre obtenida en este trabajo) la incertidumbre combinada estándar de la tasa de dosis calculada para el campo de 4 mm de diámetro al menos será 2.64%.



**Figura 5.1** Factores de salida para campos de Leksell Gamma Knife® reportados por varios autores comparados con los calculados a partir de los resultados con PTR de este estudio.

Estos resultados muestran que el conjunto de técnicas y procedimientos empleados en este trabajo constituyen un sistema dosimétrico de alta precisión y exactitud, que basado particularmente en el uso de PTR y la aplicación del riguroso protocolo desarrollado recientemente en el IFUNAM (Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c), permite reducir la incertidumbre estándar combinada en la medida de la tasa de dosis en los campos pequeños de radiación como los usados en radiocirugía de Leksell Gamma Knife®.

#### **5.4 Tasas de dosis absorbida en agua en campos de radiocirugía de acelerador**

Las medidas de tasas de dosis en los campos de radiocirugía de acelerador modificado son acordes a lo esperado, i.e., cuando el tamaño del campo se reduce y el volumen del dosímetro es comparable con el campo medido, la respuesta obtenida tiende a subestimar el valor de la dosis. Los resultados encontrados en esta técnica de RC sugieren tal subestimación (para los campos más pequeños) ya que la dosimetría convencional, en este caso, cálculo manual basado en factores de salida medidos con cámara de ionización Pinpoint (propiedad del hospital respectivo) para todos los tamaños de campos usados, presenta en la medida de tasa de dosis del campo de 7.5 mm una subestimación de 11.6% con respecto a la medida con PTR. Este resultado es consistente con lo observado en mediciones con cámara de ionización de volumen activo pequeño, bajo condiciones de falta de equilibrio electrónico lateral en campos de radiación del orden de 10 mm. Como lo reportado en otro trabajo independiente, donde se midió la tasa de dosis en un campo de rayos gamma de  $^{60}\text{Co}$  de  $1\text{ cm}^2$ , con una cámara de ionización de  $0.125\text{ cm}^3$  de volumen activo, y donde se encontró una desviación de 12% respecto a la medida con película radiocrómica (Massillon-JL *et al.*, 2010b). Por otra parte, se observa que los resultados en campos con diámetros mayores que 10 mm, la resolución espacial del TLD alcanza para medir dosis de forma relativamente confiable. En el campo de 15 mm la respuesta con alanina subestima la medida con PTR en 3.2%, este resultado sugiere, como se dijo antes, un efecto de subestimación en la medida debido al volumen de la alanina (cilindro de 4.8 mm de diámetro y 3 mm de altura). Finalmente, en el campo de 35 mm la respuesta de los dosímetros, dentro de sus incertidumbres, son iguales a lo encontrado en el cálculo manual de dosimetría convencional. Este resultado sugiere que a partir de un campo de diámetro de 35 mm y para tamaños mayores, los efectos de volumen de los dosímetros tienden a disminuir hasta ser despreciables para los dosímetros usados en este trabajo.

## **5.5 Tasas de dosis absorbida en agua para IMRT-campos estáticos**

Las tasas de dosis medidas en IMRT-campos estáticos (Figura 4.7 y Tabla 4.4), presentan muy claramente los efectos en la transición de los campos denominados grandes (mayores que 40 mm) a los campos pequeños. Estos efectos se logran evidenciar para cada dosímetro debido a su diferente resolución espacial. Como se puede observar, en el campo grande de 50 x 50 mm<sup>2</sup> todas las medidas de tasas de dosis hechas con los dosímetros tienen acuerdo dentro del 1.6%. Pero, cuando el campo se hace pequeño las medidas con el dosímetro de mayor resolución espacial (PTR) mantienen una tendencia de caída suave, mientras que la tendencia de caída de las medidas del sistema de planeación (alimentado con tasa de dosis obtenidas con CI) es más pronunciada, debido probablemente a los efectos del tamaño de la CI utilizada. En otras palabras, la respuesta del sistema de planeación subestima la tasa de dosis respecto a la medida con PTR en los campos de 50, 30 y 20 mm en 1.6%, 3.2% y 5.1% respectivamente.

