

00576

37
2ej

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE QUÍMICA
MAESTRÍA EN CIENCIAS NUCLEARES



ANÁLISIS DE DOSIS ABSORBIDA
EN CRISTALES TERMOLUMINISCENTES
EXPUESTOS A HACES DE RAYOS X
Y DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA

TESIS

Que para obtener el grado de **Maestro en Ciencias**

presenta

ENRIQUE GAONA

Director de Tesis
DR. JUAN AZORÍN NIETO

Agosto, 1998

267475

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

FALTAN PAGINAS

De la: 7

A la: 2

Con cariño
para mi esposa
y mis hijos

Mis agradecimientos para
el doctor Juan Azorín Nieto,
doctora Guillermina Burillo Amezcua,
doctora Alicia Negrón Mendoza,
maestro en Ciencias Luis Cabrera Mosqueda,
maestro en Ciencias Carlos Canizal Silahua
maestro en Ciencias Pedro González Martínez,
por su participación como director de tesis y Jurado.

FALTA PAGINA

No. 4

CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	7
2. PROGRAMAS DE GARANTÍA DE CALIDAD E INTERCOMPARACIÓN.....	13
3. LAS NACIONES UNIDAS EN LA GARANTÍA DE CALIDAD.....	18
4. MAGNITUDES Y UNIDADES DE RADIACIÓN.....	20
5. MODERNOS PROTOCOLOS DE CALIBRACIÓN.....	23
6. ASPECTOS TEORICOS DE LA DOSIMETRÍA DE RADIACIONES.....	25
6.1 TEORÍA DE BRAG-GRAY.....	25
6.2 INFLUENCIA DEL DETECTOR.....	28
6.3 DOSIS ABSORBIDA EN EL AIRE DE LA CAVIDAD.....	31
6.4 FACTOR DE CALIBRACIÓN N_D . LECTURA CORREGIDA DEL ELECTRÓMETRO.....	32
6.5 OBTENCIÓN DEL FACTOR DE CALIBRACIÓN N_D Y SU RELACIÓN CON N_X Y N_K	34
6.6 DETERMINACIÓN DE N_D PARA CÁMARAS CILÍNDRICAS.....	36
6.7 DETERMINACIONES DE N_D PARA CÁMARAS PLANO PARALELAS.....	37
6.8 EXPRESIÓN GENERAL DE LA DOSIS ABSORBIDA.....	38
6.9 DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA.....	38
7. ASPECTOS TEORICOS DE LA DOSIMETRIA TERMOLUMINISCENTE.....	49
7.1 MATERIALES TERMOLUMINISCENTES Fluoruro de Litio (LIF).....	52
7.2 DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE Y TEORÍA DE LA CAVIDAD.....	55

8. RESULTADOS	58
8.1 DISEÑO DE LOS FANTOMAS PARA RAYOS X Y ELECTRONES.....	58
8.2 CALIBRACIÓN DE LOS CRISTALES USADOS EN ESTE ESTUDIO.....	64
8.3 INTERCOMPARACIÓN INTERNACIONAL USANDO COMO REFERENCIA EL SISTEMA CRISTAL-FANTOMA	83
9. CONCLUSIONES	88
10. AGRADECIMIENTOS	89
11. BIBLIOGRAFÍA	90
APÉNDICE A: Unidades y Magnitudes en Radiaciones	93
APÉNDICE B: Verificación del Aplanamiento y la Simetría del Haz de Rayos X de 15 MV	98
APÉNDICE C: Verificación del Aplanamiento y la Simetría del Haz de Electrones de 10 MeV	99
APÉNDICE D: Verificación del Aplanamiento y la Simetría del Haz de Electrones de 12 MeV	100
APÉNDICE E: Curva de ionización de un haz de electrones de 10 MeV	101
APÉNDICE F: Tabla de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de 15 MV	102
APÉNDICE G: Curva de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de 15 MV	103
APÉNDICE H: TABLA III	104
TABLA IV.....	104
TABLA V.....	105
TABLA VII.....	105
TABLA VIII.....	106
TABLA IX.....	106
TABLA X.....	107 y 108
TABLA XI.....	109
TABLA XIII.....	109
TABLA XVII.....	110
TABLA XVIII.....	110
TABLA XX.....	110
TABLA XXI.....	111

1. INTRODUCCIÓN

La incidencia de cáncer en el mundo se incrementa conforme aumentan las expectativas de vida del ser humano debido a la mejoría de la calidad de vida, de acuerdo a las recientes estimaciones de la Agencia Internacional para la Investigación del Cáncer y de la Organización Mundial de la Salud, aproximadamente 9 millones de nuevos casos de cáncer son detectados por año en todo el mundo y más del 50% de los casos ocurren en los países en vías de desarrollo, se espera que para el año 2015 este número se incremente alrededor de 15 millones de casos de los cuales dos terceras partes ocurrirán en los países en vías de desarrollo. Más de la mitad (aproximadamente dos terceras partes en México) de los pacientes del mundo entero reciben radioterapia como tratamiento individual o como parte de la combinación de tratamientos²⁸. La radioterapia es una especialidad



Figura 1, Tratamiento del cáncer con acelerador lineal de electrones

multidisciplinaria, la cual usa complejos equipos, fuentes de radiación y personal especializado, requiere de un programa de garantía de calidad que asegure que los pacientes con cáncer están recibiendo una dosis dentro del $\pm 5\%$ de la dosis prescrita con aceleradores; sólo de esta manera podrá recibir el paciente un tratamiento con aceleradores que tenga una alta probabilidad de éxito. La garantía de calidad en radioterapia tiene un impacto muy grande en la optimización de la probabilidad del control del tumor, de manera muy esquemática H.K. Awwad³⁰, nos da un ejemplo de lo que sucede en términos de la recurrencia del tumor o de pérdida del control del tumor cuando el paciente recibe una buena radioterapia y cuando recibe una radioterapia sin garantía de calidad, tabla 1.

Tabla 1			
LA INFLUENCIA DE ADMINISTRAR DOSIS A LOS PACIENTES SIN TENER PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA EN PACIENTES CON LA ENFERMEDAD DE Hodgkin			
	RECURRENCIA		
Radioterapia	Sí	No	Total
Adecuada	7(7%)	91(93%)	98
No adecuada	19(33%)	38(67%)	57
TOTAL	26	129	155

La figura 1, muestra el tratamiento de pacientes con cáncer con aceleradores lineales de electrones capaces de producir haces de rayos X y de electrones de alta energía.

El propósito de este estudio es diseñar y construir un fantoma a base de un polímero termoplástico de metacrilato de metilo que sea reutilizable en exposición a radiaciones ionizantes y que permita hacer un análisis de la dosis absorbida en cristales termoluminiscentes (TL) expuestos a rayos X y haces de electrones de alta energía para establecer la metodología en la intercomparación dosimétrica en aceleradores y hacer el seguimiento de los programas de garantía de calidad, estandarización de procedimientos en la calibración, dosimetría e intercomparación postal TLD. Una vez caracterizado y calibrado el binomio fantoma-cristal en términos de dosis con rayos X

de 6 y 15 MV y electrones de 10 y 12 MeV, se somete a pruebas piloto mediante la intercomparación internacional de la dosis absorbida que será administrada en los centros de radioterapia y su relación con la dosis medida TLD con el sistema cristal-fantoma. Este estudio permitirá también establecer una línea de investigación con el propósito de desarrollar nuevos cristales TL de fabricación nacional para dosimetría para usarse en los fantasmas ya diseñados. Las figuras 2 y 3, muestran los diferentes haces de radiación que se usan en radioterapia.

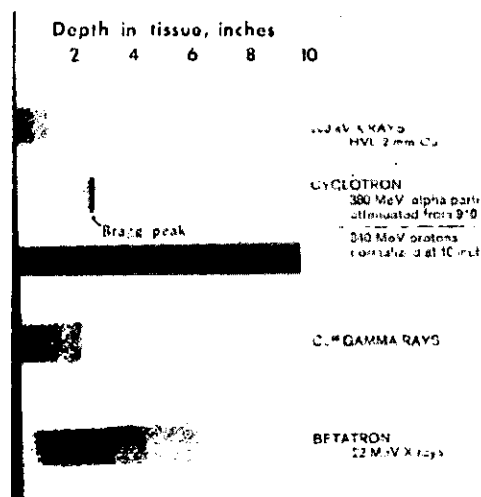


Figura 2, Diferentes haces de radiación y su penetración en tejido

Este es un primer estudio que se realiza en México con el sistema cristal-fantoma para fines de garantía de calidad en aceleradores. En el estudio participan tres países con un total de 5 centros de radioterapia que poseen aceleradores lineales de electrones marca Siemens, Philips y Varian. Parte de los resultados ya fueron presentados como "Análisis de Dosis en Cristales Termoluminiscentes Expuestos a Haces de Rayos X y de Electrones de Alta Energía", X Congreso Nacional sobre Dosimetría de Estado Sólido, septiembre 11-12, 1997, Centro Nuclear, Estado de México (publicado en memorias en

extenso) y también como *"Intercomparación TLD y Garantía de Calidad en Radioterapia"*, en la III Reunión de Radioterapeutas Europa-México, diciembre 10-14, 1997, Oaxaca, México. Así mismo, está aceptado este trabajo de tesis como *"Intercomparación TLD en Aceleradores para radioterapia en Tres Países Latinoamericanos"*, que se presentó en el XI Congreso Nacional sobre Dosimetría de Estado Sólido, agosto, 1998, Puebla, Pue. (publicado en memorias en extenso), VIII Congreso Nacional de Radioterapeutas, Septiembre 12-16, 1998 y en el 1er. Congreso Iberoamericano y del Caribe de Física Médica, Noviembre 22-25, 1998, Ciudad de México.

El Organismo Internacional de Energía Atómica ha recomendado que los centros de radioterapia sean sometidos a auditorías de garantía de calidad para asegurar que la dosis administrada a los pacientes este dentro del $\pm 5\%$ de la dosis prescrita en radiación externa con aceleradores, menciona también que hay dos maneras de hacer la auditoría de garantía de calidad en radioterapia, una con visitas de expertos a los centros de radioterapia con equipo especial y la otra mediante la intercomparación postal TLD, las instituciones que ofrecen

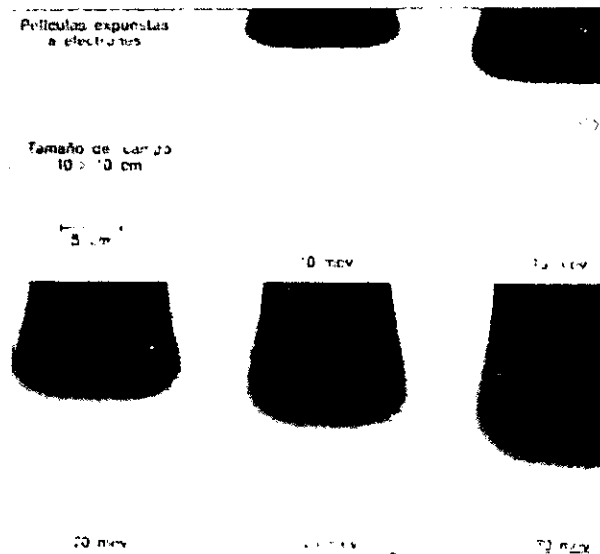


Figura 3 Características de los haces de electrones de un acelerador lineal para radioterapia

estos servicios son: OIEA/OMS, ESTRO en Europa, el Radiological Physics Center (USA) y Radiation Dosimetry Services in North America²⁸. También existen programas similares en el Institute Gustave-Roussy de Francia, en el Finnish Centre for Radiation and Nuclear Safety de Finlandia con los mismos objetivos^{22,26}. Las visitas de expertos a los centros de radioterapia con el propósito de hacer una auditoría de garantía de calidad tienen costos muy altos, sin embargo con TLD, los costos se minimizan.

Los protocolos clínicos en radioterapia en la actualidad requieren que las dosis administradas a los pacientes se proporcionen con mayor exactitud, debido a que los procedimientos de diagnóstico por imagen se han sofisticado a tal grado que la información anatómica y localización del tumor se puede obtener con exactitudes menores a un milímetro, además en la mayoría de los casos las imágenes se obtienen en tres dimensiones con lo que se puede hacer radioterapia conformal, donde el simulador ahora es un equipo de tomografía axial computarizada, una resonancia magnética nuclear o una tomografía por emisión de positrones. Se ha demostrado ampliamente que el éxito o el fracaso del tratamiento con radiaciones depende de la dosis administrada al tumor y que la dosis no debe diferir por más de $\pm 5\%$ de la dosis prescrita en los protocolos. Las investigaciones recientes sobre la biología del cáncer indican que se necesita todavía mayor exactitud en la dosis administrada para lograr un mejor control locorregional y en consecuencia una mayor preservación estructural y funcional de los tejidos sanos. Si la dosis es mayor a la prescrita podemos tener hasta necrosis de los tejidos neoplásicos y sanos, y si la dosis es menor a la prescrita podemos tener recurrencias y metástasis en el paciente. Tan grave es una subdosis como una sobredosis en el control de tumor. Esto requiere que las incertidumbres globales de la dosimetría se minimicen y se mejore la determinación de la dosis absorbida de los haces de radiación usados en radioterapia. Con los conocimientos que tenemos actualmente sobre los conceptos de dosimetría y calibración de los haces de radiación se puede lograr la exactitud requerida en el uso de aceleradores de electrones de alta energía usados en radioterapia, pero se requiere implantar, dar seguimiento y evaluación a un

programa de garantía de calidad global en el uso de aceleradores lineales de electrones en radioterapia. En el seguimiento y evaluación del programa de garantía de calidad, tienen un papel muy significativo las intercomparaciones termoluminiscente (TLD) en la determinación y evaluación de la dosis absorbida.

2. PROGRAMAS DE GARANTÍA DE CALIDAD E INTERCOMPARACIÓN

Expertos han considerado que los aceleradores lineales de electrones capaces de producir haces de rayos X y de electrones de alta energía no se pueden recomendar para su uso generalizado en los países en desarrollo debido a que requieren un programa de garantía de calidad que incluya personal experto, equipamiento adecuado e instalaciones adecuadas, ya que el acelerador requiere de una excelente determinación y medición de la dosis. Si los aceleradores no se calibran y manejan con gran cuidado pueden ser extremadamente peligrosos, ya que la dosis que se aplican a los pacientes resultan a veces erróneas hasta un grado verdaderamente importante. Con frecuencia, esta clase de errores son de una magnitud considerablemente superior a la que se observa en el uso de las Unidades de Cobalto-60 para radioterapia por las características de un acelerador¹. La figura 4 muestra la evolución de un tratamiento con radioterapia después de varios años.



Figura 4, Tratamiento con radioterapia con alta probabilidad de éxito

La modernización del equipamiento en radioterapia y el incremento de la complejidad de los aceleradores lineales de electrones (colimador asimétrico, colimador multihoja, modulador de la intensidad del haz y tratamiento conformal) han originado cambios importantes en los procedimientos de calibración, dosimetría y administración de la dosis a los pacientes. La radioterapia actual con los avances tecnológicos y el uso de microprocesadores ha resuelto un buen número de limitaciones históricas pero se ha incrementado la complejidad de la planeación y administración de la dosis a los pacientes dentro de $\pm 5\%$ de la dosis prescrita⁶. La mayoría de los accidentes con aceleradores en México y en todo el mundo han sido por fallas o por ausencia de un programa de garantía de calidad.

La metodología para asegurar que la dosis administrada a los pacientes tratados con aceleradores de alta energía sea la correcta, es establecer un programa externo de monitoreo y análisis de dosis administradas, este programa externo requiere de un físico médico experto que realice la verificación en sitio midiendo la dosis/unidad monitor en el acelerador para las diferentes energías tanto en rayos X como en electrones con equipo especial de dosimetría, sin embargo este procedimiento es costoso y requiere de mucho tiempo de uso del acelerador y suspensión del tratamiento de los pacientes. Una alternativa es establecer un programa de análisis, verificación e intercomparación dosimétrica con cristales de dosimetría termoluminiscentes (TLD) para medir y analizar la dosis/unidad monitor en los aceleradores y los costos se reducen drásticamente. En varios países desarrollados han logrado establecer estos procedimientos de intercomparación dosimétrica TLD que les asegura el correcto seguimiento de los programas de garantía de calidad en aceleradores y les permite participar en ensayos clínicos multicéntricos, además de estandarizar los protocolos de tratamiento^{17,18,19,20}.

En los países desarrollados se han creado instituciones y establecido programas dedicados exclusivamente a verificar y analizar las dosis aplicadas a los pacientes en los centros de radioterapia, incluyendo las visitas en sitio y la intercomparación postal TLD^{11,13,17,18,19,20}. El Instituto

de Cáncer de Estados Unidos en 1968, fundó el Radiological Physics Center (RPC) para asegurar que las dosis reportadas en los pacientes que participan en ensayos clínicos multicéntricos fueran estandarizadas. El Instituto de Cáncer de Estados Unidos ha invitado a los diferentes centros de radioterapia de países desarrollados y en desarrollo a participar en ensayos clínicos multicéntricos con el requisito de que sus programas de garantía de calidad deben someterse a las auditorías del RPC.^{3,12} En México la única experiencia con auditorías e intercomparación postal con el RPC tuvo como sede el Instituto Nacional de Cancerología⁴, aunque en éste período también participó El Hospital Universitario de Monterrey; sin embargo no se conocen los resultados de la intercomparación. La intercomparación de dosis con TLD y las auditorías en sitio permiten la estandarización de los procedimientos y técnicas de tratamiento de pacientes con radioterapia y hace comparables los tratamientos entre diferentes centros de radioterapia, lo que permite a un país avanzar en el conocimiento del tratamiento del cáncer. El propósito de un análisis e intercomparación de dosis con TLD es asegurar que la información y los datos usados para tratar a los pacientes con aceleradores de alta energía sean correctos, además de evitar accidentes por sobredosis o subdosis a los pacientes tratados con radioterapia, los cuales en la mayoría de los casos resultan mortales.

El análisis y la intercomparación de las dosis administradas en radioterapia es parte esencial de los programas de aseguramiento de la calidad en el uso de aceleradores lineales de electrones de alta energía en radioterapia (tratamiento del cáncer) y permite la estandarización de los procedimientos clínicos. Algunos de los criterios para mantener el programa de aseguramiento de la calidad operable con aceleradores son: dosis administrada a tumor $\pm 5\%$ (rayos X y electrones), calibración del haz de radiación $\pm 3\%$, mediciones relativas $\pm 2\%$ ^{6,7,9}. La intercomparación dosimétrica TLD nacional e internacional puede proveer información cuantitativa sobre el nivel de variaciones que existen en un punto en particular en la cadena metodológica dosimétrica para compararla con la exactitud requerida en el uso de aceleradores.

Aseguramiento de la calidad es una frase adoptada en el sector salud en la década de los 90. La planeación y la administración de la dosis en radioterapia en el tratamiento del cáncer involucran una cadena de decisiones médicas y procedimientos técnicos, en esta cadena de eventos algunas veces se pueden cometer y acumular errores que más tarde pueden provocar una desviación mayor que puede tener consecuencias trágicas para el paciente o su tratamiento si no se detectan y se corrigen inmediatamente¹⁰. Un programa de aseguramiento de la calidad en radioterapia tiene como propósito clínico: a) *óptimo control locorregional*, b) *máxima preservación anatómica y funcional* y c) *mínima frecuencia de complicaciones y secuelas*, todo esto se logra asegurando que la dosis al volumen tumoral con aceleradores esté dentro del $\pm 5\%$ de la dosis prescrita con una mínima dosis al tejido normal y mínima exposición al personal, de esta manera el programa tiene como finalidad reducir y controlar las diversas fuentes de incertidumbres que se pueden presentar en la planeación y administración de la dosis, los programas de garantía de calidad tienen un efecto profundo en la probabilidad de control del tumor⁸.

Establecer un programa de aseguramiento de la calidad e intercomparación dosimétrica en un país desarrollado es relativamente sencillo, se tiene personal suficiente y motivado, la mayoría de los físicos médicos y médicos radioterapeutas tienen estudios a nivel maestría o doctorado, cuentan con el equipamiento en radioterapia más moderno, funcional y computarizado, logrando así las mejores condiciones para establecer los programas en el uso de aceleradores en radioterapia. Sin embargo, en México y en Latinoamérica no se tienen las mismas facilidades para establecer y operar un programa de aseguramiento de la calidad. Actualmente *no existe* en México un programa de intercomparación de las dosis administrada a pacientes ni tampoco se ha podido estandarizar protocolos de tratamiento en radioterapia que permita conocer el estado actual de la radioterapia con aceleradores. Más del 50% de los centros de radioterapia de México no cuentan con un físico médico, a pesar que la legislación actual lo exige⁴. En los países desarrollados a pesar de tener físicos médicos y el equipamiento más moderno, la intercomparación dosimétrica es indispen-

sable para estandarizar sus protocolos. El establecer un programa de intercomparación con TLD permitirá mejorar la radioterapia en México al estandarizar las técnicas de tratamiento usadas. El organismo regulador de México, la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias inició en 1995 la regulación del uso de aceleradores lineales de electrones en México, desde el punto de vista de seguridad radiológica.

3. LAS NACIONES UNIDAS EN LA GARANTÍA DE CALIDAD

Reconociendo la importancia de la exactitud de la dosis en radioterapia, organismos de Naciones Unidas como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Organización Mundial de la Salud (OMS) establecieron programas de dosimetría de radiaciones ionizantes y seguridad radiológica al poco tiempo que fueron fundadas. En ese tiempo, en los años sesenta no existían patrones nacionales o internacionales de dosimetría, y fue en esos años que el OIEA diseñó y construyó un calorímetro portátil para realizar mediciones absolutas de dosis e intercomparación de dosis absoluta e intercomparación con otros instrumentos. Posteriormente, en 1966, organizó el servicio de intercomparaciones de dosis absorbidas por correo en radioterapia para Cobalto-60, en 1968 la OMS se unió al programa y desde entonces el servicio ha funcionado regularmente. El programa de intercomparación postal TLD del OIEA/OMS, años más tarde se extendió a aceleradores lineales en radioterapia, haciendo énfasis el programa en los países en desarrollo a través de los Laboratorios Secundarios de Dosimetría del OIEA. Las intercomparaciones del OIEA/OMS no son sistemáticas ni periódicas y no se aplican a todos los centros de radioterapia, constituyen solamente un muestreo, por lo que su utilidad para corregir errores en las dosis aplicadas a pacientes y para estandarizar protocolos no son viables, ya que los reportes tardan varios meses en llegar y un acelerador proporciona tratamiento a 40 o 60 pacientes por día y un tratamiento completo para un paciente dura 20 días, un tratamiento/día. Si existieran errores en la dosis bastaría un sólo tratamiento para afectar la respuesta del tumor a la radiación en

perjuicio el paciente. En las intercomparaciones OIEA/OPS los errores de más de un 10% en la dosis aplicada no fueron raros, y en algunos casos se observaron errores hasta de un 50% en la dosis prescrita en perjuicio de los pacientes.^{1,2} El OIEA y la OMS promovieron la formación de los Laboratorios Regionales Patrones Secundarios de Dosimetría (SSDL) en todos los estados miembros de la ONU para mejorar en cada país la dosimetría de las radiaciones ionizantes, incluyendo la dosimetría en radioterapia. Una de funciones de los laboratorios secundarios ha sido proporcionar calibración a dosímetros que son usados en radioterapia y asistencia técnica. Un dosímetro adecuadamente calibrado es sólo una primera condición para determinar la dosis absorbida, ya que también es necesario hacer mediciones en condiciones de referencia y cálculos. No es de sorprenderse que el proceso de determinar la dosis absorbida da lugar a muchas incertidumbres que pueden tener un efecto profundo sobre el control del tumor.

4. MAGNITUDES Y UNIDADES DE RADIACIÓN

La ICRU (15) ha propuesto definiciones para las magnitudes y unidades a usar en medidas de dosis de radiación, que debe servir como referencia útil. Sólo mencionaremos las magnitudes directamente relacionadas con las calibraciones de unidades de radioterapia. Es esencial que se distinga entre *magnitud* y *unidad*. Una magnitud física caracteriza un fenómeno físico de una forma tal que le lleva a una especificación numérica. Una unidad es una muestra seleccionada de referencia de una magnitud y es la escala numérica de la especificación. En este estudio la magnitud más importante es la dosis absorbida, que es una expresión de la cantidad de energía absorbida por unidad de masa en un material irradiado. Su definición es el cociente

$$D = d \bar{\epsilon} / dm \quad (1)$$

donde $d \bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm . La masa dm se puede tomar como muy pequeña pero no tanto que la energía media impartida $d \bar{\epsilon}$ esté sometida a fluctuaciones estadísticas. La dosis absorbida se puede referir a su gradiente y a su tasa. La dosis absorbida es por consiguiente una función puntual, continua y diferenciable, uno se puede referir a su gradiente y a su tasa. La dosis absorbida se puede especificar en cualquier medio para cualquier tipo de radiación. La unidad en la cual

se especifica la dosis absorbida es $J \cdot kg^{-1}$ y su nombre especial es el gray (Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \quad (2)$$

La tasa de dosis absorbida se define como

$$\dot{D} = dD/dt \quad (3)$$

La unidad de tasa de dosis absorbida es $J \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$

$$1 \text{ Gy} \cdot s^{-1} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot s^{-1} \quad (4)$$

Cuando se consideran partículas indirectamente ionizantes como los fotones, es también conveniente describir la energía liberada por ellas cuando interaccionan con la materia. Esta magnitud llamada kerma (energía cinética liberada en la materia, por unidad de masa), se define por el cociente

$$K = dE_{tr} / dm \quad (5)$$

donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas de todas las partículas cargadas liberadas por las interacciones de las partículas ionizantes sin carga en una masa dm . La unidad de la magnitud kerma es $J \cdot kg^{-1}$ con el nombre especial gray (Gy). La magnitud kerma, que se puede aplicar a cualquier material, está relacionada estrechamente con la magnitud exposición, que se aplica sólo a fotones que interaccionan con aire y que es el cociente:

$$X = dQ/dm \quad (6)$$

donde: dQ es el valor absoluto de la carga eléctrica total de iones de un signo producidos en el aire cuando todos los electrones liberados por fotones en una masa dm de aire han sido frenados por completo en el aire. La unidad es $C \cdot kg^{-1}$. Sin embargo, la unidad especial roentgen (R) se usa todavía extensamente¹⁵.

$$1 R = 2.58 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1} \quad (7)$$

La exposición, tal como se ha definido antes, es el equivalente de la ionización de kerma en aire, excepto que la ionización que se produce por la absorción de la radiación de frenado emitida por los electrones no ha de incluirse en dQ , esto es,

$$X = K_{aire} (1 - g) / (W/e) \quad (8)$$

donde: K_{aire} es el kerma en aire, g es la fracción de energía liberada que se disipa como radiación de frenado y el cociente W/e es la energía media por unidad de carga, necesaria para producir un par de iones en aire, en el apéndice A, se presentan las definiciones de las unidades de medida usadas en este texto.

