



00362

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

INSTITUTO DE CIENCIAS NUCLEARES

Control de Calidad en Radiocirugía Estereotáxica

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADEMICO DE
MAESTRA EN CIENCIAS, (FÍSICA MÉDICA)
P R E S E N T A
GUERDA MASSILLON JACQUES LOUIS

pcf

DIRECTORA DE TESIS: DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN

MEXICO, D.F.

Julio 2001



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DÉDICATIONS

Cette thèse est dédiée à:

Mes parents:

Mr. St Charles Massillon et
Mme Ophanise Jacques-Louis

Mes neveux et nièces

Guerry, Wisguerre, Freztguerre,
Eltha, Guertha, Johanne, Samora,
Sandra, Guervencia, Stephanie,
Amenda, Tcharly, Kiki, Théodore
Junior, Kimmy, Roody, Farah, Kervin,
Kendy, Yola et Vanuela.

Mes frères et sœurs

Angelère (qui m'a enseigné le chemin
de la vie), Mie Vitha, Théodore,
Hélène, Judith, Nazaire, Joseph et
Wedner.

Mes amis

Bertha (étudiante du département de
Physique de l'ENS, morte d'une
tumeur cérébrale en Juillet de 1997),
Linsay, Mikenley, Conald, Naïdée,
Melissa, etc.

Peuple haïtien

*Souvenez-vous de vos efforts et de vos succès du passé quand vous vous sentez
incompétent et insignifiant. Ainsi, vous briserez tous les obstacles de la vie (GMJL).*

Agradecimientos

A mi directora de tesis, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, quien me ha brindado todo el apoyo necesario a lo largo de mis estudios de maestría y me ha orientado en el desarrollo del proyecto de tesis y en la realización del mismo. Gracias GABI por tus enseñanzas, tus comentarios y regaños constructivos así como por tu amistad incondicional.

A los miembros de mi comité sinodal: Dr. Eugenio Ley Koo, Dra. María Isabel Gamboa de Buen, Dr. Luis Benítez Bribiesca, Dr. Arnulfo Martínez Dávalos y el Dr. Alfredo Odón Rodríguez González por haber aceptado de revisar la tesis y por sus valiosos comentarios.

A los gobiernos haitiano y mexicano, por haberme permitido participar en su programa de Intercambio Académico.

Al Instituto de Ciencias Nucleares (ICN) de la UNAM por proporcionarme la infraestructura necesaria desde que ingresé a la maestría.

A la Dirección General de Estudios de Posgrado (DGEP) de la UNAM, por haberme otorgado una beca para la realización de los estudios de maestría.

A la Dirección General de Asuntos del Personal Académico (DGAPA) de la UNAM que, mediante el proyecto IN101399, me ha brindado el apoyo económico para la realización de la tesis.

Al Instituto Nacional de Cancerología (INCan) por permitirme utilizar sus instalaciones para el desarrollo de la tesis.

A la Dra. María Ester Brandan Siqués, por haberme brindado su apoyo incondicional desde el primer día que llegué a Ciudad Universitaria y en el

transcurso de la maestría, por sus valiosos comentarios y sugerencias, así como por su amistad.

Al Fís. Miguel Ángel Pérez Pastenes (INCan) por su participación, de manera activa, en la realización de este trabajo.

Al jefe del Taller del Instituto de Ciencias Nucleares (TICN-UNAM), el Sr. José Rangel Gutiérrez, por su paciencia en la construcción de las piezas necesarias para la realización de los experimentos.

Al Ing. Fernando Iturbe Hermann (ICN), por sus valiosas sugerencias y comentarios en el diseño de las piezas utilizadas en el desarrollo experimental de este trabajo.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos (IFUNAM), por haberme dado la oportunidad de utilizar las instalaciones de su laboratorio en el proceso de evaluación de las PTR.

Al jefe de la sala de Cómputo del ICN, el Fís. Antonio Ramírez Fernández, por su apoyo técnico.

A Bertha Alicia Milla Elizarrarás por su apoyo y amistad.

A todos los compañeros de la Maestría en Física Médica por su amistad.

A todos aquéllos que, de una manera u otra, me han brindado su amistad.

A la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), la Máxima Casa de Estudios, por permitirme ser miembro de su comunidad.

Resumen

En este trabajo se realizó el control de calidad en radiocirugía estereotáxica (RE) para verificar el funcionamiento del equipo y asegurar la entrega exacta de la dosis prescrita al tumor y proteger los tejidos sanos circundantes.

Dado que en RE se usan haces angostos de radiación ionizante para tratar tumores cerebrales de volúmenes pequeños con una sola dosis alta, la determinación de las distribuciones de dosis (DD) es complicada por la presencia del alto gradiente de dosis y la falta de equilibrio electrónico lateral.

Se desarrollaron procedimientos para verificar el funcionamiento mecánico del acelerador, caracterizar una cámara de ionización (CI) y medir la rapidez de dosis (RD) y las DD. Se propusieron métodos experimentales para medir los factores de corrección de la CI de 0.015 cm^3 , cuyas características no han sido reportadas en los protocolos internacionales de dosimetría, se midió la energía promedio del haz obteniéndose un valor de $2.22 \pm 1.8\% \text{ MeV}$. Se determinaron las DD y la RD en un maniquí de agua y se compararon con medidas obtenidas utilizando películas de tinte radiocrómico; encontrándose una diferencia menor que el 7% y el 1.4% en los valores obtenidos para las DD y la RD, respectivamente.

Los métodos experimentales desarrollados en la elaboración de este trabajo son adecuados para caracterizar CI pequeñas. Las medidas de las DD y la RD se utilizan para alimentar el sistema de planificación del tratamiento. Con la CI ya caracterizada es posible medir la dosis absoluta en el centro del campo de radiación.

INDICE

INTRODUCCIÓN	1
MOTIVACIÓN Y PRESENTACIÓN DE LA TESIS	3

CAPÍTULO I

1. Irradiación estereotáxica con haces externos	
1.1. Introducción	5
1.2. Historia de la radiocirugía estereotáxica	5
1.2.1. Tubos de rayos-X	5
1.2.2. Gamma-Knife	6
1.2.3. Acelerador Lineal	7
1.3. Requerimientos físicos y clínicos de la radiocirugía estereotáxica	7
1.3.1. Principales requerimientos básicos	7
1.3.2. Estabilidad mecánica del isocentro del Linac	8
1.3.3. Colimadores radioquirúrgicos	8
1.3.4. Equipo de Medición	9

CAPÍTULO II

2. Interacción de la radiación electromagnética con la materia	
2.1. Introducción	11
2.2. Efecto Compton	12
2.3. Efecto fotoeléctrico	17
2.4. Producción de pares	19

2.5.	Equilibrio de Partícula Cargada (EPC)-----	21
2.5.1.	EPC para radiación indirectamente ionizante debido a fuentes externas-----	21
2.6.	Atenuación y absorción-----	21
2.7.	Rayos-X-----	23
2.7.1.	Rayos-X de fluorescencia-----	24
2.7.2.	Rayos-X de frenado-----	24
2.7.2.1.	Espectro de energía sin filtrar de la radiación de frenado de blancos gruesos-----	26
2.7.2.2.	Dependencia direccional de la radiación de frenado-----	27
2.7.2.3.	Filtración de los rayos -X y calidad del haz-----	28
2.7.3.	Producción de rayos -X en un acelerador lineal-----	29

CAPÍTULO III

3. Control de Calidad en Radiocirugía

3.1.	Introducción-----	31
3.2.	Verificación mecánica del acelerador-----	32
3.3.	Determinación de dosis absorbida en un medio-----	34
3.3.1.	Medida de Dosis con cámara de ionización (CI)-----	35
3.4.	Caracterización de una Cámara de Ionización cilíndrica (PTW - 31006) tipo dedal de 0.015 cm ³ de volumen-----	36
3.4.1	Recombinación iónica-----	37
3.4.2	Determinación de la dosis absorbida bajo la condición de medida-----	38
3.4.2.1.	Determinación del poder másico de frenado restringido-----	39
3.4.2.2.	Teoría de Spencer-Attix-----	40
3.4.2.3.	Determinación del factor de corrección por perturbación-----	41
3.4.3	Determinación de α , la fracción de ionización producida en el volumen de aire debida a electrones originados en la pared de la CI-----	41
3.4.4	Determinación del factor de conversión de dosis en aire a agua-----	42
3.4.4.1.	Determinación del factor de corrección k_m -----	43

3.4.4.2. Atenuación en la pared de la cámara-----	44
3.4.5 Presión y temperatura-----	45
3.5. Características Dosimétricas del haz de radiación-----	45
3.5.1. Determinación de la respuesta direccional-----	45
3.5.2. Determinación de la distribución de dosis-----	46
3.5.3. Dispersión en el colimador y en el maniquí-----	47
3.5.4. Porcentaje de dosis a profundidad-----	48
3.5.5. Perfiles del haz de radiación-----	49
3.5.5.1. Penumbra del haz de radiación-----	50
3.6. Características de las películas de tinte radiocrómico (PTR)-----	51
3.7. Propagación de errores-----	52

CAPÍTULO IV

4. Desarrollo Experimental

4.1. Verificación mecánica de un acelerador lineal de 6 MV (Clinac 600C)---	53
4.2. Caracterización de la cámara de ionización-----	56
4.2.1. Medida de la recombinación iónica-----	56
4.2.2. Determinación de la fracción α -----	57
4.2.3. Determinación del factor de corrección por atenuación y dispersión-----	60
4.2.3.1. Determinación de los coeficientes másicos de absorción de energía y los poderes másicos de frenado-----	62
4.2.4. Determinación del factor de corrección por perturbación-----	64
4.2.5. Determinación del factor de corrección k_m -----	65
4.3. Características dosimétricas-----	65
4.3.1. Dependencia direccional-----	66
4.3.2. Calibración de Películas de Tinte Radiocrómico MD-55-----	67
4.3.3. Dependencia de la respuesta de la CI con la rapidez de dosis-----	68
4.3.4. Determinación de S_t , TMR y OAR-----	70
4.3.5. Dispersión en el colimador y en el maniquí-----	73

4.3.6. Porcentaje de dosis a profundidad-----	77
4.3.7. Perfiles del haz de radiación-----	79
4.3.7.1. Penumbra del haz de radiación-----	90
4.4. Determinación de la rapidez de Dosis en el acelerador-----	92

CAPÍTULO V

5. CONCLUSIONES-----	95
----------------------	----

REFERENCIAS-----	98
------------------	----

Apéndice A-----	103
-----------------	-----

Valores de los factores necesarios para la determinación de la rapidez de dosis con la cámara de ionización y de las cantidades necesarias (PDP, TMR y OAR) para alimentar el sistema de planeación.

Apéndice B-----	132
-----------------	-----

Programa escrito para centrar las imágenes obtenidas y calcular la dosis absorbida en las películas de tinte radiocrómico.

INTRODUCCIÓN

Apenas cuatro semanas después del descubrimiento de los rayos-X por Röntgen en diciembre de 1895, se utilizó por primera vez esta radiación para tratar a un enfermo de cáncer. Desde entonces, la radioterapia se considera como uno de los principales mecanismos que permite curar el cáncer preservando la integridad de las estructuras anatómicas. Esto se hizo todavía más evidente cuando el neurocirujano sueco, Lars Leksell decidió reemplazar el electrodo de aguja, usado para realizar una extirpación por electrólisis o electro-coagulación, por un haz angosto de radiación ionizante dirigida directo al blanco en el cerebro para producir una destrucción local del tejido, con el objetivo de mejorar la calidad del tratamiento. Esta obsesión por proteger al paciente y proporcionarle el mejor tratamiento posible le motiva a introducir una nueva técnica, llamada “Radiocirugía Estereotáxica”^{*}. Con esta técnica:

- ❖ se localizan las anomalías con imágenes por resonancia magnética (IRM) o tomografía computada (TC)
- ❖ se utiliza un sistema especial para la inmovilización del paciente
- ❖ se utilizan colimadores circulares con diámetros entre 5 y 40 mm
- ❖ se irradian volúmenes pequeños, del orden de 1 a 12 cm³, con una sola dosis alta

Debido a los dos últimos requerimientos mencionados arriba, la determinación de la distribución de dosis producida por un acelerador modificado para radiocirugía

^{*} Este término significa que todos los haces utilizados convergen en un punto en el espacio de tratamiento, bajo movimiento dinámico del cabezal y de la camilla

es más complicada que en radioterapia convencional y requiere una atención especial.

En radioterapia es muy importante que el volumen activo del detector utilizado para la determinación de la distribución de dosis, tales como cámaras de ionización (CI), películas radiográficas y de tinte radiocrómico (PTR), dosímetros termoluminiscentes, etc., sea lo suficientemente pequeño, con respecto al tamaño de campo, como para proveer equilibrio de partícula cargada y una buena resolución espacial.

Las cámaras de ionización (CI) son los detectores de radiación más usados para calibrar los haces de fotones o de electrones de alta energía que se utilizan normalmente para tratamiento en radioterapia debido a que con éstas se obtiene una respuesta inmediata de la rapidez de dosis en un punto dado.

Para el caso de la radioterapia convencional, en donde se utilizan campos de radiación grandes (del orden $5 \times 5 \text{ cm}^2$ o mayores), existe en el mercado una gran variedad de cámaras de ionización cuyas características han sido obtenidas y publicadas en los protocolos internacionales de dosimetría (AAPM 83, IAEA 97). Debido a la generalización del uso de la radiocirugía estereotáxica se han fabricado nuevas CI, de volumen activo muy pequeño (del orden de 0.015 cm^3) con un diseño optimizado para obtener la resolución espacial requerida en esta técnica. cuyas características aún no han sido determinadas.

MOTIVACIÓN Y PRESENTACIÓN DE LA TESIS

En general para hacer dosimetría usando una cámara de ionización, en los hospitales se acostumbra utilizar los datos publicados en los protocolos, ya sea de la IAEA o de la AAPM para determinar los factores de corrección de la CI. Debido a la propagación de la técnica de radiocirugía en México, se ha comprado una CI con un volumen activo de 0.015 cm^3 marca PTW (Pinpoint tipo 31006) para determinar, con una buena resolución espacial, la distribución de dosis producida por un acelerador lineal de 6 MV modelo Varian 600C modificado para radiocirugía, al que se le incorpora un colimador estereotáxico de plomo (seleccionado de un conjunto de 10, con diámetros entre 7.5 y 35 mm) dependiendo del tamaño del volumen tumoral. Las características de la CI no han sido reportadas en ningún protocolo internacional ni publicadas hasta este momento. Además en el país, todavía no han publicado ningún programa de control de calidad para este tipo de tratamiento. Por ello, surgió la necesidad de establecer un programa de control de calidad que abarca medidas de todos los parámetros específicos requeridos para asegurar el funcionamiento eficaz y seguro del equipo; desde el Instrumental para verificar el funcionamiento mecánico de la unidad como la estabilidad del isocentro hasta cámaras de ionización para medir la dosis absorbida.

El objetivo principal de este estudio es realizar pruebas de control de calidad en el acelerador para llevar a cabo tratamientos de radiocirugía.

Los objetivos particulares son los siguientes:

- ❖ Establecer un procedimiento para la verificación mecánica del acelerador
- ❖ Caracterizar la cámara de ionización mencionada anteriormente
- ❖ Medir la rapidez de dosis en el acelerador

❖ Caracterizar el campo de radiación

En el capítulo I se presenta una introducción histórica de la técnica de radiocirugía estereotáxica, así como los requerimientos físicos y clínicos necesarios para dar tratamientos de radiocirugía. Dado que se utilizan rayos-X como fuente de radiación, los diferentes procesos de interacción de la radiación electromagnética con la materia se introducen en el capítulo II. En el capítulo III se describen los parámetros que influyen en las pruebas de control de calidad; los métodos propuestos en este trabajo y utilizados en la obtención de los factores de corrección que caracterizan a la cámara de ionización y las cantidades que describen el campo de radiación necesarias para alimentar el sistema de planificación del tratamiento. El procedimiento experimental seguido para realizar las pruebas de verificación en el acelerador, caracterizar tanto la CI como el campo de radiación, así como los resultados obtenidos se discuten en el capítulo IV, además se incluyen medidas con PTR utilizadas para comparar con los datos obtenidos con la CI. El capítulo V contiene las conclusiones. En el apéndice A se incluyen tablas con los valores de los factores de corrección necesarios para calcular la dosis absorbida en un punto a partir de una medida hecha con la CI y el factor de calibración que da el laboratorio primario, los valores de los porcentajes de dosis a profundidad (PDP), cociente de máximo-tejido (TMR) y dosis fuera del eje (OAR) obtenidos para cada uno de los colimadores. Por último, el apéndice B contiene los programas para evaluar la dosis absorbida en las PTR.

CAPITULO I

1 Irradiación estereotáxica con haces externos

1.1 Introducción

Desde hace más de un siglo la radioterapia se ha considerado como una de las principales herramientas para el tratamiento del cáncer. Hoy, gracias a los aceleradores lineales de electrones, se amplía y se convierte en uno de los métodos más eficaces, seguros y exitosos para tratar enfermedades cancerosas; y, a menudo, en el único que permite curar el cáncer preservando al mismo tiempo la integridad de las estructuras anatómicas circundantes. Más aún, durante los últimos años se ha hecho evidente, en diferentes centros especializados alrededor del mundo, la necesidad de llevar a cabo acciones sistemáticas para garantizar y mejorar la calidad de los tratamientos de radioterapia; esta necesidad se justifica en el requerimiento de proporcionar a los pacientes el mejor tratamiento posible. Así, surgió la idea de introducir nueva técnica de tratamiento como la radiocirugía.

1.2 Historia de la radiocirugía estereotáxica

1.2.1 Tubos de rayos-X

La imaginación y la visión profética del neurocirujano sueco, Lars Leksell son claramente evidentes en el siguiente extracto de su artículo clásico sobre radiocirugía de 1951: «*La técnica estereotáxica permite la inserción rigurosa de un electrodo de aguja en alguna estructura dada del cerebro y su destrucción por electrólisis o electro-coagulación. Por consiguiente, parece factible reemplazar la aguja por un haz angosto de energía radiante directo al blanco en el cerebro y de*

ese modo producir una destrucción local del tejido» (Le 51). Basado en esta filosofía, Leksell introdujo la radiocirugía estereotáxica utilizando un tubo de rayos-X de ortovoltaje (200 kVp) para entregar a la lesión intracraneal, en una sola sesión, una alta dosis de radiación. En este caso, se mueve el blanco en varias direcciones para centrar la dosis en el blanco dentro del cerebro y proteger las estructuras vitales circundantes tanto como sea posible. Sin embargo, pronto se dieron cuenta de que los rayos-X de ortovoltaje en el intervalo de 100 a 350 kVp, aún cuando se usara un gran número de haces centrados en un punto, no eran suficientemente penetrantes como para dar la alta dosis requerida en el volumen del blanco. Por ello, la radiocirugía basada en rayos-X de ortovoltaje fue discontinuada al final de los años 50.

1.2.2 Gamma-Knife

En los años 60 el Dr. Leksell combinó la simplicidad de una fuente pequeña de ^{60}Co , la ventaja geométrica del uso de múltiples fuentes (un conjunto de 179 fuentes) (Lu 93) semejantes distribuidas sobre un gran ángulo sólido, y el beneficio mecánico de una técnica simple y precisa de inmovilización del paciente para crear un sistema de tratamiento nuevo y único —el gamma knife. El gamma knife ha permitido tratar volúmenes intracraneales pequeños con una sola dosis muy alta y ha creado una nueva modalidad terapéutica como una alternativa o complemento a las intervenciones neuroquirúrgicas.

Debido al alto costo de los equipos radioquirúrgicos y a las dificultades en la localización del tumor con los métodos de obtención de imágenes existentes, la técnica de radiocirugía no fue bien recibida por los neurocirujanos. No obstante, la introducción de las modalidades de imágenes volumétricas modernas: tomografía Computada (TC) e imagen por resonancia magnética (IRM), ha mejorado trascendentalmente la habilidad para localizar las anomalías intracraneales y ha

incrementado el número de anomalías que pueden ser tratadas sin peligro con la radiocirugía estereotáxica.

1.2.3 Acelerador Lineal

Desde los años 70, se introdujeron varias propuestas radioquirúrgicas, todas teniendo como base un acelerador lineal (Linac) como fuente de radiación. La introducción del Linac fue propuesta primero por B. Larsson (La 74, Er 96) y sus colaboradores en 1974 como fuente de radiación viable para radiocirugía. Los primeros reportes sobre un Linac clínico basado en radiocirugía fueron publicados casi una década más tarde por Betti y Derechinsky (Be 83, Be 84, Lu 93) en París en 1982, quienes desarrollaron la técnica radioquirúrgica de múltiples arcos convergentes no coplanares (Er 99). La modificación del Linac convencional como una alternativa al gamma knife ha incrementado el uso de la radiocirugía estereotáxica como una modalidad de tratamiento junto con los enfoques neuroquirúrgicos y la radioterapia convencional.