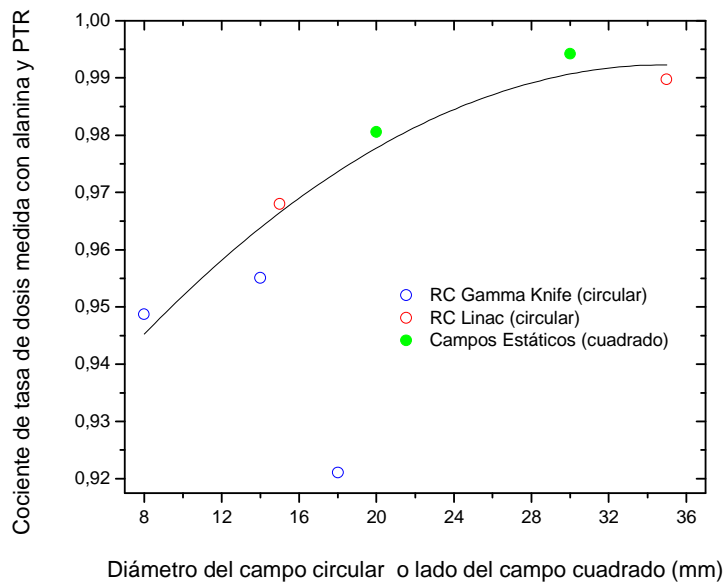
Respecto a las medidas con alanina, la subestimación con respecto a PTR en el campo de 30 mm es apenas de 0.9%, sin embargo, en el campo de 20 mm alcanza 1.9%, resultados que pueden ser consistentes con lo observado en el campo de 15 mm de RC con acelerador donde esta subestimación alcanza el 3.3%. La aparente dependencia de la medida con el tamaño del dosímetro de alanina (resolución espacial) se analizará con más detalle en la siguiente sección.

## **5.6 Efectos del tamaño del dosímetro de alanina en la medida de tasa de dosis en campos pequeños de distribución uniforme**

Las medidas de la tasa de dosis en campos muy pequeños de radiación obtenidas con dosímetros de alanina, son afectadas por el tamaño del detector. Para identificar aproximadamente hasta que tamaño puede considerarse recomendable el uso de este dosímetro, se compara el cociente de la respuesta con alanina y con PTR, en los campos uniformes circulares de RC y cuadrados tipo IMRT-campos estáticos (Figura 5.2). Nótese que a pesar de ser algunos campos circulares y otros cuadrados y que algunos son de rayos gamma de <sup>60</sup>Co y otros de rayos-X de 6 MV, se observa como la medida con alanina cuando los campos se reducen tiende a subestimar más la dosis respecto a la

medida con PTR. Estos resultados sugieren que para campos de radiación menores a 20 mm la diferencia en la medida con alanina respecto a los dosímetros de mayor resolución espacial como la PTR siempre será mayor que el 2%. Este sería un límite práctico para el uso de este dosímetro en campos pequeños de radiación.

Por otro lado, como se ve en la Figura 5.2 existe un valor extraño en el campo de 18 mm de Leksell Gamma Knife®, debido a que el posicionamiento del dosímetro fue deficiente, ya que el maniquí de plástico usado no disponía de un adaptador hecho para el dosímetro de alanina empleado, como si sucedió para PTR y TLD. Para corregir en parte este efecto se analizó la respuesta de películas PTR irradiadas en el plano paralelo a la mesa de tratamiento, sin embargo, la corrección no fue totalmente satisfactoria para este campo (18 mm), y en la gráfica de la tendencia (Figura 5.2) no se tomó en cuenta este valor.