5. MODERNOS PROTOCOLOS DE CALIBRACIÓN

La metodología más ampliamente usada para la dosimetría, calibración y caracterización de los haces de rayos X y de electrones de alta energía para uso clínico es la dosimetría con un dosímetro de cámara de ionización calibrado en un Laboratorio Regional Secundario de Estandarización.

5.1 PROTOCOLOS DE CALIBRACIÓN ANTES DE 1980

Todos los protocolos de calibración (ICRU, OIEA, AAPM, HPA, NACP, DIN y NCRP) de haces de electrones y de rayos X de alta energía compartían los siguientes conceptos:

- a) Las cámaras de ionización se suponían llenas de aire.
- b) Se especificaba la profundidad en agua.
- c) Se determinaba el factor de calibración (N_x)

Con los conceptos anteriores se calculaba la dosis en el medio dispersor con la ecuación:

$$D = MN_x C_\lambda \quad (9)$$

Donde: D era la dosis en rad, M fue la lectura del electrómetro, N_x fue el factor de calibración de la cámara y C_λ fue el factor de conversión de Roentgen a Rad.

5.2 PROTOCOLOS DESPUÉS DE 1980

NACP (Nordic Association of Clinical Physicists), establece su protocolo de calibración, implementa el Sistema Internacional de Unidades, ba-

sado en el factor de dosis absorbida, restricciones en las cámaras de ionización usadas, incluyen los factores dependientes de la cámara. HPA (Hospital Physicist Associates), actualiza los valores de C_{λ} , estandariza la calibración y el sistema de dosimetría especificado para las cámaras NEL 2561 y NEL 2560 y especifica las profundidades de calibración. OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica), publica su protocolo de calibración OIEA-277 para determinar la dosis absorbida debida a haces de fotones y electrones (1987). AAPM (American Association of Physicists in Medicine), el grupo 21 de AAPM establece el protocolo para la calibración de haces de fotones y electrones de alta energía. Los dos últimos protocolos son muy similares, incluso se pueden hacer intercomparaciones entre ambos y la diferencia entre ellos no es mayor al 1%. Ninguno de los dos usa el concepto de C_{λ} , la calibración de haces de fotones y electrones tienen las mismas bases teóricas en ambos, los dos incorporan nuevos valores para las cantidades físicas usadas, incorporan factores de corrección para una cámara específica (las cámaras de iones no son cavidades de Bragg perfectas) e incorporan factores de corrección para fantomas específicos (la dispersión y la atenuación es diferente en los diferentes fantomas),

Cada uno de los protocolos tienen méritos propios, algunos ellos son muy específicos ya que cubren necesidades de las instituciones de los países donde fueron escritos, pero ninguno es perfecto, en este estudio haremos referencia solamente al protocolo del OIEA-277, que es un esfuerzo de Naciones Unidas hacia un protocolo universal cuyo uso se recomienda para todos los centros de radioterapia y Laboratorios Regionales Secundarios de Calibración y Dosimetría.

6. ASPECTOS TEÓRICOS DE LA DOSIMETRÍA DE RADIACIONES

6.1 TEORÍA DE BRAGG-GRAY

Los diferentes protocolos de calibración son un conjunto de procedimientos para la correcta y uniforme determinación de la dosis absorbida en un punto de un medio material irradiado por haces de fotones o de electrones. Cuando se irradia un material con un haz de electrones o de fotones, la interacción de éstos con el material da origen a una población de electrones que son los que depositan la energía en el material. Se llaman primarios a los electrones incidentes (haz de electrones) así como a los generados de la interacción de los fotones con el material (haz de fotones). Se llaman secundarios los electrones que nacen en el proceso de moderación de los primarios y los de las generaciones sucesivas. La determinación de la dosis absorbida en un medio material irradiado por un haz de fotones o de electrones de energías comprendidas en los protocolos clínicos, tiene como base el principio de Bragg-Gray, que permite relacionar la dosis absorbida en un punto P de un medio material extenso, m , con la dosis absorbida en un gas situado en una cavidad del medio material, figura 5.

En este caso el gas en la cavidad del detector es aire y la afluencia de electrones a través de la cavidad permite recolectar la carga procedente de la ionización. Como cualquier detector que determina una magnitud puntual, se hace necesario que la fluencia de electrones sea razonablemente constante en las zonas próximas a la cavidad. En el

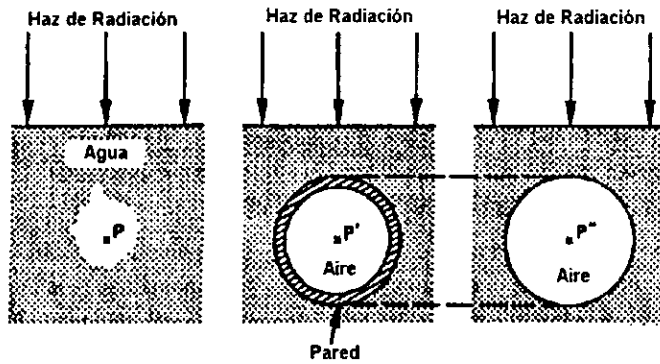


Figura 5, Sustitución de material por un detector en la determinación de la dosis absorbida en un punto P del medio material, m

el caso de un haz de fotones eso implica la existencia de equilibrio electrónico relativo en esa zona, lo que exige esencialmente un espesor de material alrededor de la cavidad. Es una condición que podríamos llamar práctica para la aplicación de la teoría de Bragg-Gray.

El principio de Bragg-Gray se puede expresar como la razón de las dosis absorbidas en dos medios diferentes adyacentes:

$$\frac{D_{\text{medio}}}{D_{\text{aire}}} = S_{\text{aire}}^{\text{medio}} \quad (10)$$

donde $S_{\text{aire}}^{\text{medio}}$ considera la diferencia de la energía impartida en el medio m y en el aire y la podemos expresar como:

$$S_{\text{aire}}^{\text{medio}} = \frac{\int_0^{E_{\text{max}}} (\Phi_E)_{\text{medio}} (S/\rho)_{\text{col, medio}} dE}{\int_0^{E_{\text{max}}} (\Phi_E)_{\text{medio}} (S/\rho)_{\text{col, aire}} dE} \quad (11)$$

donde: $(\Phi_E)_{\text{medio}}$ es la distribución energética de la fluencia de electrones primarios en el volumen de interés del medio m y $(S/\rho)_{\text{col, medio}}$ es el poder de frenamiento másico de colisión para electrones de energía E en un medio m . Pero $S_{\text{aire}}^{\text{medio}}$ exige el cumplimiento de una serie de hipótesis que son:

La presencia de la cavidad no perturba la fluencia uniforme de electrones. En otras palabras, esta magnitud conserva el valor que poseía en el medio material antes de realizar en él la cavidad. Esta idea conduce lógicamente a cavidades tan pequeñas como sea posible. La cavidad no perturba tampoco la fluencia de fotones primarios, esto es,

a) La interacción de los fotones primarios con los átomos del gas(aire) de la cavidad es despreciable, o en otras palabras, la dosis absorbida en el aire de la cavidad procede únicamente de los electrones liberados en la pared.

b) La energía perdida por un electrón en un punto la cede al medio en ese punto, lo que implica un mecanismo de pérdida de energía continua (ausencia de transporte de energía a distancias grandes).

Solamente si se cumplen estas condiciones se puede definir $S_{\text{aire}}^{\text{medio}}$ como la ecuación (11) pero la ecuación (11) no puede explicar la variación de la ionización por unidad de masa del aire de la cavidad con la presión de éste y este hecho es incompatible con la condición b) y además su cuantía indica el grado en que la presencia de la cavidad altera la fluencia de electrones, aunque sea ligeramente. De hecho, la formulación original de Gray es una aproximación cuya bondad depende críticamente del tamaño de la cavidad.

La teoría de Spencer-Attix es un refinamiento a la relación de Bragg-Gray y considera que los electrones secundarios con energía superior a un cierto umbral Δ depositan su energía fuera de la cavidad. Un electrón secundario con energía inferior a Δ se supone que disipa su energía en el punto donde se creó. Un electrón secundario con energía superior a Δ es contabilizado en el espectro de frenamiento continuo y su energía no se considera disipada en la cavidad hasta que no haya alcanzado una energía por debajo de Δ , bajo estas suposiciones podemos reescribir la ecuación (2) como:

$$S_{\text{aire}}^{\text{medio}} = \frac{D_{\text{medio}}}{D_{\text{aire}}} = \frac{(L/\rho)_{\Delta, \text{medio}}}{(L/\rho)_{\Delta, \text{aire}}} \quad (12)$$

donde: $(L/\rho)_{\Delta, X}$ son los valores de los poderes de frenamiento másicos por colisión promediados sobre el espectro total de electrones y restringidos a pérdidas energéticas inferiores a Δ . Esto justifica que $S_{\text{aire}}^{\text{medio}}$ se conozca como razón de poderes de frenamiento restringidos. De esta manera se puede calcular la razón de la dosis absorbida en el medio y en el aire de la cavidad con mayor exactitud, al tener en cuenta en esta aproximación el tamaño de la cavidad. Pero dada la pequeña variación de $S_{\text{aire}}^{\text{medio}}$ con Δ la utilización de un valor único $\Delta = 10\text{keV}$ para los tamaños de cámara usuales en dosimetría constituye una buena aproximación.

6.2 INFLUENCIA DEL DETECTOR

En las mediciones prácticas para determinar la dosis absorbida en un punto P de un medio material m , se sustituye parte del medio por una cámara de ionización centrada en P según figura 5. Se observa que la magnitud objeto de la medida es alterada por el sistema detector en los siguientes aspectos.

La sustitución de un volumen del medio por una cavidad de aire da lugar a diferencias de atenuación y dispersión del haz de radiación en el medio m y en la cavidad (aire). Se puede decir que hay una modificación de la fluencia de electrones alrededor del punto de medida. La relación ideal de Bragg-Gray se corrige introduciendo el factor de perturbación por variación de fluencia p_f . Se ha mostrado que esta perturbación es de muy poca importancia e independiente de la energía para un haz de fotones, mientras que ocurre lo contrario para un de electrones, siendo en este caso más importante la corrección cuando menor es la energía. Entonces la ecuación (10) la podemos escribir como

$$D_{\text{medio}}(P) = D_{\text{aire}} S_{\text{aire}}^{\text{medio}} P_f \quad (13)$$

Al no ser isotrópica la fluencia de partículas en el interior de la cavidad (no puntual) no puede ser considerada constante para cualquier punto de la cavidad, sino que existe un gradiente de fluencia en la dirección del haz de radiación y por tanto, la dosis absorbida en la cavidad puede no ser representativa de la dosis en su centro geométrico P. De manera aproximada cabría considerar dicha dosis absorbida como la correspondiente a otro punto de la cavidad, desplazando una cierta distancia en la dirección de la radiación incidente, o bien podría definirse un factor de perturbación, P_d , que corrija por este efecto de desplazamiento, entonces la ecuación (13) se transforma en:

$$D_{medio}(P) = D_{aire} S_{aire}^{medio} P_f P_d \quad (14)$$

El factor P_d se puede eliminar haciendo la medición en el punto efectivo. La corrección por desplazamiento depende de la geometría de la cámara de ionización, pero también depende del tipo y energía de la radiación.

La pared de la cámara de ionización constituye una interfase entre los medios (medio y aire) introduce otra perturbación en la medida, que se llama factor de perturbación por la pared de la cámara, P_{pared} . Esta perturbación procede de que la dosis absorbida en la cavidad se debe tanto a electrones generados en el medio como en la pared de la cámara, entonces la ecuación (14) se transforma en:

$$D_{medio}(P) = D_{aire} S_{aire}^{medio} P_f P_d P_{pared} \quad (15)$$

En general podemos escribir la ecuación (15) como:

$$D_{medio}(P) = D_{aire} S_{aire}^{medio} P_u \quad (16)$$

donde $P_u = P_f P_d P_{pared}$.

La ecuación (16) expresa la relación de Bragg-Gray modificada por la introducción de la perturbación debida a la naturaleza del detector. Los factores de corrección por las perturbaciones introducidas por el de-

factor se determinan por métodos experimentales. El valor del factor de perturbación de la pared de la cámara se puede estimar teóricamente. Si se denomina α a la fracción de la ionización producida por electrones que proceden de la pared de la cámara y $1 - \alpha$ a la fracción producida por electrones generados en el medio, la dosis absorbida mediante una cámara de pared idéntica al medio podría expresarse como:

$$D_{medio}(P) = D_{aire} \left\{ \alpha S_{aire}^{pared} + (1 - \alpha) S_{aire}^{medio} \right\} P_d P_f \quad (17)$$

Para cámaras cuya pared es de composición distinta de la del medio, es preciso considerar el espesor de dicha pared⁶. Si el espesor es pequeño α tiende a cero y la dosis absorbida en la cavidad se puede aproximar como debida únicamente a los electrones producidos en el medio. En esta situación, la corrección por perturbación debida a la pared de la cámara es despreciable ($P_{pared} \approx 1$) tanto en haces de fotones como de electrones. En los casos restantes α no tiende a cero y es preciso distinguir si se trata de haces de fotones ó electrones. Para haces de fotones, la contribución a la dosis absorbida en la cavidad que procede de los electrones producidos en la pared de la cámara se puede aproximar mediante

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{pared}^{medio} S_{aire}^{pared}$$

donde: $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{pared}^{medio} S_{aire}^{pared}$ considera la diferencia de deposición energética en la pared y en el medio para la fluencia de fotones existentes (suponiendo idéntica en el medio y la pared). Con ello se obtiene:

$$D_{medio}(P) = D_{aire} \left\{ \alpha \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{pared}^{medio} S_{aire}^{pared} + (1 - \alpha) S_{aire}^{medio} \right\} P_d P_f \quad (18)$$

la ecuación (18) se puede escribir como:

$$D_{medio}(P) = D_{aire} S_{aire}^{medio} \left\{ \alpha \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{pared}^{medio} \frac{S_{aire}^{pared}}{S_{aire}^{medio}} + (1 - \alpha) \right\} P_d P_f \quad (19)$$

o también como:

$$D_{\text{medio}}(P) = D_{\text{aire}} S_{\text{aire}}^{\text{medio}} \left\{ \alpha \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{pared}}^{\text{medio}} S_{\text{medio}}^{\text{pared}} + (1 - \alpha) \right\} P_d P_f \quad (20)$$

comparando las ecuaciones (20) y (15), obtenemos la ecuación

$$P_{\text{pared}} = \alpha \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{pared}}^{\text{medio}} S_{\text{medio}}^{\text{pared}} + (1 - \alpha) \quad (21)$$

Para haces de electrones y cámaras de paredes gruesas, no existen en la actualidad datos suficientes que demuestren que la dosis absorbida en la cavidad no se ve afectada por la diferente composición entre el medio y la pared. En consecuencia, para dosimetría de electrones, no es conveniente utilizar cámaras con paredes gruesas. Hay que señalar también que la ecuación (21) supone que la pared es homogénea y por tanto no incluye el posible efecto del material conductor con que se recubre el interior de las paredes hechas de material aislante. Por ejemplo, las cámaras cuyas paredes son de nylon o de plexiglás (PMMA) y llevan una capa de grafito.

6.3 DOSIS ABSORBIDA EN EL AIRE DE LA CAVIDAD

En párrafos anteriores se ha introducido la formulación necesaria para expresar la dosis absorbida en un punto P de un medio material m partiendo de la dosis absorbida en el aire de la cavidad de una cámara. Se han introducido varios factores de corrección, cuyo producto se ha denominado P_U , que modifican la relación ideal de Bragg-Gray para tener en cuenta la influencia del detector. Se trata ahora de aplicar prácticamente la nueva formulación y el primer paso para ello es determinar la dosis absorbida en el aire de la cavidad, D_{aire} , que aparece en la ecuación (16). De acuerdo con la definición de dosis absorbida en un material, en este caso aire, D_{aire} se puede expresar como:

$$D_{\text{aire}} = \frac{Q}{\nu \rho_{\text{aire}}} \frac{W}{e} \quad (22)$$

donde: D_{aire} es la dosis absorbida en el aire de la cavidad que rodea al punto P, en J/kg o en Gy, Q es la carga liberada en el aire de la cavi-

dad, en C., v es el volumen de la cavidad, en m^3 , ρ_{aire} es la densidad del aire, en kg/m^3 , W/e es la energía media, por unidad de carga, necesaria para producir un par de iones, en J/C, e es la carga del electrón. W/e es función del grado de humedad relativa del aire.

Es obvio que si conociéramos el volumen de la cavidad, v , la determinación de D_{aire} sería inmediata en tanto fuéramos capaces de medir de manera absoluta el valor Q .

Antes de proseguir con la determinación de D_{aire} conviene hacer dos precisiones, concernientes a Q , en la ecuación (22):

Obsérvese que Q es la carga liberada en el aire de una cavidad rodeada por la pared de la cámara e inserta idealmente en un fantoma de material m . La carga recogida viene afectada por las limitaciones intrínsecas de la cámara. En efecto, la recombinación de iones impide que la carga recogida sea liberada y el vástago de la cámara, en la práctica, no es un material exactamente equivalente al medio. Por otra parte no se recoge idéntica carga al cambiar la tensión de polarización. En consecuencia la lectura del electrometro o del sistema de dosimetría, que designaremos de ahora en adelante como M_U , deberá ser corregida por el defecto en la recolección de la carga (factor de corrección por saturación), por el efecto de polaridad y en principio por el denominado efecto de vástago.

Las cámaras utilizadas en radioterapia son abiertas al aire atmosférico y por lo tanto la carga recogida es función de la presión, temperatura y humedad ambientales, ya que Q y ρ_{aire} están correlacionadas. Es práctica habitual fijar la densidad del aire, ρ_{aire} para unas condiciones climáticas dadas y reducir Q a esas condiciones climáticas y no al contrario. Como consecuencia de ello, M_U , además de estar afectado por las correcciones ambientales convenientemente especificadas.

6.4 FACTOR DE CALIBRACIÓN N_D .

LECTURA CORREGIDA DEL ELECTRÓMETRO

Dicho está que si se conociera el volumen de la cavidad la determinación de D_{aire} sería inmediata, desgraciadamente esto no es así para las cámaras comerciales usadas en radioterapia. Una medida directa del

volumen con la debida exactitud resulta poco práctica y casi inviable en la mayor parte de los casos, Por lo que se recurre a una medida indirecta de ese volumen. La ecuación (22) expresa que, para cada cámara, el cociente D_{aire}/Q debe ser una constante que analizaremos a continuación. A este cociente se le denomina "factor de calibración de la cámara" en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, N_D . De la ecuación (22) obtenemos:

$$\frac{D_{\text{aire}}}{Q} = \frac{Q}{\nu \rho_{\text{aire}}} \frac{W}{e} = N_D \quad (23)$$

Si suponemos constante el valor de W/e para todas las energías de electrones usadas en radioterapia en el marco de aplicaciones de este protocolo, N_D resulta ser sólo función de la masa de aire ($\nu \rho_{\text{aire}}$) existente en el interior de la cámara y en consecuencia una constante de ella. En otras palabras, dentro de la zona de energías donde es aplicable el principio de Bragg-Gray, N_D es independiente del tipo y energía de la radiación. Si se logra deducir de manera indirecta el valor de N_D (puesto que no se conoce el valor de ν), la dosis absorbida en el aire de la cavidad se expresa como:

$$D_{\text{aire}} = Q N_D \quad (24)$$

Obsérvese que al ser N_D función de los factores ρ_{aire} y W/e (ecuación(23) debe ser establecido para unas condiciones ambientales dadas de presión temperatura y humedad y a ellas debe de reducirse el valor medio de Q , de acuerdo con ya expuesto anteriormente. Sabemos que N_D puede venir expresado para un conjunto de medida de un sistema (electrómetro+cámara) en Gy/C o en Gy/div.⁷) es práctico generalizar la ecuación (24) sustituyendo Q por M^*_U , es decir:

$$D_{\text{aire}} = M^*_U N_D \quad (25)$$

Donde: D_{aire} es la dosis absorbida en el aire de la cavidad, en Gy, N_D el factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, en Gy/C o en Gy/div. Establecido para unas condiciones climáticas dadas de presión p_0 , temperatura θ_0 y humedad relativa h_0 M^*_U es en general "lectura corregida del electrómetro", en C o en divisiones

de la escala, puede expresarse, de acuerdo con lo ya indicado anteriormente, como:

$$M^*_U = M_U \Phi(p, \theta) k_h (k_S)_U (k_{SI})_U \quad (26)$$

donde: M_U es la lectura del electrómetro, en C o en divisiones, en el haz de radiación, corregida en general por fugas y por efecto de polaridad, $\Phi(p, \theta)$ el factor que refiere la carga recogida, procedente de la masa de aire existente en el interior de la cámara durante el proceso de medida, a la que se recogería si existiese la masa de aire para la que ha sido establecido el factor N_D . Su valor viene dado por:

$$\Phi(P, \theta) = \frac{P_0}{P} \frac{273.2 + \theta}{273.2 + \theta_0} \quad (27)$$

Siendo P y θ la presión y la temperatura ambientales durante el proceso de medida. k_h es el factor que corrige el aumento de corriente debido a la presencia de vapor de agua en el ambiente. N_D se ha establecido para una humedad relativa de 50%, $k_h = 1000 \pm 0.002$, para humedades relativas comprendidas entre 20% y 70% y temperaturas entre 15°C y 25°C. Si N_D se ha establecido para aire seco, $k_h = 0.997 \pm 0.002$. Para el mismo margen de humedad y temperatura (CCEMRI, 1977)⁽⁸⁾. $(k_S)_U$ es el factor de corrección por saturación en el haz del usuario, que tiene en cuenta la recombinación de iones, $(k_{SI})_U$ El efecto de corrección por efecto de vástago dentro del fantoma para el haz de uso en radioterapia. Es de difícil estimación directa y se aconseja adoptar el valor 1.0 para las cámaras recomendadas en el protocolo OIEA-277.

6.5 OBTENCIÓN DEL FACTOR DE CALIBRACIÓN N_D Y SU RELACIÓN CON N_x Y N_k

Consideraciones de orden práctico por un lado y las que se generan de las propias definiciones de la exposición y del kerma en aire permiten plantear el problema de modo que se pueda deducir de manera indirecta el valor del factor de calibración N_D entre ellas citaremos las siguientes:

Dentro del ámbito de aplicación de este del protocolo OIEA-277, N_D es independiente del tipo y de la energía de la radiación.

El Laboratorio Regional Secundario de Metrología proporciona en la actualidad para las cámaras comerciales, factores de calibración en unidades de exposición, N_x , y en unidades de Kerma en aire, N_K , ambos en aire y en la energía del ^{60}Co .

Las magnitudes exposición y Kerma en aire en la energía del ^{60}Co , están relacionadas con la carga liberada por la unidad de masa de aire en el aire de la cavidad en el proceso experimental de su medida.

Podemos relacionar N_D con los factores de calibración en la energía del ^{60}Co , N_x y N_K partiendo de una misma cámara considerada, de una parte, como patrón primario (se supone conocido el volumen de la cavidad) y de otra, como una cámara calibrada en el laboratorio oficial de metrología en unidades de exposición o Kerma en aire. Podemos escribir N_D como:

$$N_D = N_x \left(\frac{W}{e} \right) k_m k_{air} \frac{1}{(k_S)_C (k_{SI})_C} \quad (28)$$

$$N_D = N_K (1 - g) k_m k_{air} \frac{1}{(k_S)_C (k_{SI})_C} \quad (29)$$

que permite hallar el valor de N_D en función de N_x o N_K . Donde: N_x es el factor de calibración en unidades de exposición en aire para la energía del ^{60}Co , suministrado por el Laboratorio Secundario de Metrología y medido en ciertas condiciones de presión, temperatura y humedad, normalmente a 1013 mbar, 20°C y 50% de humedad relativa, e implícitamente para una tensión de colección dada para el tamaño de campo y tasa de exposición usados en el proceso de calibración (en kg^{-1} o $\text{C}/\text{kg div.}$), N_K es el factor de calibración en unidades de Kerma en aire, para la energía del ^{60}Co y establecido en las mismas condiciones que las indicadas para N_x (en Gy/C o $\text{Gy}/\text{div.}$), g es la fracción de la energía perdida por los electrones en forma de radiación de frenado en el

aire del material, en la energía del ^{60}Co . k_m es un factor sin dimensiones que tiene en cuenta la no equivalencia al aire del material de la pared de la cámara (pared + capuchón) a la energía del ^{60}Co . Adopta dos formas distintas según que la cámara sea homogénea (pared y capuchón del mismo material) o sea inhomogénea (pared y caperuza de distinto material). K_{att} es un factor sin dimensiones que tiene en cuenta la atenuación y la dispersión del haz de fotones del ^{60}Co en la pared de la cámara. $(k_s)_c$ es el factor de corrección por saturación, en la energía de calibración, C , (^{60}Co) para el tamaño de campo usado durante el proceso de calibración en el Laboratorio Regional Secundario de Metrología. $(k_{st})_c$ es el factor de corrección por el denominado efecto de vástago en la energía de calibración, c , (^{60}Co) para el tamaño de campo usado durante el proceso de calibración en el Laboratorio Regional Secundario de Metrología.

N_D quedará establecido en las mismas condiciones ambientales en que hayan sido establecidos los factores de calibración N_x o N_k . El establecer los factores de calibración para aire con un grado de humedad relativo de 50% tiene la ventaja práctica de que la lectura del electrómetro no necesita ser corregida por la presencia de vapor en la mayor parte de los casos prácticos.