1.3 REQUERIMIENTOS FÍSICOS Y CLÍNICOS DE LA RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁXICA

1.3.1 Los principales requerimientos básicos (Er 99):

1. Determinación precisa del volumen blanco y su localización con las técnicas estereotáxicas
2. Cálculo de la distribución de dosis precisa y óptima en 3 dimensiones (3D), dentro y fuera del volumen blanco
3. Cálculo del histograma de dosis-volumen para el tumor y órganos sensibles específicos
4. Distribución de la dosis correspondiente a la forma del blanco y una disminución de la dosis fuera del volumen blanco

5. Superposición directa de la distribución de isodosis sobre las imágenes diagnósticas mostrando la localización anatómica del blanco y las estructuras circundantes
6. Conocimiento exacto de la dosis total requerida para el tratamiento
7. Entrega de la dosis precisa, numéricamente (dentro de $\pm 5\%$) y posicionalmente (dentro de ± 1 mm) al blanco predeterminado
8. Entrega completa de la dosis en un tiempo razonable
9. Dosis baja en la piel y la lente del ojo
10. Dispersión y dosis de fuga a los órganos radiosensibles, baja o despreciable
11. Prueba de verificación del sistema de radiocirugía estereotáxica (SRS, por sus siglas en inglés)
12. Seguridad del paciente

1.3.2 La estabilidad mecánica del isocentro del Linac.

Los requerimientos en la estabilidad mecánica del acelerador son aún más estrictos que en radioterapia rutinaria debido a que se define como la estabilidad del isocentro bajo rotación de 3 ejes: cabezal, camilla y colimador. Todas las técnicas radioquirúrgicas basadas en un Linac clínico involucran rotación del cabezal y la camilla de tratamiento. Bajo condiciones ideales, el punto de intersección del eje de rotación del cabezal, del eje central del colimador y del eje de rotación de la camilla se define como el isocentro (figura-3.1). Estos ejes deben coincidir, para uso en radiocirugía, dentro de una esfera de 1 mm de diámetro (Ha 93, AAPM 95, Er 99). La precisión de la colocación del blanco es del mismo orden que la precisión del isocentro

1.3.3 Colimadores radioquirúrgicos

En la mayoría de las técnicas radioquirúrgicas, se usan haces de radiación que presentan una sección transversal circular producidos por colimadores especiales

adjuntos a la cabeza del Linac. Estos campos circulares ofrecen varias ventajas sobre los rectangulares utilizados normalmente en radioterapia convencional, tales como entrega de dosis más precisa, cálculo más fácil de la distribución de dosis en 3D, y definición más confiable de los campos, sobre todo para los que se utilizan en radiocirugía.

Estos colimadores no solamente proveen los campos circulares requeridos en el isocentro, también mejoran la alineación del eje central del haz y minimizan la penumbra del haz estacionario, resultando en una disminución más rápida de la dosis fuera del volumen blanco. Usualmente, los haces circulares son de 5 a 40 mm de diámetro. La alineación del colimador es crucial para radiocirugía y debe ser verificada para cada tratamiento porque la precisión de éste depende fuertemente de la exactitud de la posición del colimador. Es imperativo que el eje central del campo de radiación coincida con el eje rotacional del colimador y que caiga dentro de la esfera de 1 mm de diámetro que define el isocentro.

1.3.4 Equipo de Medición

Para calibrar un equipo en radioterapia y hacer la dosimetría, comúnmente se utiliza una cámara de ionización asociada a un electrómetro que permite integrar la corriente iónica producida en el volumen de aire de la cámara y, a partir de ella, evaluar la dosis que recibirá un paciente en el momento del tratamiento. Sin embargo, la exactitud dosimétrica de los haces de fotones de campos pequeños usados en radiocirugía estereotáxica es complicada debido a dos factores:

- ❖ La relación entre el tamaño del detector y las dimensiones del campo, ya que no se puede resolver el problema de la presencia de los altos gradientes de dosis laterales cuando se hacen medidas fuera del eje central

- ❖ La falta de equilibrio electrónico lateral cuando se hacen medidas en el eje central, lo cual complica la interpretación del valor medido ya que el detector tiene un tamaño finito y la dosis puede variar significativamente del centro a la periferia del detector

Con el fin de minimizar estos efectos, la utilización de un detector pequeño es esencial para lograr una alta resolución espacial. Por consiguiente, varias compañías que fabrican equipos para radioterapia han introducido al mercado diferentes cámaras de dimensión adecuada que permiten determinar las características del haz de radiación con exactitud, como la que se utiliza en la realización de este trabajo.

CAPITULO II

2 Interacción de la radiación electromagnética con la materia.

2.1 Introducción

Los nombres genéricos de “rayos-X” y “rayos gamma” describen orígenes diferentes y no propiedades diferentes de los fotones de longitud de onda sustancialmente corta. Los rayos gamma se originan en el núcleo, y los rayos-X son producidos cuando se rellenan los huecos dejados por la interacción de la radiación ionizante con electrones de capas internas de un núcleo atómico o como consecuencia de una detención brusca de un haz de electrones decelerados por un blanco. Los fotones pierden su energía por interacciones discretas en las que pueden ser absorbidos totalmente, dispersados (cambio de dirección de su trayectoria) o ceder parte de su energía a un electrón orbital. Debido a que no tienen carga eléctrica y no pueden ser atraídos por la fuerza coulombiana, el mecanismo de interacción con los electrones atómicos se lleva a cabo en regiones con dimensión del orden de 100 fm, la cual es mucho más pequeña que la distancia interatómica. El mecanismo de penetración se rige estadísticamente por una probabilidad de interacción por unidad de distancia atravesada, la cual depende del medio absorbente y de la energía del fotón. Tales conceptos como alcance y energía perdida por unidad de longitud no existen para fotones. Los principales procesos de interacción de los fotones (figura-2.1) con los electrones de un medio son: Efecto Compton, Efecto fotoeléctrico, y Producción de pares. La importancia relativa de estos tres efectos depende de la energía del fotón y del número atómico del medio absorbente.

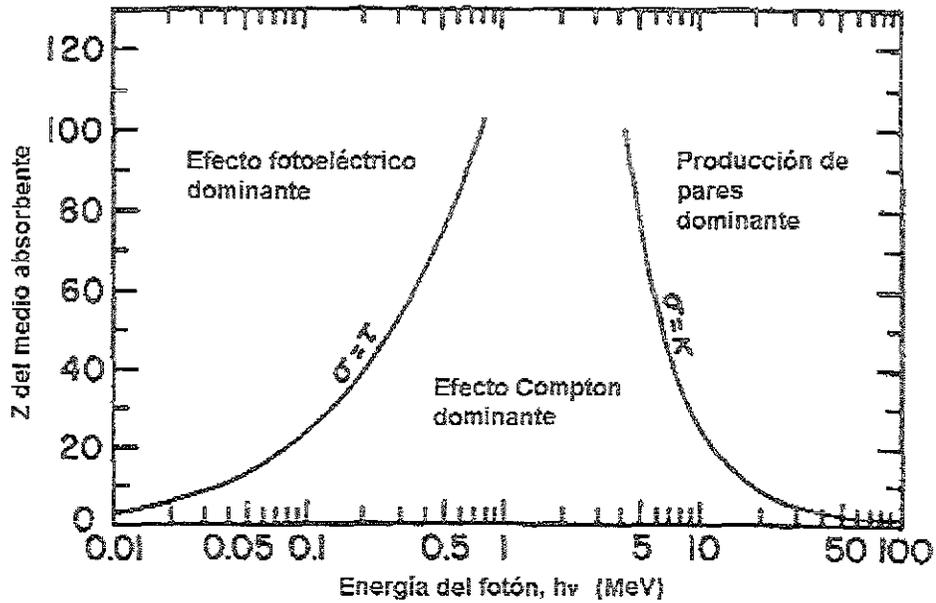


Figura-2. 1 Importancia relativa de los tres tipos principales de interacciones de los fotones con la materia (At 86).

2.2 Efecto Compton

El efecto Compton es un proceso en el cual un fotón de energía $h\nu$ interactúa con un electrón orbital que puede ser considerado virtualmente libre siempre y cuando la energía del fotón sea mayor que la energía de ligadura del electrón orbital. La interacción puede ser tratada entonces como una dispersión elástica entre el fotón y el electrón. Así, después de la colisión (figura-2.2), el electrón se dispersa a un ángulo θ , con una energía cinética T y un momento p y el fotón a un ángulo ϕ , con una energía menor $h\nu'$ y un momento $h\nu'/c$.

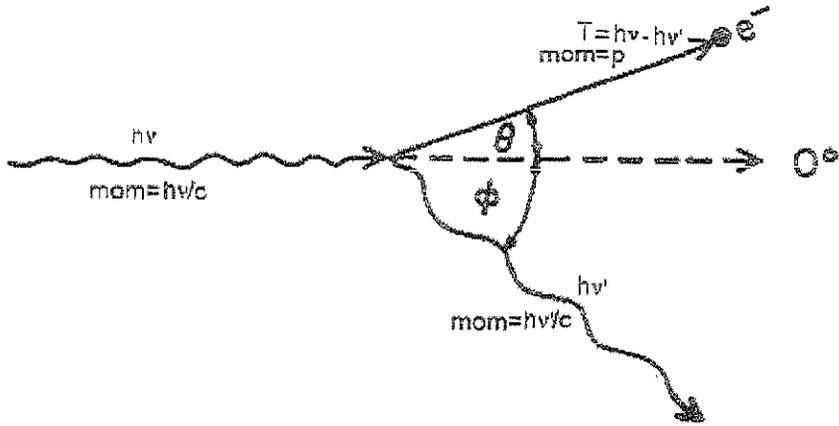


Figura-2. 2 Cinemática del efecto Compton

Entonces, la solución a la cinética de la colisión se basa en la conservación de energía y de momento. De las ecuaciones resultantes de la cinemática, las 3 siguientes proveen, en forma conveniente una solución de las interacciones Compton:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu/m_0c^2)(1 - \cos \phi)}$$

$$T = h\nu - h\nu' \quad (2.1)$$

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right)$$

En estas ecuaciones, m_0c^2 es la masa en reposo del electrón y es igual a 0.511 MeV.

La sección eficaz diferencial para fotones dispersados a un ángulo ϕ , por unidad de ángulo sólido y por electrón puede ser escrita de la siguiente forma:

$$\frac{d_e\sigma}{d\Omega_\phi} = \frac{r_0^2}{2} \left(\frac{h\nu'}{h\nu} \right)^2 \left(\frac{h\nu}{h\nu'} + \frac{h\nu'}{h\nu} - \sin^2 \phi \right) \quad (2.2)$$

Esto es la probabilidad de que el fotón, al pasar a través de una capa de un material que contiene un electrón por cm^2 , se disperse en un ángulo sólido $d\Omega$ centrado en un ángulo ϕ . La integral de la sección eficaz diferencial sobre todos los ángulos, $d\Omega = 2\pi \sin\phi d\phi$, se llama sección eficaz de colisión Compton. Esto es la probabilidad $_e\sigma$ de que el fotón sufra una interacción Compton por electrón:

$$_e\sigma = 2\pi \int_{\phi=0}^{\pi} \frac{d_e\sigma}{d\Omega} \sin\phi d\phi \quad (2.3)$$

La sección eficaz Compton $_e\sigma$, llamada sección eficaz total de Klein-Nishina (K-N) por electrón, decrece gradualmente para fotones de altas energías y es independiente del número atómico Z del material. Suponiendo que la energía de ligadura del electrón es igual a cero, entonces la sección eficaz por átomo de un material de número atómico Z está definida por:

$$_a\sigma = Z \cdot _e\sigma \quad (2.4)$$

La sección eficaz K-N por unidad de masa, σ/ρ , llamada coeficiente másico de atenuación Compton (fig.2.3) se obtiene de la siguiente ecuación:

$$\frac{\sigma}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} e \sigma, \quad (2.5)$$

donde N_A es el número de Avogadro, A y ρ son el peso atómico y la densidad del medio absorbente, respectivamente.

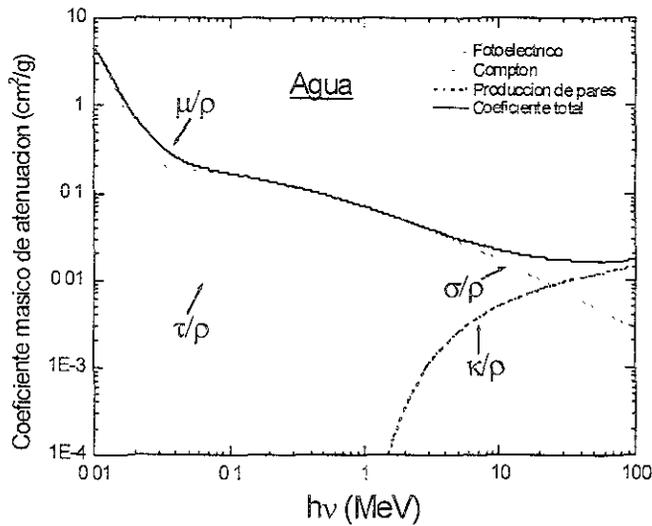


Figura-2. 3 Coeficientes másicos de atenuación de energía para agua indicando la contribución de cada uno de los principales efectos. Los datos son obtenidos de las tablas publicadas por Hubbell (Hu 69).

En cada interacción, la energía del fotón ($h\nu$) incidente se reparte entre el fotón dispersado y el electrón. Es de interés saber la fracción total de $h\nu$ que se transmite a los electrones, promediada sobre todos los ángulos de dispersión, porque conocer la energía promedio de los electrones Compton es de importancia

especial en dosimetría. Para una energía dada, la sección eficaz diferencial (K-N) de transferencia de energía se puede escribir de la siguiente forma:

$$\frac{d_e \sigma_{tr}}{d\Omega} = \frac{T}{h\nu} \frac{d_e \sigma}{d\Omega} \quad (2.6)$$

Integrando sobre todos los ángulos, se obtiene la sección eficaz de transferencia de energía $e\sigma_{tr}$

La fracción promedio de la energía del fotón incidente transferida a un electrón está dada por:

$$\frac{\bar{T}}{h\nu} = \frac{e\sigma_{tr}}{e\sigma} \quad (2.7)$$

La contribución correspondiente al coeficiente másico de transferencia de energía es:

$$\frac{\sigma_{tr}}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} e\sigma_{tr} \quad (2.8)$$

La energía máxima de un electrón liberado en una colisión Compton es:

$$T_{max} = \frac{2(h\nu)^2}{2h\nu + 0.511 \text{ MeV}} \quad (2.9)$$

El espectro de energía de los electrones Compton presente en un punto, en un medio extendido bajo irradiación, es generalmente degradado por la presencia de los electrones que han perdido cantidades distintas de su energía dependiendo de hasta dónde han viajado a través del medio. Bajo condiciones de equilibrio de

partícula cargada (ver sección 2.5), esta distribución de energía de electrones degradados se llama "Espectro de Equilibrio".

La energía promedio de los electrones en el espectro de equilibrio es:

$$\bar{T} = \frac{1}{2} \frac{e\sigma_{tr}}{e\sigma} h\nu \quad (2.10)$$

2.3 Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es la interacción más importante para los fotones de baja energía con la materia. En este proceso, un fotón de energía $h\nu$ interacciona con un electrón fuertemente ligado, transmitiendo toda su energía a los electrones orbitales, principalmente los de la capa K y L (figura-2.4). El electrón atómico es entonces expulsado con la energía:

$$T = h\nu - E_b, \quad (2.11)$$

donde E_b es la energía de ligadura del electrón en su respectiva órbita atómica. Una etapa secundaria del proceso, es el relleno del hueco creado en la capa atómica acompañado por la emisión de uno o más rayos-X o electrones (llamados electrones Auger) con energía total E_b .

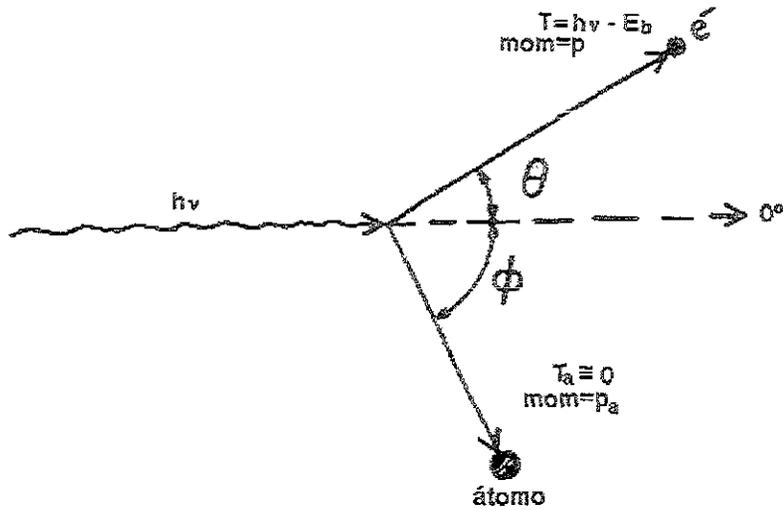


Figura-2. 4 Cinemática del efecto fotoeléctrico.

La sección eficaz de interacción por átomo, τ_a , para el efecto fotoeléctrico integrado sobre todos los ángulos de emisión del fotoelectrón, es proporcional a Z^4 en la región de energías menores que 0.1 MeV (At 86) y tiene diferentes comportamientos dependiendo del valor de $h\nu$ con respecto a la energía de ligadura E_b :

- A energías justamente mayores que E_b , decrece muy rápido, como $h\nu^{-3.5}$
- A energías mucho mayores que E_b , decrece lentamente, aproximadamente como $h\nu^{-1}$
- A energía igual a E_b muestra una discontinuidad

El coeficiente másico de atenuación de energía (fig.2.3) se describe entonces por la siguiente ecuación:

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \left(\frac{Z}{h\nu} \right)^3 \quad (2. 12)$$

El efecto fotoeléctrico es predominante a energías bajas y su probabilidad es despreciable a partir de energías superiores a 400 keV para material de baja Z.

2.4 Producción de pares.

El proceso de generación de pares electrón –positrón en el campo de un núcleo consiste en la desaparición de un fotón, y la producción de un electrón y un positrón (figura-2.5). En el proceso, el núcleo retrocede adquiriendo una pequeña cantidad de energía y un momento lineal. Dado que la masa en reposo del fotón es cero, se puede crear un par solamente si su energía excede la suma de las energías de las masas en reposo del electrón y el positrón ($2 m_0c^2 = 1.022 \text{ MeV}$). La sección eficaz de creación de pares es proporcional a Z^2 para todas las energías prácticamente, y es igual a cero cuando $h\nu < 2 m_0c^2$, al aumentar la energía crece gradualmente y a energías muy altas ($\sim 1000 m_0c^2$), tiende prácticamente a una constante.

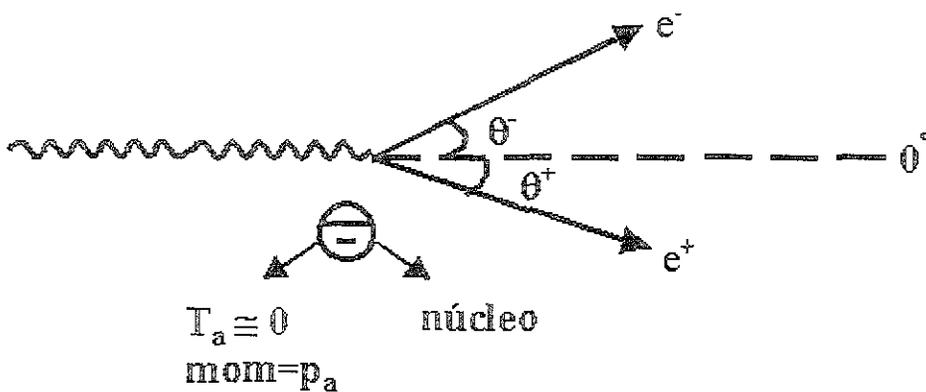


Figura-2. 5 Producción de pares en el campo de fuerza Coulombiana de un núcleo atómico.

A energías mayores que 6 MeV, la producción de pares es el principal mecanismo de interacción en medio de Z alta. La producción de pares también es posible en el campo del electrón, pero debido a la dependencia con Z^2 la contribución de este proceso es pequeña para todos los materiales con Z mayor o igual a 6 (Apéndice D.2. At 86).

De una teoría de Bethe y Heitler (At 86), la sección eficaz diferencial atómica $d({}_a\kappa)$ para la creación de un positrón de energía T^+ (y un electrón correspondiente de energía $h\nu - 2m_0c^2 - T^+$) está dada por:

$$d({}_a\kappa) = \frac{\sigma_0 Z^2 P}{h\nu - 2m_0c^2} dT^+, \quad (2.13)$$

donde σ_0 es una constante y el parámetro P es función de $h\nu$ y de Z .

La sección eficaz de producción de pares por átomo se obtiene al integrar $d({}_a\kappa)$ sobre todos los valores de T^+ :

$${}_a\kappa = \sigma_0 Z^2 \bar{P}, \quad (2.14)$$

donde \bar{P} es el promedio de P sobre todas las energías posibles del positrón y tiende a una constante independiente de $h\nu$ para energías muy grandes.

El coeficiente másico de atenuación para producción de pares se obtiene de la siguiente manera:

$$\frac{\kappa}{\rho} = {}_a\kappa \frac{N_A}{A} \quad (2.15)$$

En el proceso de producción de pares la etapa final es la aniquilación del positrón dando lugar a dos fotones de 0.511 MeV.