**Figura 5.2** Cociente de las medidas de tasa de dosis en campos pequeños con alanina y con PTR.

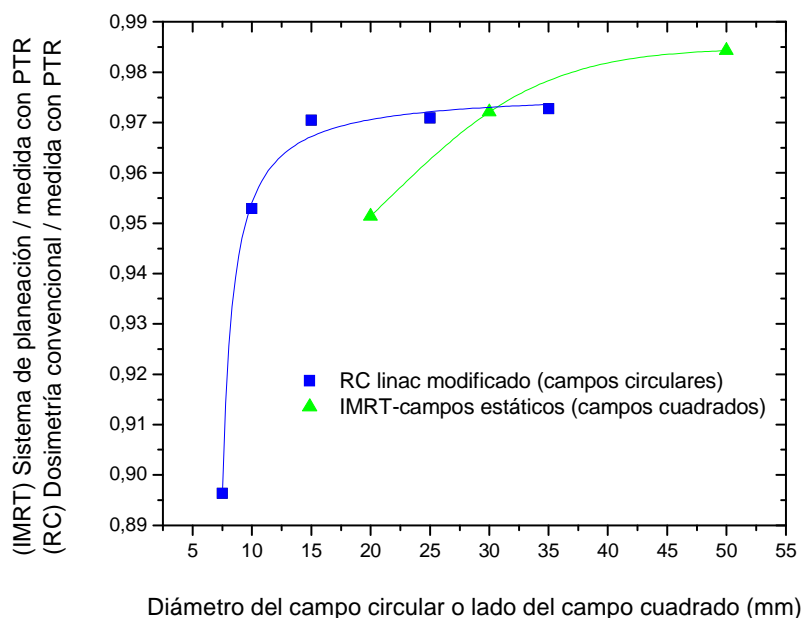
### 5.7 Limitaciones del sistema de planeación de IMRT-campos estáticos y dosimetría convencional para RC con acelerador modificado

Para encontrar las limitaciones de tamaño de campo aproximadas de los sistemas de planeación, las medidas de las tasas de dosis con PTR son comparadas con las



utilizadas por los sistemas de planeación. Para este análisis, solo se consideran los sistemas de planeación de radiocirugía con acelerador y campos tipo IMRT-estáticos.

En la Figura 5.3 se observa que en un campo de 35 mm tipo IMRT-estáticos el sistema de planeación subestimaría la tasa de dosis en al menos 2% respecto a la medida con PTR, este resultado coincide con lo reportado como la respuesta, bajo estas condiciones, de una cámara de ionización tipo Farmer (Sánchez-Doblado, 2007). En campos de RC con linac, se observa una región de diferencia estable que no se considera por el momento ya que el interés se centra en el efecto del tamaño del campo. Para ello, es relevante solo la caída brusca que se ve a partir de los campos de tamaño de 15 mm y menores. En este caso, el resultado coincide con la respuesta obtenida al usar una cámara tipo Pinpoint (Sánchez-Doblado, 2007).



**Figura 5.3** Cociente tasa de dosis en campos pequeños del sistema de planeación y la medida con PTR.

### 5.8 Tasas de dosis absorbida en agua en campos pequeños de IMRT-de colimador dinámico multiláminas

Las tasas de dosis medidas en campos pequeños de IMRT-de colimador dinámico multiláminas (IMRT-DMLC) presentadas en la Tabla 4.5 y Figura 4.8, muestran que la tasa de dosis determinada por el sistema de planeación subestima en