6.6 DETERMINACIÓN DE N_D PARA CÁMARAS CILÍNDRICAS

De las ecuaciones (28) y (29) se desprende que para el conocimiento de N_D es necesario conocer, además de los factores de calibración N_x o N_k suministrados por el Laboratorio los valores de W/e , g , k_m , k_{att} , $(k_s)_c$ y $(k_{st})_c$. W/e ha sido establecido por la ICRU en 33.85 ± 0.15 J/c para aire seco. (ICRU, 1979). La fracción, g , de energía perdida en forma de radiación de frenado en el aire para el Cobalto-60 ha sido estimada en 0.004. K_m , el factor que se debe a la no equivalencia al aire del material de la cámara, adopta dos formas distintas según que se trate de una cámara homogénea (pared y capuchón de equilibrio de material diferente). Para el primer caso y empleando una notación simplificada para la razón de los coeficientes másicos de absorción tenemos:

$$k_m = S_{pared}^{aire} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{pared} \quad (30)$$

para el segundo caso tenemos

$$k_m = \alpha S_{pared}^{aire} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{pared} + (1 - \alpha) S_{cap}^{aire} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{cap} \quad (31)$$

donde: S_{pared}^{aire} o S_{cap}^{aire} son las razones de los poderes másicos de frenamiento del aire y de la pared o del aire y del capuchón respectivamente para los electrones que atraviesan la cavidad en

la energía del ^{60}Co . $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{pared}$ o $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{cap}$ son las razones de los

coeficientes másicos de absorción de energía pared/aire o capuchón/aire, promediados para el espectro gamma procedente de la fuente de ^{60}Co . α Es la fracción de ionización producida en la cavidad por los electrones generados en la pared de la cámara.

6.7 DETERMINACIONES DE N_D PARA CÁMARAS PLANO PARALELAS

Las ecuaciones (28) y (29) son perfectamente válidas en principio para determinar el valor de N_D en el caso de utilizar cámaras plano-paralelas. Existen, sin embargo distintas peculiaridades en este tipo de cámaras que hacen difícil y compleja la determinación teórica del producto K_{att} y K_m en la energía del ^{60}Co . Entre ellas cabe citar los diferentes espesores, en general, de sus paredes (frontal, posterior y laterales) y, en la mayoría de las cámaras comerciales, los distintos materiales de que están compuestas. En resumen, en la mayoría de los casos, la cavidad de aire no está rodeada por un material único ni uniforme en espesor, como es el caso de las cámaras cilíndricas o de dedal, por lo que una determinación teórica de K_{att} y K_m llevaría consigo una incertidumbre considerable en el conocimiento de N_D .

El método recomendado para determinar N_D en cámaras plano-paralelas ($N_{D, PP}$) es una medida experimental por comparación con una cámara cilíndrica o de dedal preferentemente la considerada como de referencia en radioterapia y de la que obviamente se conoce N_D^0 .

Mattsson y sus colaboradores determinaron experimentalmente K_{att} y K_m para una cámara comercial que cumple las especificaciones recomendadas en este protocolo³⁹. Se trata de la cámara plano-paralela NACP de grafito (K_{att} y $K_m=0.966 \pm 0.005$). La determinación de N_x o N_k , llevada a cabo en un Laboratorio Regional Secundario de Metrología, permitiría el conocimiento de N_D para este modelo de cámara. En general, y dado que no se conoce el valor de $(K_{att}$ y $K_m)_{PP}$ para la mayoría de cámaras comerciales, no existe otra posible alternativa para el conocimiento de N_D que la determinación experimental.

6.8 EXPRESIÓN GENERAL DE LA DOSIS ABSORBIDA

De la ecuación (16) que relaciona la dosis absorbida en un punto P de un medio material, m , con la dosis absorbida en el aire de la cavidad y de la ecuación (25) que relaciona esta última con la lectura corregida del electrómetro (a través del factor de calibración N_D), podemos expresar de forma general la dosis absorbida en un punto P de un medio material, m , en el haz del equipo de radioterapia, mediante:

$$D_{medio}(P) = M_U^* N_D S_{aire}^{medio} P_U \quad (32)$$

donde: M_U^* es la lectura corregida del electrómetro en C o en divisiones de la escala, N_D es el factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, en Gy/C o Gy/div.,

S_{aire}^{medio} es la razón de poderes de frenamiento másicos por colisión material/aire. Para los modelos de cámara recomendados en este protocolo, es función del tipo de radiación, del material del medio y de la energía en el punto de medida. P_U es el factor que corrige la perturbación introducida por la cámara. Su determinación es función, en general, del tipo de radiación, de la energía en el punto de medida, de las dimensiones de la cámara y del material de sus paredes.

6.9 DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

La utilización de haces de fotones o electrones en radioterapia requiere determinar para cada haz de radiación de uso clínico la distribución de dosis absorbida en el volumen irradiado. Esta depende de la com-

posición y de la geometría del medio, es decir, de cada paciente en particular. En la práctica, este proceso se separa en dos capas:

1. Determinación de la distribución de dosis en un medio homogéneo para cada haz.
2. Corrección de la distribución anterior para cada caso particular (dosimetría clínica).

En este documento trataremos sólo los procedimientos necesarios para resolver la primera etapa, y dentro de ella, centraremos la atención en la dosis absorbida en un punto, denominado punto de calibración.

6.9.1 PUNTO DE CALIBRACIÓN

El objetivo de la dosimetría en un fantoma es determinar la distribución de dosis absorbida en el volumen irradiado. En general, el método a seguir consiste en la determinación de la dosis absorbida en un punto, denominado punto de calibración, y posteriormente la medida se expresa en las distribuciones de dosis en el eje central del haz y en ciertos planos de interés. En la práctica, las distribuciones de dosis absorbida suelen estar normalizadas al punto de dosis máxima (profundidad de dosis máxima). En algunos casos, por ejemplo en haces de electrones de baja energía, el máximo está muy cerca de la superficie, lo que dificulta la realización práctica de una medida en ese punto. En otros, como por ejemplo en fotones de energía elevada, el máximo se encuentra en una meseta de débil variación, por lo que la determinación de la dosis absorbida en el máximo no resulta crítica. Por estas razones, y para homogeneizar el método a seguir en distintos centros, suelen adoptarse profundidades únicas para el punto de calibración según el tipo y energía del haz utilizado, que aparecen reflejadas en la tabla VII (apéndice H). Una vez conocida la dosis absorbida es posible obtener la dosis en el punto máximo o en cualquier otro punto mediante las distribuciones relativas.

6.9.2 DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN EL PUNTO DE CALIBRACIÓN

La formulación general para determinar la dosis absorbida en un punto en agua, a partir de medidas realizadas con una cámara de ionización calibrada (de N_D conocido) es:

$$D_{agua} = M_U^* N_D S_{aire}^{agua} P_U \quad (33)$$

bien considerando el punto efectivo de medida:

$$D_{agua}(P_{efect}) = M_U^* N_D S_{aire}^{agua} P_U \quad (34)$$

donde: M_U^* es la lectura del electrómetro corregida por condiciones ambientales. La dependencia general de los factores que entran en las ecuaciones anteriores, como la razón de poderes másicos de frenado agua - aire y factores de perturbación adecuados al haz de radiación, se dan en las tablas X y XI.

6.9.3 HACES DE ELECTRONES

Para la mayor parte de los aceleradores de uso clínico la razón de poderes de frenado agua-aire, puede obtenerse a partir de datos calculados para haces de electrones monoenergéticos. Los valores recomendados aparecen en la tabla X (apéndice H) en función de la energía media en superficie E_0 , y la profundidad z donde se lleva a cabo la medida. En haces de electrones, la utilización del punto efectivo de medida es siempre preferible al factor de desplazamiento ρ_d . Esto es así especialmente en las zonas de pendiente aguda, donde ρ_d tomaría un valor alto. Por lo tanto en medidas con haces de electrones el punto efectivo de medida de una cámara cilíndrica está situado en $0.5 r$ (r es el radio de la cavidad de aire), delante del punto de referencia de la cámara y hacia la fuente de radiación. En cámaras plano-paralelas el punto efectivo de medida coincide con el punto de referencia que para los fines prácticos se sitúa en el centro de la cara interna del electrodo de entrada. La corrección por perturbación de la fluencia de electrones ha sido determinada experimentalmente para cámaras

cilíndricas⁴². La tabla XI reproduce valores para el factor de perturbación P_U en función de \dot{E}_z y del radio de la cámara, se incluyeron en la tabla radios comprendidos entre 1.5, 2.5 y 3.5 mm. Otra forma es:

$$P_U = 1 - 0.096(rT_m)^{1/2} \quad (35)$$

donde r es el radio de la cámara y T_m es el poder lineal de dispersión angular para el medio donde se realiza la medida (en este caso agua) a la energía \dot{E}_z . El ICRU ha recopilado valores numéricos del poder másico de dispersión angular⁴⁷. Con respecto a la perturbación introducida por el material del que se componen las paredes de la cámara de ionización, p_{pared} los resultados experimentales demuestran que para cámaras de paredes delgadas, la respuesta es independiente del material, por lo que p_{pared} se considera igual a la unidad⁵⁴.

Dada la consideración que hemos presentado sobre el empleo de fantomas de material plástico conductor para electrones de energía media en superficie inferior a 25 MeV, es preciso señalar un método para la determinación de la dosis absorbida en agua a partir de medidas realizadas con cámaras plano-paralelas en este tipo de fantomas. De manera análoga a como se describió anteriormente para la determinación de los parámetros energéticos en la superficie de un fantoma de agua, a partir de medidas realizadas en un fantoma de plástico, las profundidades de medida deben de corregirse⁴⁸. Resulta así que tanto \dot{E}_0 como la profundidad se refieren a un fantoma de agua, por lo que son aplicables los valores S_{aire}^{agua} dados en la tabla X (apéndice H). Adicionalmente y si se toma como punto efectivo de medida de la cámara plana el centro de la cara interna del electrodo de entrada, coincide con el punto de referencia el factor de perturbación total, $P_{UPP} = 1.000 \pm 0.005$ para las cámaras planas recomendamos en el protocolo OIEA-277³⁵. El uso de un fantoma plástico requiere introducir un factor adicional en la ecuación que sirve para determinar la dosis absorbida en agua. Este factor, denominado $\Phi_{w,m}$ tiene en cuenta la diferencia de la fluencia de electrones en el máximo entre el agua y el material plástico. Su inserción en la ecuación general modifica ésta en la forma:

$$D_{\text{agua}} = M_U^* \Phi_{\text{agua}}^{\text{material}} N_{D,PP} S_{\text{aire}}^{\text{agua}} P_{U,PP} \quad (36)$$

Indicando con el subíndice pp el uso de una cámara plano-paralela. El factor $\Phi_{\text{agua}}^{\text{material}}$ ha sido determinado experimentalmente⁶⁷. Para el plástico conductor A-150 vale 1.006 ± 0.003 .

6.9.4 HACES DE FOTONES

La dificultad de caracterizar un haz de fotones mediante parámetros relacionados con su espectro energético se extiende también a la asignación de valores precisos para los parámetros dosimétricos. La razón de poderes de frenado y los factores de perturbación, en el caso de fotones, dependen del espectro y por tanto de la energía media de su energía máxima. En la actualidad existe cierta falta de consistencia entre los valores disponibles por lo que es un problema sin resolver de manera satisfactoria y está sometido a estudio. El cociente entre los valores de dosis absorbida en diferentes profundidades está ligado a la energía media del espectro, ya que sería posible determinar, a partir de ese cociente, un "coeficiente práctico de atenuación" y asociarlo a una energía media. Sin embargo, desde un punto de vista experimental, es más cómodo presentar el potencial acelerador nominal en función del cociente J_{10} / J_{20} (D_{10}/D_{20}), para una distancia fuente - cámara constante y un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el plano de la cámara³⁶. Basándose en este conjunto de datos, tanto la NACP como la AAPM relacionan el cociente de ionizaciones en estas profundidades con la razón de poderes de frenado agua-aire, obtenidos de forma aproximada para un conjunto de espectros procedentes de aceleradores con distinto potencial acelerador. Esto justifica que en los protocolos usados por las diferentes asociaciones aparezcan conjuntamente, y relacionados, el cociente de ionización, los potenciales aceleradores y la razón de poderes de frenado agua - aire. En varios protocolos se recomienda de manera explícita emplear, como parámetro de entrada para la obtención de la razón de poderes de frenado agua-aire correspondiente, la razón de ionizaciones medidas a 10 y 20 cm.

El motivo de no emplear el potencial acelerador nominal como parámetro de entrada es que la razón de poderes de frenado agua - aire se

ha obtenido de forma aproximada para los espectros correspondientes a unos aceleradores en particular y por lo tanto para un valor J_{10}/J_{20} determinado, que puede ser distinto para otros aceleradores con el mismo potencial acelerador nominal. Todo esto es más significativo aún en haces de energías elevadas, para los que las diferencias espectrales suelen ser más importantes y puede ocurrir que el cociente J_{10}/J_{20} corresponda a una "calidad del haz" o "potencial acelerador" muy diferente del valor del potencial acelerador nominal. Como ejemplo se pueden presentar datos obtenidos en aceleradores de 25 MV, El cociente J_{10}/J_{20} tomaba valores de 1.50 en un acelerador lineal, 1.46 en otro acelerador distinto y 1.45 en un betatrón. A partir de ellos había que atribuir a estos aceleradores 18 MV, 25 MV y 30 MV respectivamente. Es lógico pues utilizar el cociente J_{10}/J_{20} únicamente como parámetro para hallar de modo orientativo la "calidad del Haz" pero no para especificar su energía.

El procedimiento práctico recomendado en el OIEA-277, consiste en determinar el cociente de ionización J_{10}/J_{20} para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en superficie y una distancia fuente - superficie de 1m, o a una distancia fuente - cámara constante de 1 m con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el plano de la cámara. Cualquiera de estos dos cocientes se utilizara como parámetro de entrada para determinar la razón de poderes de frenado agua - aire en la tabla XIII. Para la determinación de J_{10}/J_{20} no es crítico considerar el punto efectivo de medida, pudiéndose situar el punto de referencia de la cámara a las profundidades indicadas. Las variaciones de la razón de poderes de frenado con la profundidad, para profundidades superiores al máximo se consideran despreciables. Los factores de perturbación que intervienen en la determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración, se consideran separadamente a continuación. La corrección por perturbación de la fluencia de electrones, P_f , no es necesaria en haces de fotones, debido a que en profundidades iguales o superiores al máximo, existe equilibrio electrónico relativo. En consecuencia, P_f es igual a la unidad.

El factor de corrección por desplazamiento, P_d , en el punto de calibración, es función de la energía del haz y del radio interno de la cámara

de ionización⁵⁴. Es preciso señalar que en la determinación de curvas de dosis absorbida en profundidad a partir de curvas de ionización, resulta práctico utilizar la profundidad efectiva de medición. En haces de fotones, el punto efectivo de medida de la cámara de ionización varía ligeramente con la profundidad, pero para efectos prácticos se recomienda un desplazamiento constante de 0.75 r (r es el radio interno de la cavidad) hacia adelante del punto de referencia de la cámara y hacia la fuente de radiación para todas las profundidades y energías³⁴. El factor de corrección por efecto de la pared de la cámara, depende de la energía del haz y de la composición y el espesor másico de la pared, viene dado por:

$$P_{pared} = \alpha \left(\overline{\mu_{en}} / \rho \right)_{pared}^{agua} S_{agua}^{pared} + 1 - \alpha \quad (37)$$

El valor numérico de α , la fracción de la ionización producida por electrones generados en la pared de la cámara, puede obtenerse de la figura 15, OIEA-277 para rayos gamma de ⁶⁰Co y de la figura 16, OIEA-277 para energías superiores. Las razones de coeficientes másicos de absorción de energía agua-pared y de poderes másicos de frenado pared-agua se dan en la tabla XXI (apéndice H) para distintos materiales, en función del potencial acelerador nominal. Debemos hacer notar que una gran incertidumbre en los factores de perturbación. Así, para una cámara de 5 mm de diámetro y 0.085 g/cm² de espesor másico de pared, la diferencia en p_{pared} es de aproximadamente 0.1 % para potenciales aceleradores nominales de 42 y 25 MV y de 0.4% aproximadamente para 42 y 15 MV. Por otra parte el producto $p_{pared}D_d$ varía en 0.3 % entre 15 y 42 MV.

6.9.5 INCERTIDUMBRE DE LA DETERMINACIÓN

Para establecer la incertidumbre que afecta la determinación de D_{agua} en el punto de calibración hay que conocer las incertidumbres asociadas a todos los factores que intervienen en la ecuación (34) y combinarlas de manera que se obtenga un valor único. Estos factores se generan en los procedimientos recomendados e incluyen distintos parámetros y constantes que también forman parte de las recomenda-

ciones de ese documento. Algunos valores proceden de medidas experimentales, otros son teóricos y en buena parte, tanto los valores mismos como sus incertidumbres dependen de las características del tipo de cámara que se use. Intervienen además las incertidumbres asociadas a la calidad intrínseca de otros instrumentos empleados en el proceso de calibración en particular el electrómetro, el barómetro y el termómetro, así como del mayor o el menor cuidado del usuario al fijar la geometría del acelerador, sin olvidar la estabilidad a corto plazo de la misma. No es fácil asignar incertidumbres precisas para esos valores no ya de manera general sino ni siquiera en casos particulares. Algunos autores han omitido la incertidumbre de sus valores experimentales. Otros, como ocurre con las razones de los poderes de frenado, no existe un consenso internacional acerca del mejor valor de su incertidumbre. Otras veces faltan las propias determinaciones experimentales en número suficiente para fijar la incertidumbre con precisión, como es el caso de los valores de S_{aire}^{agua} elegidos por los procedimientos señalados en este documento tanto en el caso de los haces de electrones como de fotones. Pese a tales limitaciones, que por otra parte no son inusuales en el campo de la dosimetría de radiaciones, se han analizado diversos casos en los que se ha podido establecer una incertidumbre combinada para D_{agua} ⁴³. El análisis se extiende a todas las energías y partículas de uso en radioterapia. Estos resultados son válidos aceptando los supuestos siguientes:

a) Se emplea una cámara de tipo Farmer de pared de grafito y capuchón de plexiglás y un electrómetro de 3 ½ dígitos. Es necesario hacer constar que el empleo de cualquiera de las cámaras descritas en la tabla II, OIEA-277, con un electrómetro de calidad media, no alteraría substancialmente el valor de la incertidumbre. La razón estriba en que la mayor contribución a la incertidumbre total procede

tanto de los valores asignados a S_{aire}^{agua} como de los procedimientos recomendados para su selección, b) el conjunto de medida se ha calibrado en el Laboratorio Regional Secundario de Metrología en unidades de tasa de Kerma en aire a la energía del ⁶⁰Co., c) La cámara plana usada en la calibración de haces de electrones con energía me-

dia en superficie inferior a 15 MeV, se ha calibrado en las instituciones, d) se ha empleado un tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y las DBS usuales en los tratamientos (80 cm en la energía del ^{60}Co y 1 m en aceleradores). Las profundidades de los puntos de calibración corresponden a las señaladas en la tabla VII(apéndice H) y en todos los casos se ha empleado un fantoma de agua, a excepción de haces de electrones de $\dot{E}_0 < 5 \text{ MeV}$, en que se ha empleado un fantoma de plástico.

6.9.6 DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN OTROS PUNTOS

Tras la determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración es posible obtener la dosis en cualquier otro punto mediante las distribuciones relativas de dosis absorbida en el eje del haz (porcentajes de dosis en profundidad) o en planos (curvas de isodosis). Estas distribuciones se deben obtener para cada acelerador en particular para todas las combinaciones posibles de energías, tamaños de campo, distancia blanco-superficie, etc., usadas en radioterapia (apéndices H y G). Cada acelerador es caracterizado en forma particular, solo la falta de equipos de dosimetría podría justificar el uso de información de distribuciones generales, a cambio de tener una mayor incertidumbre en la determinación de la dosis. La medida con cámara de ionización en puntos discretos a lo largo del eje central es un procedimiento bien definido para la obtención de porcentajes de dosis en profundidad y otros parámetros de dosis en profundidad. Para hacer las mediciones relativas en profundidad es preferible medir en el punto efectivo que usar el factor de corrección por desplazamiento, P_d . Esto significa desplazar la curva de ionización hacia la superficie una distancia de 0.5 r para haces de electrones y 0.75 r para haces de fotones, donde r es el radio interno de la cavidad. La utilización de una cámara cilíndrica de pequeño diámetro o de una cámara plano-paralela simplifica el proceso de evitar este desplazamiento:

En haces de electrones, la razón de poderes de frenado varía con la profundidad de forma importante. Sus valores se dieron en la tabla X (apéndice H) en función de la energía media en superficie \dot{E}_0 y la profundidad z. En el caso de haces de fotones, la determinación de distri-

buciones relativas es más sencilla que en haces de electrones debido a la lenta variación de los parámetros dosimétricos con la energía y la poca variación de espectro energético con la profundidad. A efectos prácticos, la diferencia entre curvas relativas de ionización y de dosis absorbida es despreciable, tal y como se deduce de la constancia de las razones de poderes de frenado y de los factores de perturbación para profundidades iguales o superiores a la de la dosis máxima. La incertidumbre introducida al aproximar los porcentajes de dosis mediante los porcentajes de ionización es en cualquier caso inferior a 1%.

Existen métodos alternativos a la medida relativa en el eje del haz con una cámara de ionización, tales como detectores de semiconductor, película fotográfica, termoluminiscencia, etc. La elección del método dependerá de las disponibilidades particulares de cada centro de radioterapia; pero en cualquier caso siempre es necesaria una comprobación de las medidas relativas con las que se obtienen mediante una cámara de ionización, a varias energías y con varios tamaños de campo. Los sistemas automáticos que utilizan detectores de semiconductor (diodos) son particularmente útiles en haces de electrones, puesto que las curvas relativas medidas coinciden con las curvas relativas de dosis absorbida obtenidas con una cámara de ionización. En haces de fotones, sin embargo, la utilización de diodos requiere una atención especial. Se han encontrado diferencias importantes entre distribuciones producidas con semiconductores y con cámara de ionización, especialmente para ^{60}Co y fotones de energía inferior 10 MV. Por eso no resulta recomendable utilizar diodos ordinarios en estos haces. Existen, sin embargo, diodos blindados con materiales de Z elevado que solucionan este inconveniente, siendo comparable su utilización a la de diodos no blindados en haces de electrones. Esta peculiaridad explica el que algunos fabricantes ofrezcan detectores de semiconductores distintos, según se trate de electrones o fotones.

6.9.7 DISTRIBUCIÓN DE ISODOSIS

La obtención de curvas de isodosis en un plano que contiene el eje central del haz, o alternativamente en planos perpendiculares al eje a varias profundidades, con el posterior cálculo de las curvas de isodosis mediante

una computadora. En cualquier caso, el propósito es determinar curvas de dosis absorbida y no de "respuesta del detector", por lo que siempre será menester contrastar el método utilizado con medidas realizadas con cámaras de ionización. Además de las cámaras de ionización, obviamente, el uso de detectores de estado sólido con sistemas automáticos resulta muy adecuado debido a la menor variación de las razones de poderes de frenado con la energía, en comparación con una cámara de aire. Con ello, las curvas medidas coinciden prácticamente con las distribuciones de dosis absorbida en haces de electrones. En haces de fotones es preciso resaltar los posibles errores inducidos al no utilizar diodos blindados, en bajas energías. La dosimetría con placa radiográfica en un fantoma sólido es uno de los métodos normalmente usados y son bien conocidas las precauciones necesarias, como utilizar placas de una serie única, aplicar un proceso de revelado uniforme, calibrar cada serie. En haces de electrones, las distribuciones relativas de densidad óptica pueden suponerse idénticas en general a las de dosis absorbida tras corregir por la falta de linealidad de la curva densitométrica si es necesario. Esta peculiaridad las hace también adecuadas para la determinación de distribuciones de densidad óptica, en lugar de dosis absorbida, por debajo de 10 MV aproximadamente, aunque el método sigue siendo válido para comprobaciones periódicas de uniformidad debido a su buena reproducibilidad.

7. ASPECTOS TEÓRICOS DE LA DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE

Algunos materiales cristalinos exhiben el fenómeno de termoluminiscencia. Cuando esos cristales se exponen a radiaciones ionizantes la energía absorbida es almacenada en la red cristalina. Parte de esa energía almacenada se puede recobrar como luz visible si el material es calentado. Este fenómeno de liberar fotones de luz visible por el proceso de calentamiento se le conoce como termoluminiscencia. La figura 6, muestra el arreglo experimental para medir la termoluminiscencia de una muestra. El material irradiado se coloca en un calentador o plancheta, en el cual se somete a un ciclo de calor y la luz emitida es medida por el tubo fotomultiplicador que convierte la luz medida en una corriente eléctrica que es amplificada y cuantificada para finalmente mostrar una lectura en unidades de Coulombs.

La importancia de este fenómeno en la dosimetría de radiaciones ionizantes radica en el hecho de que la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado. La teoría del fenómeno de TL nos indica que al irradiar un cristal, su estructura sufre cambios producidos por la ionización; en este proceso se liberan electrones de la red y se generan dos tipos de entes móviles electrones y agujeros, ambos portadores de carga, que pueden viajar por el cristal hasta quedar atrapados en defectos de la red, generando centros de color.

Los electrones y agujeros permanecen atrapados hasta que se proporciona al material la energía suficiente para liberarlos, volviéndolos a su

estado natural antes de la irradiación, es decir, durante el calentamiento del sólido irradiado, los electrones y los agujeros son liberados de sus trampas para viajar por el cristal, hasta que se recombinan emitiendo un fotón de luz visible y se produce el fenómeno de Termoluminiscencia (TL). La figura 7, muestra el diagrama de un cristal inorgánico exhibiendo el fenómeno de TL por radiación ionizante.

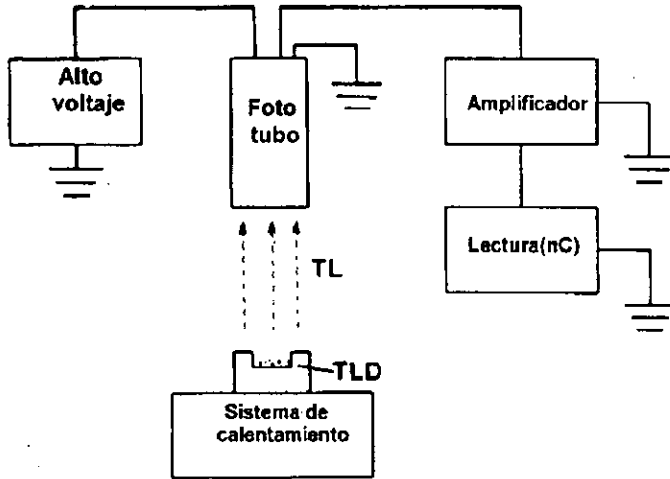


Figura 6, Esquema de un lector de TLD

En un átomo individual, los electrones ocupan niveles de energía discretos. En una red cristalina los niveles de energía electrónicos son perturbados por mutua interacción entre átomos dando lugar a dos bandas de energía permitida separadas por la banda de energía prohibida. Además, la presencia de impurezas en el cristal crea trampas en la región prohibida proporcionando estados metaestables para los electrones.