2.5 Equilibrio de Partícula Cargada (EPC)

El concepto de equilibrio de partícula cargada (EPC) es útil en física radiológica como una condición que permite relacionar algunas cantidades básicas, tales como la dosis absorbida en un medio con la exposición o kerma.

El EPC existe para el volumen v si cada partícula cargada de un tipo y energía dada que sale de v es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra, en termino de valores esperados.

2.5.1 EPC para radiación indirectamente ionizante debido a fuentes externas

El equilibrio de partícula cargada existe en un volumen v si:

- a) La composición atómica del medio es homogénea
- b) La densidad del medio es homogénea
- c) Existe un campo uniforme de radiación indirectamente ionizante.
- d) No existen campos eléctricos o magnéticos no homogéneos

También el EPC puede existir en un volumen bajo algunas condiciones geométricas sin que se satisfagan todas las condiciones arriba mencionadas. Por ejemplo, el diseño de la región de colección de iones de una cámara de aire libre y el caso de una fuente puntual dentro de un volumen suficientemente grande de manera que la radiación no pueda alcanzar el límite de la superficie, entonces no se requiere el reemplazo de partículas.

2.6 Atenuación y absorción

Después de atravesar un medio absorbente de espesor x , la intensidad I_0 de un haz de fotones se reduce a una intensidad:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.16)$$

Esta relación sólo es válida para un haz monoenergético bien colimado en donde los fotones dispersados no pueden ser leídos por el detector.

μ representa la probabilidad de que un fotón individual interaccione en una unidad de espesor del material atravesado y se llama coeficiente lineal de atenuación. Este parámetro corresponde a la suma de los coeficientes de atenuación de los procesos individuales,

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa, \quad (2.17)$$

donde τ , σ y κ son coeficientes lineales parciales de atenuación correspondientes al efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y a la creación de pares, respectivamente (ecuación 2.5, 2.12, 2.15).

Como se ha mencionado arriba, en dosimetría es muy importancia conocer la energía transferida a partículas cargadas (PC) para poder determinar la dosis absorbida en el medio. Por ejemplo, a veces, después de producirse el efecto fotoeléctrico, se emite uno o varios rayos-X característicos debido al relleno de las vacancias en las capas más internas. En el proceso Compton, la energía se comparte entre el fotón dispersado y el electrón. En el proceso de producción de pares, la energía disponible del fotón ($h\nu - 2m_0c^2$) se transfiere a partículas cargadas. Por ello, se define el coeficiente másico de transferencia de energía

$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$, como:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \left[\frac{h\nu - p_K Y_K h\nu_K}{h\nu} \right] + \frac{\sigma}{\rho} \left[\frac{\bar{T}}{h\nu} \right] + \frac{\kappa}{\rho} \left[\frac{h\nu - 2m_0c^2}{h\nu} \right] \quad (2.18)$$

Donde el producto $p_k Y_k h\nu_k$ es la energía promedio emitida como radiación fluorescente por fotón absorbido en una interacción fotoeléctrica, $h\nu$ es la energía del fotón considerado, y m_0c^2 es la energía en reposo del electrón. La energía que ha sido transferida a partículas cargadas, principalmente electrones, aun puede escapar de la materia por emisión de radiación de frenado (Bremsstrahlung). Por consiguiente, la energía absorbida en la materia está dada por el coeficiente másico de absorción de energía:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g), \quad (2.19)$$

donde g es la fracción promedio de la energía perdida en interacciones radiativas por los electrones y positrones secundarios, esto es, la producción de Bremsstrahlung y por positrones cuando hay aniquilación en vuelo. Generalmente, esta fracción es despreciable en materiales biológicos (Z baja) y a energías de fotones menores que 4 MeV.

2.7 Rayos-X

Los rayos-X constituyen una forma de radiación electromagnética similar a la radiación gamma, aunque son producidos a partir de la interacción de la radiación ionizante con los electrones de los átomos de un material usado como blanco (rayos-X característicos) o como consecuencia de la interacción de las partículas cargadas con los núcleos atómicos (Bremsstrahlung). La radiación gamma se forma en un proceso de decaimiento radiactivo, durante la transición de un núcleo de un estado excitado al estado base de energía o a un estado excitado de menor energía.

2.7.1 Rayos-X de fluorescencia

La generación de los rayos-X de fluorescencia es el resultado del relleno de las vacancias creadas en la capa K o L debido a:

- ❖ Una interacción fotoeléctrica.
- ❖ Una colisión fuerte de un electrón con energía cinética mayor que la energía de ligadura de la capa K o L del material en cuestión.

En el segundo caso, el electrón no requiere una energía incidente que exceda el doble de la energía de ligadura para llevar a cabo este evento, aunque, se supone que un electrón no puede ceder más que la mitad de su energía a otro electrón convencionalmente.

La energía de los fotones de fluorescencia es igual a la diferencia entre los dos niveles de energía involucrados.

2.7.2 Rayos-X de frenado

La generación de los rayos-X de frenado es el resultado de una interacción radiativa entre un electrón de alta velocidad y el núcleo atómico de un blanco. Al pasar cerca del núcleo el electrón se desvía de su trayectoria por la atracción de la fuerza coulombiana y pierde energía como bremsstrahlung (figura-2.6). En general, para optimizar la producción de rayos X de frenado se usa un blanco de tungsteno ya que tiene alta Z y un alto punto de fusión. Los electrones pierden la mayor parte de su energía en la colisión con los electrones atómicos del blanco. Casi toda la energía gastada en producir ionización y excitación del átomo se convierte en calor salvo la fracción emitida como rayos-X de fluorescencia.

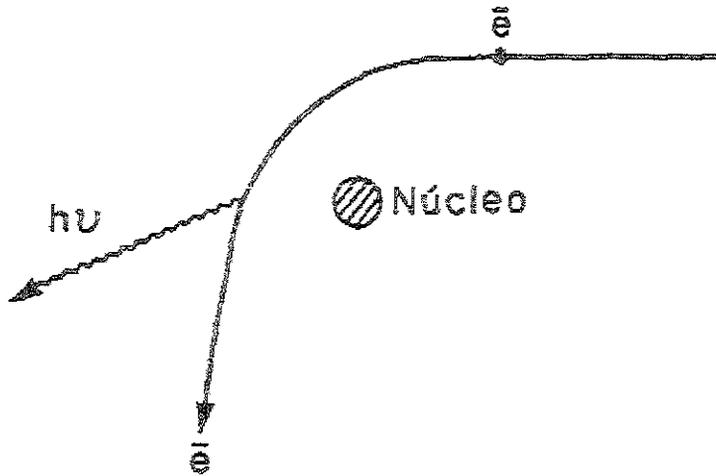


Figura-2. 6 Ilustración del proceso de generación de rayos-X de frenado.

En un blanco delgado la fracción de la energía total perdida que se convierte en producción de rayos-X de frenado es aproximadamente:

$$\frac{(dT/\rho dx)_r}{(dT/\rho dx)} = \frac{(dT/\rho dx)_r}{(dT/\rho dx)_c + (dT/\rho dx)_r} = \frac{TZ}{n + TZ} \quad (2. 20)$$

donde $(dT/\rho dx)$, llamado poder de frenado, es el valor esperado de la rapidez de energía perdida por unidad de longitud de trayectoria x por una partícula cargada de un tipo dado y de energía cinética T , en un medio de número atómico Z . $(dT/\rho dx)_r$, llamado poder de frenado radiativo, es la energía perdida por unidad de longitud de trayectoria por una partícula cargada en la generación de radiación de frenado y $(dT/\rho dx)_c$, llamado poder de frenado de colisión, es la energía perdida por unidad de longitud de trayectoria por una partícula cargada en interacciones de colisión, en las que se producen ionización y excitación de los átomos del medio. T es la energía del electrón y n es una constante que depende del material y de la energía del electrón. Para el tungsteno en particular, n es igual a 775, 786, 649, 371 y 336 a 100, 10, 1, 0.1 y 0.01 MeV, respectivamente.

2.7.2.1 Espectro de energía sin filtrar de la radiación de frenado de blancos gruesos:

De manera simple, consideremos un blanco grueso como un conjunto de blancos delgados que tengan entre todos juntos un espesor tal que paren al haz de e^- . Conforme el haz pasa a través de las láminas sucesivas, los e^- pierden su energía cinética gradualmente debido a muchas interacciones de colisión en las que se transfiere poca energía. La forma del espectro de energía es de la siguiente manera:

- ❖ El haz de e^- entra a la primera lámina con energía T_0 , genera una cantidad de energía de rayos-X y pierde una energía ΔT al atravesar la lámina.
- ❖ Entra a la segunda lámina con una energía $T_1 = T_0 - \Delta T$, genera una cantidad de rayos-X en la cual el electrón pierde la misma cantidad de energía ΔT que en el primero y tiene una energía $h\nu_{max} = T_1$

Así, la energía de los rayos-X emitida desde la segunda lámina es T_1/T_0 veces menor que la emitida desde la primera y así para las láminas subsecuentes.

En un blanco grueso, la producción total de radiación de frenado para electrones no-relativistas se aproxima a la siguiente ecuación:

$$\left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_r = 5.80 \times 10^{-28} \frac{N_A Z^2}{A} (0.511) \left(\frac{16}{3} \right) = 9.52 \times 10^{-4} \frac{Z^2}{A} \frac{\text{MeV}}{\text{g/cm}^2} \quad (2.21)$$

La energía radiante, –energía de partículas emitida, transferida o recibida excluyendo la energía de la masa en reposo–, de la radiación de frenado emitida desde la n -ésima lámina en el conjunto de N láminas es igual a:

$$R_n = 9.52 \times 10^{-4} \frac{Z^2}{A} N_e \left[\left(\frac{T_0 - (n-1)\Delta T}{T_0} \right) \rho t_1 \right] \text{ MeV} \quad (2.22)$$

Donde

ρt_1 = espesor másico de la 1a. lámina, y el factor entre el paréntesis cuadrado es el de la n -ésima lámina

T_0 = energía del e^- incidente en la 1a. lámina (MeV)

ΔT = energía perdida en interacciones de colisión en cualquier lámina (MeV)

n = número de lámina, contando a partir del lado por el que inciden los e^-

N_e = número de e^- incidentes

La energía radiante total debida a las N láminas es:

$$R_{nT} = 9.52 \times 10^{-4} \frac{Z^2}{A} N_e \left[\rho t_1 \sum_{n=1}^N \left(\frac{T_0 - (n-1)\Delta T}{T_0} \right) \right] \text{ MeV} \quad (2.23)$$

Si R = espesor másico total del conjunto de láminas, entonces:

$$R_{nT} = 9.52 \times 10^{-4} \frac{Z^2 N_e}{A} R \text{ MeV} \quad (2.24)$$

2.7.2.2 Dependencia direccional de la radiación de frenado

La forma espectral de la radiación de frenado para blancos delgados es isotrópica, es decir, independiente de la dirección relativa con respecto a la del haz de e^- .

La intensidad de la radiación de frenado para blancos gruesos depende fuertemente de la dirección porque los rayos-X son emitidos hacia los lados para

haces de electrones de bajas energía con una componente apreciable y hacia adelante conforme aumenta la energía inicial del electrón. Para aplicaciones de radioterapia, usando haces de rayos-X generados en un Linac es necesario usar un filtro cónico para aplanar el haz para el pico hacia adelante emitido a altas energías, el fenómeno es menos pronunciado para blancos más gruesos. Tal filtro atenúa menos el haz como función de la distancia hacia afuera del eje central, produciendo un haz de intensidad más uniforme sobre el área útil.

Para energías de los e^- mayores que 0.3 MeV, usualmente se toma el haz de rayos X que sale a 0° , después de que pasa a través de un blanco perpendicular.

2.7.2.3 Filtración de los rayos-X y calidad del haz

Un haz de rayos-X sin filtrar contiene rayos-X característicos del blanco y radiación de frenado (figura-2.7). Para electrones con energía inicial $T_0 \geq 300$ keV, el efecto fotoeléctrico es menos importante que el Compton, y el coeficiente total de atenuación depende menos de la energía del haz.

Entonces, la filtración de un espectro de rayos-X generado por e^- de megavolts principalmente saca los fotones con energías menores que unos pocos cientos de keV sin modificar mucho la forma espectral a las energías mayores.

El uso de un filtro de Z alta en un haz de rayos-X de megavolts tiende a filtrar los fotones de mayor energía (> 4 MeV) a través de la producción de pares y los de menor energía vía el efecto fotoeléctrico.

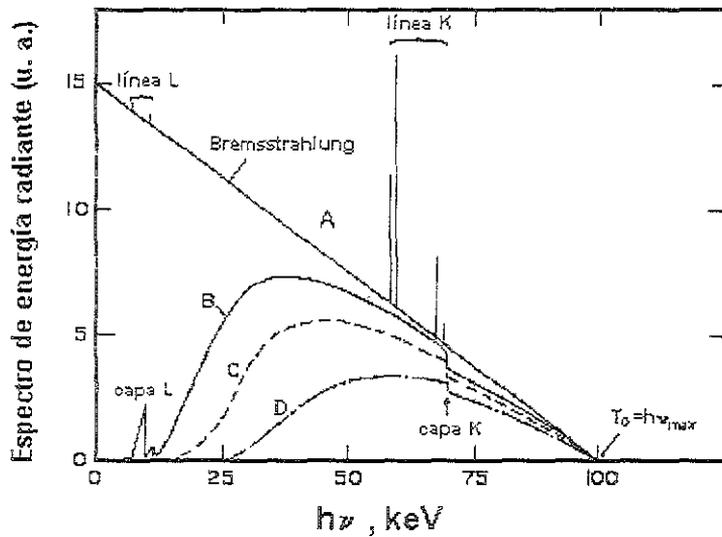


Figura-2 7 Espectro de rayos X producido por e^- de 100 keV que inciden sobre un blanco grueso de tungsteno. A: Sin filtrar. B: Filtrado a través de 0.01 mm de W al escapar del blanco. C: Filtrado adicionalmente a través de 2 mm de Al. D: Filtrado a través de 0.15 mm de Cu y 3.9 mm de Al además del filtro inherente del blanco. Las líneas de fluorescencia K no se muestran en las curvas B, C y D, debido a que son atenuadas a partir de sus alturas en la curva A en la misma proporción en la que es atenuada la radiación de frenado a las mismas energías. Las líneas L no se muestran, pero se indica su intervalo de energías (At 86).

La especificación de la calidad del haz de rayos X se da en términos de su espectro y de sus características de atenuación en un medio de referencia.

2.7.3 Producción de rayos X en acelerador lineal.

El Linac es un sistema que utiliza una onda electromagnética de alta frecuencia (~3000 megaciclos/seg) para acelerar partículas cargadas, tales como electrones a altas energías a través de un tubo lineal. El haz de electrones golpea un blanco de un material de Z alta (74) y un alto punto de fusión (~3350°C) tal como el

tungsteno. Durante la colisión con el núcleo, toda o parte de la energía de los electrones incidentes pueden convertirse en rayos-X de bremsstrahlung. Como se ha mencionado antes, la eficiencia de producción de éstos depende de la energía de los electrones, del número atómico del blanco, del espesor del blanco y de la longitud de radiación del blanco. Esta última se define como la distancia en la dirección del haz en la cual la energía de un electrón típico se reduce a $1/e$ de su valor original (Sm 00).

Para energías altas, la mayoría de los fotones son emitidos en la dirección hacia adelante, es decir, en la dirección original de los electrones. La energía promedio de los fotones en el haz de rayos-X que proviene de un acelerador lineal varía normalmente entre $1/3$ y $1/2$ de la energía de los electrones incidentes y depende principalmente del filtrado del haz (tipo de material y espesor) y del potencial aplicado.

CAPITULO III

3 Control de Calidad en Radiocirugía

3.1 Introducción

El control de calidad en procedimientos de radioterapia es el proceso en que se miden todos los parámetros específicos requeridos para asegurar el funcionamiento eficaz y seguro del equipo (IAEA 97, Ar 97) y se comparan con los estándar. Las necesidades abarcan desde instrumentos sencillos hasta los sistemas dosimétricos para medir las distribuciones de dosis en los haces de alta energía. El equipo requerido puede clasificarse en diferentes categorías:

- ❖ Instrumental para verificar el funcionamiento electromecánico de la unidad como la estabilidad del isocentro.
- ❖ Cámaras de ionización y electrómetros para medir la dosis absorbida.

El objetivo principal de un programa de control de calidad en radioterapia es asegurar la entrega exacta de la dosis prescrita al tumor en el paciente y reducir al mínimo la dosis a los tejidos sanos circundantes. La Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU), la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) y la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) han publicado protocolos para las mediciones en radioterapia y han recomendado una exactitud general en la dosis impartida del orden de $\pm 5\%$, basada en un análisis de datos de dosis-respuesta y en una evaluación de errores en la dosis (ICRU 76, IAEA 97, AAPM 83).

La estabilidad mecánica de un acelerador en radiocirugía debe ser de alta calidad y de máxima importancia ya que una posible alteración en la precisión de la distribución de dosis puede afectar significativamente el tejido sano circundante al volumen tumoral. Por ello, es esencial la localización precisa del isocentro de la máquina de tratamiento.

Debido a la ausencia del equilibrio electrónico lateral cuando se hacen medidas en el eje central (sección 2.5) y la presencia de los altos gradientes de dosis laterales cuando se hacen medidas fuera del eje en los tamaños de campos utilizados en radiocirugía estereotáxica (RET), es más difícil llevar a cabo una dosimetría adecuada en estos campos que en radioterapia convencional. Además, estos campos requieren de un detector con un volumen activo pequeño para proveer una buena resolución espacial. Por eso, se usa una cámara de ionización cilíndrica, con un diseño optimizado para alta resolución espacial para realizar medidas de distribución de dosis en haces de radiación muy angostos, tales como los que usan en radiocirugía.

3.2 Verificación mecánica del acelerador

Entre las características que influyen en la precisión del tratamiento radioquirúrgico, la *exactitud isocéntrica* del sistema de tratamiento necesita una atención especial. En un acelerador lineal modificado para radiocirugía, el isocentro (figura-3.1) se define como el punto de intersección del eje de rotación del cabezal con el eje de rotación de la camilla y el eje del haz central (Ha 85). La *exactitud isocéntrica* se define como la separación máxima entre todos los ejes del haz central desde el isocentro (Tr 00) y puede variar debido a la inestabilidad de la posición del haz. Cuando la separación de los ejes es mayor que la requerida, la *exactitud isocéntrica* puede ser mejorada moviendo los ejes mecánicos de rotación, ajustando la flexión del cabezal, la distancia mínima entre los ejes de rotación del cabezal y de la camilla, y la desviación del colimador estereotáxico.

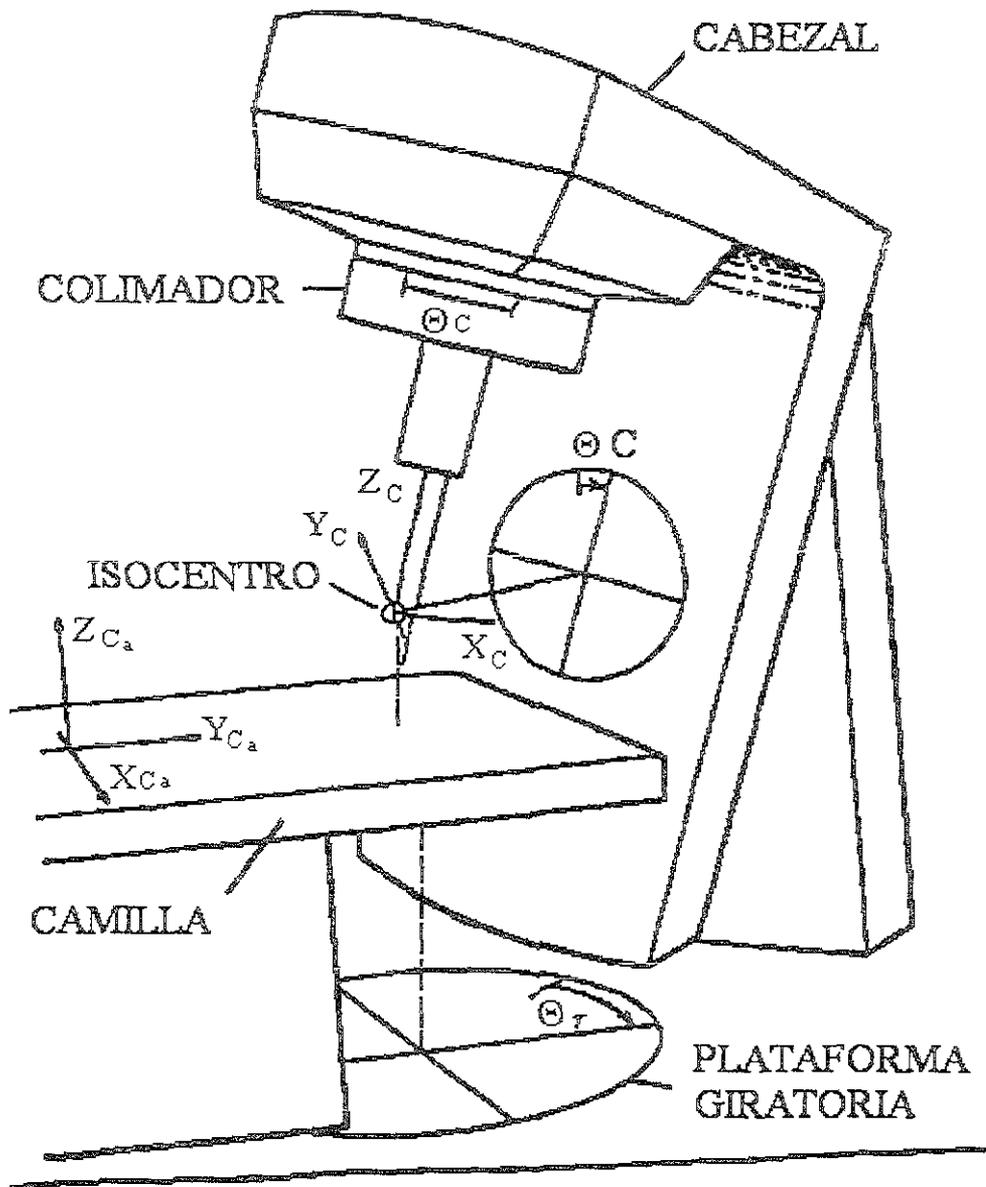


Figura-3. 1 Linac modificado para radiocirugía estereotáxica en donde se muestran los 3 ejes de rotación y la posición del isocentro (Ko 93).