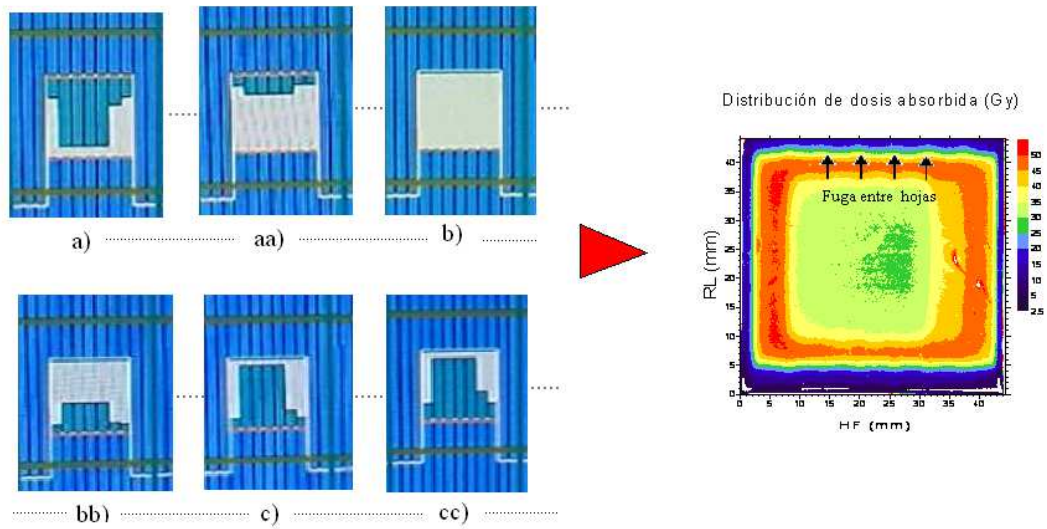
15.2% respecto a la tasa de dosis medida con PTR en el campo de 30 x 30 mm<sup>2</sup> y, por otro lado, en el campo de 40 x 40 mm<sup>2</sup> se observa que la tasa de dosis del sistema de planeación subestima en un 8% respecto a la tasa de dosis medida con alanina.

Los resultados que han sido reportados, de usar CI para la determinación de la dosis impartida en tratamientos de IMRT, difieren mucho dependiendo de las CI usadas y del campo planeado. Por ejemplo, se han reportado desviaciones del orden de 10% al usar cámaras de ionización Farmer y película radiocrómica en campos simples de IMRT-estáticos e IMRT-DMLC (Mijnheer *et al*, 2008; Wolfram y Wong, 2003). También se ha reportado, que al usar una micro-cámara de ionización la diferencia con la planeación puede ser entre 0-3% en un campo clínico de IMRT (Capote *et al*, 2004). Sin embargo, esta diferencia puede alcanzar hasta el 9% si la cámara se coloca en una región de penumbra, bajo las hojas del colimador o si el tamaño del segmento (beam let) es comparable con el tamaño de la cámara (Mijnheer *et al*, 2008). Estas diferencias relativamente altas en la medida de la dosis, generalmente ocurren en campos pequeños, pero en la mayoría de los campos clínicos se compensan entre todos los campos del plan. Por ello, cuando una micro-cámara de ionización se emplea para medir dosis en un maniquí, pero en un punto correspondiente al interior del volumen blanco del tratamiento (PTV) u órgano en riesgo (OAR), irradiado con un tratamiento clínico completo de IMRT (no diseñado para volúmenes pequeños como los de radiocirugía), en la mayoría de los casos la desviación es inferior al 3% en relación con la dosis especificada por la planeación (Mijnheer *et al*, 2008). Por ello, algunos departamentos de radioterapia que brindan tratamientos de IMRT como parte del control de calidad de los aceleradores verifican la dosis en un tratamiento clínico típico usando el instrumento más conocido y a veces el único disponible, la cámara de ionización. Mientras que para verificar alteraciones en la entrega de la dosis, debidas al acoplamiento entre láminas adyacentes, al espacio entre láminas contrarias, al efecto de la velocidad de las láminas entre otros problemas mecánicos, usan medidas relativas de dosis empleando película radiográfica o PTR. Tales medidas son relativas ya que los parámetros límites de control son porcentajes de lo medido en el campo abierto (grande) (Mijnheer *et al*, 2008 y Herrera, 2009).

Esta verificación con CI en los campos clínicos de IMRT, como se dijo arriba, generalmente es consistente con la capacidad de las CI de medir dosis de manera confiable hasta ciertos tamaños de campo dependiendo de su volumen activo. Las

preguntas al respecto son ¿El volumen en particular de dosis uniforme de un tratamiento es suficientemente grande para usar en forma confiable mi CI en la determinación de la dosis? Y ¿Cómo se mide la dosis en las zonas de gradientes?.