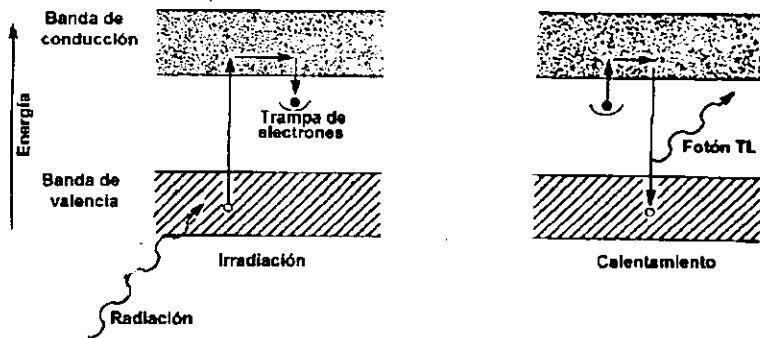


Figura 7, Fenómeno de Termoluminiscencia

Cuando el material es irradiado algunos electrones de la banda de valencia reciben suficiente energía para pasar a la banda de conducción. Las vacantes creadas por los electrones en la banda de valencia se llaman agujeros. Los electrones y los agujeros se mueven independientemente en sus respectivas bandas hasta que se recombinan o caen en una trampa. Si hay emisión instantánea de luz en esas transiciones el fenómeno se llama *fluorescencia*. Si un electrón en la trampa requiere energía para salir de la trampa y caer a la banda de valencia, la emisión de luz en este caso se llama *fosforescencia*. Si la fosforescencia es muy pequeña a temperatura ambiente, se puede acelerar el proceso con calentamiento, el fenómeno se llama ahora *termoluminiscencia*.

La gráfica de la termoluminiscencia contra la temperatura se llama curva luminiscente (glow curve), figura 8. Conforme la temperatura del material irradiado aumenta se incrementa la probabilidad de liberar a los electrones de las trampas. La intensidad de la luz emitida primero aumenta hasta alcanzar un máximo y después cae a cero. La mayoría de los materiales termoluminiscentes contienen un cierto número de trampas de varios niveles de energía en la banda prohibida, razón por la cual la curva luminiscente puede consistir de varios picos luminiscentes como se muestra en la figura 8, los diferentes picos corresponden a los diferentes niveles de energía de las trampas³².

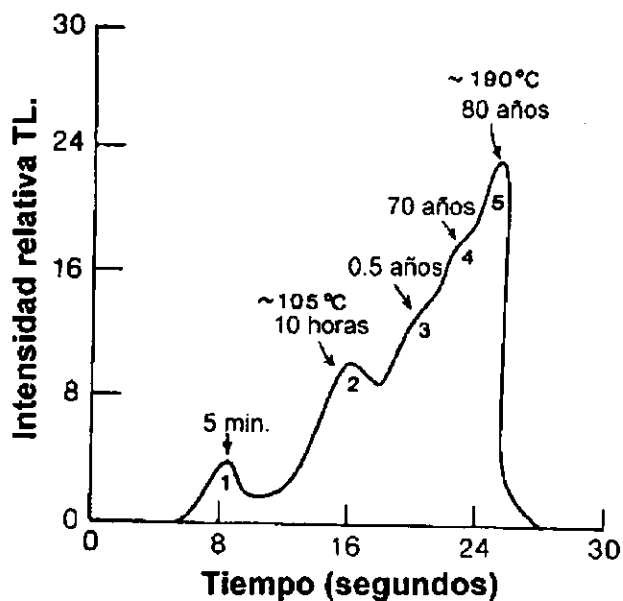


Figura 8. La curva luminiscente obtenida inmediatamente después de haber sido irradiada y muestra los diferentes picos del material TLD-100

7.1 MATERIALES TERMOLUMINISCENTES

Floruro de Litio (LiF)

Los estudios sobre LiF fueron iniciados por Daniels en la Universidad de Wisconsin en 1940. El trabajo de Daniels, interrumpido entre 1956 y 1960 debido a las características poco deseables del LiF para dosimetría, fue reanudado por Cameron, quien concibió un método para la regeneración del LiF e inició la producción comercial de los dosímetros de LiF, conocidos como TLD-100, TLD-200, TLD-600 y TLD-700; dependiendo si en su preparación se usó LiF natural o LiF enriquecido en ^6Li o en ^7Li , respectivamente. La patente de la compañía Harshaw Chemical Co, de los Estados Unidos³³, describe dos métodos de preparación del material termoluminiscente LiF: Mg, Ti en polvo: El método de sodificación consiste en mezclar 10^6 partes de LiF con 400 partes de MgF_2 , 200 partes de criolita de litio y 55 partes de fluoruro de litio y titanio en un crisol de grafito. Esta mezcla se funde homogéneamente al vacío, enfriando el producto lentamente. Una vez enfriado el material resultante, se muele y tamiza seleccionando el polvo con ta-

maño de grano entre 60 y 200 μm . El método de crecimiento de monocristales, consiste en colocar la mezcla anterior en un horno al vacío o con atmósfera inerte para crecer un monocristal por el método de Czochralski a una temperatura lo suficientemente alta como para obtener una mezcla homogénea durante la fusión. Entonces, la mezcla se pasa lentamente a una zona de menor temperatura, de tal manera que se tenga un crecimiento progresivo del cristal (aprox. $15 \text{ mm}\cdot\text{h}^{-1}$). Una vez que el material se ha enfriado, se muele y se tamiza seleccionando polvo con tamaño de grano entre 60 y 200 μm . En ambos casos, el polvo TL resultante se trata térmicamente a 673 K durante algunas horas, seguido por 48 horas a 353 K.

Esta patente también describe la preparación de dosímetros TL de LiF extruidos. Para hacer este tipo de dosímetros, el polvo TL se coloca en una matriz de acero en atmósfera inerte y se aplica una presión de 343 MPa ($3500 \text{ kg}\cdot\text{cm}^{-2}$) a una temperatura 973 K, empujando la mezcla con un pistón a través de un agujero que actúa como dado. La barra que se obtiene, se corta en secciones para obtener pastillas de espesor uniforme. Finalmente, se pulen las caras de estas pastillas. Los dosímetros extruidos tienen características idénticas a las del polvo TL. Portal describió un método para preparar dosímetros TL de LiF estabilizado con Na^{23} . Este método consiste en adicionar al polvo de LiF 2000 ppm de MgF_2 y 2% en peso de NaF. La mezcla resultante se homogeneiza y se coloca en un crisol de Al_2O_3 , manteniéndola a la temperatura de cristalización aproximadamente 3 h en un horno con flujo de nitrógeno. Entonces, la temperatura se reduce hasta 333K en 45 min. Y se saca la muestra del horno para que se enfríe rápidamente. El material obtenido se pulveriza y se repite el tratamiento. Finalmente, el producto se vuelve a pulverizar y se selecciona polvo con tamaño de grano entre 60 y 200 μm . El producto final se somete a un tratamiento térmico, para estimular la creación de trampas, en un horno ordinario a 773 K durante 72 h. Por último, los cristales se enfrían rápidamente vertiendo la muestra sobre una placa de metal fría. Para hacer las pastillas, el polvo TL se tamiza finalmente y se comprime a una presión de aproximadamente 49 MPa ($500 \text{ kg}\cdot\text{cm}^{-2}$) en la forma deseada. Después, se somete a un tratamiento térmico en un horno con atmósfera

de nitrógeno a una temperatura ligeramente menor que la de fusión del LiF. Antes de usarse, las pastillas deben ser borradas térmicamente a 773 K.

En México, Azorín y colaboradores³⁷ desarrollaron un nuevo método para preparar material TL de LiF: Mg, Ti+PTFE y pastillas sinterizadas de LiF: Mg, Ti. La preparación del LiF: Mg, Ti en polvo es como sigue: a 40 ml de una solución de LiCl (0.9g ml^{-1}) se le agregan unos mililitros de una solución 0.1M de MgCl_2 . Mientras tanto, se disuelve Ti metálico en 50 ml de HF (48-50%) y se le adiciona lentamente la primera mezcla. Una vez que el LiF se ha precipitado, la muestra se centrifuga y se lava en varias ocasiones. El precipitado se seca en un crisol de platino (Pt) a una temperatura de 573 K durante 1 h; Luego se enfría hasta la temperatura ambiente, agregándole unos mililitros de la solución de LiCl. Este material se seca a 373 K por 1 h y se coloca en un crisol de Pt para calentarlo en un horno con atmósfera inerte a 573 K durante 15 min. Después de esto, la temperatura se eleva hasta 913 K manteniéndola durante 1 h. Posteriormente, la muestra se mueve lentamente hacia una zona de menor temperatura (673 K) para que cristalice; se saca del horno enfriándola rápidamente hasta temperatura ambiente. Finalmente, el producto se pulveriza y se tamiza, seleccionando polvo con tamaño de grano entre 80 y 200 μm . Para obtener pastillas de LiF: Mg, Ti+PTFE, el material TL en polvo se mezcla con resina de politetrafluoretileno (PTFE) en polvo, en una proporción de 2 : 1, y se coloca una muestra de esta mezcla en un dado de acero inoxidable, aplicando una presión de aproximadamente 1 GPa a temperatura ambiente. Las pastillas así obtenidas se sinterizan por más de 5h en atmósfera inerte, a una temperatura ligeramente inferior a la temperatura de fusión del PTFE.

Para producir pastillas sin ningún aglutinante, sino sólo con material TL, el polvo TL se comprime en un dado de acero inoxidable aproximadamente a 10 GPa, para después sinterizarlas en atmósfera inerte a una temperatura ligeramente menor que la de fusión del LiF. El LiF se cuenta entre los materiales TL más utilizados para aplicaciones dosimétricas porque su número atómico efectivo $Z_{\text{ef}} = 8.2$ hace que su

respuesta sea prácticamente independiente de la energía de la radiación, la tabla 2, muestra sus características.

<i>Propiedades</i>	<i>Parámetros</i>
Densidad (g/cc)	2.64
Número atómico efectivo	8.2
Espectro de emisión (nm)	350-600
Temperatura del pico principal	195°C
Eficiencia al Co-60	1.0

Las características termoluminiscentes del LiF han sido estudiadas por un gran número de investigadores, el fluoruro de litio tiene un número atómico de 8.2 comparado con 7.4 que tiene el tejido blando. La dosis absorbida en el LiF se puede convertir a dosis a músculo haciendo consideraciones similares a las hechas con la teoría de la cavidad, es decir bajo condiciones de equilibrio electrónico, la razón de las dosis absorbidas en los dos medios será la misma que la razón de sus coeficientes másicos de absorción de energía. Si las dimensiones de los dosímetros son pequeñas comparadas con el alcance de los electrones cruzando el dosímetro, entonces las relaciones de la teoría de Bragg-Gray se pueden usar. La razón de la dosis absorbida en los dos medios será entonces la misma que las razones del poder másico de frenamiento.

7.2 DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE Y TEORÍA DE LA CAVIDAD

De manera similar, a la teoría de la cavidad en el caso de la cámara de ionización colocada en un medio. Suponemos que un grano de polvo TL esta situado dentro de un medio de diferente número atómico y densidad como una cavidad y se supone que el espesor del medio que le rodea es suficiente para establecer equilibrio electrónico. La energía depositada en el grano depende del balance de energía entre la suma

de energías de los electrones que salen del grano, la suma de las energías de los electrones generados dentro del grano y la suma de las energías de los electrones que entran al grano provenientes del medio que rodea al grano. La energía total de los electrones generados dentro del cristal depende del coeficiente másico de absorción de energía de los granos, mientras el total de energía de los electrones que entran al grano depende del coeficiente másico de absorción de energía del medio que rodea al grano. El total de energía removida de esos electrones y absorbidos por ambos medios. El grano y el medio que lo rodea, dependen del poder de frenamiento individual de los dos materiales. La dosis absorbida en un cristal de TL (D_c) rodeado por un medio de coeficiente másico de absorción de energía (μ_{en}/ρ) es proporcional a⁴⁰:

$$D_c \propto (\mu_{en} / \rho) D_{med}^c \quad (38)$$

donde D_{med}^c es la razón entre la dosis absorbida en la cavidad y la dosis absorbida en el medio. La respuesta TL de diferentes tamaños de granos relativos a granos de tamaño muy grande es:

$$TL = \frac{(\mu_{en} / \rho)_{med}}{(\mu_{en} / \rho)_c} D_{med}^c \quad (39)$$

donde: D_{med}^c puede ser evaluada por la teoría de Burlin⁴¹:

$$D_{med}^c = \frac{1}{g} \int_0^g e^{-\beta x} dx \frac{(S/\rho)_c}{(S/\rho)_{med}} + \frac{1}{g} \int_0^g (1 - e^{-\beta x}) dx \frac{(S/\rho)_c}{(S/\rho)_{med}} \quad (40)$$

donde: g es la trayectoria promedio de los electrones cruzando la cavidad, expresada en g/cm^2 y β es el coeficiente másico de absorción efectivo para los electrones. También D_{med}^c puede ser evaluada por la teoría de Kearsley⁴⁴.

$$D_{med}^c = \frac{\frac{1}{g} \int_0^g \zeta(x) dx (S/\rho)_c}{\psi(\mu_{en} / \rho)_{med}} \quad (41)$$

donde: $\zeta(x)$ es la fluencia de electrones al punto x en la cavidad, expresado en g/cm^2 y ψ es la fluencia de energía de los fotones expresado en MeV/cm^2 . La segunda teoría toma en cuenta el efecto de los electrones secundarios dispersos en la cavidad y se puede usar para calcular la dosis promedio y la distribución de dosis en la cavidad y las contribuciones de la pared.

8. RESULTADOS

8.1 DISEÑO DE LOS FANTOMAS PARA RAYOS X Y ELECTRONES

El agua constituye el material idóneo para la determinación de la dosis absorbida en procedimientos clínicos, ya que su densidad es muy similar al tejido. El agua puede ser sustituida por un material plástico sólido con características muy similares al agua. Cuando se determina la energía de los haces utilizados, las dimensiones del fantoma empleado deben ser mayores que la sección transversal del haz, de modo que sea seguro que si aumentase el tamaño del fantoma no aumentaría la contribución de radiación dispersa en el punto de medida. En la mayoría de los casos prácticos, es suficiente en margen de 3 a 5cm alrededor de la cámara de ionización. La dimensión correspondiente a la profundidad (eje central del haz) deberá de ser de alrededor de 5cm mayor que la profundidad máxima utilizada (alcance práctico en el caso de los haces). En algunas circunstancias, un fantoma de agua (cubo de acrílico con agua) no resulta de fácil manejo por sus dimensiones, motivo por el cual se emplean materiales sólidos de propiedades y características físicas similares al agua, como acrílico, poliestireno, plexiglás (PMMA), etcétera. En este caso es siempre preferible la utilización de una regla de conversión de profundidades en plástico a profundidades en agua y la determinación de dosis absorbida en el material sólido y luego transferirla al agua, siempre que la afluencia de partículas no se altere considerablemente, esta última posibilidad puede efectuarse mediante las relaciones:

$$\text{Electrones : } \frac{D_{\text{agua}}}{D_{\text{material}}} = \frac{(S/\rho)_{\text{col. agua}}}{(S/\rho)_{\text{col. material}}} \quad (42)$$

$$\text{Fotones : } \frac{D_{\text{agua}}}{D_{\text{material}}} = \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{material}}} \quad (43)$$

Donde: los subíndices indican agua y material sólido, $(S/\rho)_{\text{col}}$ son los poderes másicos de frenado de colisión, y (μ_{en}/ρ) son los coeficientes másicos de absorción de energía. El comportamiento de los materiales plásticos aislantes como el plexiglás y el poliestireno que se usan para construir fantomas, ha sido estudiado ya con haces de electrones y fotones. El uso de estos materiales resulta crítico cuando se usan haces de electrones debido a la aparición de conductividad debido a la acumulación de cargas eléctricas y formación de campos eléctricos que pueden provocar alteraciones en las mediciones de las dosis, también estos materiales sufren un deterioro por irradiación de estos plásticos con electrones. Los campos eléctricos alteran la fluencia de electrones y por tanto las medidas de las dosis absorbidas de haces de fotones si se emplea un fantomas de material plástico irradiado previamente con electrones o cuyo historial de irradiación es desconocida. Esta alteración de las medidas, que se traduce en un incremento progresivo de las lecturas conforme el fantoma es irradiado con dosis crecientes de electrones, también hay que considerar el tipo y del espesor del plástico empleado, del espesor de la pared del detector (cámara cilíndrica o detectores TLD), del diámetro y la profundidad del alojamiento hecho para el detector y TLD teniendo en cuenta la energía y tasa de fluencia de electrones del haz usado. Algunos autores han recomendado la sustitución de los fantomas sólidos de plexiglás o de poliestireno por fantomas de materiales conductores como pueden ser el grafito y el plástico A-150, aunque actualmente los materiales más usados son los plásticos sólidos.

Con relación al uso de fantasmas de plexiglás y de poliestireno en dosimetría de electrones, se pueden llegar a cometer errores de magnitud importante, en la dosimetría de haces de electrones se recomienda el uso de fantasmas de agua para esa dosimetría primaria; sin embargo, para fines de intercomparación usando fantasmas de plástico con TLD los resultados son buenos desde el punto de vista práctico. A continuación se hacen algunas consideraciones de orden práctico sobre el uso de fantasmas de materiales aislantes en haces de electrones: a) todos los sistemas dosimétricos que alteren el campo eléctrico creado por la carga acumulada en el fantoma (como, por ejemplo, una placa radiográfica) se verán afectados probablemente por esa carga acumulada, b) Si el protector o capuchón que sirve para hacer impermeables las cámaras de ionización dentro de un fantoma de agua es de plexiglás o de poliestireno se ha de procurar que sea lo más fino posible para evitar que se acumule carga eléctrica en él. (Un espesor comprendido entre 1 y 2 mm puede ser suficiente para evitar una influencia apreciable). El incremento de la lectura en la cámara conforme se irradia el fantoma con dosis acumulativas es función del diseño y composición de la cámara. Por ejemplo para la cámara plana NACP de grafito no se observó ningún incremento de lectura. Adicionalmente, para las tasas que se encuentran normalmente en dosimetría de electrones, no resulta un problema serio el trazado de curvas de ionización en profundidad en esa cámara plana NACP con los fantasmas de plexiglás o de poliestireno.

Las experiencias realizadas en poliestireno por otros autores⁴⁵ presentan discrepancias con los resultados, siendo en ellas mucho menor la influencia de la carga eléctrica almacenada. Se da la circunstancia de que en estas experiencias se utilizaron maniqués compuestos de placas de poliestireno en lugar de fantasmas de un sólo bloque, por lo que se sospecha que las láminas delgadas de aire ionizado existentes entre las placas podrían actuar como caminos conductores, disminuyendo así el efecto de la carga almacenada. Evidentemente, la existencia de estas láminas conductoras puede depender, entre otros factores, de la presión ejercida sobre las placas, por lo que no puede

esperarse un comportamiento constante y reproducible en todas las situaciones de medición o de irradiación.

Considerando lo antes mencionado, la recomendación del protocolo OIEA-277¹⁵ no puede ser otra que el empleo en general de fantomas de agua en la calibración primaria de haces de electrones procedentes de aceleradores. Esta recomendación se hace también extensiva a energías inferiores a 15 MeV, para las que se recomienda el uso de cámaras planas de características adecuadas ya descritas. Alternativamente, con cámaras planas puede usarse un fantoma de material plástico conductor como el A-150. El uso de este material, por otra parte, resulta imperativo para la calibración de haces con energía media en superficie inferior a 5 MeV. Las limitaciones y dificultades que se han señalado afectan también a las operaciones periódicas de verificación del haz de electrones de un acelerador, en las que está igualmente indicado usar fantomas de agua o de A-150. Desafortunadamente, las operaciones con un fantoma de agua son bastante engorrosas y su uso sistemático comprometería la periodicidad de las verificaciones sobre todo si corresponde hacerlas con frecuencia. Por su parte, el plástico conductor A-150 es por ahora un material de precio elevado y de adquisición difícil. De otro lado, las placas radiográficas, que ofrecen enormes ventajas de sencillez y rapidez para las verificaciones geométricas, no pueden usarse más que dentro de fantomas sólidos.

En consecuencia, se considera también aceptable el uso de fantomas hechos de plástico no conductor para las verificaciones de la geometría del haz, el tamaño del campo, el índice de uniformidad y la constancia de energía de los aceleradores de electrones siempre que se cumplan algunas condiciones que se satisfacen casi automáticamente si se siguen las recomendaciones: a) que el fantoma este hecho de láminas, b) que la dosis absorbida acumulada en cada verificación no exceda de unos 30 Gy. Hay que señalar que se han hecho comprobaciones irradiando un fantoma de plexiglás de láminas de 2 cm de espesor mediante un haz de electrones de $E_0=15$ MeV con dosis absorbidas crecientes hasta un máximo de 16 Gy y una dosis acumu-

lada de 31 Gy y que ni el tamaño del campo ni el índice de uniformidad experimentaron variaciones apreciables dentro de la incertidumbre de las medidas, c) que la constancia de la energía se verifique a través del cociente de las medidas de ionización J_1 / J_2 a distintas profundidades. Es de destacar que en ese procedimiento la cámara de ionización se encuentra siempre en el mismo entorno del fantoma, pues el aumento de profundidad para la medida J_2 se obtiene añadiendo láminas de plástico por encima de la cavidad usada para J_1 . Por tanto, en el cociente de las medidas se cancelan los efectos de la carga acumulada, si se admite que éstos son proporcionales a las cargas recogidas. Se podría alegar que esa proporcionalidad no se cumple estrictamente por, al menos, dos factores de influencia que no son idénticos en las irradiaciones J_1 y J_2 . El primero es el posible aumento del deterioro, en las proximidades de la cavidad, que es mayor al empezar la irradiación J_2 , precisamente por la existencia previa de la irradiación J_1 . El segundo es el posible influjo del deterioro de las láminas adicionales que estén presentes durante J_2 y no durante J_1 . Respecto al primer factor podría representar un aumento de 0.04% por cada Gy acumulado en J_1 y, siendo el fantoma de láminas, las experiencias de Thwaites lo evaluarían en 0.01% y por consiguiente es indetectable. En cuanto al segundo, el fenómeno de influencia es el frenado del haz de electrones por el campo eléctrico, que se puede considerar como un factor de segundo orden en un fantoma en condiciones de uso rutinarias. Sin embargo para la medición de la dosis absorbida en un sistema de fantoma de plástico se recomienda que su fabricación sea sólida de una sola pieza.

En el diseño de los fantomas se tomó en cuenta la experiencia que han tenido otros grupos como el Radiological Physics Center, Houston, Tex. y el Organismo Internacional de Energía Atómica. El fantoma diseñado en este estudio fue para medir solamente dosis absorbida y tiene una geometría simple, sólido y cúbico que fue construido de un polímero termoplástico de Metacrilato de Metilo en forma de resina, prácticamente equivalente al agua y tiene insertos del mismo material en el cual se colocan los cuatro cristales TLD-100 en forma de pequeñas piezas cuadrangulares (chips). Los diseños de los fantomas fueron

diferentes en sus profundidades para rayos X y para electrones. El fantoma sólido con TLD tiene las siguientes ventajas con relación al fantoma de agua con cámaras de ionización: exactitud en la profundidad de medición, las mediciones no son en agua, el tamaño, fácil de colocar con cono para electrones, bajo costo de producción, bajo costo de envío por mensajería, menores problemas con las cargas eléctricas. En los fantasmas se colocaron insertos como soportes para los TLDs a diferentes profundidades, ver figura 9. El intervalo de energías de los haces de electrones se dividió en cinco regiones, I = 4-5 MeV, II = 6-9 MeV, III = 10-14 MeV, IV = 15-19 MeV y V >20 MeV. La región en la cual se trabaja para haces de electrones fue la III, tomando como profundidad de referencia 2 cm. En el caso de Rayos X se toma como profundidad de referencia 3 y 1.5 cm. para haces de 15 y 6 MV. El estudio piloto fue realizado por intercomparación en 5 centros de radioterapia de tres países latinoamericanos. El objetivo del estudio piloto fue evaluar respuesta del fantoma y TLD con haces de rayos X de 6 y 15 MV y con electrones de 10 y 12 MeV. Así como su resistencia al impacto, a la temperatura y humedad. Las diferencias entre las dosis medidas por el TLD y las administradas por la institución participante fueron analizadas y evaluadas.

CARACTERÍSTICAS DEL METACRILATO DE METILO PARA HACER FANTOMAS	
<i>Características</i>	<i>Propiedades Físico-Químicas</i>
Ambientales	Pueden estar expuestos a la intemperie por largos periodos de tiempo y no presentan cambios significativos en color y propiedades físicas y apariencia
Ópticas	La transmisión de la luz visible es del 90%.
Resistencia al Impacto	Tiene una resistencia al impacto de 0.2 a 0.4 libras-pie/pulgada
Resistencia a Agentes Químicos	Es resistente al agua, ácidos diluidos, ésteres simples e hidrocarburos
Eléctricas	Tiene propiedades aislantes
Peso	Peso específicos 1.19 g/cm ³ . Más ligero que el vidrio y aluminio
Dureza	Similar a la de los metales no ferrosos como el cobre y el latón.
Flamabilidad	Es combustible pero a una velocidad de 1.2 cm/min.
Exposición a la Radiación	A 200 Gy no presenta ningún cambio

En Estados Unidos, en 1990, el Radiological Physics Center (RPC) monitoreaba 360 centros de radioterapia con fantasmas TLD para hacer el seguimiento de los programas de garantía de calidad, en ese mo-

mento se estimaba que había en estados Unidos mas de 1300 centros de radioterapia con unidades Megavoltaje³¹. La única ocasión que se ha monitoreado en México centros de radioterapia por el RPC con fantasmas sólidos fue en 1994 como parte de la participación de dos instituciones mexicanas en ensayos clínicos con el Instituto de Cáncer de Estados Unidos⁴.

A los fantasmas se les dio a una dosis acumulativa hasta 20,000cGy en rayos X y electrones para evaluar sus características como cambio de color, transparencia y dureza, no se apreció ningún cambio. Se hicieron pruebas de reproducibilidad después de la irradiación acumulativa y no hubo ninguna diferencia significativa en sus características.

8.2 CALIBRACION

8.2.1 CALIBRACIÓN DE LOS CRISTALES USADOS EN ESTE ESTUDIO

Los dosímetros termoluminiscentes deben ser calibrados antes de ser usados para medir dosis desconocidas. La respuesta del TLD es afectada por su historial previo de irradiación y tratamiento térmico. Los cristales deben ser borrados adecuadamente para remover efectos residuales. Los procedimientos estándar de borrado para TLD-100 son: una hora a 400°C seguido por dos horas a 100°C. El borrado de los picos 1 y 2 de vida media corta se logra con 10 minutos a 100°C posirradiación o también seleccionando adecuadamente los intervalos de lectura en el lector de TLD. La curva de repuesta para TLD-100, se muestra en la figura 10. La curva es generalmente lineal hasta los 10 Gy y más allá de este valor llega a ser supralineal. Sin embargo la curva de respuesta depende de las condiciones en las cuales se lleva a cabo la estandarización y la exactitud que se desea alcanzar.