Para la determinación y la verificación de la exactitud isocéntrica, se desarrolla una prueba de las características funcionales para radiocirugía estereotáxica.

3.3 Determinación de la dosis absorbida en un medio

La dosis absorbida, D , es relevante para todos los tipos de radiaciones ya sean directamente o indirectamente ionizantes, y se define como el valor esperado de la energía impartida ε por la radiación ionizante a la materia de masa m en un volumen finito V . En algún punto P dentro de V se expresa por la siguiente ecuación:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}, \quad (3.1)$$

donde ε es el valor esperado de la energía impartida en el volumen finito V durante un intervalo de tiempo t .

A veces es muy útil saber la cantidad de dosis absorbida que se deposita en algún punto en aire como un resultado de una exposición X . Como se ha mencionado en la sección 2.5, bajo condición de equilibrio de partícula cargada se puede determinar la dosis absorbida en el aire por medio de la exposición o el kerma por la siguiente ecuación:

$$D_{\text{aire}} = (K_c)_{\text{aire}} = X \left(\frac{\overline{W}}{e} \right)_{\text{aire}}, \quad (3.2)$$

↑	↑	↑	↑	,
J/kg	J/kg	C/kg	$33.97 J/C$	

donde X es la exposición y se define como el cociente del valor absoluto de la carga total, dQ , de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones (electrón y positrón) liberados por fotones en aire de masa dm son completamente frenados en el aire y se expresa por la siguiente ecuación:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.3)$$

$(K_c)_{\text{aire}}$ es el kerma de colisión en aire y es la energía transferida neta a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés dentro de un volumen finito de aire, excluyendo la energía radiativa perdida y la energía transferida de una partícula cargada a otra.

3.3.1 Medida de dosis con cámara de ionización

Convencionalmente, el término de “cámara de ionización” (CI) se usa de manera exclusiva para los detectores en que todas las cargas creadas en el gas son colectadas ($K_n \approx 00$) (región de saturación). Una de las aplicaciones más importantes de las cámaras de ionización es la medición de la exposición en haces de rayos-X o gamma. Una CI llena de aire es particularmente adecuada para esta aplicación debido a que la exposición está definida en términos de la cantidad de ionización producida en el aire. Bajo condiciones apropiadas, una determinación de la carga en una CI llena de aire puede dar una medida precisa de la exposición, y una medición de la corriente de ionización indicará la rapidez de exposición. Así, se han considerado las cámaras de ionización de aire como los detectores prácticos más confiables para obtener la dosis absorbida absoluta en campos de radioterapia, debido a la relación existente entre la exposición y la dosis (ecuación 3.2).

Comúnmente las CI están asociadas a un electrómetro que permite integrar la corriente producida en el volumen de aire y, a partir de ella, evaluar la dosis que recibirá un paciente en el momento del tratamiento.

Para la determinación de dosis absorbida en agua en un maniquí irradiado con haces de fotones o de electrones de alta energía usando una cámara de ionización se recomienda, en la mayoría de los protocolos, que se utilice una cámara de ionización con un factor de calibración en exposición o en kerma para un haz de rayos γ de ^{60}Co . Además, se debe tomar en cuenta una variedad de parámetros que pueden influir en la respuesta de la cámara tales como la dimensión y la composición de la pared y de su capuchón y del electrodo central, la eficiencia de colección de iones, etc.

3.4 Caracterización de una cámara de ionización cilíndrica (PTW - 31006) tipo dedal de 0.015 cm^3 de volumen.

Debido a que en la literatura no se han reportado los valores de los factores de corrección para cámaras de ionización de esta dimensión y de estas propiedades (figura-3.2), es necesario obtenerlos experimentalmente para determinar la dosis absorbida en un medio expuesto a un haz de radiación.

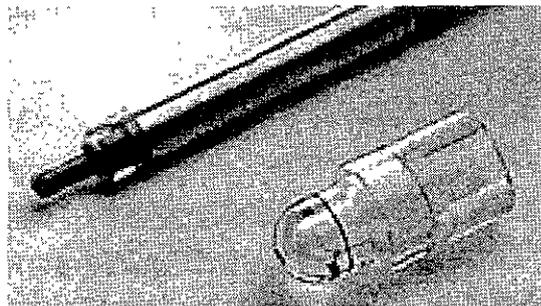


Figura-3. 2 Cámara de ionización de marca PTW (Pinpoint-tipo 31006) de 0.015 cm^3 de volumen.

3.4.1 . Recombinación iónica

La dosis absorbida depositada en un gas por radiación ionizante es proporcional a la ionización producida en el volumen de gas. En algunos casos prácticos, la carga que es colectada por el electrodo de polarización en la cámara y medida por el circuito del electrómetro es menor que la carga producida debido a la recombinación de algunos iones positivos y negativos dentro del volumen de gas durante la cual el electrón es capturado por el ion positivo y regresa a un estado de carga neutro. Alternativamente, el ion positivo puede sufrir una colisión con un ion negativo en la cual el electrón extra es transferido al ion positivo y ambos iones son neutralizados. En cualquiera de los dos casos, la carga representada por el par original se pierde y no contribuye a la señal en los detectores basados en colección de carga de ionización. Se dice que una cámara de ionización está saturada cuando no existe recombinación iónica.

Generalmente, al incrementar el voltaje de colección de la carga aplicado a una cámara decrece la recombinación y se aproxima de manera asintótica a la saturación. No es posible incrementar el potencial aplicado indefinidamente para eliminar la recombinación totalmente (At 86) por el inicio de cualquiera de las siguientes causas:

- ❖ El corte eléctrico de los aislantes o
- ❖ La multiplicación gaseosa, en la cual los electrones libres ganan suficiente energía cinética del campo eléctrico como para ionizar otros átomos. Así, se produce ionización extra, que no es debida al campo de radiación ionizante incidente. Esto ocurre en los contadores proporcional y Geiger Müller, pero no debe ocurrir en una cámara de ionización

Consecuentemente, es necesario estimar la magnitud de la deficiencia de carga o la eficiencia de colección de iones y hacer una corrección para obtener la carga producida en una cámara de ionización. En el protocolo de la IAEA el factor de corrección asociado a la recombinación iónica se denota P_s .

3.4.2 Determinación de dosis absorbida bajo la condición de medida

La dosis absorbida en agua en un maniquí (medio utilizado como referencia) en el punto efectivo de medida está dada por la siguiente ecuación:

$$D_{agua}(P_{eff}) = M_u N_D (S_{agua,aire})_u P_u P_{TP}, \quad (3.4)$$

donde N_D es el factor de conversión de dosis en aire a dosis en agua, $(S_{agua,aire})_u$ es el cociente de los poderes máxicos de frenado restringido de los electrones generados por la radiación incidente en el agua y en el aire, P_u es un factor de corrección por perturbación, P_{TP} es el factor de corrección por presión y temperatura y M_u es la lectura del electrómetro para un campo de referencia a la profundidad de medida, P_{eff} . El punto efectivo, P_{eff} , toma en cuenta dos correcciones diferentes por perturbación en la respuesta de la cámara: una por dispersión de la fluencia de electrones y otra por desplazamiento, en el sentido de que el centro geométrico de la CI se desplaza del centro efectivo, es decir, del punto en el cual se determina la dosis en el maniquí. La importancia de cada una de estas correcciones depende de la forma geométrica de la cavidad y de la orientación de la cámara con respecto a la dirección del haz de radiación incidente (At 86). Para una cámara cilíndrica o esférica, la distancia desde la pared de entrada del haz hasta la profundidad del centro geométrico varía con el punto de entrada de cada electrón. La distancia promedio se obtiene integrando sobre la sección transversal de la cavidad para obtener la distancia media de la pared de entrada al plano medio de la cámara, pesada por la longitud de trayectoria de cada electrón. Esto toma en cuenta la contribución relativa de cada electrón a la ionización total.

3.4.2.1 Determinación del poder másico de frenado restringido

La rapidez promedio de energía perdida por partículas cargadas en todas las colisiones fuertes y suaves con la materia está dada por el poder másico de frenado de colisión. Los rayos δ resultantes de una colisión fuerte pueden ser suficientemente energéticos como para llevar la energía cinética a una distancia significativa fuera de la trayectoria de la partícula primaria. En este caso, si se calcula la dosis depositada en un objeto pequeño o en una capa delgada atravesada por partículas cargadas, el uso del poder másico de frenado de colisión sobrestimaré la dosis, a menos que los rayos δ escapados sean reemplazados, (i.e., exista EPC). Cuando esto no ocurre, se utiliza el poder de frenado restringido, que es la fracción del poder de frenado de colisión que incluye todas las colisiones suaves más las colisiones fuertes resultantes en rayos δ con energías menores que un valor de corte Δ , y se determina usando la teoría de cavidad de Spencer-Attix por la siguiente ecuación (At 86):

$$S = \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{\Delta} = k \left\{ \ln \left[\frac{\tau^2 (\tau + 2)}{2 \left(\frac{1}{m_0 c^2} \right)^2} \right] + G^-(\tau, \eta) - \delta - \frac{2C}{Z} \right\} \quad (3.5)$$

$$\tau \equiv \frac{T}{m_0 c^2} \quad \text{y} \quad \eta \equiv \frac{A}{T},$$

donde

$$k \equiv 0.1535 \frac{Z}{A \beta^2} \frac{\text{MeV}}{\text{g / cm}^2}$$

Z y A son el número másico y el peso atómico del medio absorbente y $\beta = v/c$ con v y c las velocidades del electrón y de la luz en el vacío, respectivamente.

Para electrones:

$$G^-(\tau, \eta) = -1 - \beta^2 + \ln [4(1-\eta)\eta] + (1-\eta)^{-1} + (1-\beta^2) \left[\tau^2 \eta^2 / 2 + (2\tau + 1) \ln(1-\eta) \right]$$

y T es la energía cinética del electrón en el espectro de equilibrio.

3.4.2.2 Teoría de Spencer-Attix

Esta teoría (At 86) se basa en la suposición de que hay EPC y no hay generación de rayos-X de frenado. Se supone que una cavidad, con un medio g (típicamente aire), se caracteriza con respecto a su tamaño por un parámetro Δ , el cual se toma de manera arbitraria como la energía media de los electrones con alcances proyectados lo suficientemente largos como para cruzar justamente la cavidad. El espectro de equilibrio de los electrones (incluyendo rayos- δ) generados en el medio circundante se divide fundamentalmente en dos componentes en la esquematización de Spencer:

El grupo "rápido": Electrones con energía $T \geq \Delta$, y por lo tanto pueden transportar energía. En particular tienen energía suficiente para atravesar la cavidad.

El grupo "lento": Electrones con energía $T < \Delta$, tienen alcance cero, es decir, depositan su energía en el sitio donde su energía cinética caiga debajo de Δ y por lo tanto no son capaces de entrar en la cavidad o no transportan energía.

Por consiguiente, la dosis absorbida en algún punto en el medio circundante se determina utilizando el poder de frenado restringido.

Como se ha mencionado en la sección anterior, los rayos- δ resultantes de colisiones fuertes de los electrones pueden tener alcances más grandes que el radio de la cavidad y salir de ella con parte de su energía, la cual no es depositada en el gas. Entonces, la aplicación de la teoría de cavidad de Spencer, tomando la energía de corte Δ con un alcance igual al radio de la cavidad, compensará aproximadamente este pequeño error. El valor de $\Delta = 10$ keV se aplica a una

cavidad de gas (a 1 atm) de aproximadamente 2 mm de radio, el orden de magnitud de la mayoría de las cámaras de cavidad pequeña (At 86).

3.4.2.3 Determinación del factor de corrección por perturbación

Ai medir la dosis en un haz de fotones a una profundidad dada dentro de un maniquí de agua, utilizando una cámara de ionización, se considera que los electrones son producidos y frenados de manera diferente en el material de la pared de la cámara y en el agua. Por ello, se aplica un factor llamado factor de corrección por perturbación, P_U que toma en cuenta esta diferencia y se calcula por la ecuación de Almond y Svensson (IAEA 97) basada en un modelo teórico:

$$P_U = \frac{\alpha S_{pared, aire} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{agua, pared} + (1 - \alpha) S_{agua, aire}}{S_{agua, aire}}, \quad (3.6)$$

donde α es la fracción de ionización debida a electrones originados en la pared de la cámara y se determina experimentalmente.

3.4.3 Determinación de α , la fracción de ionización producida en el volumen de aire debida a electrones originados en la pared de la CI.

La exactitud en la medida de la dosis para haces de rayos-X de alta energía puede ser mejorada si se toma en cuenta la diferencia entre la composición de la pared de la cámara y de su capuchón. Cuando se hacen medidas dosimétricas en un maniquí con una cámara de ionización de pared delgada, solamente una pequeña fracción de los rayos-X interactúa directamente con el aire de la cámara, y la mayoría de la corriente iónica se debe a los electrones secundarios liberados por interacciones de los fotones con el material del maniquí y la pared de la cámara. En el proceso de cálculo de la dosis a partir de la exposición en el material del

maniquí, es necesario considerar la fracción de ionización debida a los electrones originados en la pared de la cámara (α) y en el maniquí ($1-\alpha$).

En este trabajo, se propone medir la fracción de ionización debida a electrones generados en la pared de la cámara utilizando la siguiente ecuación:

$$\alpha = \frac{I_{xp} - I_0}{I_{xp}}, \quad (3.7)$$

donde:

I_0 es la ionización producida en la cavidad de aire de la CI considerando un espesor de pared igual a cero.

I_{xp} es la ionización producida en la cavidad de aire con el espesor de pared y está definida por la siguiente ecuación:

$$I_{xp} = A - B e^{-\mu X_p}, \quad (3.8)$$

con:

X_p , el espesor de la pared de la CI.

μ , el coeficiente lineal de atenuación

A y B , constantes.

Las medidas son realizadas en la región de incremento de la curva de la carga producida como función de la profundidad (ver fig.-3.3) ya que este comportamiento se debe a electrones secundarios generados en la superficie del agua.

3.4.4 Determinación del factor de conversión de dosis en aire a agua

El factor de conversión de dosis en aire a dosis en agua N_D está dado por la ecuación:

$$N_D = N_k(1-g)k_{att}k_m, \quad (3.9)$$

Donde N_k es el factor de calibración de kerma en aire y está dado por la siguiente ecuación:

$$N_k = N_x (W/e)/(1-g) \left(\frac{R}{C} \cdot \frac{J}{C} \right) \times 2.58 \times 10^{-4} \left(\frac{C}{kg.R} \right) \quad (Gy/C)$$

$$\Downarrow$$

$$N_D = 2.58 \times 10^{-4} N_x (W/e)k_{att}k_m \quad (Gy/C) \quad (3.10)$$

Donde N_x es el factor de calibración en exposición que da el laboratorio de calibración, W/e es la energía necesaria para producir un par de iones por electrón y tiene un valor de 33.97J/C en el aire, k_{att} es el factor de corrección por atenuación en la pared de la CI y k_m es el factor de corrección por la diferencia entre el material de la pared de la CI y el aire.

3.4.4.1 Determinación del factor de corrección k_m

El factor de corrección k_m es un factor que toma en cuenta la diferencia entre el material de la pared de la CI y el aire dentro del volumen de la CI. Este factor se determina por la siguiente ecuación:

$$k_m = \alpha S_{aire, pared} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{pared, aire} + (1-\alpha) S_{aire, cap} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{cap, air} \quad (3.11)$$

Donde μ_{en}/ρ es el coeficiente másico de absorción de energía y cap se refiere al capuchón de la cámara.

3.4.4.2 Atenuación en la pared de la cámara

El factor k_{att} toma en cuenta la atenuación y dispersión de los fotones en el material de la cámara de ionización. La influencia de los fotones absorbidos y dispersados en la cámara se incluye en este factor. La mayoría de los electrones que atraviesan la cavidad y producen ionización en el aire son generados en la pared de la cavidad. Se propone un método experimental para determinar este factor y se evalúa, bajo condiciones de equilibrio de partícula cargada, por la siguiente ecuación:

$$k_{att} = 1 - \gamma \quad \text{con} \quad \gamma = \frac{C_0 - C_p}{C_0} \quad (3.12)$$

Donde γ es la fracción de atenuación y dispersión en la pared de la CI.

C_0 es la carga que se produciría en la cavidad de aire con un espesor de pared igual a cero y está definida por:

$$C_0 = n^{-1} \sqrt{\frac{C_p^n}{C_{np}}} \quad (3.13)$$

C_p es la carga producida en la cavidad de aire con el espesor de pared

C_{np} es la carga producida en la cavidad de aire con un espesor n veces el espesor de la pared.

n es el cociente del espesor másico total entre el espesor másico de la pared.

Las medidas se realizan en la región de atenuación de la curva de dosis como función de la profundidad (ver fig.-3.3)

3.4.5 Presión y temperatura

La masa de aire dentro del volumen activo de una cámara de ionización (CI) abierta al aire ambiental puede variar significativamente de un lugar a otro. Por ello es necesario aplicar un factor de corrección por presión y temperatura a la carga medida con la CI considerando las condiciones en las cuales ha sido calibrada y se han realizado las medidas. Este factor se determina por la siguiente ecuación:

$$P_{TP} = \frac{P_0 (273.2 + T)}{P (273.2 + T_0)}, \quad (3.14)$$

donde P y T ($^{\circ}\text{C}$) son la presión y la temperatura del aire durante las medidas y P_0 y T_0 son los valores de referencia (condiciones de calibración).

3.5 Características Dosimétricas del haz de radiación

3.5.1 Determinación de la respuesta direccional de la CI

La dependencia direccional es uno de los factores específicos más importantes que debe ser considerado al elegir un detector para la medida de dosis absorbida en haces angostos. Cuando se miden las características del haz de radiación tales como dosis a profundidad y perfil del haz, una respuesta direccional uniforme del detector es de gran importancia debido a la variación de la distribución angular de los electrones y los fotones dispersados con la distancia desde el centro del haz y con la profundidad.

3.5.2 Determinación de la distribución de dosis.

Suponiendo simetría axial, se define la dosis absorbida $D(s, r, d)$ en un medio en el plano que pasa a través del isocentro y perpendicular al eje central (Ri 87) por la ecuación:

$$D(s, r, d) = M \text{ TMR}(s, d) S_t(s) \text{ OAR}(s, r, d), \quad (3.15)$$

donde d es la profundidad, s es el tamaño de campo y r la distancia radial con respecto del isocentro. M es la dosis absorbida bajo las siguientes condiciones:

$$M = D(5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}, 0, d_{\max}) \quad (3.16)$$

Donde d_{\max} es la profundidad a la cual la dosis es máxima.

$\text{TMR}(s, d)$ es el cociente de máximo-tejido y está definido por:

$$\text{TMR}(s, d) = \frac{D(s, 0, d)}{D(s, 0, d_{\max})} \quad (3.17)$$

Esta cantidad se basa en que la contribución a la dosis en un punto debida a la fracción dispersada a una profundidad dada, es independiente de la divergencia del haz y depende solamente del tamaño de campo en el punto y de la profundidad de dosis máxima.

$S_t(s)$ es el factor de corrección de dispersión total y está definido por:

$$S_t(s) = \frac{D(s, 0, d_{\max})}{M} \quad (3.18)$$

Con el objetivo de estudiar el efecto de contaminación electrónica cerca de la superficie es necesario determinar la dosis fuera del eje. Por ello se define el cociente de dosis fuera del eje, $OAR(s, r, d)$, como:

$$OAR(s, r, d) = \frac{D(s, r, d)}{D(s, 0, d)} \quad (3.19)$$

Por el hecho de que d_{max} cambia ligeramente con el tamaño de campo, se utilizó un valor constante igual a 14.1 mm, para el haz de rayos-X de 6 MV en un campo de referencia de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ (Ka 94). Se determinan los OAR (s, r, d) a una profundidad de d_{max} y a 50 mm para valores de r desde 0 hasta 25 mm y los TMR (s, d) de 0 a 20 cm, para todos los colimadores. Estos valores son necesarios para el cálculo de dosis utilizando el sistema de planificación del tratamiento.