La dosimetría absoluta propuesta en este trabajo que utiliza PTR supera muchas de las dificultades planteadas arriba. Por ejemplo, como se puede ver en las Figuras 4.11 y 4.12 la respuesta obtenida con PTR en el campo de  $30 \times 30 \text{ mm}^2$  permite sacar un perfil de dosis para ser comparado con el perfil de dosis del sistema de planeación, como se observa la subestimación del sistema de planeación, en este caso, en el máximo de dosis es de 36%, esta desviación en parte se explica por la falta de resolución espacial que tiene el sistema de planeación, que se aprecia claramente en la Figura 4.12 donde el perfil aparece truncado en la región de los picos de máxima dosis. En tanto que, la subestimación del sistema de planeación frente a lo medido con PTR en el mínimo de dosis es de 15%. Sin embargo, este es un valor referencial ya que la verificación de la dosis para este tipo de tratamiento debe ser hecha en 2D o idealmente en 3D para poder valorar adecuadamente los gradientes de dosis en las dos direcciones del plano en el caso de 2D. Otra ventaja de la respuesta obtenida usando el método propuesto, es poder cuantificar directamente en dosis y con una incertidumbre en la medida mejor que 1.6% las variaciones de la dosis debida a efectos de la velocidad de las láminas, a radiación de fuga entre láminas adyacentes o contrarias y otros. Por ejemplo, en la distribución de dosis obtenida aparece un gradiente de dosis en dirección HF (cabeza-pies) que puede deberse a dispersión y a efectos de velocidad de las hojas. También se observa el efecto de la radiación de fuga entre láminas que se extiende en el campo en el sentido RL (forma de olas en los bordes superior e inferior de la Figura 5.4). Por otro lado, un resultado obtenido, que aparentemente desafía lo que se esperaría es que la tasa de dosis aumenta cuando el tamaño del campo se reduce, como se aprecia en los campos de IMRT-DMLC de  $40 \times 40 \text{ mm}^2$  y  $30 \times 30 \text{ mm}^2$ . La explicación radica en que el sistema de planeación puede variar el tiempo de irradiación en cada tamaño de campo dependiendo de la distribución planteada como meta. Este resultado ratifica lo dicho antes, sobre la necesidad de una dosimetría 2D e idealmente 3D para este tipo de tratamientos.



En IMRT-DMLC el haz no se apaga mientras las láminas del colimador se mueven.

**Figura 5.4** Ejemplo de posiciones de las láminas del colimador en la entrega de dosis de la planeación del campo IMRT-DMLC 30x30 mm<sup>2</sup> y distribución obtenida de PTR irradiada.

# CAPÍTULO VI

## 6 Conclusiones

Se midió la tasa de dosis en agua en campos pequeños de radiocirugía estereotáxica y radioterapia de intensidad modulada, utilizando dosímetros: termoluminiscentes TLD-100, película radiocrómica MD-V2-55 y alanina FWT

Se ha encontrado que la medida directa de la tasa de dosis absorbida en agua en los tratamientos de radiocirugía con Leksell Gamma Knife®, permitiría reducir efectivamente la incertidumbre combinada estándar en la dosis impartida, gracias a que se evita el camino tradicional, que debe considerar por un lado la incertidumbre del factor de salida y por otro, la incertidumbre de la tasa de dosis del campo de referencia de 18 mm de diámetro.