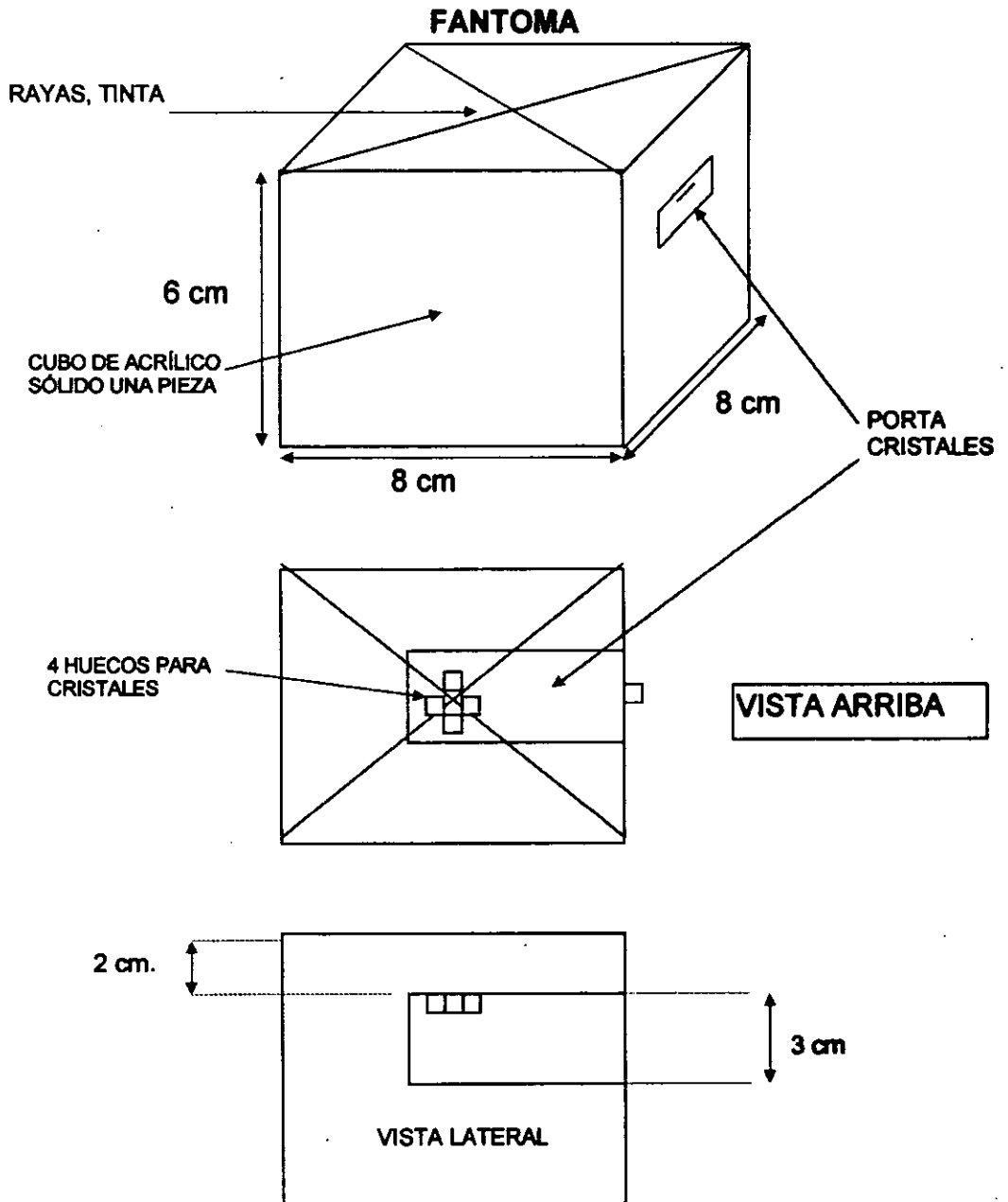


Figura 9, Fantoma Sólido de Acrílico para Electrones

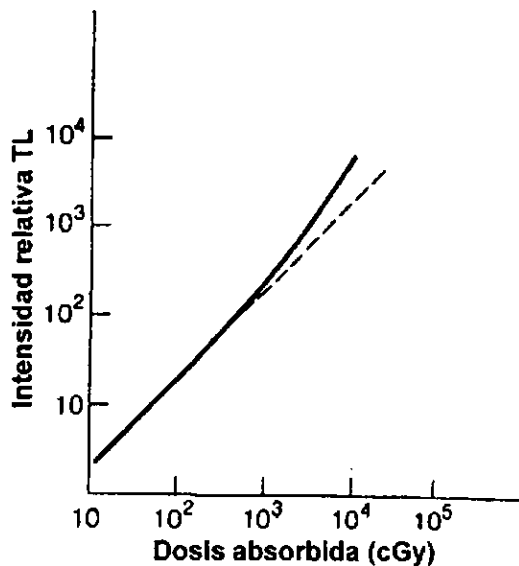


Figura 10, Curva de respuesta para TLD-100

La respuesta del TLD se define como la termoluminiscencia por unidad de dosis absorbida en el material TL. La respuesta en energías del TLD no es necesariamente lineal para las energías usadas en este estudio.

Los cristales TLD usados en este estudio son de forma de chips y se les conoce como TLD-100 que son los más usuales en dosimetría de radiaciones, aunque en intercomparaciones se usa en forma de polvo que sólo se usa una sola vez, en cuyo caso los costos son elevados. La mayoría de los materiales TL tienen un umbral de dosis a partir del cual la intensidad de la luz emitida por unidad de masa es proporcional a la dosis absorbida en el material TL. Además, la transferencia lineal de energía de la radiación permanece bajo o prácticamente constante y la sensibilidad del material TL permanecen constantes usando procedimientos de borrados reproducibles. Suponiendo un lector de TLD es reproducible y despreciando la atenuación de la luz que escapa del material TL y que llega al fotomultiplicador durante el calentamiento, uno puede decir que las mismas lecturas TL resultan de la dosis pro-

medio dada al material TL. Relacionando la dosis dada al material TL y la dosis medida en una masa de tejido hipotéticamente sustituida por el TLD requiere un análisis separado basado en la teoría de la cavidad. Para simplificar la teoría de Bragg-Gray ya comentada en el caso de un TLD delgado, la razón de las dosis es proporcional a la razón de poder de frenado másico de colisión evaluados a la energía cinética promedio como se muestra en la ecuación (44),

$$\frac{D_{tejido}}{D_{TLD}} = \frac{(S/\rho)_{col,tejido}}{(S/\rho)_{col,TLD}} \quad (44)$$

donde: $(S/\rho)_{col,medio}$ es el poder de frenamiento másico de colisión para electrones de energía E en un medio *m*. El análisis es muy similar al que se realizó con la cámara de ionización. Si la radiación es frenada por el TLD, entonces la fluencia energética puede obtenerse, corrigiendo por retrodispersión si es necesario. La calibración bajo condiciones de referencia proporciona a las lecturas del TLD una dosis promedio por unidad de material TL, multiplicando la dosis por la masa del chip TLD permite relacionar las lecturas de TL con una dosis integral o la energía depositada en el chip y encontrar un factor de calibración en Gy/lectura en μC . En el caso de una exposición X (C/Kg) en aire con Co-60 en el punto ocupado por el centro del TLD dentro de una cápsula, la dosis promedio en el TLD, en gray bajo condiciones de referencia esta dado por⁴⁶:

$$D_{TLD} = 33.97 a \beta x \left[\frac{(\mu_{en}/\rho)_{TLD}}{(\mu_{en}/\rho)_{aire}} \right]_{Co-60} \quad (45)$$

Donde: X es la exposición, *a* y β son correcciones por atenuación la pared de la cápsula más la mitad del espesor del TLD. Para los chips

de LiF en una cápsula de teflón de 2.8 mm de espesor, la dosis promedio calculada de la ecuación anterior se puede aproximar como:

$$D_{LiF} = 31.1X \text{ (Gy)} \quad (46)$$

Si las lecturas (L) del TLD están en una escala μC , entonces el factor de calibración es $k_{Co-60} = D_{TLD}/L$, en el rango de linealidad de la respuesta del TLD, entonces la dosis absorbida en general en el TLD puede ser obtenida de las lecturas L observadas para una energía E de la radiación específica:

$$D_{LiF} = K_E L \text{ (Gy)} \quad (47)$$

El factor K_E generalmente se obtiene de un análisis de regresión de la dosis con respecto a las lecturas L con $\alpha = 0.05$ (95% de confianza) para una energía dada de bajo LET^{24,25}, es decir,

$$D_{LiF} = \beta_0 + \beta_1 L(\mu\text{C}) \quad (48)$$

Algunas veces el modelo de análisis de regresión de dosis contra lectura resulta una función polinomial. En la determinación práctica de la dosis absorbida en el TLD se hace en referencia a la dosis medida por una cámara de ionización, esto es, se mide la dosis con cámara de ionización y después se coloca en las mismas condiciones el fantoma con los cristales TLD y se les administra una dosis a los cristales de 50, 100, 150, 200, 250 y 300 cGy.

8.2.2 CALIBRACIÓN DEL EQUIPO DE TLD

Para poder hacer la dosimetría con TLD se requiere que el lector TLD sea reproducible en su operación, es decir, que las lecturas de los TLDs para irradiaciones homogéneas sean reproducibles. El equipo que se utiliza para este estudio es un Harshaw 2000C, con TLD-100, Las condiciones óptimas de funcionamiento son las siguientes:

a) Voltaje de operación del fotomultiplicador: En la tabla 3, se muestran las diferentes relaciones de señal-ruido del fotomultiplicador con respecto al voltaje aplicado. De la tabla de referencia encontramos que el

voltaje de operación donde se maximiza la razón señal-ruido es de 800 y 850 Volts, seleccionando 800 Volts como el voltaje de operación del fototubo.

Tabla 3
DETERMINACIÓN DEL VOLTAJE DE OPERACIÓN
DEL FOTOMULTIPLICADOR DEL LECTOR DE TLD

HV	Señal	Ruido	S-R	S+R	(S-R)*2	(S-R)*2/S+R	S-R/S+R
500	78.60	0.049	78.55	78.649	6170.260	78.551	0.9988
550	169.90	0.061	169.84	169.961	28845.286	169.839	0.9993
600	358.30	0.099	358.20	358.399	128307.956	358.201	0.9994
650	664.10	0.180	663.92	664.280	440789.766	663.920	0.9996
700	1130.00	0.331	1129.67	1130.331	1276152.050	1129.669	0.9994
750	1890.00	0.581	1889.42	1890.581	3569904.158	1889.419	0.9994
800	3230.00	0.098	3229.90	3230.098	10432266.930	3229.902	0.9999
850	5270.00	2.418	5267.58	5272.418	27747420.127	5267.583	0.9991
1900	8510.00	4968.000	3552.00	13468.000	12616704.000	936.791	0.2637

b) Los demás parámetros determinados óptimos para la lectura de los dosímetros expuestos a los rayos X y electrones de alta energía son: Nivel de nitrógeno = 2 unidades, Señal de referencia = 3.23 μC , Rapidez de temperatura = 7.75 $^{\circ}\text{C}/\text{s}$, Temperatura máxima = 240 $^{\circ}\text{C}$, Tiempo de integración = 30s, $T_1 = 100^{\circ}\text{C}$, $T_2 = 250^{\circ}\text{C}$. La temperatura de borrado de los cristales es de una hora a 400 $^{\circ}\text{C}$, se continúa con dos horas a 200 $^{\circ}\text{C}$ y se apaga el horno se dejan los cristales en el mismo a que alcancen la temperatura ambiente.

8.2.3 CALIBRACIÓN DEL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES

Para poder calibrar el fantoma con los cristales TL es necesario tener una calibración primaria del acelerador en las diferentes energías usadas en el estudio, es decir sólo se pueden calibrar los TLDs en haces

calibrados conforme al protocolo de calibración OIEA-277. La calibración del acelerador lineal de electrones se realiza en agua conforme lo exige el protocolo OIEA-277 y conforme al arreglo experimental de la figura 11. Una vez determinada la dosis en agua en condiciones de referencia se convierte a dosis en tejido. La calibración del acelerador lineal de electrones consiste en calibrar las unidades monitor del acelerador, ya que las unidades monitor son el reloj del

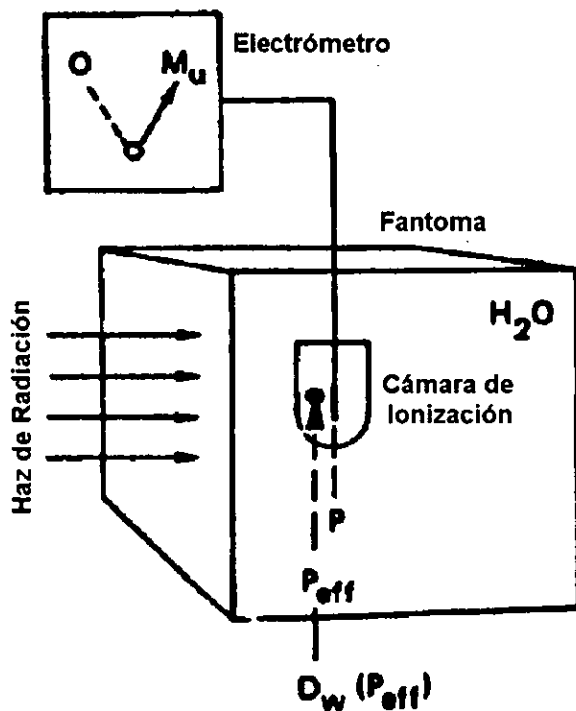


Figura 11, Arreglo para determinar la dosis absorbida en agua con el protocolo OIEA-277

acelerador que lo pone en marcha de acuerdo a la cantidad de unidades monitor seleccionadas. Generalmente se calibran las unidades monitor de tal manera que sea $1UM = 1\text{ cGy}$, a la profundidad de dosis máxima, para un campo de $10 \times 10\text{ cm}$, a la Distancia Blanco Superficie de 100 cm ^{5,23}.

donde: $D_W(P_{efect})$ dada por la ecuación (49),

$$D_W(P_{efect}) = M_U N_D (S_{W,aire})_U P_U \quad (49)$$

a) Calibración de las unidades monitor en haces de rayos X

La calibración de las unidades monitor en la modalidad de rayos X, se realiza con el arreglo experimental de la figura 12:

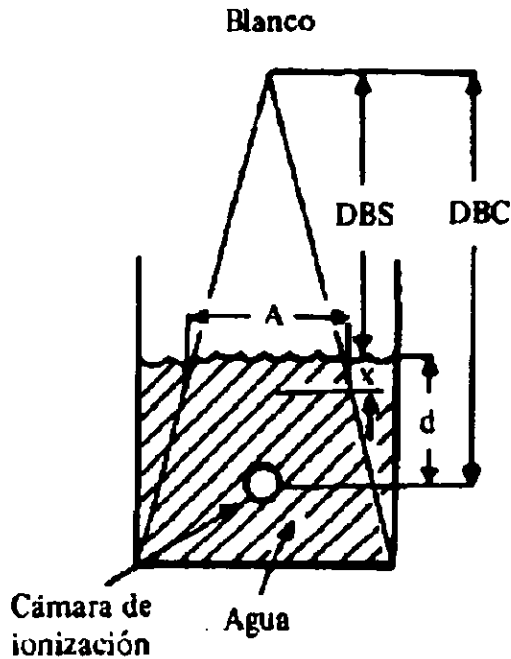


Figura 12, Arreglo experimental para calibrar las unidades monitor en rayos X

donde: DBS es la distancia blanco superficie del fantoma (100 cm), DBC es la distancia blanco cámara de ionización (105 o 110 cm), X es la profundidad de dosis máxima, d es la profundidad de medición (5 o 10 cm) y A es el tamaño del campo a la distancia DBS (10 x 10 cm).

Previo a la calibración de las unidades monitor, se procede a realizar algunas verificaciones de garantía de calidad en el acelerador sobre todo en términos de la geometría del haz de radiación. Las verificaciones por protocolo se realizan en forma conjunta con el ingeniero de servicio para corregir inmediatamente algún parámetro electrónico o ajuste mecánico que se encuentre fuera de especificación (figura 13).

b) Verificación del isocentro y alineación de láseres

Se verifica que el isocentro del Gantry esté a una distancia de 100 cm dentro de una esfera de ± 2 mm de diámetro, en esta misma verificación se determina la exactitud del distanciador óptico, ya que el isocentro debe estar a una distancia de $100 \text{ cm} \pm 2 \text{ mm}$. Estas verificaciones estuvieron dentro de los límites aceptables y lo mismo con la alineación de los sistemas láseres. La figura 14 muestra la geometría de los isocentros del acelerador.

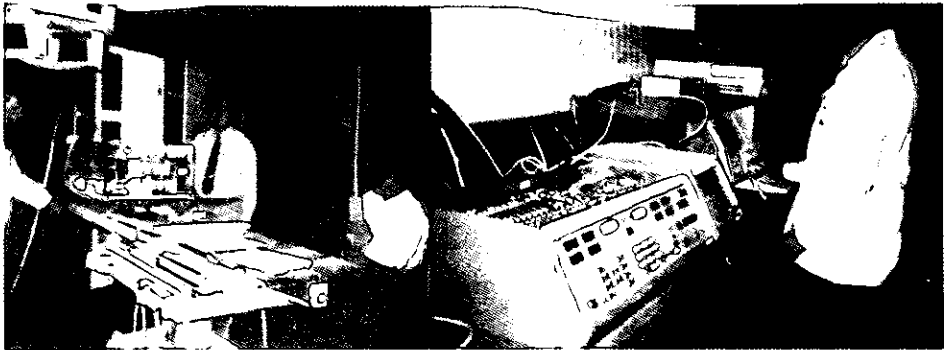


Figura 13, Verificaciones previas a la calibración del acelerador

c) Alineación del centro del campo de luz

Esta prueba se realiza con la ayuda de una hoja de papel milimétrico y del distanciador óptico. La hoja se coloca sobre la mesa de tratamiento a la distancia nominal blanco-piel y se marca en ella el centro de un cuadrado de $10 \times 10 \text{ cm}$. Se hace coincidir la intersección de la cruz de

alambre que proyecta el campo de luz de 10 X 10 cm. con el centro marcado en la hoja se gira el colimador a través de un ángulo de 360° a intervalos de 45° . Verificar que la intersección de la cruz de alambre marcada cada 45° en la hoja y el centro marcado en la misma se encuentren dentro de un círculo de 2 mm de diámetro. El gantry se coloca a 0° , ver figura 15. En caso de que la cruz de alambre y el centro no se encuentren dentro de un círculo de 2 mm se procederá a hacer los ajustes mecánicos respectivos en el sistema de colimación. En la figura 15, el isocentro corresponde a la D.F.P. nominal.

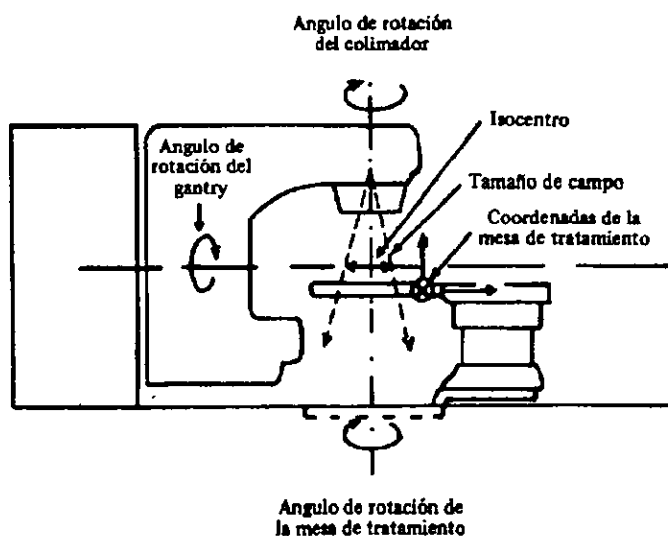


Figura 14, Verificación del isocentro del Gantry y alineación de láseres

d) Verificación de la coincidencia del campo de radiación con el campo óptico.

Para realizar esta prueba se utilizó una película X - OMAT - V de Kodak. Se colocó el gantry a 0° , con un tamaño de campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y a un metro del blanco bajo condiciones de equilibrio electrónico usando placas de acrílico del espesor necesario para 6 MV o 15 MV. Se colocó la placa radiográfica en el campo a irradiar. Se marcaron los

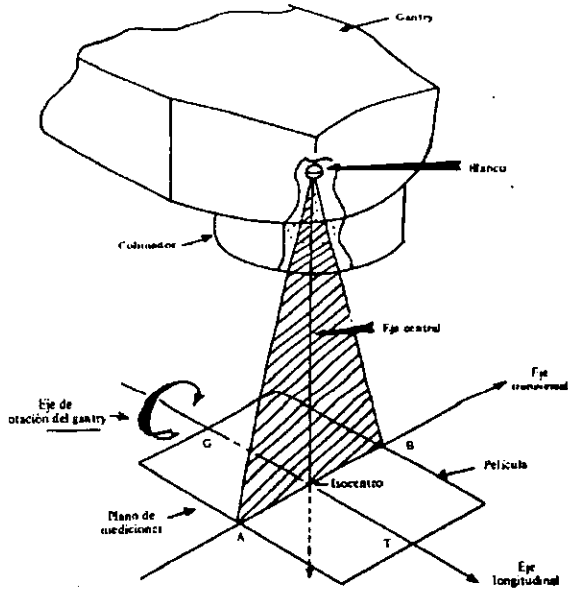


Figura 15, Arreglo para verificar la coincidencia del campo de radiación con el campo óptico.

límites del campo luminoso con puntos de intersección de la cruz en ambas direcciones A, B y T, G. (ver figura 15). La placa radiográfica se expuso con rayos X a 80UM y se reveló. Después con un densitómetro se determinan los puntos del 50% de la densidad óptica, este límite del 50% corresponde al tamaño real del campo de radiación. Se evalúa que la diferencia entre el tamaño de campo de radiación y el campo luminoso y se verifica que no sea mayor de $\pm 2 \text{ mm}$, figura 16.

e) Alineación del tamaño del campo de luz

con el tamaño de campo marcado en la escala del colimador

Con el mismo arreglo del punto d), verificar que el tamaño del campo de luz en el rango del campo mínimo al máximo con incrementos de 2 X 2 cm proyectado sobre el papel milimétrico coincida con el campo seleccionado en la escala del colimador dentro de $\pm 3 \text{ mm}$. En caso de no

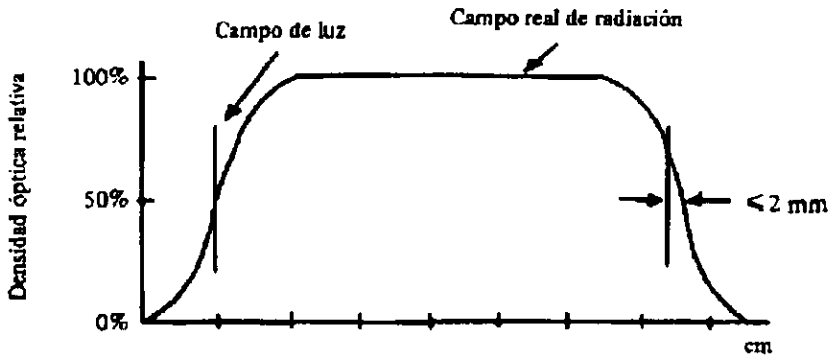


Figura 16, Gráfica del perfil del campo de radiación en función de la densidad óptica para verificar coincidencia del campo de radiación con el campo óptico.

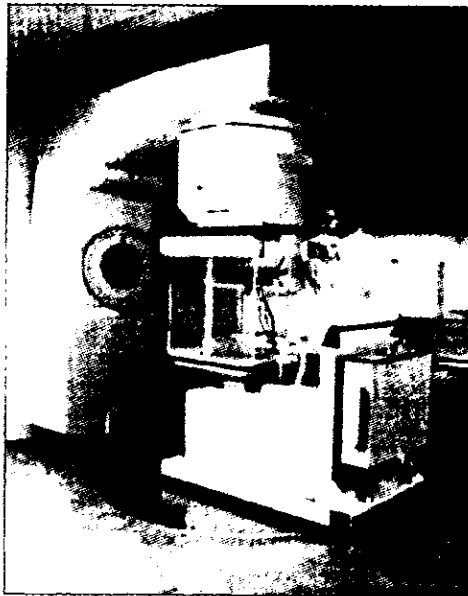


Figura 17, Sistema de dosimetría para verificar aplanamiento y simetría del haz de radiación con cámara de ionización

cumplirse con esta verificación se procede a llevar a cabo los ajustes mecánicos correspondientes de las escalas del colimador.

f) Aplanado y simetría del haz de radiación

Esta verificación se realiza con la ayuda de un fantoma de agua(cubo) y un sistema de dosimetría automático que pueda obtener el perfil del campo de radiación y su gráfica correspondiente. Las figuras 18 y 19 son un ejemplo de los perfiles obtenidos. El sistema usado fue prestado por Siemens para la calibración del acelerador del Instituto Jalisciense de Cancerología, similar al de la figura 17.

El Gantry se coloca a 0° , colimador a 0° , la DBS de 100 cm, la cámara de ionización se coloca a 10 cm de profundidad en el agua para rayos X de 15 MV. Con la cámara de ionización se realizó un barrido a lo largo de cada uno de los ejes transversales A-B, y G-T, para obtener el perfil del campo de radiación en pantalla.

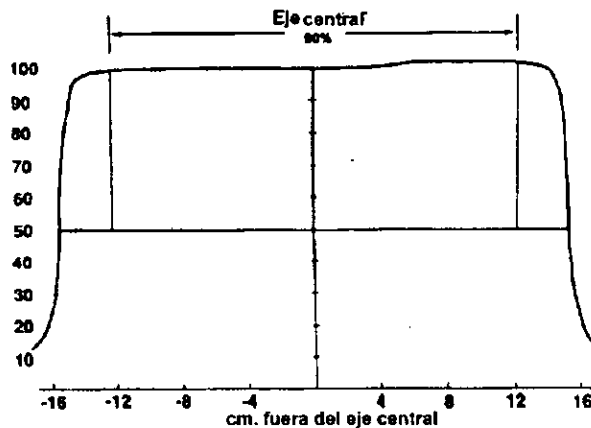


Figura 18, Campo de radiación útil para radioterapia

Una vez obtenida la gráfica del aplanado se determinan los límites del 80% del campo y dentro de este intervalo se verifica el aplanamiento y la simetría del haz de radiación, como se muestra en la figura 18. El aplanamiento debe estar dentro del $\pm 3\%$ y la simetría dentro del 2% (ver figura 19).