3.5.3 Dispersión en el colimador y en el maniquí

La salida de un haz de radiación (rapidez de dosis o rapidez de fluencia) medida en un medio depende del tamaño de campo debido a la radiación dispersada en los colimadores o en el mismo medio. Para entender mejor el origen de estos cambios en la dosis, es necesario considerar dos componentes de dispersión: el colimador y el medio (en este caso el maniquí de agua).

Khan (Kh 94) ha definido la dispersión en el colimador por:

$$S_c(s) = \frac{D_{air}(s, 0)}{D_{air}(5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}, 0)} \quad (3.20)$$

La dispersión en el maniquí, que toma en cuenta el cambio en la radiación dispersada originada en el maniquí a una profundidad de referencia, cuando se cambia el tamaño de campo está dada por:

$$S_m = \frac{S_t}{S_c}, \quad (3.21)$$

donde $D_{air}(s, 0)$ es la dosis en el aire, usando el capuchón de la cámara, en el isocentro para tamaño de campo s , y $D_{air}(5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}, 0)$ es la dosis en el aire para un campo de $5 \times 5^*$ cm^2 en el isocentro.

3.5.4 Porcentaje de dosis a profundidad

Cuando un haz de radiación incide en un medio, la dosis absorbida varía con la profundidad. Esta variación depende de varias condiciones: la energía del haz, el medio en cuestión, la profundidad, la distancia de la fuente a la superficie del maniquí y del sistema de colimación. Entonces el cálculo de dosis absorbida por un paciente durante un tratamiento involucra consideraciones especiales con respecto a estos parámetros, sobre todo en radiocirugía. El porcentaje de dosis a profundidad se determina por la siguiente ecuación:

$$PDP(s) = \frac{D(s, d)}{D(s, d_{max, s})} \times 100 \quad (3.22)$$

En este caso, $d_{max, s}$ se refiere a la profundidad de dosis máxima para el tamaño de campo en cuestión.

En la figura –3.3 se muestra una curva de rapidez de ionización como función de la profundidad en agua para un campo circular de 15 mm de diámetro medida en un haz de rayos-X de 6 MV.

* Normalmente se utiliza un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ como referencia y el uso de este tamaño de campo como referencia es una propuesta de este trabajo que se basa en la dimensión del volumen activo de la cámara de ionización con respecto al tamaño del haz

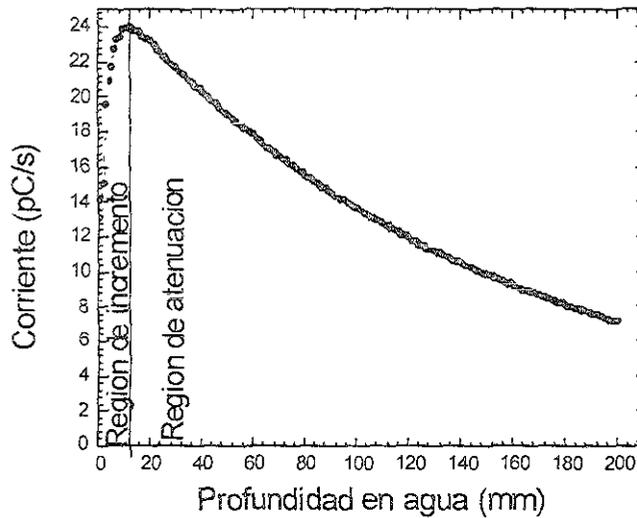


Figura-3. 3 Curva de la rapidez de ionización medida como función de la profundidad en agua para un tamaño de campo de 15 mm de diámetro en un haz de rayos-X de 6 MV obtenida en este trabajo.

3.5.5 Perfiles del haz de radiación

El perfil del haz de radiación en un plano perpendicular al eje central del haz, a una profundidad dada, es la variación de la dosis desde los bordes del campo de radiación hacia el isocentro. Esta variación permite estudiar el efecto de contaminación de electrones cerca de la superficie. Los datos de cada perfil obtenido permiten calcular los OAR para cada tamaño de campo en este plano y a esta profundidad. En la figura –3.4 se muestra un perfil tomado a una profundidad de 14.1 mm en agua en el plano –X perpendicular al eje central del haz de radiación para un tamaño de campo circular de 15 mm de diámetro.

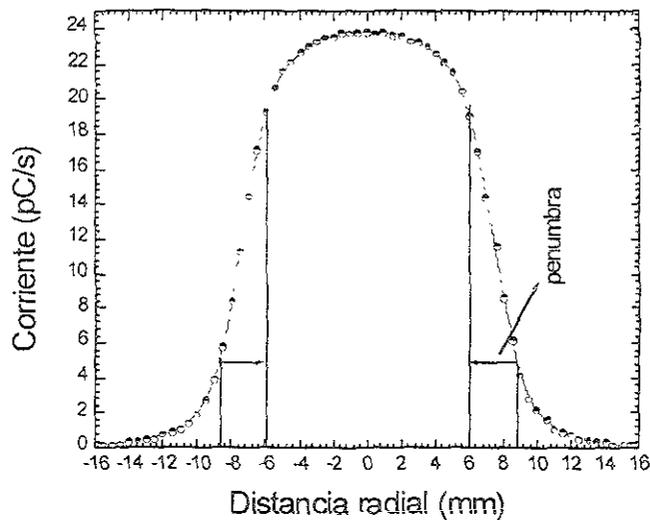


Figura-3. 4 Perfil de dosis medido en el plano $-X$ perpendicular al eje central del haz para un diámetro de campo de 15 mm, en un haz de rayos-X de 6 MV obtenido en este trabajo.

3.5.5.1 Penumbra del haz de radiación

El término de "penumbra" significa la región al borde del campo de radiación en donde la rapidez de dosis cambia muy rápido como función de la distancia desde el eje central del haz (figura-3.4). La exactitud en esta región para los haces de rayos-X de alta energía es de gran importancia para la mayoría de los sistemas de planificación para radioterapia. Debido a que parte de la variación en la rapidez de dosis lateral en los bordes del campo, es una consecuencia de la radiación dispersada producida por el detector, en la medida de la penumbra, es necesario el uso de un detector con un tamaño físico pequeño para obtener una buena resolución espacial. En este trabajo se mide la penumbra con la CI a profundidad de d_{max} y a 50 mm en agua para estudiar la divergencia del haz y con película de

tinte radiocrómico PTR a una profundidad equivalente a d_{max} en acrílico para determinar la dispersión producida por la CI.

3.6 Características de las películas de tinte radiocrómico (PTR) Gafchromic MD-55

Casi cualquier material plástico (polímero) que sufre un cambio en el color, causado por el rompimiento de los enlaces químicos o formación de radicales libres cuando está expuesto a la radiación ionizante, puede ser utilizado como monitor de radiación. Pero solamente unos pocos son reconocidos como dosímetros confiables y son recomendados para medidas de dosis absoluta y de distribución de dosis en campos de radiación muy intenso. Uno de los sistemas más recientes es una película *Gafchromic MD-55 sensible y de alta resolución, propuesta por W. L. McLaughlin (Mc 96), que se elabora con una base de plástico y un precursor de tinte, en este caso tinte radiocrómico.

Esta película es incolora y, al ser irradiada se vuelve progresivamente azul conforme aumenta la dosis absorbida en el intervalo de 3 Gy y mayores. No es necesario un revelado químico, térmico ni óptico para lograr una imagen permanente de alta resolución. La película está constituida por una base de poliéster recubierta con una capa delgada de una dispersión microcristalina sensible a la radiación. El mecanismo de coloración inducida por la radiación es una polimerización de primer orden en estado sólido de los monómeros de diacetileno ordenadamente sustituido, el cual forma la policonjugación plana de la cadena principal de carbono. A nivel molecular, se producen disturbios en la estructura y en las ligaduras de las moléculas, dando como resultado bandas de absorción óptica discretas (a 670, 633 y 600 nm) (Mc 96) en los plásticos y películas coloreadas. También tiene una ligera sensibilidad a la radiación

* ISP Technologies Inc., 1361 Alps Road, Wayne, NJ 01470

ultravioleta (250 a 350 nm). La cantidad que se mide en estos dosímetros es el cambio en la densidad óptica, que depende de la dosis absorbida.

3.7 Propagación de errores

En la realización del trabajo, la mayoría de las ecuaciones utilizadas son de cocientes y de productos. Las incertidumbres en las medidas se determinan de la siguiente manera:

Suponiendo que a, \dots, w son medidas con incertidumbres de $\delta a, \dots, \delta w$, y los valores medidos son utilizados para calcular

$$Q = (a \dots l) \times (m \dots w),$$

el cuadrado de la incertidumbre relativa en Q $\delta Q/Q$ es la suma de los cuadrados de las incertidumbres relativas originales de cada medida,

$$\delta Q/Q = [(\delta a/a)^2 + \dots (\delta l/l)^2 + (\delta m/m)^2 + \dots (\delta w/w)^2]^{1/2}$$

También se utiliza la misma ecuación si Q es un cociente.

La desviación en la respuesta de la PTR se calcula por la ecuación:

$$\delta \log_a u = |(d \log_a u)/du| \delta u.$$

CAPITULO IV

4 Desarrollo Experimental

4.1 Verificación mecánica de un acelerador lineal de 6 MV (Clinac 600C)

Para determinar la estabilidad del isocentro, se construyó una barra de plomo de 10 mm de largo y de 1 mm de diámetro en el Taller del Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM (TICN-UNAM).

El colimador circular de 7.5 mm de diámetro es insertado en el sistema de colimación auxiliar y el procedimiento de alineación se realizó de la siguiente manera:

Movimiento de la camilla

1. El tablero de la camilla se colocó en el isocentro y el cabezal en una posición no-vertical, para que el punto, P, producido por el láser vertical del techo que indica el eje de rotación de la camilla fuera visible claramente en el tablero
2. Una Película de Tinte Radiocrómico (PTR) se colocó encima del tablero y en la posición del punto P se colocó la barra de plomo verticalmente sobre la PTR
3. El ángulo del cabezal se mantuvo fijo en la posición cero y se rotó la camilla desde -40° a 80° en etapas de 20°

Movimiento del cabezal

4. Se repitió el paso 1
5. Una PTR se colocó en el aire y en la posición del punto P se colocó la barra de plomo verticalmente sobre la PTR
6. El ángulo de la camilla se mantuvo fijo en la posición cero. La PTR se colocó verticalmente a través del isocentro y se expuso a un haz opuesto – paralelo

con el cabezal a 90° y 270° , posteriormente la película se puso horizontalmente y se expuso un haz opuesto – paralelo con el cabezal a 0° y 180°

En la figura-4.1 se presentan las imágenes digitalizadas en donde se muestra la dimensión del isocentro.



Figura-4. 1. Imágenes digitalizadas mostrando la dimensión del isocentro bajo movimiento dinámico, usando película Gafchromic. (A) movimiento de la camilla y (B) movimiento del cabezal.

La respuesta de la película (tono de gris) se determinó utilizando un escáner a 256 tonos de gris y 300 dpi. Se determinó la dimensión del isocentro al tomar unos perfiles (figura-4.2) en el plano perpendicular al eje central del haz de radiación sobre la imagen, utilizando un software llamado Osiris. Este último permite obtener información sobre la imagen en formato ASCII lo que permite saber la variación del tono de gris como función de la distancia radial (sobre el diámetro del campo). Considerando que el oscurecimiento disminuye de manera gradual desde los bordes del campo hacia el centro, se determina la dimensión del isocentro como el ancho al 50% de la altura de cada perfil. En la figura-4.2 los planos X e Y corresponden a las direcciones X_c e Y_c (ver la figura-3.1).

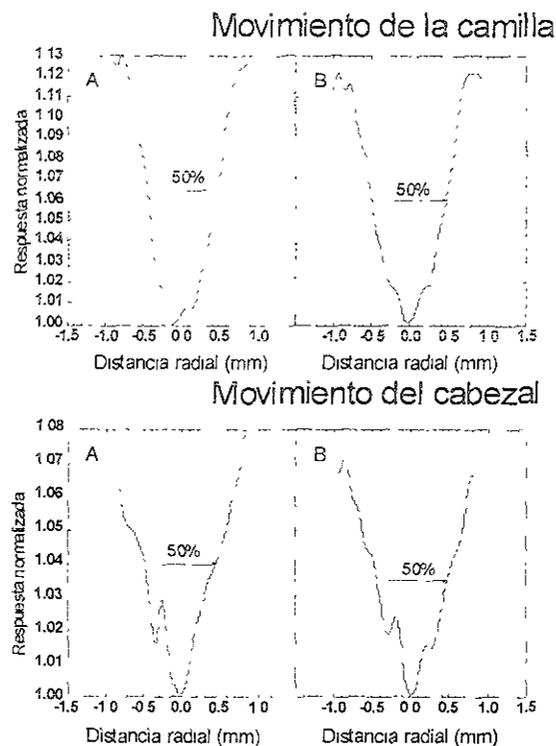


Figura-4. 2. Medida de la dimensión del isocentro. Las imágenes muestran los perfiles del haz en dos planos perpendiculares al eje central: (A) plano X y (B) plano Y.

Según la figura-4.2, el ancho al 50% de la altura de los perfiles A y B son:

- ❖ Movimiento de la camilla; 0.91 ± 0.03 mm y 0.96 ± 0.03 mm
- ❖ Movimiento del cabezal; 0.93 ± 0.02 mm y 0.92 ± 0.03 mm

Los resultados muestran que, bajo movimiento dinámico, no existe desviación fuera del 1 mm de diámetro, dentro del cual deben coincidir los tres ejes de rotación del cabezal, de la camilla y del colimador, como se reporta en la literatura.

4.2 Caracterización de la cámara de ionización

Se estudiarán las propiedades de la cámara mostrada en la figura-3.2 que tiene las siguientes características:

Tipo 31006

Volumen activo: 0.015 cm^3

Material y espesor de la pared: 67 mg/cm^2 Acrílico (PMMA) + 12 mg/cm^2 Grafito

Espesor másico: 79 mg/cm^2

Espesor lineal: 0.71 mm

Densidad de la pared: 1.113 g/cm^3

Material del electrodo: acero

Material y espesor del capuchón: 0.357 g/cm^2

Longitud 6.95 mm , diámetro 3.4 mm con un volumen activo de 5 mm de largo y un diámetro de 2 mm y un electrodo of 4.5 mm largo y 0.18 mm de diámetro.

Se utiliza un electrómetro de marca PTW- Unidos 10001 para integrar la corriente iónica producida en el volumen de aire de la CI.

4.2.1 Medida de la recombinación iónica

Para determinar el factor de corrección por eficiencia de colección de iones de la CI P_s , se hicieron medidas variando el voltaje de operación de la CI bajo las siguientes condiciones:

- ❖ Distancia fuente-cámara 100 cm
- ❖ En aire utilizando el capuchón de equilibrio
- ❖ Orientación a 90° (paralela al eje central del haz de radiación)
- ❖ Exposición total equivalente a 300 Unidades Monitor (UM) del Linac

En la figura-4.3 se presenta la respuesta de la cámara como función del voltaje

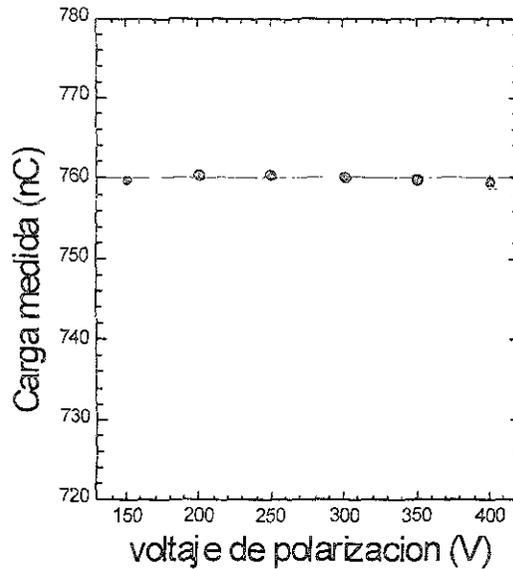


Figura-4. 3. Carga medida como función del voltaje de operación de la CI.

La carga medida como función del voltaje es constante, dentro del 0.05%, para voltajes entre 150 y 400 V como se puede observar en la figura-4.3. Normalmente, cuando se utiliza una cámara de ionización para medir dosis en haces de radioterapia se le aplica un voltaje de 400 V, por lo que se puede considerar el factor P_s igual a 1 para esta cámara.

4.2.2 Determinación de la fracción α

Se construyeron 2 capuchones compuestos por los mismos materiales que la pared de la cámara (con la misma proporción de PMMA + Grafito) con espesores máxicos de 0.587 y 1.174 g/cm² en el TICN-UNAM. La masa del PMMA y del Grafito fue medida en el laboratorio de Radioquímica del ICN en una balanza analítica modelo Mettler H54AR con una precisión de 0.1 mg.

Se hicieron mediciones sin capuchón, con el capuchón de PMMA (3 mm) de la CI y con cada uno de los capuchones fabricados, bajo las siguientes condiciones:

- ❖ Exposición total equivalente a 300 UM

- ❖ CI colocada en aire en la dirección paralela al haz de radiación
- ❖ Tamaño de campo: $1.3 \times 1.3 \text{ cm}^2$

Se determinó la ionización, I_0 , producida en la cavidad de aire de la CI considerando un espesor de pared igual a cero, a partir de la curva de la carga medida con la CI (figura-4.4) como función del espesor másico (ajustando la ec. 3.8) y la fracción de ionización debida a los electrones generados en la pared de la cámara con la ecuación 3.7.

Los resultados de la fracción α obtenida se muestran en la figura-4.5 y en la tabla-4.1.

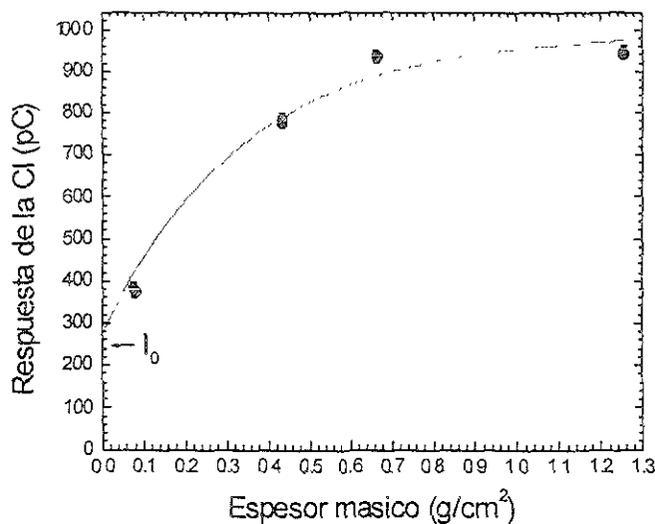


Figura-4. 4 Carga medida como función del espesor másico. La curva corresponde a un ajuste (ec 3.8). La incerteza en las medidas corresponde a una desviación estándar.

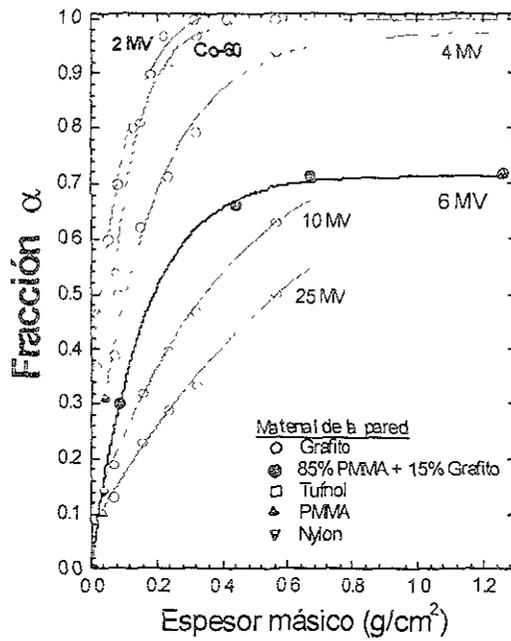


Figura-4. 5 Fracción (α) como función del espesor másico, medida en aire con la CI en la dirección paralela al haz de radiación: 6 MV (este trabajo), 2 MV (N.A. Baily y N.S. Beyer) (Le 83) y Co-60, 4 MV, 10 MV y 25 MV (G.D. Lempert et al.) (Le 83).

Tabla-4. 1 Fracción de ionización debida a electrones generados en la pared de la CI.

Espesor másico (g/cm ²)	α
0	0
0.079	0.301 ± 0.79%
0.4359	0.661 ± 1.07%
0.666	0.717 ± 0.19%
1.253	0.720 ± 0.05%

Independientemente de la energía del haz, la fracción alfa tiende a ser constante a partir de un cierto valor del espesor de la cámara, lo cual indica que al aumentar el espesor, los electrones producidos no llegan al volumen del gas y son absorbidos en el mismo material. También, como se puede observar en la figura-4.5, para un mismo espesor, la fracción alfa aumenta conforme disminuye la energía del haz incidente, lo cual se debe a la disminución en la probabilidad de interacción cuando la energía de los fotones incidentes aumenta (energías a las que se producen efecto fotoeléctrico y Compton) (figura-2.3) y como consecuencia una disminución en la generación de la fluencia de electrones secundarios que participan en la ionización dentro del volumen de gas.