Los resultados encontrados en este estudio indican que la dosimetría de los sistemas de planeación de RC con Leksell Gamma Knife® e IMRT-campos estáticos alimentados con medidas de tasas de dosis hechas con CI tipo: Semiflex para Gamma Knife y Farmer para IMRT-camp. estáticos, conforme a los protocolos convencionales, subestiman la tasa de dosis respecto a la medida obtenida con los otros dosímetros utilizados en este estudio. Las mayores diferencias encontradas fueron entre los valores determinados por el sistema de planeación y las tasas de dosis medidas con PTR, esto debido a las mejores características en resolución espacial y equivalencia a tejido, que presenta la película frente a las cámaras de ionización generalmente usadas en dosimetría convencional, tales diferencias encontradas en las tasas de dosis de los sistemas de planeación y la medida con PTR fueron entre el 3% y el 6.8% en los campos con dimensiones entre 20 y 15 mm. Mientras que para el campo de RC con acelerador modificado de 7.5 mm de diámetro, la dosimetría convencional calculada manualmente en base a medidas con cámara de ionización (hechas por el hospital respectivo) y a los protocolos convencionales, subestima en un 11.6% respecto a la tasa de dosis medida con PTR. Por otro lado, en las medidas se observa que a partir del campo de 35 mm y para tamaños mayores, los efectos debidos a la falta de resolución espacial de los dosímetros usados tienden a desaparecer.

Se identificaron aproximadamente las posibles limitaciones en la dosimetría de campos pequeños que se pueden observar en función de los valores entregados por los sistemas de planeación usados para RC con Gamma Knife e IMRT- campos estáticos.

Se encontró que las medidas obtenidas con los dosímetros de alanina (cilindros de 4.8 mm de diámetro y 3 mm de altura) en campos menores que 20 mm de lado, subestiman la tasa de dosis respecto a la medida con PTR en más de 2%, lo que sugiere una insuficiente resolución espacial por parte de los dosímetros de alanina para resolver estos tamaños de campos de radiación.

Las tasas de dosis medidas con TLD (sustraído pico 2 y fondo), difieren en general menos del 0.9% respecto de las medidas con TLD (sin fondo) y las incertidumbres obtenidas en ambos casos son iguales. Esta independencia con el pico 2 se debe a que se siguió fielmente el protocolo y en particular el período entre irradiación y lectura se mantuvo en todos los casos.

La incertidumbre estándar combinada, obtenida en las medidas de las tasas de dosis para los campos pequeños analizados, en la mayoría de los casos es de 3.5-4%, 1.5% y 1.2% con TLD, PTR y alanina respectivamente.

En este trabajo para cada tipo de dosímetro usado se presenta un conjunto de conceptos, técnicas y protocolos, lo que permite considerar a cada uno, como un sistema dosimétrico completo. En particular, la dosimetría planteada con PTR es relativamente fácil de reproducir y tiene buena exactitud y precisión (incertidumbre de  $\pm 3\%$  con  $k=2$ ), además es barata en relación a las otras alternativas disponibles en el mercado, lo que permite reconocer al método planteado como una posible alternativa viable para medir tasa de dosis absorbida en agua en campos pequeños. Dosimetría que puede ser consistente con las recomendaciones internacionales de impartir dosis con una incertidumbre expandida combinada total no mayor de  $\pm 5\%$  (IAEA, 2005).

La dosimetría planteada con PTR puede ser extendida, no sin antes caracterizar la combinación película radiocrómica-escáner a ser usada, para ello la estandarización y

verificación de la constancia de los resultados debe basarse en el uso de filtros de densidad óptica conocida.

Se recomendará a los físicos médicos responsables de los hospitales participantes, actualizar la dosimetría empleada en medidas de campos pequeños que a su vez alimentarán los sistemas de planeación.

## Bibliografía

Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias-Ministerio de Sanidad y Consumo (AETS), 1997, Cirugía Estereotáctica: Indicaciones y situación en España, España.

Alfonso *et al*, 2008, A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.* **35**, 5179.

Aspradakis and Byrne, 2011, Small field dosimetry: challenges and progress, *Medical Physics Web*, recuperado el 20 de mayo de 2011, de:  
<http://medicalphysicsweb.org/cws/article/opinion/45334>

Attix, 1986, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, *John Wiley & Sons*, USA.