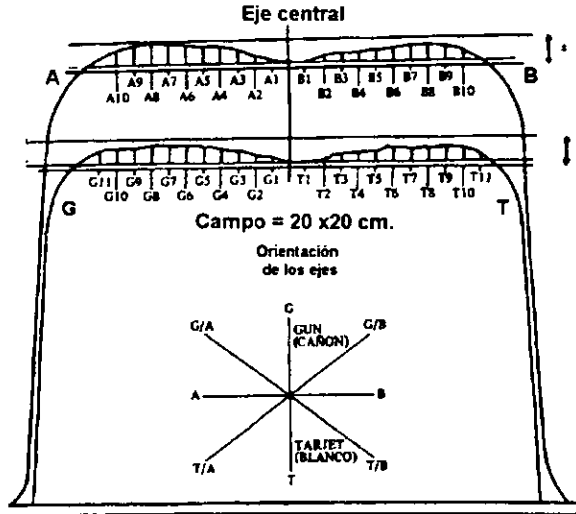


Figura 19, Verificación del aplanamiento y simetría del haz de radiación

De los apéndices B, C y D obtenemos la tabla 4, que muestra los valores de aplanamiento y simetría del haz encontrados experimentalmente:

Tabla 4 VALORES DE APLANAMIENTO Y SIMETRÍA DE HACES DE RAYOS X Y DE ELECTRONES		
<i>Energía y tipo de radiación</i>	<i>Simetría</i>	<i>Aplanamiento</i>
Rayos X, 6 MV	0.6%	1.65%
Rayos X, 15 MV	0.05%	1.44%
Electrones, 10 MeV	0.00%	1.22%
Electrones, 12 MeV	0.62%	1.74%

8.2.4 CALIBRACIÓN PRÁCTICA DE UN ACELERADOR

a) Calibración de las unidades monitor con un haz de electrones de 10 MeV

Acelerador: SIEMENS Modelo: MEVATRON

Equipo usado en la calibración:

Electrómetro

Marca: KEITHLEY Modelo: 610C Serie: 69119A Fantoma: ACRILICO-AGUA

Graficador marca: PC Barómetro marca: PRAZISIONS 26824.

Termómetro marca: TYLOR

Cámara de ionización:

Marca: NE FARMER Modelo: 2505/3,3b Serie: 408

Radio interno(r): 3.15 mm, $P_{\text{eff}}=0.5r =$ 1.57 mm, Volumen: 0.6 cm³

Material de la Pared: NYLON 66, Espesor: 0.036 cm 0.041 g/cm²

Material de la Caperuza: ACRÍLICO, Espesor: 0.465 cm 0.551 g/cm²

Longitud interna: 2.25 mm, Espesor total: 0.501 cm 0.592 g/cm²

Calibración del electrómetro-cámara:

Calibrado por: ININ Fecha: 27 FEB. 1997, $N_x = 0.57$ R/nC, $N_x = 0.000147$ C/Kg.

Escala: X1, Polaridad(-), $N_k = 5.0$ cGy/Div, $P_0 = 1013.25$ mbar, $T_0 = 20$ °C, 50 % H.R.

Voltaje de polarización: -300 V, Tamaño de campo: 10x10 cm. D.B.C = 100 cm.

Constantes: $W/e = 33.97$ J/C; $g = 0.003$

Determinación de K_{att} K_m , K_{att} $K_m =$ 0.965 (Tabla XVIII, protocolo OIEA-277)

Cálculo de N_D : $N_D = N_k(1-g)K_{\text{att}}K_m = (5.0)(0.997)(0.965) = 4.811$ cGy/10⁻⁶C, obtenido a
 $P_0 = 1013.25$ mbar, $T_0 = 20$ °C, 50 % H.R.

Determinación del tiempo muerto: $\alpha = 0.06$

Determinación de: $P_s = 1.002$ Tabla (VIII, IX)

Mediciones:

$P = 860$ mbar, $T = 22.5$ °C, Corrección por humedad, $K_h = 1.00$

$P_a =$ Factor de corrección por punto efectivo, medido $P_a = 0.9897$

UM = Unidades monitor seleccionadas en el acelerador. $UM = 200$

$$P_{T,P} = \frac{P_o}{P} \frac{(273.2+T)}{(273.2+T_0)} = \frac{(113.25)(273.2+22.5)}{(860)(273.2+20)} = P_{T,P} = 1.19$$

Lectura promedio, cono de 10 X 10 cm, a prof. de 2.0 cm $M = 35.83$
 $M_o = M/UM + \alpha = 35.83/200.06 = 0.1791$ $M_o = 0.1791$
 $M_o' = (M_o)(P_{T,P})(K_r)(P_s)(P_d) = (0.1791)(1.19)(1.002)(0.9897) = M_o' = 0.211$ Div/UM
 donde M_o' es la lectura corregida medida a 2 cm de profundidad.

Cálculo de dosis en tejido. De la curva de porcentaje de ionización, apéndice B, se obtiene los siguientes parámetros:

$R_{100} = P_{Dmax} = 2.0$ cm, $R_{50} = 3.75$ cm, $R_p = 4.71$ cm, (Anexo E)
Energía más probable en la superficie (Ecuación 2): $E_{p,0} = 9.6$ MeV
Energía Media en la Superficie (Tabla IV) $E_0 = 9.0$ MeV
 $z/R_p = 0.425$ $E_z/E_0 = 0.49$
 $E_z = 4.41$ MeV

Razón de poder de frenamiento agua/aire (Tabla X) $S_{w,air} = 1.044$

Factor de perturbación (Tabla XI) $P_u = 0.962$

Razón del coeficiente de absorción tejido/agua $P_t = 0.99$

$D_{tej}(P_{centro\ de\ la\ cámara}) = M_o' N_D S_{w,air} P_u P_t = (cGy/UM)$ a 2 cm de profundidad

$D_{tej}(P_{2cm}) = (0.211)(4.811)(1.044)(0.962)(0.99) = 1.009$ cGy/UM

$1UM = 1.009$ cGy, factor de calibración de las unidades monitor a 2cm, para un cono de 10x10cm.

b) Calibración de las unidades monitor en un haz de Rayos X de 15MV

Acelerador: SIEMENS Modelo: MEVATRON

Equipo de dosimetría usado

Electrómetro:

Marca: KEITHLEY Modelo: 610C Serie: 69119A Fantoma: ACRÍLICO-AGUA

Graficador marca: PC Barómetro marca: PRAZISIONS 26824 Termómetro marca:

TYLOR

Cámara de ionización: Marca: NE FARMER Modelo: 2505/3,3b Serie: 408

Radio interno(r): 3.15 mm, $P_{eff}=0.5r = 1.57$ mm, Volumen: 0.6 cm³

Material de la Pared: NYLON 66, Espesor: 0.036cm 0.041 g/cm²

Material de la Caperuza: ACRÍLICO, Espesor: 0.465cm 0.551 g/cm²

Longitud interna: 2.25 mm, Espesor total: 0.501cm 0.592 g/cm²

Calibración del electrómetro-cámara:

Calibrado por: ININ Fecha: 27 FEB. 1997, $N_x = 0.57$ R/nC, $N_x = 0.000147C/Kg$,

Escala: X1, Polaridad(-), $N_k = 5.0$ cGy/Div, $P_o = 1013.25$ mbar, $T_o = 20$ °C, 50 % H.R.

Voltaje de polarización: -300 V, Tamaño de campo: 10x10 cm. D.B.C = 100 cm.

Constantes: $W/e = 33.97$ J/C; $g = 0.003$

Determinación de $K_{att} K_m$, $K_{att} K_m = \underline{0.965}$ (Tabla XVIII)

Cálculo de N_D : $N_D = N_k(1-g)K_{att}K_m = (5.0)(0.997)(0.965) = \underline{4.811}$ cGy/ 10^{-8} C, obtenido a
 $P_0 = \underline{1013.25}$ mbar, $T_0 = \underline{20}$ °C, 50 % H.R.

Determinación del tiempo muerto: $\alpha = \underline{0.02}$

Determinación de: $P_s = \underline{1.002}$ Tabla (VIII, IX)

Mediciones:

$P = \underline{860}$ mbar, $T = \underline{21}$ °C, Corrección por humedad, $K_h = \underline{1.00}$

$P_d =$ Factor de corrección por punto efectivo, medido $P_d = \underline{0.9897}$

UM = Unidades monitor seleccionadas en el acelerador. $UM = \underline{200}$

$$P_{T,P} = \frac{P_o (273.2+T)}{P (273.2+T_0)} = \frac{(1013.25)(273.2+21.0)}{(860)(273.2+20)} = P_{T,P} = \underline{1.18}$$

Lectura promedio, campo de 10×10 cm, a prof. de 10.0 cm $M = \underline{25.33}$

$M_o = M/UM + \alpha = \underline{25.33/200.02} = \underline{0.1266}$ $M_o = \underline{0.1266}$

$M_o' = (M_o)(P_{T,P})(K_h)(P_s)(P_d) = (0.1266)(1.18)(1.00)(1.002)(0.9897) = M_o' = \underline{0.148}$ Div/UM
donde M_o' es la lectura corregida medida a 10 cm de profundidad

Cálculo de dosis en tejido. De las mediciones en agua se obtienen los siguientes parámetros:

La calidad del haz se mide con el arreglo experimental de la figura 20.

Calidad del haz (Tabla XIII): $D_{20}/D_{10} = \underline{0.655} =$ $TPR_{10}^{20} = \underline{0.77}$

Profundidad de calibración (tabla VII) $h = \underline{10.0}$ cm.

Fración de ionización debido a electrones de la pared $\alpha = \underline{0.100}$

Razón de poder de frenamiento pared/aire (Tabla XX) $S_{pared,aire} = \underline{1.095}$

Razón del coeficiente de absorción agua/pared (Tabla XXI)

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{agua, pared} = \underline{1.033}$$

Fración de ionización debido a electrones del agua $(1-\alpha) = \underline{0.900}$

Razón de poder de frenamiento agua/aire (Tabla XIII) $S_{agua,aire} = \underline{1.0945}$

Factor de perturbación

$$P_u = \underline{1.0033}$$

Razón del coeficiente de absorción tejido/agua, $(\mu_{en}/\rho)_{\text{agua, tejido}}$ $P_t = \underline{0.99}$

$$P_U = \frac{\alpha S_{\text{pared, aire}} (\mu_{en}/\rho)_{\text{agua, pared}} + (1 - \alpha) S_{\text{agua, aire}}}{S_{\text{agua, aire}}} = 1.003$$

De la tabla del apéndice F y G, PDP(h=10 cm, 10x10 cm) = 77.13%

$D_{\text{tej}}(P_{3\text{cm}}) = M_o' N_D S_{w, \text{air}} P_u P_t / \text{PDP} = (\text{cGy}/\text{UM})$ a la profundidad de dosis máxima

$D_{\text{tej}}(P_{3\text{cm}}) = (0.148)(4.811)(1.0945)(1.0033)(0.99)/0.7713 = \underline{1.0036 \text{ cGy}/\text{UM}}$

1UM = 1.0036 cGy, factor de calibración de las unidades monitor a 3 cm (dosis máxima). para un campo de 10x10 cm., para una distancia blanco-superficie de 100 cm.

c) Calibración de las unidades monitor de e⁻ 12 MeV y Rayos X de 6 M

Haciendo los mismos procedimientos descritos en a) y b) se realiza la calibración de los haces de electrones de 12 MeV y Rayos X de 6 MV, encontrándose los siguientes resultados:

Electrones de 12 MeV: 1UM = 1.007 cGy, factor de calibración de las unidades monitor a 2cm, para un cono de 10x10 cm.

Rayos X de 6 MV: 1UM = 1.0095 cGy, factor de calibración de las unidades monitor a 1.5 cm. (dosis máxima) para un campo de 10x10 cm., para una distancia blanco-superficie de 100 cm.

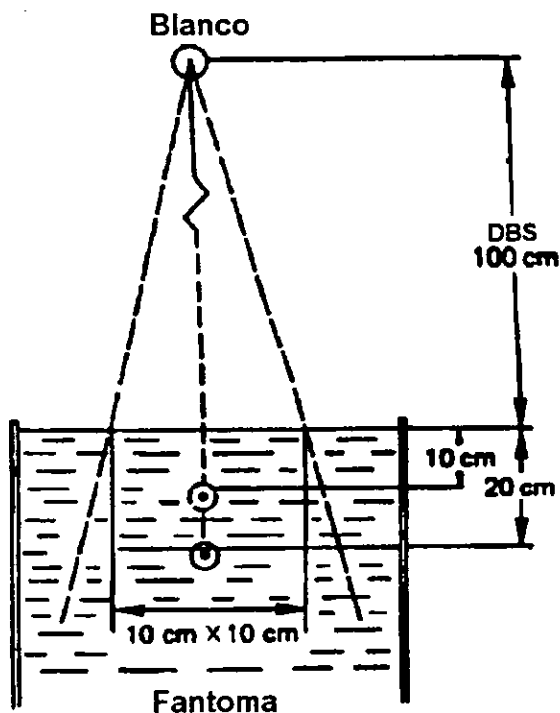


Figura 20, Arreglo experimental para la determinación de la calidad de los rayos X de alta energía.

d) Resumen de resultados de la calibración

Tabla 5 FACTORES DE CALIBRACIÓN DE LAS UNIDADES MONITOR PARA LAS DIFERENTES ENERGÍAS PARA UN CAMPO DE 10X10 CM Y UNA DBS DE 100 CM		
Radiación	Energía	Factor de calibración
Rayos X	6 MV	1UM = 1.0095 cGy
Rayos X	15 MV	1UM = 1.0036 cGy
Electrones	10 MeV	1UM = 1.0090 cGy
Electrones	12 MeV	1UM = 1.0070 cGy

8.2.5 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA FANTOMA-CRISTAL

Después de calibrar las unidades monitor del acelerador en las diferentes modalidades para este estudio, se puede proceder a calibrar el sistema fantoma-cristal. El lote de cristales usados para el sistema

crystal-fantoma fueron seleccionados 44 de un lote de 100 con un coeficiente de variación máximo del 2% en su respuesta a un nivel de confianza del 95%.

a) Calibración en Electrones a 10 y 12 MeV: dosis administradas al sistema fantoma-cristal en el rango de 50, 100, 150, 200, 250 y 300 cGy. Obteniéndose las siguientes curvas de calibración:

$$10 \text{ MeV: } D(\text{cGy}) = 25.4578755 + 1.83150183(L) \quad (50)$$

$$12 \text{ MeV: } D(\text{cGy}) = 21.1045365 + 1.97238659(L) \quad (51)$$

Donde; L es la lectura del cristal en μC y D es la dosis estimada en cGy a tejido.

b) Calibración en rayos X de 6 MV y 15 MV: dosis administradas al sistema fantoma-cristal en el rango de 50, 100, 150, 200, 250 y 300 cGy. Obteniéndose las siguientes curvas de calibración:

$$6 \text{ MV: } D(\text{cGy}) = 19.1247974 + 1.62074554(L) \quad (52)$$

$$15 \text{ MV: } D(\text{cGy}) = 18.3453286 + 1.73261532(L) \quad (53)$$

Donde; L es la lectura del cristal en μC y D es la dosis estimada en cGy.

8.3 INTERCOMPARACIÓN INTERNACIONAL USANDO COMO REFERENCIA EL SISTEMA CRISTAL-FANTOMA

8.3.1 Rayos X de 15 MV

En el análisis de la dosis absorbida con rayos X de 15 MV, no se realizó ninguna prueba piloto de intercomparación debido a que las instituciones que tiene 15 MV no estaban trabajando con ellos y no estaban calibrados, sólo se limitó a una sola institución, el Instituto Jalisciense de Cancerología, en verificaciones posteriores se encontraron después de reparación de la geometría del haz y mantenimiento general y antes de calibrar se encontraron los siguientes resultados en promedio (tabla 6):

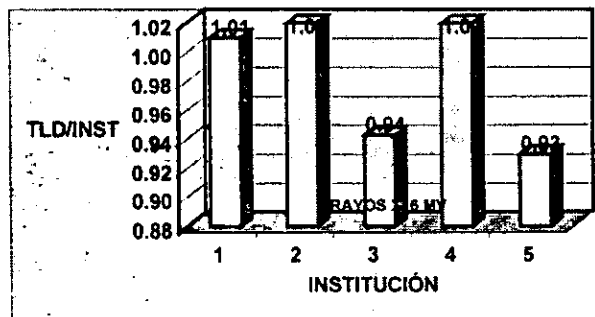
Tabla 6 MEDICIÓN DE DOSIS ABSORBIDA CON HACES DE RAYOS X CON CÁMARA DE IONIZACIÓN Y DOSIMETRÍA TERMOLUMINISCENTE	
Tipo de Radiación	Rayos X
ENERGÍA	15 MV (TPR=0.77)
PROFUNDIDAD(DOSIS MÁXIMA)	3.0 cm
TAMAÑO DE CAMPO(CONO)	10 X 10 cm
DISTANCIA BLANCO-SUPERFICIE	100 cm
DOSIS MEDIDA CON CÁMARA IONIZACIÓN, OIEA 277	300 cGy
DOSIS MEDIDA CON TLD-100	312 cGy
RAZÓN DOSIS CÁMARA/TLD*	0.960

8.3.2 Rayos X de 6 MV

En la prueba piloto de intercomparación en rayos X, participaron 5 instituciones de tres países, México, Colombia y Perú (figura 21). Los resultados encontrados fueron (tabla 7 y gráfica 1):

Tabla 7 RESULTADOS DE LA INTERCOMPARACIÓN CON RAYOS X DE 6 MV				
Ins- titu- ción	Dosis (cGy) Adminis- trada	Lectura (μ C)	Dosis TLD(cGy) Estimada	TLD/I NST
1	100.00	50.7	101.26	1.01
2	95.23	48.2	97.19	1.02
3	100.00	46.1	93.89	0.94
4	100.00	51.4	102.44	1.02
5	99.10	44.5	91.32	0.93

Valores entre 0.95 y 1.05 se consideran aceptables



Gráfica 1, Resultados de la Intercomparación Piloto con Rayos X de 6 MV



Figura 21, Intercomparación en el Instituto Carlos Ardila Lülle. Colombia

8.3.3 Electrones 10 y 12 MeV

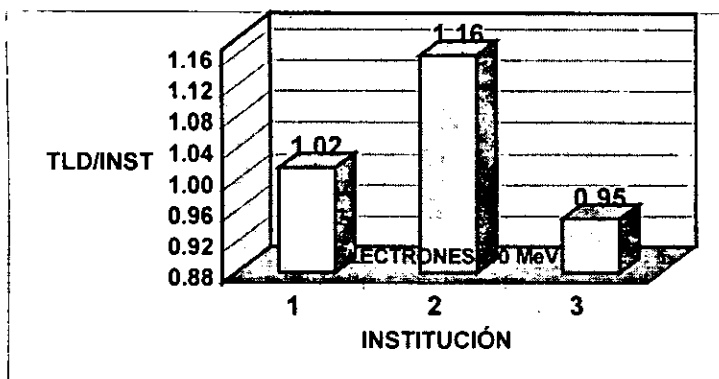
En la prueba piloto de intercomparación en electrones sólo 3 instituciones de los países participantes, los resultados encontrados fueron:

Tabla 8

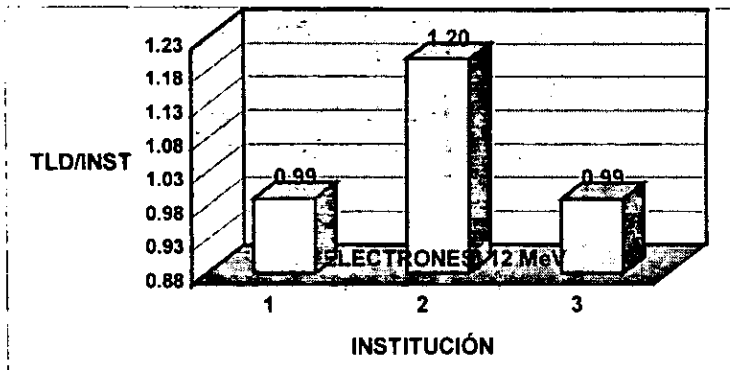
RESULTADOS DE LA INTERCOMPARACIÓN CON ELECTRONES DE 10 y 12 MeV

<i>Institución</i>	<i>Dosis (cGy) Administrada</i>	<i>Lectura (μC)</i>	<i>Dosis TLD (cGy) Estimada</i>	<i>TLD/INST</i>
1 10 MeV	100.00	41.7	101.7	1.02
2 10 MeV	100.00	49.2	115.8	1.16
3 10 MeV	100.00	37.9	94.9	0.95
1 12 MeV	100.00	39.4	98.7	0.99
2 12 MeV	100.00	50.2	120.1	1.20
3 12 MeV	99.00	38.9	97.9	0.99

Valores entre 0.95 y 1.05 se consideran aceptables



Gráfica 2, Resultados de la intercomparación con Electrones de 10 MeV



Gráfica 3, Resultados de la intercomparación con Electrones de 12 MeV

9. CONCLUSIONES

Con los resultados de la intercomparación piloto de dosis administradas a los fantasmas con cristales son buenos y nos indican que el fantoma puede ya usarse de manera masiva en un programa de aseguramiento de la calidad nacional y regional. Los resultados muestran también que en rayos X de 6 MV, dos de las cinco instituciones participantes estuvieron por debajo de los valores aceptables, 0.93 y 0.94. En el caso de electrones de las tres instituciones participantes sólo una estuvo por arriba de los valores aceptables. La metodología desarrollada con los fantasmas permite estandarizar y hacer seguimiento de programas de garantía de calidad con el propósito de mejorar la dosimetría de radiaciones en radioterapia en el uso de aceleradores lineales de electrones. Este programa se podría extender a nivel nacional y regional a bajos costos. Aunque para la producción masiva de fantasmas tendríamos que agregar un programa de garantía de calidad que nos permitiera estandarizar la composición, el proceso de fabricación y calibración.

10. AGRADECIMIENTOS

Expreso mi agradecimiento
al Instituto Nacional de Cancerología
de México
al Instituto Nacional de Enfermedades
Neoplásicas de Perú
al Instituto Nacional de Cancerología
de Colombia
y al Hospital General
de México;
así como a los colegas que participaron
en la intercomparación piloto.

11. BIBLIOGRAFÍA

1. OMS, *Empleo Óptimo de la Radioterapia*, Serie de Informes Técnicos 644, 1980 Ginebra.
2. Eisenlohr, H.H. and Jayaraman, *IAEA-WHO Co-60 Teletherapy Dosimetry Service Using Mailed LiF Dosimeters*, Phys. Med. Biol. 22, 1977.
3. Hanson, W.F., *Planned Quality Network in the USA*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
4. Gaona, E., y Gómez E., *Organización e Implementación de un Programa de Aseguramiento de la Calidad en Radioterapia*, Revista Cancerología, Vol. 42, Núm. 4, Octubre-Diciembre, 1996.
5. Gaona, E. y Tovar, V.M., *Manual para Uso de Aceleradores Lineales de Electrones en Radioterapia*, Edilibros, S.A., 1985
6. Atarckschall and Horton, *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, Medical Physics Publishing, 1991.
7. AAPM, Task Group 40, *Comprehensive QA for Radiation Oncology*, Medical Physics, Vol. 21, Issue 4, April 1994.
8. Awwad, H.K., *The Impact of Quality Assurance on the Optimization of Tumor Control Probability*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
9. Dutreix, A., Järvinen, J., Thwaites, D.I., *Treatment Unit Calibration, Beam Performance*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
10. Svensson, H., Zsdánszky, *The Calibration Chain*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
11. Hanson, W.F., Stovall, M., Kennedy, P., *Review of Dose Intercomparison at a Reference Point*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
12. Hanson, W.F., Shalek, R.J., M., Kennedy, P., *Dosimetry Quality Assurance in the U.S. From the Experience of the Radiological Physics Center*, SSDL Newsletter No. 30, IAEA, 1991, Vienna.
13. Thwaites, D.I. and Williams, J.R., *Radiotherapy Dosimetry Intercomparisons*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle

- East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
14. AAPM Task Group 21, *A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High Energy Photon and Electron Beams*. Medical Physics 10:, 1983.
 15. IAEA, *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*, An International Code of Practice. IAEA Technical Reports Series No. 277, International Atomic Energy Agency, 1987, Vienna.
 16. Tello, V.M., Aguirre J.F., Hanson, W.F., Johansson, K.A., *Comparison of Absorbed Dose Calculation with the AAPM Tg-21 and the International (IAEA) Protocols*. Med. Phys. 16:500, 1989.
 17. Thwaites, D.I., Williams, J.R., Aird, E.G., Klevenhagen, S.C., And Williams, P.C., *A Dosimetry Intercomparison of Megavoltage Photon Beams in UK Radiotherapy Centres*, Phys. Med. Biol., 1991.
 18. Wittkamper, F.W., Mijnheer, B.J. and Van Kleffens, H.J., *Dose Intercomparison at the Radiotherapy Centers in the Netherlands*, Radioth. Oncol. 11, 1988.
 19. Thilander, K.A. Johansson, *Absorbed Dose Intercomparison in Sweden*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
 20. Dutreix, A., Johansson, K.A., Mijnheer, B.J., Novotny, J., Sipilä, P. and Thwaites, D.I., *Performance Testing of Dosimetry Equipment, Postal Dose Intercomparison of Electron Beams*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
 21. Hanson, W.F., *Simple Geometric Phantom to be in the IAEA Network*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
 22. Hanson, W.F. and Järvinen, H., *The Worldwide Quality Audit Network*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
 23. Gaona, E. y Tovar V.M., *Manual for the Use High Energy X-Ray Therapy Linear Accelerator: Clinical and Physical Aspects*, World Congress On Medical Physics and Biomedical Engineering, agosto 6-12, 1988, San Antonio, Tex., E.U.A., Physics in Medicine and Biology, Vol. 33, Supplement I, 1988.
 24. Gaona, E., *Características de la Curva de Calibración en Dosimetría Termoluminiscente*, IV Reunión Anual de Trabajo de la Sociedad Mexicana de Seguridad Radiológica, A.C., marzo 21-22, 1980, Ciudad de Morelia, Mich., México.
 25. Gaona, E., *Mathematical Model Associate with Calibration Curve in Thermoluminescent Dosimetry*, Inter-American Meeting of Medical Physics, julio 15-19, 1984, Cd. de Chicago, Illinois, E.U.A., Medical Physics, Vol. 11, Núm. 3, 1984.
 26. Hanson, G.P., *Quality Audit Activities in Different Countries*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energía Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
 27. Williams and Thwaites, *Radiotherapy Physics*, Oxford Medical Publications, 1993.
 28. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, Williams and Wilkins, 1994.
 29. IAEA TECDOC-1040, *Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects*, INTERNATIONAL

- ATOMIC ENERGY AGENCY IAEA, August, 1998.
30. Awwad, H.K., *The Impact of Quality Assurance on the Optimization of Tumour Control Probability*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energia Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
 31. Hanson, W.F., *Planned Quality Audit Network in the USA*, Proceeding of the Interregional Seminar for Europe, The Middle East and Africa, Organismo Internacional de Energia Atómica, IAEA-TECDOC-734, 1994, Viena, Austria.
 32. Khan, M., *The Physics of Radiation Therapy*, Williams and Wilkins, 1994.
 33. Harshaw Chemical Co. (1964) Patent USA No. 1059518 *complete Specifications: Phosphors*.
 34. Nordic Association of Clinical Physics, *Procedures in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies Between 1 and 50 MeV*, Acta Radiol., Oncol. 19 (1980) 55.
 35. Nordic Association of Clinical Physics, *Electron Beams with Mean Energies at the Phantom Surface Below 15 MeV*, Acta radiol., Oncol. 20 (1981) 403.
 36. American Association of Physicists in Medicine, *Code of Practice of X-Ray Therapy Linear Accelerators*, Med. Phys. 2 (1975) 110; A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 10 (1983) 741.
 37. Azorin J., Gutiérrez A. y González P. (1986b), *Desarrollo del Dosímetro de LiF: Mg, Ti en forma de pastilla*. Informe Técnico IA-8907 ININ, Salazar, Mex.
 38. Portal G. (1978), *Etude et Développement de la dosimetrie par Radiothermoluminescence*. Rapport CEA-R-4943.
 39. Mattsson, I.O., Johansson, K.A., Avensson, h., *Calibration and Use of Plane-Parallel Ionization Chambers for the Determination of Absorbed Dose in Electron Beams*, Acta Radiol., Oncol. 20 (1981) 385-399.
 40. Azorin, J., *Luminescence Dosimetry, Theory and Applications*, Ediciones Técnico Científicas, 1990.
 41. Burlin, T.E., *A General Theory of Cavity Ionization*, Brit. J. Radiol. 39, 727, 1966.
 42. Johansson, K.A., Mattsson, I.O., Lindborg, I., Svensson, H., *Absorbed - Dose Determination with Ionization Chambers in Electron and Photon Beams Having Energies Between 1 and 50 MeV*, National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vol. 2, IAEA, Vienna (1978) 243.
 43. Kaarls, R., *Rapport du Groupe de Travail sur l'expression des Incertitudes au CIPM*, BIPM Proc. Verb. Com. Int. Poids et Mesures 49 Annee A (1981).
 44. Kearsley, E.E., *General Cavity Theories for Photon and Neutron Dosimetry*, Phys. Med. Biol. 29, 179, 1984.
 45. Bruinvis, I. A. D., H, Heukelom, S., Munheer, B.J., *Comparison of ionisation Measurements in Water and Polystyrene for Electron Beam Dosimetry*, Phys. Med. Biol. 30, 1995.
 46. Attix, F.H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, 1986.
 47. International Commission on Radiation Units and Measurement, *Stopping Power for Electrons and Positrons*, ICRU Rep. 37, ICRU Publications, Bethesda, MD, 1984.
 48. SEFM, *Protocolo Español de Dosimetría*, 1984.