4.2.3 Determinación del factor de corrección por atenuación y dispersión

Se hicieron mediciones sin capuchón, y con cada uno de los capuchones fabricados, bajo las siguientes condiciones:

- ❖ Tamaño de campo: $5 \times 5 \text{ cm}^2$
- ❖ En un maniquí de agua marca PTW a profundidad de dosis máxima (d_{max}), en este caso 14.1 mm para un haz de rayos-X de 6 MV (Ka 94)
- ❖ Cl colocada en la dirección perpendicular al haz de radiación con su pared situada exactamente en d_{max} (suponiendo que en este punto existe EPC)
- ❖ Exposición total equivalente a 300 UM

Se determinaron C_0 y k_{att} usando las ecuaciones (3.13) y (3.12). En la figura-4.6 se muestra la curva de atenuación de los rayos-X de 6 MV en los capuchones. Las lecturas obtenidas para cada medida son normalizadas con respecto al valor de C_0 . El eje Y de la figura 4.6 representa k_{att} . En la tabla-4.2 presentan los factores de corrección por atenuación y dispersión, k_{att} , en la pared de la cámara para los espesores utilizados, de donde el valor que se debe utilizar en el cálculo de la dosis es: $k_{\text{att}} = 0.996 \pm 0.13\%$.

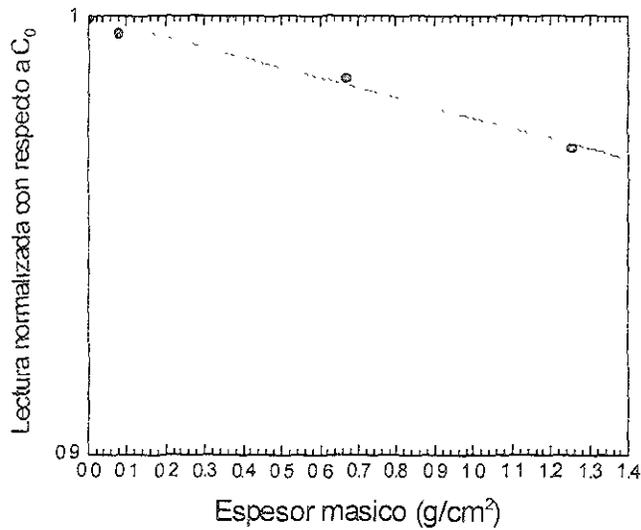


Figura-4. 6 Atenuación de los rayos-X de 6 MV en los capuchones. Respuesta normalizada con respecto a C_0 , calculado usando la ecuación 3.13.

Tabla-4. 2. Valores de k_{att} obtenidos

Espesor(g/cm ²)	k_{att}
0	1
0.079	$0.996 \pm 0.13\%$
0.666	$0.986 \pm 0.11\%$
1.253	$0.969 \pm 0.1\%$

Como se puede observar en la figura-4.6, bajo las condiciones de medidas, la intensidad de los rayos-X disminuye de manera exponencial (línea recta en una escala semi-log) conforme se incrementa el espesor másico del material absorbedor.

4.2.3.1 Determinación de los coeficientes másicos de absorción de energía y los poderes másicos de frenado.

El coeficiente másico de atenuación de energía en el material de la pared de la CI se determinó por la siguiente ecuación:

$$\frac{\mu}{\rho} = -\frac{1}{x_p} \ln \left(\frac{C_p}{C_0} \right), \quad (4.1)$$

donde

x_p es el espesor másico de la pared de la CI.

C_0 obtenido con la ec.3.13 y tiene un valor de $1029.81 \pm 0.8\%$ pC

C_p es la lectura de la cámara sin capuchón y es igual a $1026 \pm 0.1\%$ pC

Se ha encontrado un coeficiente másico de atenuación igual a $\mu/\rho = 0.04698 \pm 0.22\%$ cm²/g.

Debido a que para el valor que se espera de la energía equivalente de un haz de rayos-X de 6 MV la interacción Compton es predominante y ésta depende fuertemente de la densidad del material (CPR 00), se busca en las tablas la energía correspondiente al coeficiente másico de atenuación obtenido para el material llamado plástico de tejido equivalente (A-150) ya que tiene una densidad aproximadamente igual a la de la pared de la cámara. Según las tablas de coeficientes másicos de atenuación, absorción y transferencia de energía publicadas por J. H. Hubbell (Hu 82), el valor experimental de μ/ρ corresponde a una energía equivalente de $2.22 \pm 1.8\%$ MeV.

Se calcula la energía promedio que un fotón transfiere a un electrón en una interacción Compton (ec. 2.7) y bajo condición de EPC se determinó la energía del electrón en el espectro de equilibrio (ec. 2.10). Se obtuvo un valor $T = 0.61$ MeV.

Con el valor de la energía obtenido se hacen los cálculos de los poderes máxicos restringidos de frenado utilizando la ecuación (3.5).

En la tabla-4.3 se presentan los poderes máxicos de frenado restringidos obtenidos con $\Delta = 10$ keV y los coeficientes máxicos de absorción de energía para diferentes medios. En las tablas 4.4 y 4.5 se muestran los cocientes de los poderes máxicos de frenado restringidos y de los coeficientes máxicos de absorción de energía necesarios para calcular el factor de corrección por perturbación (ec.3.6) y el factor k_m (ec.3.11). Además se incluyen valores encontrados en la literatura.

Tabla-4. 3 Poderes máxicos de frenado restringidos con $\Delta = 10$ keV y coeficientes máxicos de absorción de energía obtenidos para fotones de 2.22 MeV para diferentes medios.

Material	Densidad (g/cm ³)	(dT/ρdx) _{Δ=10 keV}	(μ _{en} /ρ) ¹ (cm ² /g)
Agua	1	1.813	0.0253
Aire	1.205 x 10 ⁻³	1.608	0.0227
A-150	1.127	1.810	0.0249
PMMA	1.19	1.755	0.0245

Tabla-4. 4 Cocientes de los poderes de frenados restringidos para T= 0.61²MeV (este trabajo) y un haz de rayos-X de 6 MV (An 86a, AAPM 83).

Cociente de (dT/ρdx) _{Δ=10 keV}	Este trabajo	Andreo y Brahme (An 86a)	AAPM 83
(dT/ρdx) _{aire} ^{agua}	1.127	1.120	1.127
(dT/ρdx) _{aire} ^{A-150}	1.126	1.126	1.141
(dT/ρdx) _{aire} ^{PMMA}	1.092	1.088	1.093

¹ La incertidumbre en los valores es de 1% (Hu 99).

² Corresponde a un haz de rayos-X de 6 MV

Tabla-4. 5 Cocientes de los coeficientes másicos de absorción de energía para $h\nu = 2.22^2$ MeV (este trabajo), una calidad de haz igual a 0.67^2 (IAEA 97) y un haz de rayos-X de 6 MV (AAPM 83).

Cociente de (μ_{en}/ρ)	Este trabajo	(IAEA 97)	(AAPM 83)
$(\mu_{en}/\rho)^{agua}_{A-150}$	1.015	1.014	1.011
$(\mu_{en}/\rho)^{agua}_{PMMA}$	1.031	1.032	1.031
$(\mu_{en}/\rho)^{PMMA}_{aire}$	1.078		1.078
$(\mu_{en}/\rho)^{A-150}_{aire}$	1.095		1.099

Como se puede observar en las tablas 4.4 y 4.5, los valores obtenidos en este trabajo utilizando métodos experimentales o por método analítico muestran buen acuerdo con los que se reportan en la literatura y que se determinan por medio de simulación de Monte Carlo (An 86a).

4.2.4 Determinación del factor de corrección por perturbación

Se utilizan los datos de las tablas-4.4 y 4.5 para calcular con la ecuación (3.6), el factor P_u . La tabla-4.6 presenta los resultados.

Tabla-4. 6. Factor de corrección por perturbación.

Material de pared	Valor de P_u		
	Este trabajo	Andreo y Nahum (An 86b)	Diferencia (%)
A-150	$1.0042 \pm 0.5\%$	1.0040	0.024

Los valores de la tabla-4.6 muestran una diferencia menor que 0.03% la cual se puede atribuir a la pequeña diferencia (1.2%) entre la densidad del A-150 ($\rho = 1.127 \text{ g/cm}^3$) y de la pared de la cámara ($\rho = 1.113 \text{ g/cm}^3$), ya que el factor P_u

disminuye conforme aumenta la densidad del material independientemente de la energía del haz (figura-2, An 86b).

4.2.5 Determinación del factor de corrección k_m

Se utilizan los datos de las tablas-4.4 y 4.5 para calcular con la ecuación (3 11), el factor k_m . La tabla-4.7 muestra el resultado.

Tabla-4. 7 Valores de k_m , k_{att} y el producto $k_m k_{att}$ para la cámara de ionización.

Tipo de CI	k_m	k_{att}	$k_m k_{att}$
<i>PTW 0.015 cm³-Pinpoint chamber -31006</i>	$0.983 \pm 1.20\%$	$0.996 \pm 0.13\%$	$0.979 \pm 1.21\%$

Debido al hecho de que no existen en la literatura valores de los factores de corrección para esta cámara, no se puede comparar numéricamente. Pero, los valores de los poderes de frenado y de los coeficientes de absorción de energía junto con los datos de la figura-4.5 insinúan el valor de k_m obtenido. En la tabla-A.2 se presenta una lista de cámaras de ionización de la misma marca con el valor de k_m obtenido por simulación Monte Carlo (Na 81, Ro 85) o experimentalmente por un método de comparación de la lectura de una cámara con el valor del producto $k_{att}k_m$ conocido con el de la cámara que se quiere caracterizar (Ma 84, Wi 90). En la tabla se ve que hay un buen acuerdo entre el valor obtenido en este trabajo y los reportados en la literatura para las otras cámaras.

4.3 Determinación de las características dosimétricas del haz de radiación

La distribución de dosis producida por los campos circulares en el acelerador se midió con la cámara de ionización después de conocer sus características y con Película de Tinte Radiocrómico (PTR) Gafchromic MD-55.

4.3.1 Dependencia direccional

La respuesta direccional de la cámara se ha investigado para un haz de rayos-X de 6 MV. La cámara fue colocada en un soporte construido en el TICN-UNAM, situado a un 1 m de la fuente con su punto geométrico en el eje rotacional del cabezal. La señal fue medida para ángulos entre 0 y 180° en incrementos de 20° y normalizada a 90°, es decir con el eje de la cámara paralela al eje central del haz. Se hicieron las mediciones utilizando el capuchón de equilibrio y un tamaño de campo de 1.1 x 1.1 cm² con el objetivo de reducir la radiación dispersada y evitar la irradiación innecesaria del cable. Las medidas se realizaron en el aire. En la figura-4.7 se presenta la respuesta de la CI como función del ángulo.

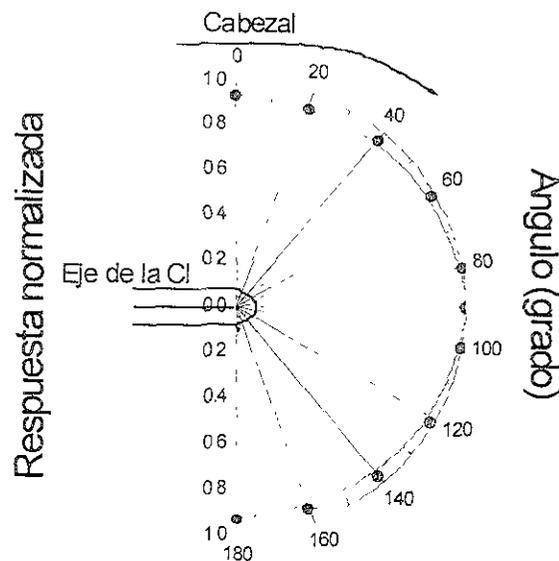


Figura-4 7 Respuesta de la CI como función del ángulo de rotación del cabezal, en aire y con su capuchón de equilibrio, en un haz de rayos-X de 6 MV (normalizada a 100% en la dirección paralela al haz de radiación).

Como se observa en la figura-4.7, la cámara tiene una dependencia direccional. La reducción de la respuesta cuando se irradia a 0° es alrededor de 6.3% con

respecto al valor obtenido a 90°. También puede verse que la CI tiene una respuesta uniforme (dentro del 0.00%) en la región entre 80° y 100° lo cual indica que la distribución angular de los electrones en esta región es homogénea y no es necesario determinar la distancia promedio de los electrones (sección 3.3.2) cuando se hacen medidas en esta región.

4.3.2 Calibración de Películas de Tinte Radiocrómico (PTR) MD-55

De una hoja de PTR de dimensión 12.7 cm x 12.7 cm (lote # H1146 MD55) se cortaron varios pedazos y se calibraron a diferentes dosis desde 3 a 30 Gy en el irradiador Gammacell 200 del Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM, a una rapidez de dosis de 1.014 Gy/min (12/10/00). Este irradiador tiene varias fuentes de ^{60}Co que emiten rayos γ con energías de 1.17 y 1.33 MeV, en el 100% de las desintegraciones. Las películas fueron colocadas entre placas de lucita (PMMA) con el objetivo de tener EPC y a una altura de 3 cm desde la base de la cámara, la posición en donde la rapidez de dosis es conocida.

Tres días después de la irradiación, la imagen de la película fue obtenida utilizando un escáner asociado a un paquete de software llamado Corel photopaint, con un modo de imagen negro y blanco a una resolución de 256 tonos de gris y 300 dpi. El tono de gris (TG) de la PTR se determinó utilizando un software llamado Osiris.

En la figura-4.8 se presenta la respuesta de la película definida por $\log(\text{TG}_f/\text{TG}_i)$ como función de la dosis, en donde TG_f es el tono de gris de la película sin irradiar y TG_i es el tono de gris de la película irradiada.

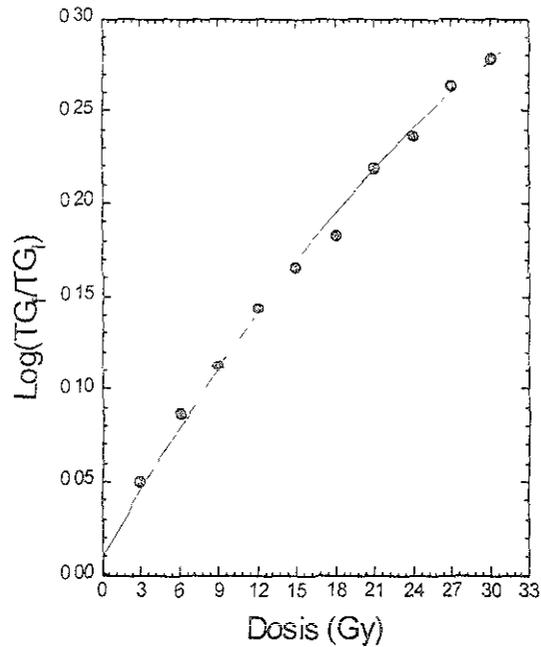


Figura-4. 8 Curva de calibración de PTR (MD-55) irradiada con rayos γ y de ^{60}Co . La línea continua es un ajuste de un polinomio de segundo orden.

El uso de PTR calibradas en una fuente conocida permite determinar la rapidez de dosis en el campo de radiación del acelerador para después compararla con la obtenida con la CI.

4.3.3 Dependencia de la respuesta de la CI con la rapidez de dosis

La dependencia de la cámara con la rapidez de dosis se ha investigado en el haz de rayos-X de 6 MV. En un haz de $1.2 \times 1.2 \text{ cm}^2$ que cubre justamente la CI con su capuchón, se mide la rapidez de dosis variando la distancia entre la fuente y la CI (Da 98) de 70 a 130 cm en pasos de 10 cm. Las medidas se hicieron en aire con la CI en dirección paralela al haz y usando su capuchón de equilibrio a exposiciones equivalentes a 300 UM. La rapidez de dosis en cada punto (distancia) fue medida irradiando PTR en los mismos puntos en los que se midió con la CI, obteniendo su respuesta y usando la curva de calibración de la figura-

4.8. Los datos fueron normalizados con respecto al valor de la rapidez de dosis más baja.

En la figura-4.9 se presenta la respuesta de la CI como función de la rapidez de dosis.

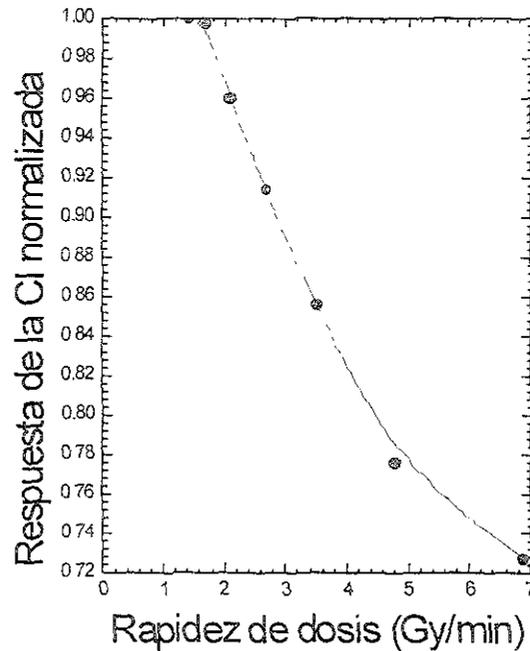


Figura-4. 9. Respuesta de la cámara como función de la rapidez de dosis.

A rapidez de dosis bajas (menores que 1.9 Gy/min), la respuesta de la CI tiene una pequeña dependencia con la rapidez de dosis (variación del orden de 1%) y decrece muy rápido al aumentar la rapidez de dosis, lo cual se puede atribuir al aumento en la cantidad de carga creada por unidad de volumen y por unidad de tiempo que a su vez genera una recombinación de volumen ya que una alta densidad de iones de ambos signos en movimiento incrementa la probabilidad de que ellos se recombinen y como consecuencia una pérdida de la eficiencia de

colección de iones. Por ello, la CI se considera inadecuada para medida de rapidez de dosis mayor a 1.9 Gy/min.

4.3.4 Determinación de TMR, OAR y S_t

En las figuras-4.10 y 4.11 se presentan los cocientes de máximo-tejido calculados con la ecuación (3.17) y los valores de OAR calculados con la ecuación (3.19), respectivamente, a partir de los datos obtenidos en agua con la CI a profundidades de 0 a 20 cm en el eje central del haz para los TMR y a profundidades de 14.1 y 50 mm en dos planos perpendiculares al eje central del haz, X e Y para los OAR utilizando un software llamado Mephysto (versión 6.3). Cuando se utilizaron los colimadores estereotáxicos, un tamaño de campo cuadrado de 4 x 4 cm² fue definido por el colimador auxiliar del acelerador.

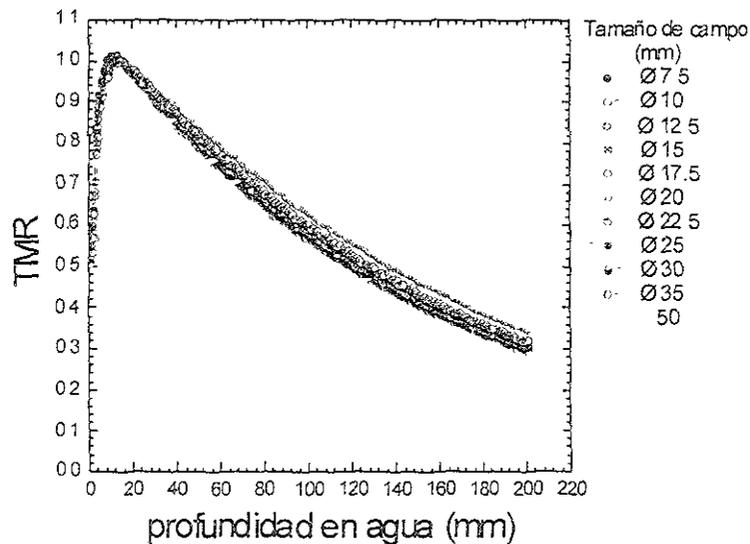


Figura-4. 10 Cociente de máximo-tejido como función de la profundidad en agua medido con la CI, para los diferentes colimadores.

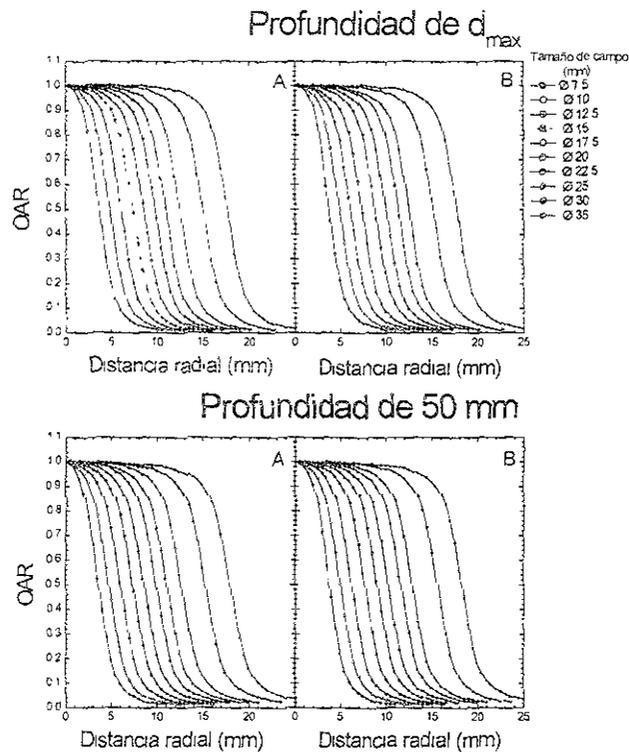


Figura-4 11 Valores de los OAR obtenidos como función de la distancia radial. (A) dirección X y (B) dirección Y, perpendiculares al eje central del haz para los diferentes colimadores.