Baird, 1991, Experimentación: Una Introducción a la teoría de mediciones y al diseño de experimentos, *Pearson Educación*, Edición en español, México.

Cameron *et al*, 1968, Thermoluminescent Dosimetry, *Wisconsin Press*, USA.

Capote *et al*, 2004, An EGSnrc Monte Carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets. *Med. Phys.* **31**, 2416.

Chung *et al*, 2010, Investigation of three radiation detectors for accurate measurement of absorbed dose in nonstandard fields, *Med. Phys.* **37**, 2404.

Das *et al*, 2008, Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.* **35**, 206.

Das *et al*, 2011, Small-Field Dosimetry, *TG-155: Small Fields and Non-Equilibrium Condition Photom Beam Dosimetry*, Recuperado el 15 de Mayo de 2011, de:  
<http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12019-99468-298.pdf>

Ding *et al*, 2006, Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods, *Phys. Med. Biol.* **51**, 2549.

ELEKTA®, 2004, Physics related to the LGK, *Leksell Gamma Knife® Co.*, USA



Freeman, 2011, Novel dosimetry for modern radiotherapy, *Medical Physics Web*, Recuperado el 29 de Mayo de 2011, de:

<http://medicalphysicsweb.org/cws/article/research/46070>

Fuller, 2011, *MD Radiation Medical Group Inc.*, Recuperado el 31 de Enero de 2011, de <http://malecare.org/treatments/radiation/imrt/>

Herrera, 2009, Pruebas mecánicas y dosimétricas del sistema MLC, Programa de aseguramiento de la calidad en tratamientos de IMRT, INCAN.

Heydarian *et al*, 1995, A comparison of dosimetry techniques in stereotactic surgery, *Phys. Med. Biol.* **41**, 93.

Humphreys *et al*, 1998, Radiation Processing Dosimetry calibration services: Manual of calibration procedures, *NIST special publication 250-45*, USA.

IAEA, 2005, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams; An International Code of Practice, Technical Report Series, vol. 277, Viena-Austria.

IAEA, 2006, *IAEA Codes of Practice for Dosimetry and Related Worksheets*. Recuperado el 24 de Julio de 2011, de Dosimetry and Medical Radiation Physics: <http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/codeofpractice.shtm>

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), ICRU Report 72, 2004, Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources, *Oxford University Press*, England.

Khan, 2010, The Physics of Radiation Therapy (4th ed.), *Williams & Wilkins*, USA.

Mack *et al*, 2002, Determination of Leksell Gamma Knife® output factors, *Med. Phys.* **29**, 2080.

Massillon-JL, 2010a, Dosimetry in steep dose-rate gradient radiation fields: A challenge in clinical applications. *Eleventh Mexican Symposium on Medical Physics*, **1310**, 23.

Massillon-JL *et al*, 2010b, Characteristics of a new polymer gel for high-dose gradient dosimetry using a micro optical CT scanner, *Applied Radiation and Isotopes*, **68**, 144.