APÉNDICE A

UNIDADES Y MAGNITUDES EN RADIACIONES

Lista de Símbolos

a_0, a_1, a_2	Coefficientes usados para derivar p_s
D_{air}	Dosis absorbida media en el aire de la cavidad de una cámara de ionización
D_m	Dosis absorbida en un material m en un punto de medida de un fantoma.
D_{20} / D_{10}	Cociente de dosis absorbida a 20 y 10 cm de profundidad usando una distancia fuente superficie constante.
$\bar{E}_a, \bar{E}_0, \bar{E}_z$	Energía media de un haz de electrones en la ventana del acelerador (de cara al vacío), en la superficie del maniquí y a la profundidad z.
$E_{max, a}, E_{max, 0}, E_{max, z}$	Energía máxima de un haz de electrones en la ventana del acelerador, en la superficie del maniquí y a la profundidad z.
$E_{P,a}, E_{P,0}, E_{P,z}$	Energía mas probable en una haz de electrones a la salida de la ventana, a la superficie del fantoma y a la profundidad z
FSD	Distancia foco - superficie.
g	Fracción de la energía de las partículas cargadas secundarias que se pierde en forma de radiación de frenado.
h_ν	Energía de la radicación de fotones.
h_m	Factor de corrección que ha de aplicarse cuando las medidas se llevan a cabo en el punto de máxima ionización en un material m en vez de en agua.
J_{air}	Ionización especifica media en el interior de la cavidad de aire de la cámara de ionización.

J_{20}/J_{10}	La razón de ionizaciones a 20 y 10 cm de profundidad utilizando una distancia fuente–superficie constante
k_{att}	Factor que tiene en cuenta la atenuación (absorción y dispersión) en las paredes de una cámara de ionización irradiada a efectos de calibración.
k_h	Factor de corrección por el contenido de humedad del aire existente en la cavidad de la cámara.
k_m	Factor que tiene en cuenta la no – equivalencia al aire (en la calidad de calibración y el material o materiales de la caperuza de equilibrio electrónico.
k_U	Factor que tiene en cuenta variaciones entre la distribución espectral de los rayos x usados en la calibración en el seno del aire y la distribución espectral de los rayos x utilizada por el usuario en agua.
K_{air}	Kerma en aire, kerma en el seno de aire.
K_m	Kerma en un material m en un punto de un maniquí irradiado.
M	Lectura de un sistema de cámara de ionización.
N_D	Factor de calibración de la cámara en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad
$N_{D,w}$	Factor de calibración en unidades de dosis absorbida en agua.
N_K	Factor de calibración de una cámara de ionización en unidades de Kerma en aire.
N_x	Factor de calibración de una cámara de ionización en unidades de exposición.

P_{cet}	Factor que tiene en cuenta la no - equivalencia al aire del material del electrodo central de una cámara de ionización
P_U	Factor que tiene en cuenta la no – equivalencia al agua de la cámara de ionización (i.e. material de la pared de la cámara y cavidad de aire). Cuando está en el haz del usuario. se ha de utilizar un punto efectivo de medida cuando se aplica este factor de corrección.
P_S	Factor que tiene en cuenta la falta de saturación de la carga recogida en una cámara de ionización (debido a la recombinación de iones)
P_{TP}	Factor que corrige los efectos de temperatura y presión de referencia.
P	Presión atmosférica durante las medidas (P_0 es la presión de referencia)
P_{eff}	El punto de medida de la cámara de ionización.
Q_1/Q_2	Cociente de cargas recogidas por una cámara de ionización usando dos tensiones de colección (V_1 y V_2)
r	Radio interno de la cámara de ionización.
r_0	Alcance en la aproximación de frenado continuo
R_p	Alcance práctico de un haz de electrones.
R_t	Alcance terapéutico, usualmente correspondiendo al nivel del 85%, R_{85}
R_{50}	Profundidad de hemiabsorción en un haz de electrones.
R_{100}	Profundidad de dosis máxima en un haz de electrones.
$S_{m,air}$	Razón de poderes de frenado entre un material m y el aire, promediados sobre el espectro total

	de electrones en el punto de medida, de acuerdo con la teoría de Spencer - Attix. (La ICRU (16) utiliza el símbolo $s_{m,air}^{SA}$. Se omite aquí el superíndice ya que todos los poderes de frenado en este documento son del tipo Spencer - Attix).
SCD	Distancia fuente - cámara.
SSD	Distancia fuente - superficie
T	Temperatura de la cavidad de aire de la cámara durante las medidas (T_0 es la temperatura de referencia).
TPR₂₀₁₀	Razón entre la dosis absorbida a 20 y a 10 cm de profundidad usando una dis- tancia fuente - detector constante (TPR es la "ra- zón tejido - fantoma", ver también la ref. (1).
V	Tensión de polarización o de colección en una cámara de ionización.
W/e	Energía media gastada en aire por par de iones formados y por unidad de carga del electrón.
X	Exposición.
z	Profundidad en el medio en la dirección del haz.
$\Gamma_a, \Gamma_0, \Gamma_{zz}$	Distribución energética (anchura a la mitad del máximo del espectro) de un haz de electrones, en la ventana de salida, en la superficie del maniquí y a una profundidad z.
Φ_E	Distribución diferencial de la fluencia de energía.
σ	Desviación típica.
Δ	Umbral de energía usado en las razones de poderes de frenado de Spencer - Attix.
α	Fracción de la ionización dentro de la cámara de ionización debida a electrones generados en la pared de la cámara.
ρ	Densidad.
μ_{en} / ρ	Coefficiente másico de absorción de energía.

$$\left(\frac{\mu_{tr}}{\mu_{en}} \right)_{m_1, m_2} / \rho$$

Coefficiente másico de transferencia de energía.
Razones de los coeficientes másicos
de absorción de energía entre los materiales m_1
y m_2 , promediados sobre el espectro de fotones
en el punto de medida.

Para mantener una consistencia general en la secuencia dosimétrica,
todas las constantes numéricas de este documento siguen las reco-
mendaciones del CCEMRI (I) (17):

- (a) Poderes de frenado para electrones, de ICRU (18);
- (b) $W/e = 33.97 \pm 0.06 \text{ J}\cdot\text{C}^{-1}$ [19-21];
- (c) valores de g , de Boutillon [22] ;
- (d) coeficiente de absorción de energía, de Hubbell [23].

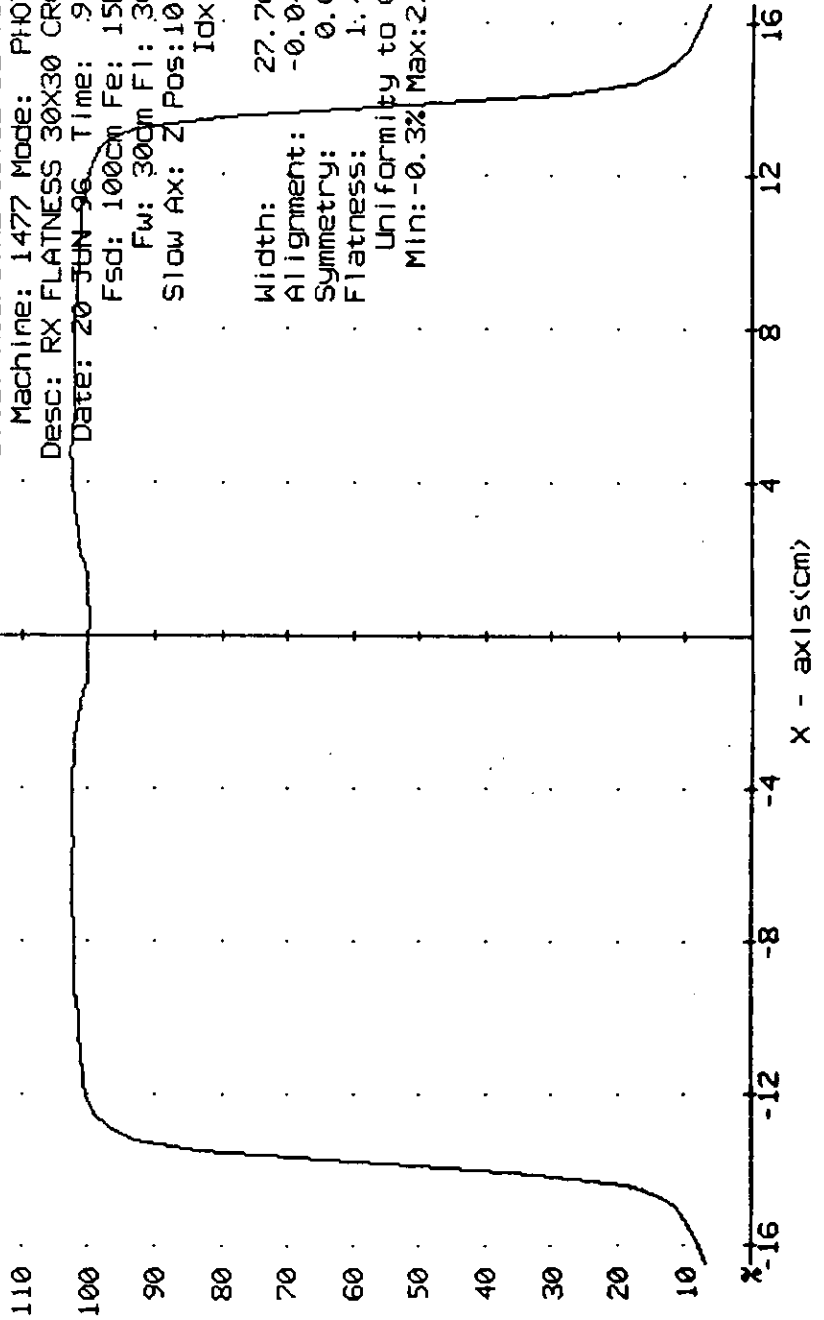
APENDICE B

Verificación del Aplanamiento

y la Simetría del Haz de Rayos X de 15MV

Study File: RXSF30CR.SWI
Site: HOSPITAL CIVIL DE GUAD.
Machine: 1477 Mode: PHOTON
Desc: RX FLATNESS 30X30 CROSS
Date: 20 JUN 96 Time: 9:00
Fsd: 100cm Fe: 15MeV
Fw: 30cm Fl: 30cm
Slow Ax: Z Pos: 10.00
Idx: 1

Width: 27.70cm
Alignment: -0.04cm
Symmetry: 0.05%
Flatness: 1.44%
Uniformity to Org
Min: -0.3% Max: 2.7%



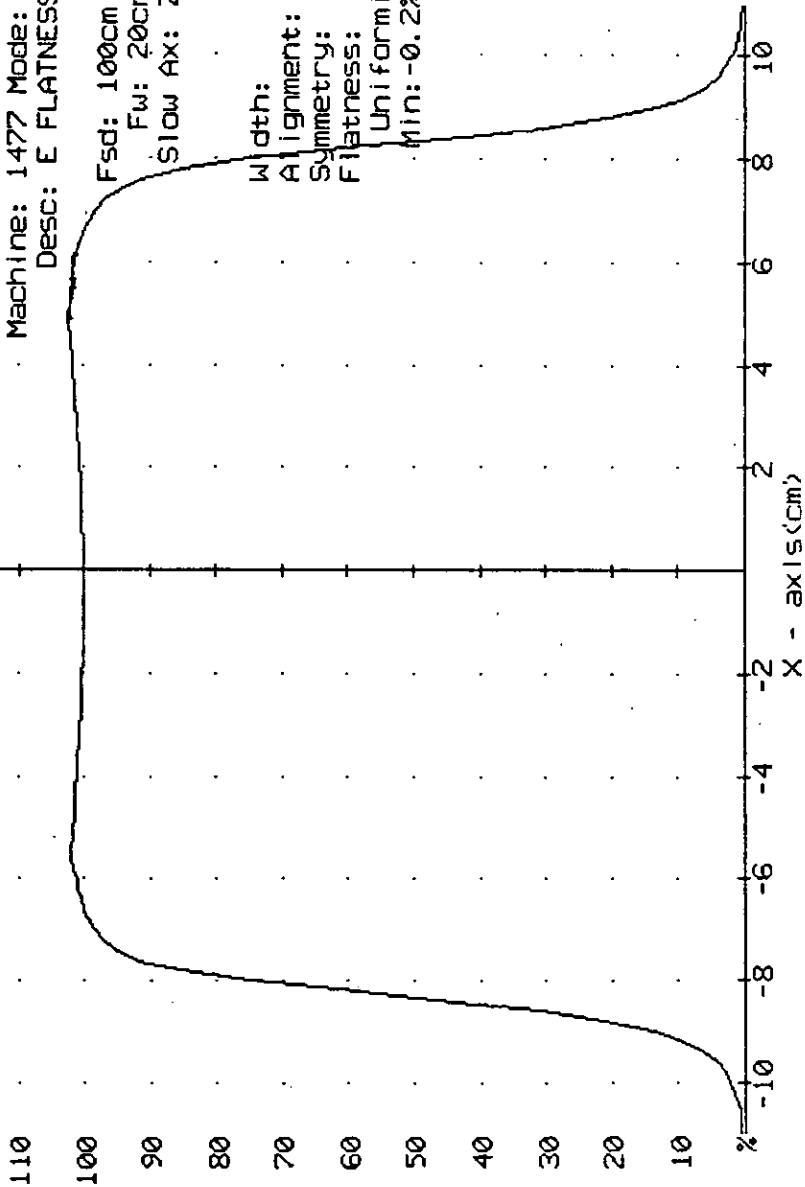
APENDICE C

Verificación del Haz de Electrones de 10MeV y la Simetría del Aplanamiento

Study File: ESF20I10.SWI
Site: HOSPITAL CIVIL DE GUAD.
Machine: 1477 Model: ELECTRON
Desc: E FLATNESS 20X20 IN

Fsd: 100cm Fe: 10MeV
Fw: 20cm Fl: 20cm
Slow Ax: Z Pos: 2.50
Idx: 1

Width: 16.63cm
Alignment: 0.02cm
Symmetry: 0.00%
Flatness: 1.22%
Uniformity to Org
Min: -0.2% Max: 2.3%



APENDICE D

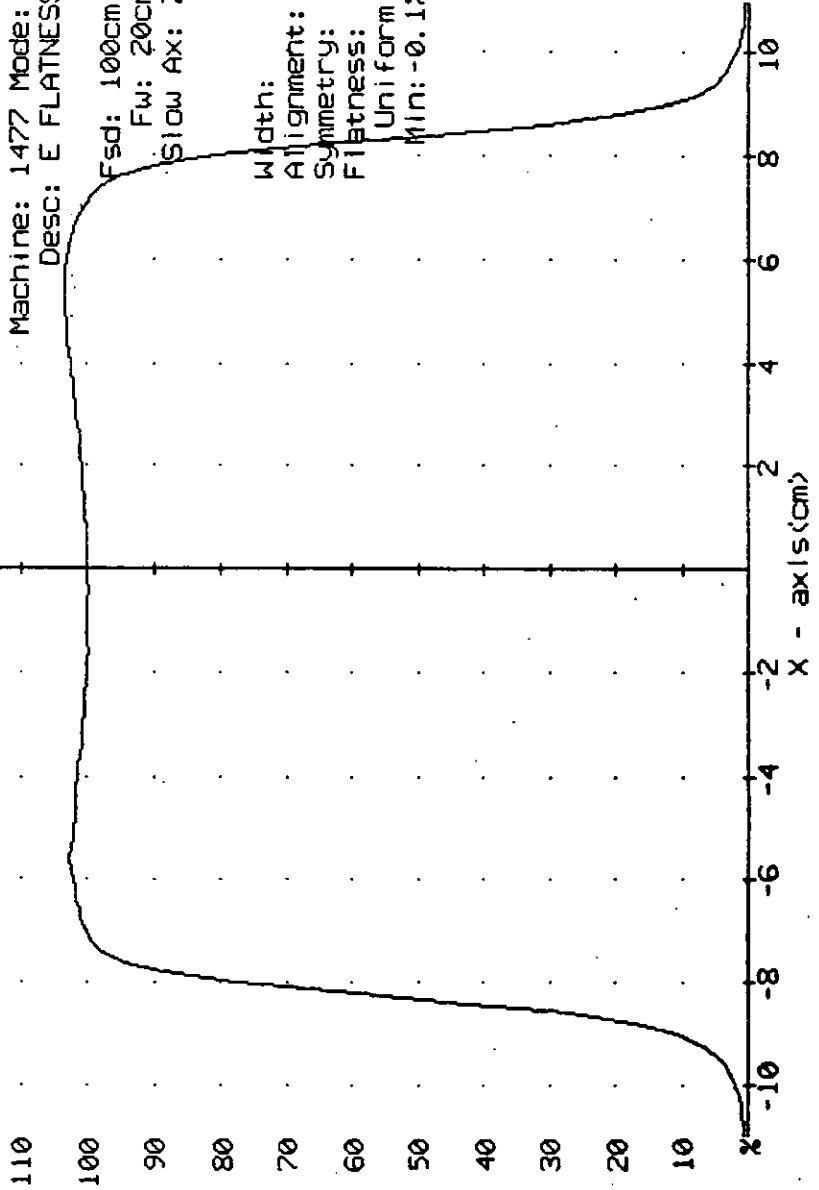
Verificación del Aplanamiento

y la Simetría del Haz de Electrones de 12MeV

Study File: ESF20I12.SW1
Site: HOSPITAL CIVIL DE GUAD.
Machine: 1477 Mode: ELECTRON
Desc: E FLATNESS 20X20 IN

Fsd: 100cm Fe: 12MeV
Fw: 20cm Fl: 20cm
Slow Ax: Z Pos: 2.50
Idx: 1

Width: 16.65cm
Alignment: 0.03cm
Symmetry: 0.62%
Flatness: 1.74%
Uniformity to Org
Min: -0.1% Max: 3.4%



APENDICE E

Study File: ED05.SW1
 Site: HOSPITAL CIVIL DE GUAD.
 Machine: 1477 Mode: ELECTRON
 Desc: DEPTH ELECTRON

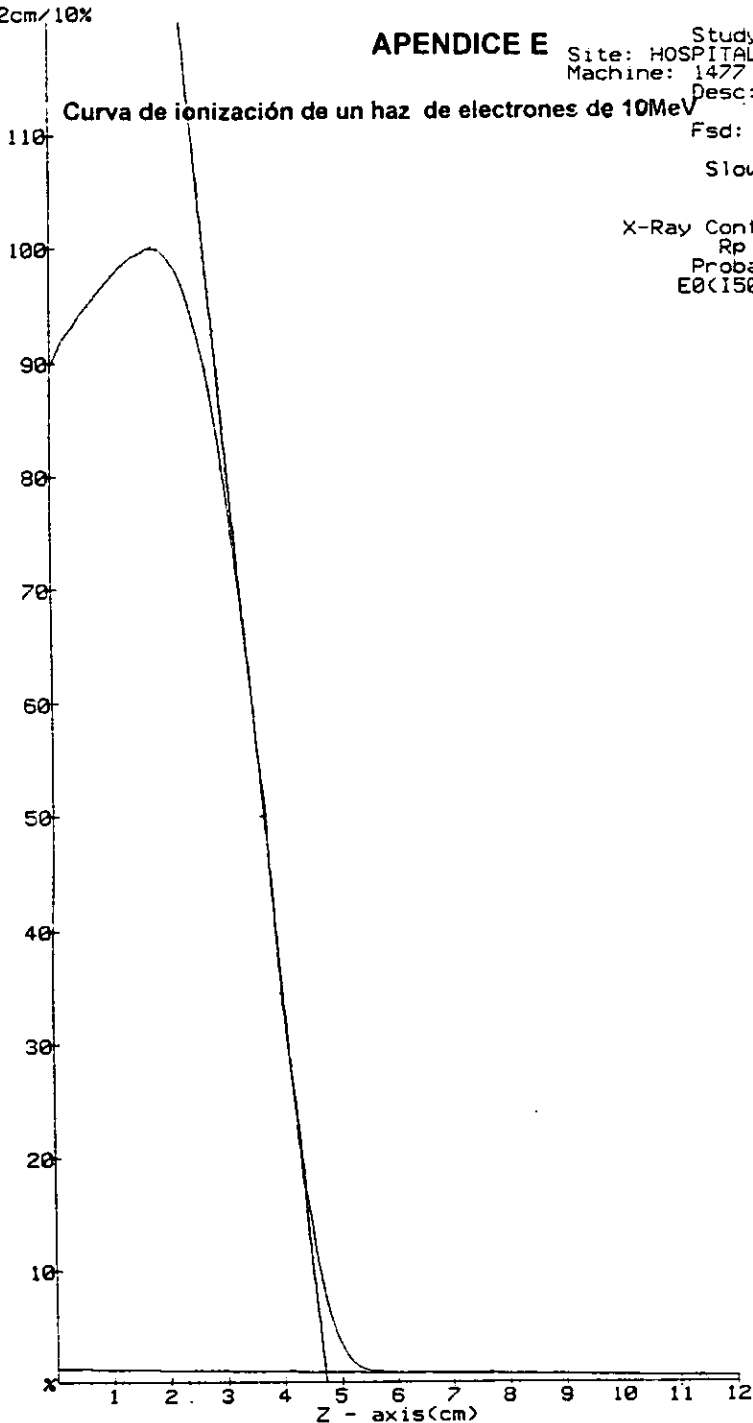
2cm/10%

Curva de ionización de un haz de electrones de 10MeV

Fsd: 100cm Fe: 10MeV
 Fu: 5cm Fl: 5cm
 Slow Ax: X Pos: 0.00
 Idx: 2

X-Ray Contamination: 0.3%
 Rp of Beam: 4.71cm
 Probable E0: 9.59MeV
 E0(I50*2.36): 8.75MeV

100% at 1.700cm	
PERCENT	CM
95.0	2.431
90.0	2.681
85.0	2.863
80.0	3.013
70.0	3.275
60.0	3.500
50.0	3.731
25.0	4.231
10.0	4.644



APENDICE F

Tabla de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de 15MV

Study: Offset: Idx: 1 Width: 10.00cm
 Site: HOSPITAL CIVIL DE GUAD. Length: 10.00cm
 Machine: 1477 Mode: PHOTON Energy: 15.00MeV
 Desc: RX DOSIS EN PROF 10X10 SSD: 100.00cm