En la figura-4.10 se observa que para una misma energía el cociente de máximo-tejido tiene una ligera dependencia con el tamaño de campo con una variación máxima de alrededor de 6.7% a la profundidad de 194 mm (Tabla-A.8) entre los colimadores de 7.5 y 35 mm de diámetro. Como se puede ver en la figura-4.11 no hay gran diferencia entre el OAR tomado a una profundidad de dosis máxima y a 50 mm. La diferencia máxima es menor que el 1% (tabla- A.4 a A.13) y es independiente del diámetro del colimador y de la dirección en el plano perpendicular al eje central del haz de radiación.

La figura-4.12 muestran los factores de dispersión total obtenidos, a partir de la ecuación (3.18), con la CI en agua a la profundidad de d_{max} , y con la PTR en acrílico a la profundidad equivalente a la del agua (espesor másico), como función del tamaño del campo. En la tabla-4.8 se presentan los valores de S_t obtenidos con la CI y con la PTR con su desviación porcentual, los dos normalizados con respecto al campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

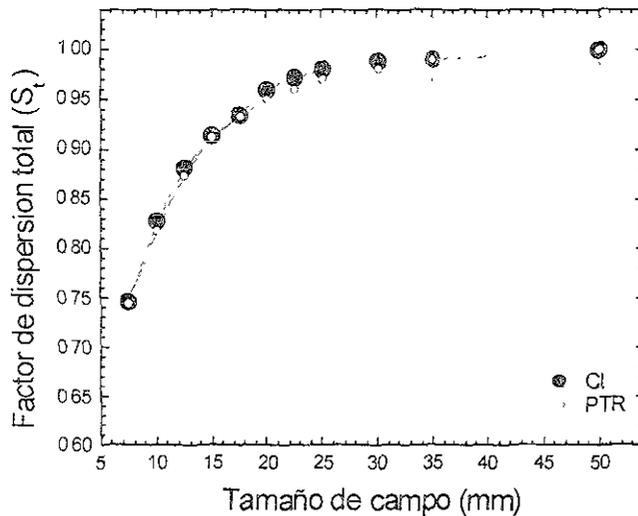


Figura-4. 12. Factor de dispersión total para los 10 colimadores circulares utilizando un campo de $50 \times 50 \text{ mm}^2$ como referencia.

Tabla-4. 8 Factor de dispersión total normalizado con respecto al campo de $50 \times 50 \text{ mm}^2$. Con la cámara de ionización en agua y con PTR en acrílico, el factor fue medido a profundidad de dosis máxima.

Tamaño de campo (mm)	Factor de dispersión total (S_t)		
	CI	PTR	Dif (%)
50 X 50	1	1	

∅ 35	0.987 ± 0.27%	0.990 ± 2.32%	-0.30
∅ 30	0.985 ± 0.27%	0.980 ± 0.98%	0.51
∅ 25	0.977 ± 0.30%	0.971 ± 1.05%	0.61
∅ 22.5	0.971 ± 0.37%	0.961 ± 1.27%	1.03
∅ 20	0.960 ± 0.29%	0.951 ± 1.87%	0.94
∅ 17.5	0.934 ± 0.32%	0.932 ± 1.63%	0.21
∅ 15	0.912 ± 0.32%	0.913 ± 1.31%	-0.11
∅ 12.5	0.880 ± 0.33%	0.875 ± 1.53%	0.57
∅ 10	0.828 ± 0.28%	0.818 ± 1.36%	1.21
∅ 7.5	0.745 ± 0.28%	0.745 ± 1.42%	0.00

Como se observa en la figura-4.12 y en la tabla-4.8, estadísticamente, existe un buen acuerdo entre los valores obtenidos con la CI y con la PTR. La diferencia más grande es de 1.2% que corresponde al campo de 10 mm de diámetro. Las diferencias pueden deberse a las fluctuaciones que se presentan en la respuesta de la PTR y/o a que el colimador no estuviera bien alineado con respecto al eje central del haz.

4.3.5 Dispersión en el colimador y en el maniquí

El factor de dispersión en los colimadores se determina con la CI bajo las siguientes condiciones:

- ❖ A una distancia fuente cámara igual a 100 cm
- ❖ En aire con su capuchón de equilibrio
- ❖ En dirección paralela al eje central del haz

Se calculan los factores S_c utilizando la ecuación (3.20). La incertidumbre en las medidas es de 0.04%.

Tabla-4 9 Factores de dispersión en los colimadores normalizados con respecto al campo de 50 X 50 mm² obtenidos con la cámara de ionización.

Factor de dispersión en el colimador (S _c)	
Tamaño de campo (mm)	Cl
50 X 50	1
∅ 35	0.977
∅ 30	0.975
∅ 25	0.975
∅ 22.5	0.975
∅ 20	0.974
∅ 17.5	0.974
∅ 15	0.971
∅ 12.5	0.965
∅ 10	0.948
∅ 7.5	0.889

En la tabla-4.9 se observa que S_c disminuye con el diámetro del colimador, lo cual se debe a que los fotones dispersados por el colimador auxiliar tienen menos probabilidad de salir del colimador estereotáxico y llegar al punto de lectura cuando el diámetro es menor.

Los factores de corrección en el maniquí S_m mostrados en la tabla-4.10 y la figura-4.13 se calculan utilizando la ecuación (3.21).

Tabla-4. 10 Factores de dispersión en el maniquí normalizados con respecto al campo de 50 X 50 mm².

Factor de dispersión en el maniquí (S _m)	
Tamaño de campo (mm)	CI
50 X 50	1
∅ 35	1.010
∅ 30	1.010
∅ 25	1.002
∅ 22.5	0.996
∅ 20	0.986
∅ 17.5	0.959
∅ 15	0.939
∅ 12.5	0.912
∅ 10	0.873
∅ 7.5	0.838

La tabla-4.10 muestra que la dispersión en el maniquí tiene una dependencia con el tamaño de campo. La variación máxima es del orden de 17% entre los colimadores de 7.5 y 35 mm de diámetro. Esta dependencia se debe a que al aumentar el tamaño de campo se incrementa el área de interacción y como consecuencia se aumenta la cantidad de radiación dispersada producida por el maniquí y que puede llegar a la CI.

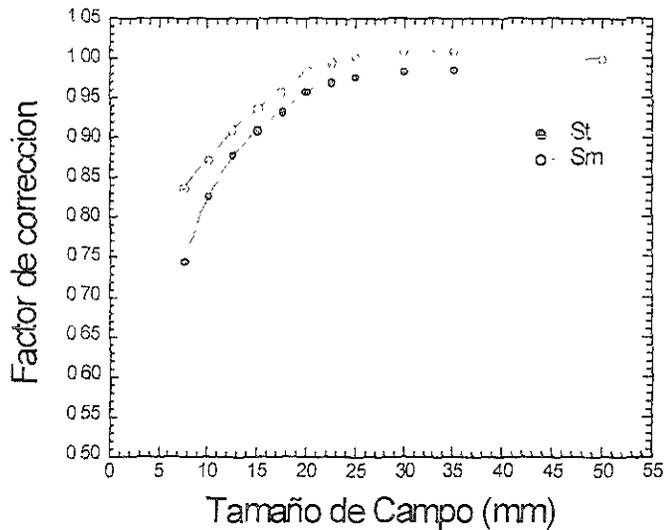


Figura-4. 13. Factores de dispersión total y en el maniquí medidos con CI.

En la figura-4.13 se observa que el factor de dispersión en el maniquí es mayor que el factor de dispersión total independientemente del tamaño de campo. Como está definido S_m , este comportamiento puede deberse a que cuando se hacen medidas en el agua y a la profundidad de d_{max} (existe EPC), los fotones dispersados desde el colimador auxiliar son atenuados en los colimadores estereotáxicos y la cantidad que llega a la profundidad de medida es despreciable. Dado que el factor S_t se determina en el maniquí y con la presencia de los colimadores estereotáxicos, no es necesario determinar, separadamente, los factores de corrección por dispersión en el maniquí y en los colimadores, si se requiere saber la dosis a esta profundidad, ya que es suficiente con conocer el factor de corrección total.

4.3.6 Porcentaje de dosis a profundidad

Se determinan los porcentajes de dosis a profundidad PDP en un maniquí de agua en el eje central del haz con la cámara de ionización a profundidades de 0 a 20 cm en pasos de 1 mm, para todos los campos circulares y el campo de 50 X 50 mm². La figura-4.14 muestra las medidas.

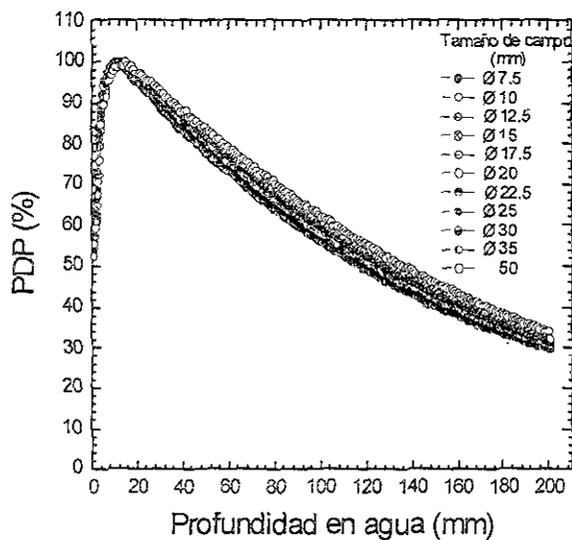


Figura-4. 14 Curvas de dosis a profundidad medidas con la CI con su eje paralelo al haz de radiación, para los diferentes campos.

En la tabla-4.11 se presentan los valores de la profundidad a la cual la dosis es máxima para cada colimador y el campo cuadrado de 5 X 5 cm². La incertidumbre en las medidas es de 0.1%.

Tabla-4. 11 Profundidad de dosis máxima medida con la cámara de ionización con su eje paralelo al eje central del haz.

Valores de d_{max} (mm) medida con la CI	
Tamaño de campo (mm)	d_{max} (mm)
50 X 50	14
∅ 35	14
∅ 30	14
∅ 25	12
∅ 22.5	13
∅ 20	13
∅ 17.5	13
∅ 15	12
∅ 12.5	12
∅ 10	12
∅ 7.5	10

Tanto en la figura-4.14 como en la tabla-4.11 se observa que la profundidad de dosis máxima aumenta con el diámetro del colimador. En el caso de radioterapia convencional, en donde los tamaños de campos son grandes, este fenómeno se asocia a la dispersión en el cabezal del acelerador y en el maniquí (Bi 79) pero, para estos campos que se utilizan en radiocirugía se puede considerar despreciable la dispersión debida a contaminación en el cabezal y atribuirla a la variación en la dosis depositada por los electrones originados en el maniquí.

4.3.7 Perfiles del haz de radiación.

Los perfiles del haz de radiación fueron medidos en el plano perpendicular al haz en el maniquí de agua, con la CI paralela al haz a 14.1 y 50 mm de profundidad en las direcciones X e Y cada 0.5 mm. También se midieron con PTR colocadas a una profundidad en acrílico de 11.85 mm que equivale a una profundidad en agua de 14.1 mm. Se hicieron las medidas para cada colimador. Las películas se leyeron bajo las mismas condiciones que se usaron durante su calibración.

El programa Osiris también permite obtener información sobre la imagen en formato ASCII del tono de gris de la PTR como función de la distancia radial (diámetro del campo). Para poder definir el centro de la imagen, se hizo un programa en el lenguaje fortran (Apéndice B) en el cual se integra una ecuación analítica de la curva de calibración con el fin de determinar la variación de la dosis absorbida desde el centro hacia los bordes del campo.

La resolución en la respuesta de un detector se define, convencionalmente, como el cociente entre el ancho del 50% dividido por la distancia desde el borde al centro de la altura del pico en una distribución Gaussiana. La resolución es entonces una fracción adimensional expresada como un porcentaje (Kn 00).

Con el fin de determinar la mejor manera de obtener una buena resolución espacial, se midieron perfiles usando el colimador de 15 mm de diámetro, a 14.1 y a 50 mm de profundidad con la CI orientada paralela y perpendicular al eje central del haz de radiación.

En la figura-4.15 se presentan los perfiles obtenidos con la CI en las dos orientaciones a 14.1 y a 50 mm de profundidad.

ESTRATEGIA DE TRATAMIENTO
DE LA BARRERA DE AGUA

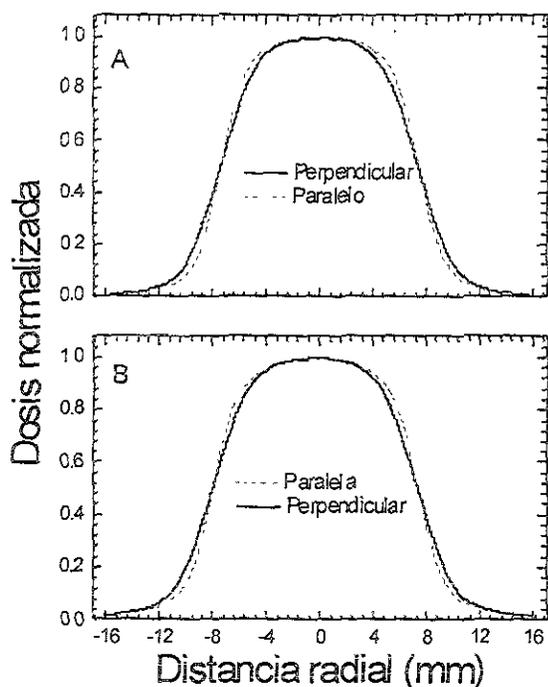


Figura-4. 15 Perfil de dosis para el colimador de 15 mm de diámetro con la cámara de ionización en dos orientaciones en agua: (A) profundidad de 14.1 mm y (B) una profundidad de 50 mm.

Como se puede observar en la figura 4.14, el perfil de dosis tomado con la cámara en la orientación paralela al haz de radiación muestra una mayor resolución que cuando está en la orientación perpendicular (diferencia del orden del 8%) y es independiente de la profundidad de medición. Esto es, al colocar la cámara en la orientación paralela al haz de radiación, la dimensión activa del dosímetro es de 3.4 mm (diámetro exterior de la CI) mientras que en la orientación perpendicular, el volumen activo dentro del campo es de 6.95 mm (longitud exterior de la CI) lo cual aumenta el gradiente de dosis en los bordes del campo debido a contaminación electrónica. Con base a estos resultados se hicieron todas las medidas de características de dosis con la cámara en la orientación paralela al eje central del haz.

En la figura-4.16 se presentan los perfiles de dosis medidos con la CI a 14.1 mm y 50 mm de profundidad para los diferentes colimadores.

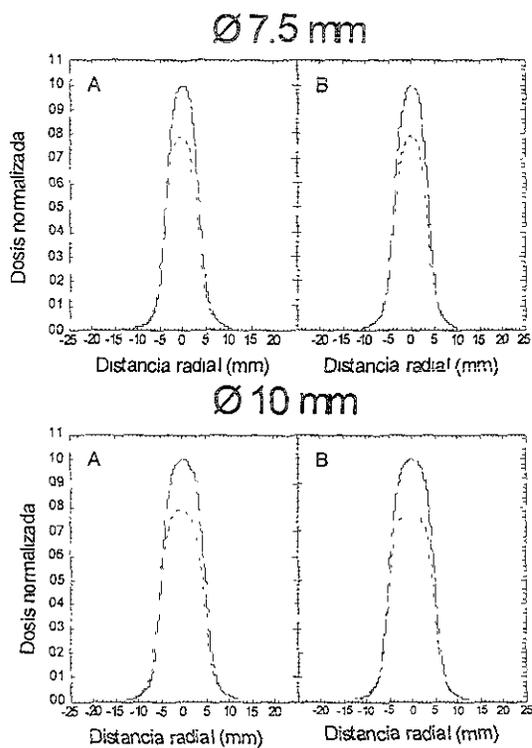


Figura-4. 16 Perfiles de dosis medidos en agua a profundidades de 14.1 mm (línea sólida) y de 50 mm (línea punteada); (A) dirección X y (B) dirección Y.

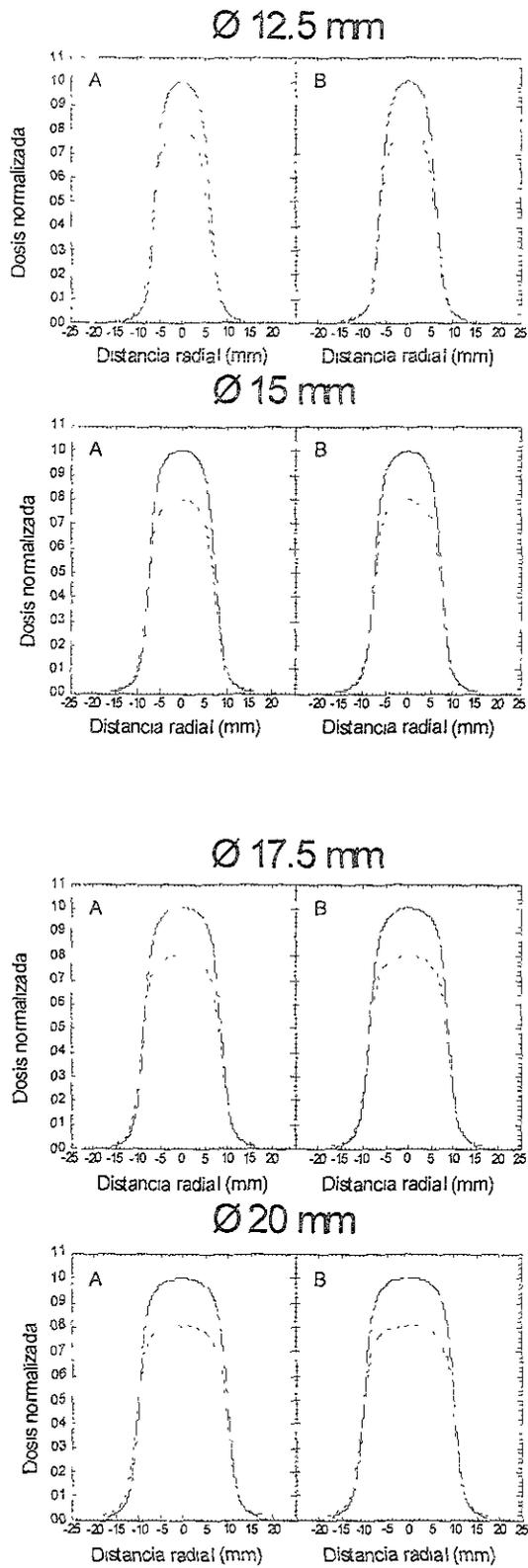


Figura-4.16. 1 (continuación).

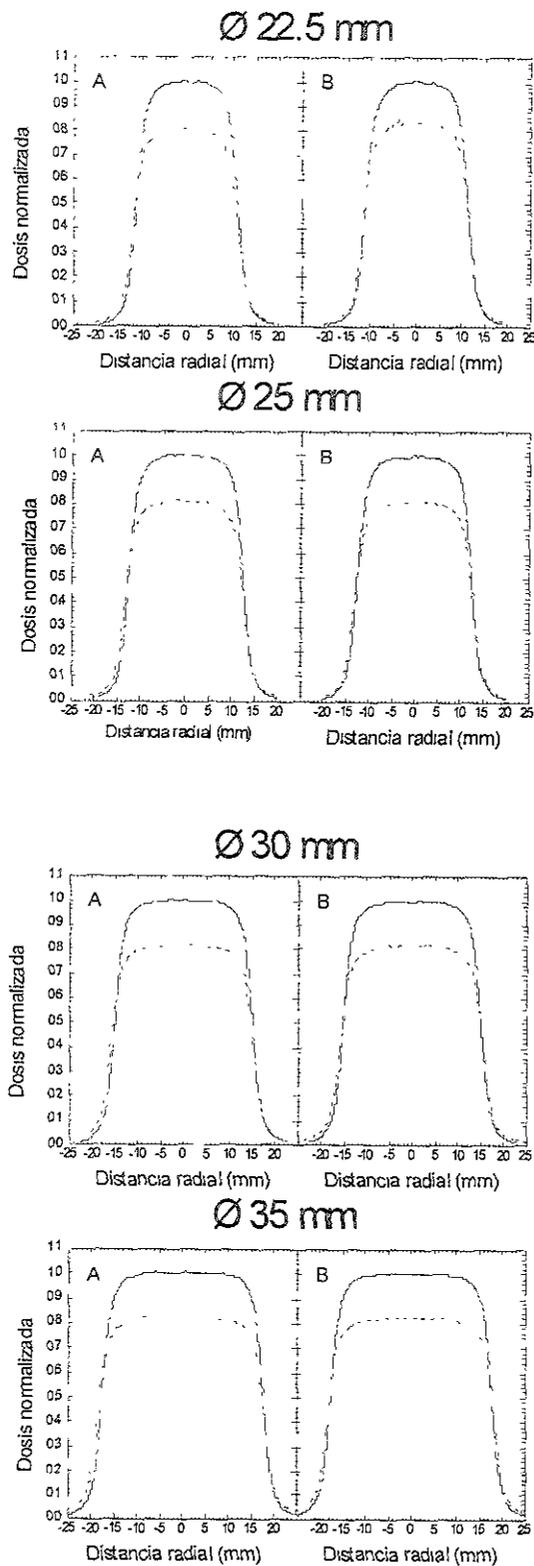


Figura-4.16. 2 (continuación).