- Massillon-JL y Zuñiga-Meneses, 2010c, The response of the new MD-V2-55 radiochromic film exposed to  $^{60}\text{Co}$  gamma rays, *Phys. Med. Biol.* **55** , 5437.
- Massillon-JL *et al*, 2008, New High-Resolution Method to Measure the 3D Dose Distribution Around Brachytherapy Seeds Using BANG3-Pro Gel Dosimetry. *Med. Phys.* **35** , 2920.
- Massillon-JL, 2001, Tesis de maestría: Control de Calidad en Radiocirugía estereotáxica, *UNAM*, México.
- Massillon-JL *et al*, 2006, Onset of supralinear response in TLD-100 exposed to  $^{60}\text{Co}$  gamma-rays, *Journal of Physics D: Appl. Phys.* **39**, 262.
- McCaffrey *et al*, 2005, Pre-irradiation effects on ionization chambers used in radiation therapy, *Phys. Med. Biol.* **50**, N121.
- Mehta y Girzikowsky, 1996, Alanine-ESR dosimetry for radiotherapy; IAEA-experience, *Applied Radiation and Isotopes*, **47**, 1189.
- Mijnheer *et al*, 2008, Guidelines for the verification of IMRT, ESTRO,Belgium.
- Mitch *et al*, 2009, Clinical dosimetry measurements in radiotherapy; Treatment of uncertainties in radiation dosimetry, *AAPM College Park*, USA.
- Nagy *et al*, 2000, Advancements in accuracy of the alanine dosimetry system Part. 2: The influence of the irradiation temperature, *Radiation Physics and Chemistry* , **57**, 1.
- Nagy *et al*, 2000, Advancements in accuracy of the alanine EPR dosimetry system Part. 3: Usefulness of an adjacent reference sample, *Radiation Physics and Chemistry* , **59**, 429.
- Nagy *et al*, 2002, Uncertainties in alanine dosimetry in the therapeutic dose range, *Applied Radiación and Isotopes*, **56** , 917.
- Niroomand-Rad *et al*, 1998, Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Task Group 55, *Med. Phys.* **29**, 2093.

Novotny *et al*, 2010, Assessment of variation in Elekta® plastic spherical-calibration phantom and its impact on the Leksell Gamma Knife® calibration, *Med. Phys.* **37**, 5066.

Novotny *et al*, 2009, Alanine as a small field dosimeter - First test in Gamma Knife Radiosurgery fields, *Med. Phys.* **36**, 2612.

Organización mundial de la Salud OMS, 2011, recuperado 15 de Mayo 2011, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/index.html>

Pantelis *et al*, 2010, On the implementation of a recently proposed dosimetric formalism to a robotic radiosurgery system, *Med. Phys.* **37**, 2369.

Pappas *et al*, 2008, Small SRS photon field profile dosimetry performed using a PinPoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicon-diode array (DOSI), and polymer gel dosimetry. Analysis and intercomparison, *Med. Phys.* **35**, 4640.

Podgorsak, 2005, Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students, IAEA, Viena-Austria.

Puhl, 2010, Calibration irradiations of customer supplied dosimeters with <sup>60</sup>Co gamma rays, *NIST Procedure 11V401*, USA.

Roselló *et al*, 2009, Física y tratamiento con radiaciones ionizantes en radioterapia, *Revista Española de Física (La Física Médica)*, **vol. 23**, 1.

Sanchez-Doblado, 2010, No reference dosimetry, *Escuela de verano; Sevilla- ESTRO*, España.

Sánchez-Doblado *et al*, 2003, Ionization Chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams, *Phys. Med. Biol.* **48**, 2081.

Sánchez-Doblado *et al*, 2007, A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beams, *Physica Medica (Elsevier)*. **23**, 58.

Sauer and Wilbert, 2007, Measurement of output factors for small photon beams. *Med. Phys.* **34**, 1983.

Sleptchonok *et al*, 2000, Advancements in accuracy of the alanine dosimetry system Part. 1: The effects of environmental humidity, *Radiation Physics and Chemistry* , **57**, 115.

Soares *et al*, 2009, Radiochromic Film, *NIST-Gaithersburg*, USA.

Stanton and Stinson, 1996, Applied Physics for Radiation Oncology, *Medical Physics Publishing*, USA.

Taylor and Kuyatt, 1994, Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement, *Department of Commerce NIST-Gaithersburg*, USA.

Tortora and Anagnostakos, 1981, Principios de Anatomía y Fisiología, *Harla S.A de C.V.*, México

Verhaegen *et al*, 1998, Monte Carlo dosimetry study of a 6 MV stereotactic radiosurgery unit, *Phys. Med. Biol.* **43**, 2755.

Wang and Beddar, 2011, Study of the response of plastic scintillation detectors in small-fiel 6 MV photon beams by Monte Carlo Simulations, *Med. Phys.* **3**, 1596.

Wolfram and Wong, 2003, The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT, *Med. Phys.* **30**, 341.