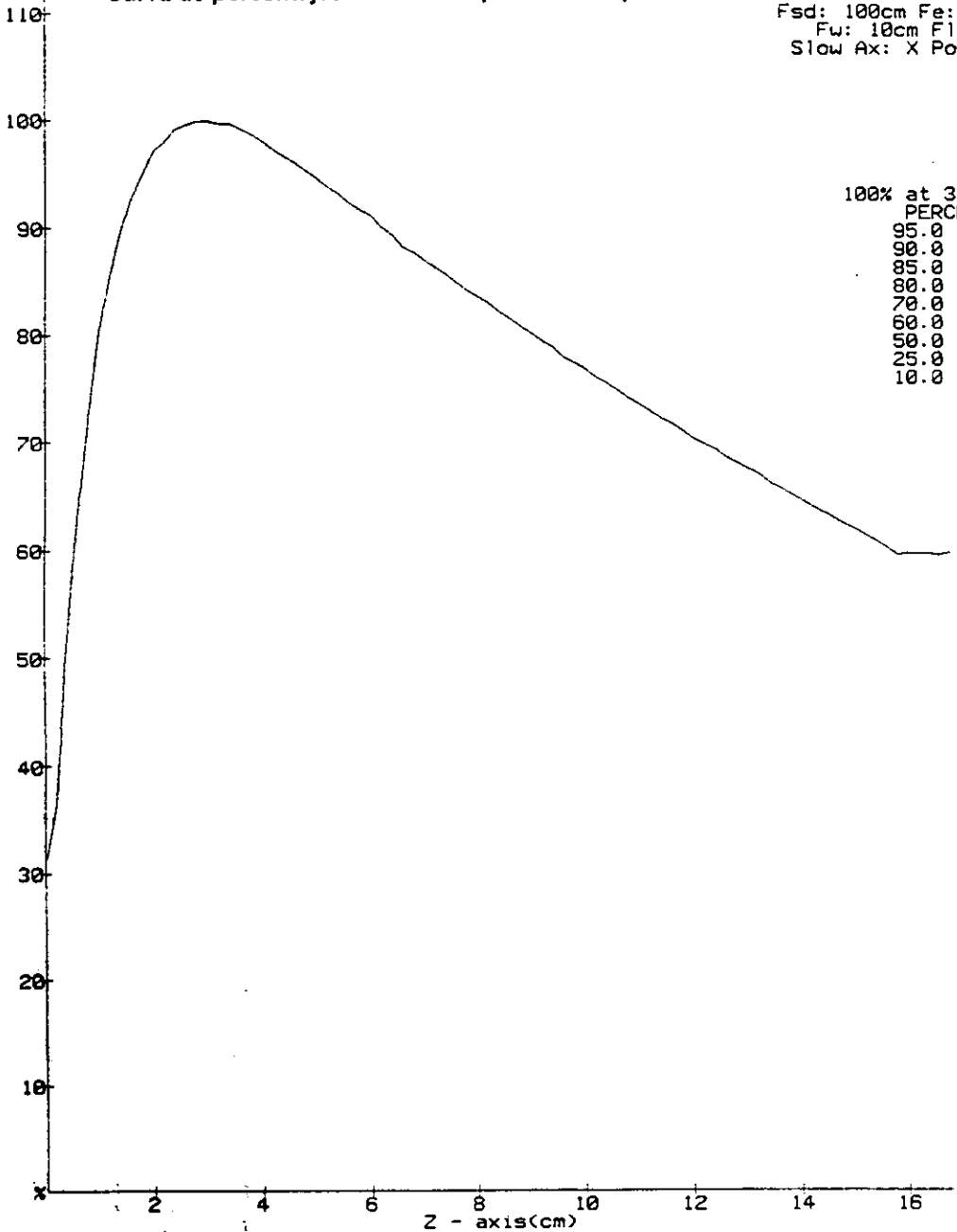
Pos(cm)	Data	Pos(cm)	Data	Pos(cm)	Data	Pos(cm)	Data
0.000	0.3087	8.000	0.8380	16.000	0.5991		
0.200	0.3637	8.200	0.8314	16.200	0.5986		
0.400	0.5104	8.400	0.8237	16.400	0.5991		
0.600	0.6307	8.600	0.8171	16.600	0.5976		
0.800	0.7254	8.800	0.8100	16.800	0.5996		
1.000	0.8023	9.000	0.8039				
1.200	0.8543	9.200	0.7967				
1.400	0.8986	9.400	0.7911				
1.600	0.9282	9.600	0.7820				
1.800	0.9501	9.800	0.7769				
2.000	0.9715	10.000	0.7713				
2.200	0.9801	10.200	0.7636				
2.400	0.9918	10.400	0.7575				
2.600	0.9959	10.600	0.7514				
2.800	1.0000	10.800	0.7443				
3.000	1.0000	11.000	0.7387				
3.200	0.9975	11.200	0.7320				
3.400	0.9980	11.400	0.7259				
3.600	0.9929	11.600	0.7208				
3.800	0.9878	11.800	0.7137				
4.000	0.9812	12.000	0.7066				
4.200	0.9735	12.200	0.7020				
4.400	0.9674	12.400	0.6964				
4.600	0.9613	12.600	0.6887				
4.800	0.9542	12.800	0.6836				
5.000	0.9475	13.000	0.6780				
5.200	0.9394	13.200	0.6740				
5.400	0.9333	13.400	0.6653				
5.600	0.9246	13.600	0.6607				
5.800	0.9180	13.800	0.6546				
6.000	0.9124	14.000	0.6490				
6.200	0.9017	14.200	0.6434				
6.400	0.8951	14.400	0.6383				
6.600	0.8833	14.600	0.6327				
6.800	0.8782	14.800	0.6261				
7.000	0.8711	15.000	0.6220				
7.200	0.8650	15.200	0.6164				
7.400	0.8584	15.400	0.6108				
7.600	0.8507	15.600	0.6052				
7.800	0.8436	15.800	0.5981				

2cm/10%

APENDICE G

Curva de porcentajes de dosis en profundidad para un haz de 15MV

Study File: XDP10
Site: HOSPITAL CIVIL DE GI
Machine: 1477 Mode: PH
Desc: RX DOSIS EN PROF 11
Fsd: 100cm Fe: 11
Fw: 10cm Fl:
Slow Ax: X Pos:1
Id:



100% at 3.0
PERCENT
95.0 4
90.0 6
85.0 7
80.0 9
70.0 12
60.0 15
50.0 20
25.0 40
10.0 80

APÉNDICE H

TABLA III. RAZONES DE ALCANCE LINEAL EN LA APROXIMACIÓN DE FRENADO CONTINUO r_0 / ρ^a PARA DIFERENTES PLÁSTICOS CON RESPECTO A LOS VALORES CORRESPONDIENTES PARA AGUA EN FUNCIÓN DE LA ENERGÍA DE LOS ELECTRONES. DE OIEA-277

Las densidades de A-150, poliestireno y PMMA fueron 1.127, 1.106, y 1.19 gcm⁻³, respectivamente^b

$E_0(\text{MeV})$	A-150	Poliestireno	PMMA
0.1	0.879	0.961	0.863
0.2	0.880	0.963	0.864
0.5	0.882	0.964	0.864
1.0	0.886	0.967	0.865
2	0.891	0.970	0.867
5	0.897	0.974	0.870
10	0.902	0.978	0.872
15	0.906	0.983	0.874
20	0.909	0.987	0.876
30	0.914	0.993	0.878
40	0.919	0.999	0.882
50	0.922	1.003	0.883

^a Nótese que r_0 convencionalmente se da en unidades de g. cm⁻² mientras que R , R_{50} y R_p generalmente se dan en unidades de cm.

^b La densidad del plástico puede variar de una muestra a otra. Por consiguiente se recomienda que se mida la densidad y si es necesario se apliquen correcciones a los valores dados en la tabla.

TABLA IV. RELACIÓN ENTRE LA ENERGÍA MEDIA EN LA SUPERFICIE DE UN MANÍQUÍ DE AGUA DE UN HAZ DE ELECTRONES (E_0) Y LA PROFUNDIDAD DE HEMIABSORCIÓN MEDIAS A PARTIR DE CURVAS DE DOSIS ABSORBIDA Y DE IONIZACIÓN CON SSD = 1m Y HACES ANCHOS DE OIEA-277

(R_{50}^D Y R_{50}^I RESPECTIVAMENTE)

$E_0(\text{MeV})$	$R_{50}^D(\text{cm})$	$R_{50}^I(\text{cm})$
1	0.3	0.3
2	0.7	0.7
3	1.2	1.2
4	1.6	1.6
5	2.1	2.1
6	2.5	2.5
7	3.0	3.0
8	3.4	3.4
9	3.8	3.8
10	4.3	4.3
12	5.1	5.1
14	6.0	5.9
16	6.8	6.7
18	7.8	7.6
20	8.6	8.4
22	9.4	9.2
25	10.7	10.4
30	12.8	12.3
35	14.6	14.0
40	16.3	15.4
45	18.1	16.9
50	19.7	18.2

APÉNDICE H

**TABLA V. RAZÓN ENTRE LA ENERGÍA MEDIA EN LA PROFUNDIDAD $z(\bar{E}_z)$
Y LA ENERGÍA MEDIA EN LA SUPERFICIE DEL MANÍQUÍ \bar{E}_0
PARA HACES DE ELECTRONES EN AGUA.**

Las profundidades se expresan como fracciones de R_p [32,33]

z/R_p	Energía media en la superficie (\bar{E}_0)					
	5 MeV	10 MeV	20 MeV	30 MeV	40 MeV	50 MeV
0.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.05	0.943	0.941	0.936	0.929	0.922	0.915
0.10	0.888	0.884	0.875	0.863	0.849	0.835
0.15	0.831	0.826	0.815	0.797	0.779	0.761
0.20	0.772	0.766	0.754	0.732	0.712	0.692
0.25	0.712	0.705	0.692	0.669	0.648	0.627
0.30	0.651	0.645	0.633	0.607	0.584	0.561
0.35	0.587	0.583	0.574	0.547	0.525	0.503
0.40	0.527	0.523	0.514	0.488	0.466	0.444
0.45	0.465	0.462	0.456	0.432	0.411	0.390
0.50	0.411	0.407	0.399	0.379	0.362	0.345
0.55	0.359	0.355	0.348	0.329	0.314	0.299
0.60	0.313	0.309	0.300	0.282	0.269	0.256
0.65	0.270	0.265	0.255	0.239	0.228	0.217
0.70	0.231	0.226	0.216	0.202	0.192	0.182
0.75	0.197	0.191	0.180	0.166	0.159	0.150
0.80	0.164	0.159	0.149	0.138	0.131	0.124
0.85	0.137	0.131	0.120	0.111	0.105	0.099
0.90	0.114	0.108	0.096	0.089	0.084	0.079
0.95	0.091	0.086	0.076	0.069	0.065	0.061
1.00	0.077	0.071	0.059	0.053	0.049	0.045

**TABLA VII. CONDICIONES DE REFERENCIA DE LA GEOMETRÍA PARA MEDIDAS DE DOSIS
ABSORBIDA USANDO UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN EN UN FANTOMA, DE OIEA-277**

Haz de Radiación	Calidad del Haz	Profundidad de Referencia en el Fantoma en cm	Punto Efectivo de Medida de la Cámara de Ionización	SSD	Tamaño de Campo en cm. x cm
Rayos X de baja energía	0.03mmAl < HVL \leq 2 mm Al	Superficie	Superficie frontal de la cámara de ionización plano-paralela	Distancia usual de tratamiento	3 x 3 or ϕ 3cm
Rayos X de energía media	2mmAl < HVL \leq 3mm Cu	5	Centro de la cámara cilíndrica	Distancia usual de tratamiento	10 x 10
Rayos gamma de ^{137}Cs		5	0.35 ^b	Distancia usual de tratamiento	10 x 10
Rayos gamma de ^{60}Co		5	0.5 ^b	Distancia usual de tratamiento	10 x 10
Rayos X de alta energía	$TPR_{10}^{20} \leq 0.70$ $TPR_{10}^{20} > 0.70$	5	0.75 ^b	Distancia usual de tratamiento	10 x 10
		10	0.75 ^b		10 x 10
Electrones	$\bar{E}_0/\text{MeV} < 5$	R_{100}	0.5 ^b	Distancia usual de tratamiento	10 x 10 ^c
	$5 \leq \bar{E}_0/\text{MeV} < 10$	R_{100} or 1 ^d	0.5 ^b		10 x 10 ^c
	$10 \leq \bar{E}_0/\text{MeV} < 20$	R_{100} or 2 ^d	0.5 ^b		10 x 10 ^c
	$20 \leq \bar{E}_0/\text{MeV} < 50$	R_{100} or 3 ^d	0.5 ^b		15 x 15 ^c

^a Profundidad de P_{90}

^b La distancia $z_{p,90}$ - z_p está dada, ver Fig. 11

^c Los tamaños del campo para medidas de alcance de energía son diferentes y se discuten en la sección 4.1.1.

^d Siempre se debe elegir la profundidad mayor.

APÉNDICE H

**TABLA VIII. COEFICIENTES DE AJUSTE CUADRÁTICO
PARA RADIACIÓN PULSADA**

EN FUNCIÓN DE LA RAZÓN DE TENSIONES V_1/V_2

Estos coeficientes se usan para calcular P_S
por el método de las dos tensiones utilizadas
 $P_S = a_0 + a_1 (Q_1 / Q_2) + a_2 (Q_1/Q_2)^2$ de OIEA-277

<i>Razón de Tensiones</i>	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.8753	0.6773
3.5	1.080	-0.5421	0.4627
4.0	1.022	-0.3632	0.3413
5.0	0.9745	-0.1875	0.2135
6.0	0.9584	-0.1075	0.1495
8.0	0.9502	-0.03732	0.08750
10.0	0.9516	-0.011041	0.05909

**TABLA IX. COEFICIENTES DE AJUSTE CUADRÁTICO PARA RADIACIÓN
PULSADA EN FUNCIÓN DE LA RAZÓN DE TENSIONES V_1/V_2**

Estos coeficientes se usan para calcular P_S
por el método de las dos tensiones utilizadas
 $P_S = a_0 + a_1 (Q_1 / Q_2) + a_2 (Q_1/Q_2)^2$, de OIEA-277

<i>Razón de Tensiones</i>	a_0	a_1	a_2
2.0	4.711	-8.242	4.533
2.5	2.719	-3.977	2.261
3.0	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.665	-1.647	0.9841
4.0	1.468	-1.200	0.7340
5.0	1.279	-0.7500	0.4741
6.0	1.177	-0.5081	0.3342
8.0	1.089	-0.2890	0.2020
10.0	1.052	-0.1896	0.1398

APÉNDICE H

**TABLA X. RAZÓN DE PODERES DE FRENADO ENTRE AGUA Y AIRE ($S_{w,air}$)
PARA HACES DE ELECTRONES EN FUNCION DE \dot{E}_0 Y PROFUNDIDAD EN EL FANTOMA**

De AAPM (8), i.e. las correcciones por efecto de densidad

están basadas en Sternheimer (77) y Carlson (78) (ver 18)

y en cálculo de Monte Carlo de Berger (76); los valores de Rp. Son de ICRU (16).de OIEA-277

Prof. en agua, cm	Energía del Haz de Electrones \dot{E}_0 (MeV)								
	50.0 Rp 24.6	40.0 19.6	30.0 14.8	25.0 12.3	20.0 9.87	18.0 8.88	16.0 7.89	14.0 6.90	12.0 5.91
0.0	0.904	0.912	0.926	0.940	0.955	0.961	0.969	0.977	0.986
0.1	0.905	0.913	0.929	0.941	0.955	0.962	0.969	0.978	0.987
0.2	0.906	0.914	0.930	0.942	0.956	0.963	0.970	0.978	0.988
0.3	0.907	0.915	0.931	0.943	0.957	0.964	0.971	0.979	0.989
0.4	0.908	0.916	0.932	0.944	0.958	0.965	0.972	0.980	0.990
0.5	0.909	0.917	0.933	0.945	0.959	0.966	0.973	0.982	0.991
0.6	0.909	0.918	0.934	0.946	0.960	0.967	0.974	0.983	0.993
0.8	0.911	0.920	0.936	0.948	0.962	0.969	0.976	0.985	0.996
1.0	0.913	0.922	0.938	0.950	0.964	0.971	0.979	0.988	0.999
1.2	0.914	0.924	0.940	0.952	0.966	0.973	0.981	0.991	1.002
1.4	0.916	0.925	0.942	0.954	0.968	0.976	0.984	0.994	1.006
1.6	0.917	0.927	0.944	0.956	0.971	0.978	0.987	0.997	1.010
1.8	0.918	0.929	0.945	0.957	0.973	0.981	0.990	1.001	1.014
2.0	0.920	0.930	0.947	0.959	0.975	0.983	0.993	1.004	1.018
2.5	0.923	0.934	0.952	0.964	0.981	0.990	1.000	1.013	1.030
3.0	0.926	0.938	0.956	0.969	0.987	0.997	1.008	1.023	1.042
3.5	0.929	0.941	0.960	0.974	0.994	1.004	1.017	1.034	1.056
4.0	0.932	0.944	0.964	0.979	1.001	1.012	1.027	1.046	1.071
4.5	0.935	0.948	0.969	0.985	1.008	1.021	1.037	1.059	1.086
5.0	0.936	0.951	0.973	0.990	1.016	1.030	1.049	1.072	1.101
5.5	0.940	0.954	0.978	0.996	1.024	1.040	1.061	1.086	1.113
6.0	0.943	0.958	0.983	1.002	1.033	1.051	1.074	1.100	1.121
7.0	0.948	0.965	0.993	1.017	1.054	1.075	1.099	1.118	1.122
8.0	0.954	0.972	1.005	1.032	1.076	1.098	1.116	1.120	
9.0	0.960	0.981	1.018	1.049	1.098	1.114	1.118		
10.0	0.966	0.990	1.032	1.068	1.112	1.116			
12.0	0.980	1.009	1.062	1.103					
14.0	0.996	1.031	1.095	1.107					
16.0	1.013	1.056	1.103						
18.0	1.031	1.080							
20.0	1.051	1.094							
22.0	1.070								
24.0	1.082								
26.0	1.085								

TABLA X (Cont.)

<i>Prof. en agua, cm</i>	10.0 Rp 5.02	9.0 4.52	8.0 4.02	7.0 3.52	6.0 3.02	5.0 2.52	4.0 2.02	3.0 1.51	2.0 1.01	1.0 0.505
0.0	0.997	1.003	1.011	1.019	1.029	1.040	1.059	1.078	1.097	1.116
0.1	0.998	1.005	1.012	1.020	1.030	1.042	1.061	1.081	1.101	1.124
0.2	0.999	1.006	1.013	1.022	1.032	1.044	1.064	1.084	1.106	1.131
0.3	1.000	1.007	1.015	1.024	1.034	1.046	1.067	1.089	1.112	1.135
0.4	1.002	1.009	1.017	1.026	1.036	1.050	1.071	1.093	1.117	1.136
0.5	1.003	1.010	1.019	1.028	1.039	1.054	1.076	1.098	1.122	
0.6	1.005	1.012	1.021	1.031	1.043	1.058	1.080	1.103	1.126	
0.8	1.009	1.016	1.026	1.037	1.050	1.067	1.090	1.113	1.133	
1.0	1.013	1.021	1.031	1.043	1.058	1.075	1.099	1.121		
1.2	1.017	1.026	1.037	1.050	1.066	1.085	1.108	1.129		
1.4	1.022	1.032	1.044	1.058	1.075	1.095	1.117	1.133		
1.6	1.027	1.038	1.050	1.066	1.084	1.104	1.124			
1.8	1.032	1.044	1.057	1.074	1.093	1.112	1.130			
2.0	1.038	1.050	1.065	1.082	1.101	1.120	1.133			
2.5	1.053	1.067	1.083	1.102	1.120	1.131				
3.0	1.069	1.084	1.102	1.119	1.129					
3.5	1.085	1.102	1.118	1.128						
4.0	1.101	1.118	1.126							
4.5	1.115	1.126	1.127							
5.0	1.123	1.127								
5.5	1.125									

APÉNDICE H

TABLA XI. FACTORES DE PERTURBACIÓN PARA HACES DE ELECTRONES.

Valores de P_U para cámaras de ionización cilíndricas de dedal de radio interno r y una longitud de cavidad de 15 mm para diferentes energías medias, \bar{E}_z en las profundidades de referencia dentro de un fantoma de agua, de OIEA-277

$\bar{E}_z(\text{MeV})$	$r = 1.5 \text{ mm}$	$r = 2.5 \text{ mm}$	$r = 3.5 \text{ mm}$
4	0.981	0.967	0.955
6	0.984	0.974	0.963
8	0.988	0.980	0.971
10	0.991	0.984	0.978
12	0.993	0.988	0.984
15	0.995	0.992	0.989
20	0.997	0.995	0.994

TABLA XIII. RAZÓN DE PODERES DE FRENADO ENTRE AGUA Y AIRE ($S_{w,air}$) A LAS PROFUNDIDADES DE REFERENCIA EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ DE FOTONES, DE OIEA-277

Calidad del haz TPR_{10}^{20}	D_{20}/D_{10}^a	$S_{w,air}$	Profundidad de referencia(cm)
0.50	0.44	1.135	5
0.53	0.47	1.134	5
0.56	0.49	1.132	5
0.59	0.52	1.130	5
0.62	0.54	1.127	5
0.65	0.56	1.123	5
0.68	0.58	1.119	5
0.70	0.60	1.116	5
0.72	0.61	1.111	10
0.74	0.63	1.105	10
0.76	0.65	1.099	10
0.78	0.66	1.090	10
0.80	0.68	1.080	10
0.82	0.69	1.069	10
0.84	0.71	1.059	10
Cs-137		1.136	5
Co-60		1.133	5

^a a SSD = 100cm.

APÉNDICE H

TABLA XVII. VALORES DEL FACTOR $k_m (= S_{air,m} (\mu_{en} / \rho)_{m,air})$

Este factor tiene en cuenta la no-equivalencia a aire del material de la pared de la cámara y de la caperuza para la calibración con haces de rayos gamma de ^{60}Co , de OIEA-277

MATERIAL	$S_{air,m}$ (a)	$(\mu_{en}/\rho)_{m,air}$ (b)	k_m
A-150(plástico T.E.)	0.876	1.10	0.965
C-552(plástico A.E.)	1.005	1.001	1.006
Delrin(CH ₂ O) _n	0.926	1.068	0.989
Grafito ($\rho = 1.7\text{g/cm}^3$)	0.998	1.001	0.999
Grafito ($\rho = 2.265\text{g/cm}^3$)	1.000	1.001	1.001
Nylon 66 (C ₆ H ₁₁ ON) _n	0.875	1.098	0.961
PMMA (plexiglás, lucita) (C ₅ H ₈ O ₂) _n	0.908	1.081	0.982
Poliestireno (C ₈ H ₈) _n	0.901	1.078	0.971
Tufnol			0.979 ^c

^a de Andreo and Brahma (81), ^b de Cunningham (86), ^c de Henry (87)

TABLA XVIII. VALORES DE k_m y k_{att} Y EL PRODUCTO $k_m k_{att}$ PARA CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE LA TABLA II, DE OIEA-277

CÁMARA DE IONIZACIÓN	k_m	k_{att}	$k_m k_{att}$
NEO 6 cm ³ , Farmer 2505/3.3B, 71-79	0.991	0.991	0.981
NEO 6 cm ³ , Farmer 2505/3.3B, 74-Present	0.974	0.991	0.965
PTW 0.6 cm ³ , 23333	0.982	0.993	0.975
OTRAS CAMARAS			

TABLA XX. VALORES $S_{pared,aire}$, EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ DE FOTONES, TEORÍA DE SPENCER-ATTIX ($\Delta = 10\text{keV}$)(de Andreo et al. (82)) de OIEA-277

Calidad del haz TPR_{10}^{20} en agua	D_{20}/D_{10}	A-150	C-552	Delrin	Grafito	Nylon	PMMA	Poliestireno
0.50	0.44	1.147	0.997	1.083	1.008	1.148	1.105	1.114
0.53	0.47	1.145	0.997	1.082	1.007	1.146	1.104	1.113
0.56	0.49	1.142	0.995	1.080	1.003	1.143	1.102	1.110
0.59	0.52	1.138	0.992	1.077	1.000	1.139	1.099	1.107
0.62	0.54	1.135	0.990	1.074	0.996	1.135	1.096	1.104
0.65	0.56	1.130	0.986	1.070	0.992	1.130	1.091	1.100
0.68	0.58	1.124	0.983	1.065	0.987	1.125	1.087	1.095
0.70	0.60	1.121	0.980	1.062	0.984	1.121	1.084	1.092
0.72	0.61	1.115	0.976	1.057	0.979	1.115	1.079	1.087
0.74	0.63	1.108	0.970	1.051	0.973	1.108	1.073	1.080
0.76	0.65	1.101	0.964	1.044	0.967	1.100	1.066	1.074
0.78	0.66	1.091	0.956	1.035	0.959	1.090	1.057	1.065
0.80	0.68	1.080	0.948	1.026	0.950	1.080	1.047	1.055
0.82	0.69	1.069	0.938	1.015	0.941	1.068	1.037	1.044
0.84	0.71	1.058	0.929	1.005	0.932	1.057	1.027	1.034
¹³⁷ Cs		1.149	0.999	1.085	1.011	1.150	1.107	1.116
⁶⁰ Co		1.142	0.995	1.080	1.002	1.142	1.102	1.110

^a SSD = 100 cm. Obtenido a partir de TPR_{10}^{20} por ajuste de datos experimentales

APÉNDICE H

**TABLA XXI. VALORES
EN FUNCIÓN DEL HAZ DE FOTONES (DE CUNNINGHAM [86])**

Calidad del haz TPR_{10}^{20} en agua	D_{20}/D_{10}^a	A-150	C-552	Delrin	Grafito	Nylon	PMMA	Poliestireno
0.53	0.47	1.011	1.110	1.043	1.114	1.015	1.031	1.035
0.56	0.49	1.011	1.110	1.043	1.113	1.015	1.030	1.034
0.59	0.52	1.012	1.110	1.042	1.113	1.015	1.030	1.034
0.62	0.54	1.012	1.110	1.042	1.113	1.015	1.031	1.035
0.65	0.56	1.013	1.110	1.043	1.114	1.016	1.031	1.036
0.68	0.58	1.015	1.109	1.043	1.115	1.018	1.032	1.038
0.70	0.60	1.016	1.108	1.043	1.115	1.019	1.033	1.040
0.72	0.61	1.019	1.107	1.043	1.117	1.021	1.035	1.042
0.74	0.63	1.023	1.105	1.044	1.119	1.026	1.038	1.048
0.76	0.65	1.028	1.103	1.045	1.121	1.030	1.041	1.053
0.78	0.66	1.035	1.100	1.046	1.125	1.037	1.045	1.061
0.80	0.68	1.043	1.096	1.048	1.130	1.045	1.051	1.071
0.82	0.69	1.051	1.093	1.049	1.134	1.054	1.056	1.081
0.84	0.71	1.059	1.089	1.051	1.139	1.062	1.062	1.090
^{137}Cs		1.010	1.111	1.042	1.111	1.013	1.029	1.032
^{60}Co		1.011	1.110	1.042	1.113	1.015	1.030	1.034

^a SSD = 100 cm. Obtenido a partir de TPR_{10}^{20} por ajuste de datos experimentales.