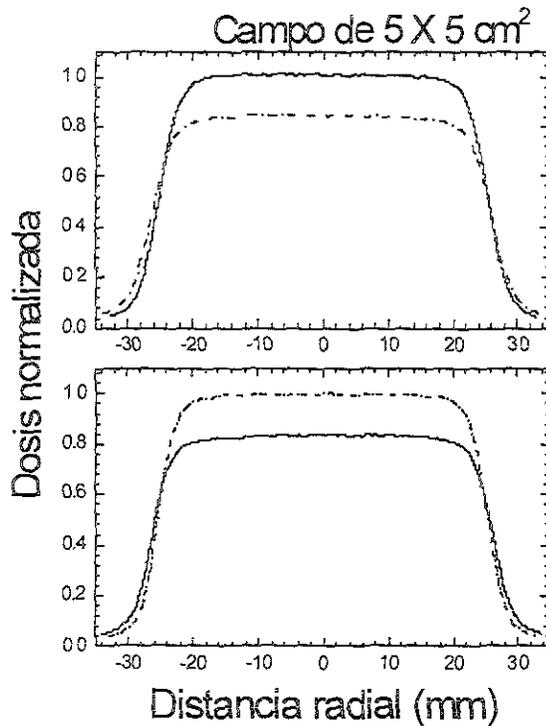


Figura-4.16. 3 (continuación).

Como se observa en las figuras-4.16 para todos los colimadores, los perfiles medidos a 14.1 y 50 mm de profundidad muestran una diferencia máxima en la dosis del orden del 20% de acuerdo con las medidas de dosis a profundidad (figura-4.14).

Los perfiles de los haces utilizados en radiocirugía pueden ser medidos a varias profundidades en el maniquí a una distancia fuente superficie constante lo que permite observar la divergencia del haz. En este trabajo se ha investigado la divergencia del haz mediante los valores de OAR. En la figura-4.17 se presenta una curva de comparación de los OAR obtenidos para dos profundidades de medida para los 10 colimadores estereotáxicos.

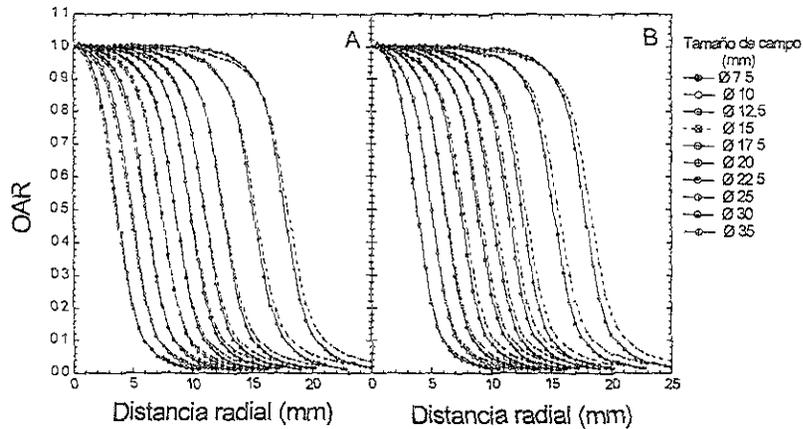


Figura-4. 17 Valores de OAR para los 10 colimadores estereotáxicos medidos en agua a 14.1 mm (línea sólida) y 50 mm de profundidad (línea punteada); (A) dirección X y (B) dirección Y.

Como se observa en la figura-4.17, independientemente del plano perpendicular al haz en que se está midiendo, la divergencia del haz va ser más notable conforme aumenta el diámetro del colimador. La máxima diferencia en la distancia radial para los perfiles medidos a 14.1 y a 50 mm de profundidad es menor que 0.4 mm para el colimador más grande por lo que en el cálculo de la distribución de dosis radioquirúrgica en 3D, un solo perfil de dosis medida a la profundidad de d_{max} , puede ser usado para los colimadores con diámetro entre 7.5 y 22.5 mm y corregido por la pequeña dependencia en la divergencia del haz a la profundidad de interés en el maniquí para aquellos con diámetro entre 25 y 35 mm.

En la figura-4.18 Se muestran los perfiles de dosis, normalizados con respecto a la distancia radial igual a 0 medidos con la CI y con las PTR para cada uno de los colimadores. En la tabla-4.12 se presentan los valores de la resolución en cada perfil de dosis obtenido en ambas medidas con su diferencia porcentual.

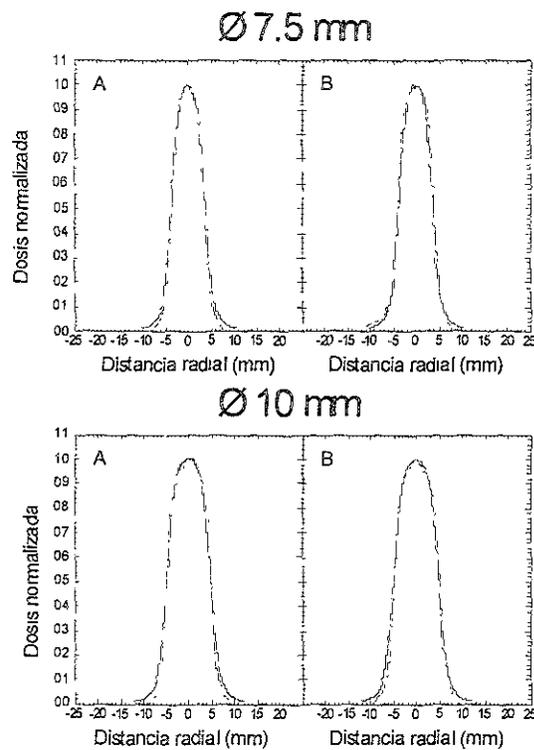


Figura-4. 18 Perfiles de dosis obtenidos con la CI a 14.1 mm (línea sólida) en agua y con la PTR (línea punteada) en acrílico a una profundidad equivalente a la del agua. (A) dirección X y (B) dirección Y.

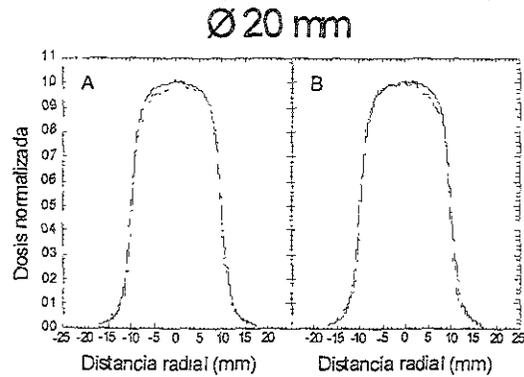
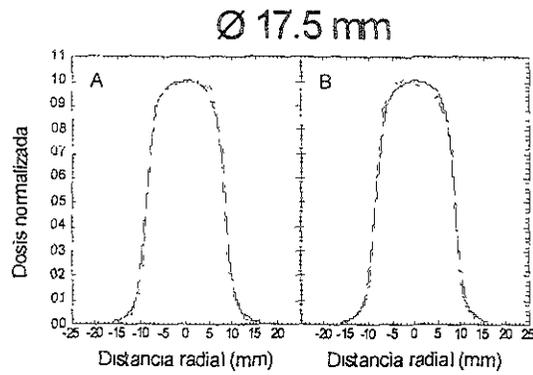
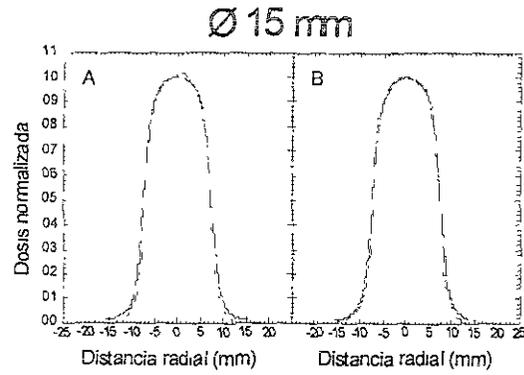
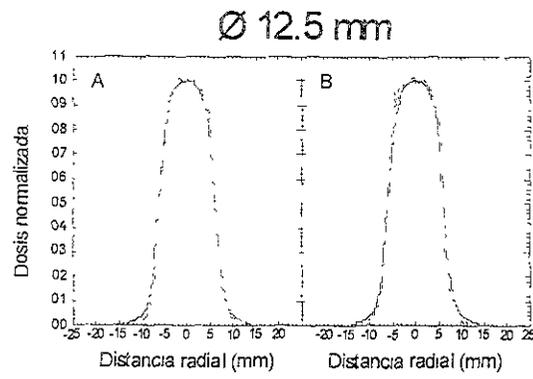


Figura-4.18. 1 Perfiles de dosis (continuación).

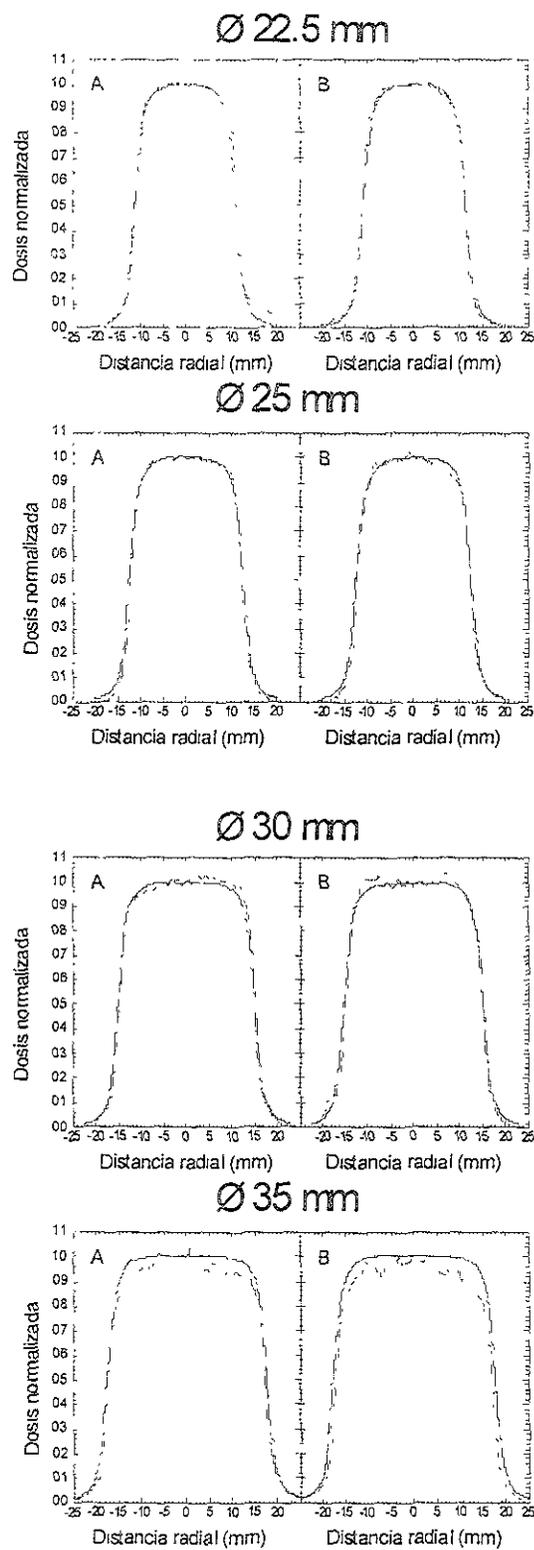


Figura-4.18. 2 Perfiles de dosis (continuación).

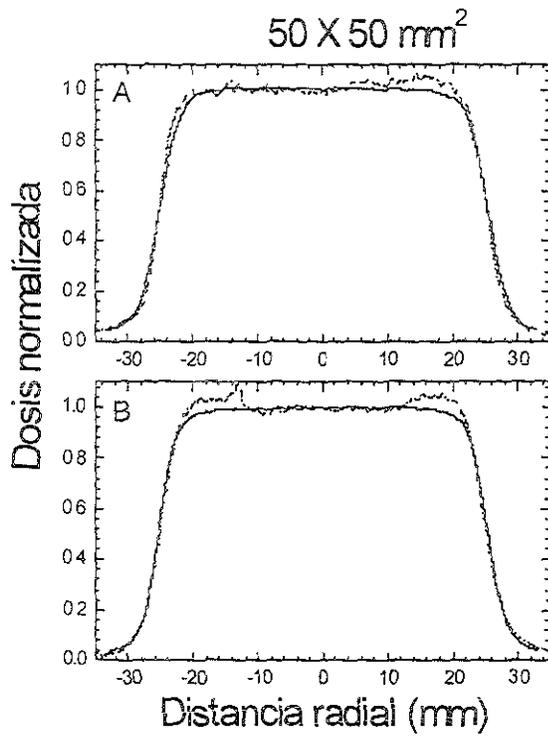


Figura-4.18. 3 Perfiles de dosis (continuación).

Tabla-4. 12. Resolución medida para la CI y la PTR en las direcciones X e Y con su desviación porcentual para los 10 colimadores estereotáxicos.

Campos (mm)	Resolución (dirección X/Y)		
	CI	PTR	Diferencia (%)
Ø 7.5	0.96/0.94	1.02/1.01	6.37/6.94
Ø 10	1.09/1.07	1.16/1.14	6.41/6.32
Ø 12.5	1.13/1.13	1.21/1.21	6.90/6.56
Ø 15	1.26/1.17	1.34/1.25	6.05/6.26
Ø 17.5	1.26/1.24	1.35/1.33	6.98/6.46
Ø 20	1.26/1.26	1.35/1.35	6.81/6.81
Ø 22.5	1.33/1.33	1.42/1.42	6.38/6.38

Ø 25	1.37/1.38	1.46/1.47	6.06/6.08
Ø 30	1.44/1.44	1.50/1.52	3.49/5.18
Ø 35	1.49/1.47	1.54/1.55	3.16/4.62

Como se puede ver en la fig. 4.18, para los colimadores con diámetro entre 7.5 y 30 mm hay un excelente acuerdo entre ambas medidas. Para el colimador de Ø 35 mm y el campo cuadrado de 50 X 50 mm², la discrepancia promedio entre ambas medidas es del orden de 5% y 2%, respectivamente. También se puede observar en la tabla-4.12 que, independientemente del detector utilizado, la resolución en la respuesta se incrementa conforme aumenta el tamaño del campo de radiación. Esto es, la probabilidad de que un electrón generado en los bordes del campo alcance el punto de medida disminuye conforme aumenta el tamaño del campo, es decir, existe equilibrio electrónico lateral. Los resultados de la tabla-4.12 muestran que no existe una gran diferencia entre las resoluciones obtenidas con la PTR y la CI orientada con su eje paralela al haz de radiación. Bajo las condiciones de medida, la máxima diferencia en la resolución entre ambas medidas es menor que 7% para todos los colimadores independientemente del tamaño de campo.

4.3.7.1 *Penumbra del haz de radiación*

La penumbra se define como la diferencia entre los anchos de la curva de perfil de dosis medido al 20% y al 80% del valor de la dosis normalizada al centro del perfil. La dosis de referencia en el eje central del haz está definida como el 100%. Se calcula el promedio de las penumbras en los lados izquierdo y derecho de cada perfil. En la tabla-4.13 se presentan los valores de la penumbra obtenidos con la CI a la profundidad de d_{max} y a 50 mm en agua y con la PTR a 11.85 mm en acrílico. La desviación en los valores obtenidos es de 0.1 mm.

Tabla-4 13. Penumbra (80-20)% medida a d_{max} y a 50 mm de profundidad en agua con la CI (orientación paralela al eje del haz) y a 11.85 mm en acrílico con la PTR.

Penumbra en el (80-20)% en dirección x/y (mm)			
Tamaño de campo (mm)	CI		PTR
	<u>14.1 mm</u>	<u>50 mm</u>	<u>11.85 mm</u>
∅ 7.5	2.46/2.50	2.53/2.57	2.00/2.05
∅ 10.0	2.53/2.53	2.56/2.55	2.06/2.09
∅ 12.5	2.65/2.64	2.67/2.66	2.32/2.20
∅ 15.0	2.79/2.76	2.81/2.81	2.31/2.59
∅ 17.5	2.79/2.79	2.82/2.88	2.37/2.37
∅ 20.0	2.70/2.71	2.78/2.78	2.40/2.37
∅ 22.5	2.71/2.75	2.79/2.78	2.36/2.32
∅ 25.0	2.70/2.79	2.74/2.81	2.48/2.30
∅ 30.0	2.78/2.81	2.82/2.87	2.45/2.42
∅ 35.0	2.89/2.89	2.94/2.95	2.44/2.44
50 X50	3.34/3.43	3.55/3.65	2.94/3.06

Como puede verse en la tabla-4.13 no hay una gran diferencia entre la penumbra medida con la CI a profundidad de d_{max} y la medida a 50 mm. La diferencia máxima entre ambas profundidades es menor que 0.1 mm para los colimadores estereotáxicos y de 0.21 mm para el campo de referencia independientemente de la dirección de medida en el plano perpendicular al eje del haz de radiación. También se puede observar que las penumbras obtenidas con la CI y con la PTR difieren en menos de 0.5 mm, lo cual indica que la CI orientada en la dirección paralela al haz de radiación es adecuada para obtener una buena resolución espacial.

4.4 Determinación de la rapidez de dosis en el acelerador

Después de haber sido caracterizada, la CI fue usada para determinar la rapidez de dosis en el acelerador, a la profundidad de 50 mm + 2.4 mm, punto efectivo de medida, utilizando la ecuación (3.4). La decisión de utilizar este valor para el punto efectivo se basa en la respuesta de la CI obtenida como función del ángulo (figura-4.7) ya que la dispersión y la variación de la distribución angular de la fluencia de los electrones que perturban la respuesta de la CI dependen de la orientación de la misma y de su forma geométrica (sección 3.3.2).

Las medidas fueron realizadas bajo las siguientes condiciones:

- ❖ En el acelerador Clinac 600C a una distancia desde la fuente a la superficie del agua, FS = 1000 mm
- ❖ Un tamaño de campo de 5 X 5 cm²
- ❖ En un maniquí lleno de agua marca PTW, de 60 x 60 x 50 cm³ de volumen
- ❖ A la profundidad, d = 50 mm + 2.4 mm
- ❖ Con la CI, sin capuchón, orientada paralela al haz
- ❖ Un voltaje de operación igual a 400 V
- ❖ A una temperatura igual a 20° C y una presión atmosférica igual a 585 mmHg

Se obtuvieron los siguientes valores:

- ❖ $M_d = (1.310 \pm 0.005) \times 10^{-9}$ C/min y $(1.302 \pm 0.006) \times 10^{-9}$ C/min en los planos X e Y perpendiculares al eje del haz, respectivamente.

El factor de calibración que da el laboratorio es $N_x = 2.399 \times 10^{11} \pm 2\%$ R/C y fue obtenido bajo las siguientes condiciones:

- ❖ En un haz de ⁶⁰Co a una distancia de la fuente a la cámara FC = 800 mm
- ❖ Un tamaño de campo de 10 X 10 cm²

- ❖ La calidad del haz igual a 1
- ❖ En el aire, con el capuchón de equilibrio de espesor $x_c = 3$ mm de acrílico
- ❖ Un voltaje de operación igual a 400 V
- ❖ A una temperatura igual a 22° C y una presión atmosférica igual a 760 mmHg

Considerando las condiciones de calibración y de medida, se utiliza un factor de corrección A que toma en cuenta: la diferencia entre las distancias de calibración y de medida tomando en cuenta que la rapidez de dosis disminuye como $1/r^2$, la atenuación en el aire y en el agua y el hecho de que el factor de calibración está en exposición y hay que obtener dosis en agua.

$$A = \left(\frac{FC}{FS+d} \right)^2 e^{-\mu_{aire}(FS-FC)} e^{-\mu_{agua}d} e^{\mu_c x_c} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{agua, aire} \quad (4.2)$$

Donde x_c es el espesor lineal del capuchón de la Cl , μ_{aire} , μ_{agua} y μ_c son los coeficientes lineales de atenuación de energía en el aire, el agua y el capuchón de la Cl , respectivamente y $(\mu_{en}/\rho)_{agua, aire}$ es el cociente de los coeficientes de absorción de energía para el agua y el aire en el haz de ^{60}Co .

Después de corregir por condiciones de calibración se obtuvo un factor

$$N_x' = (1.13 \pm 0.02) \times 10^{11} \text{ R/C.}$$

$$P_{TP} = 1.29 \text{ calculado con la ecuación (3.14).}$$

Se utilizaron la ecuación (3.10) y el valor de $k_{att}k_m$ (tabla-4.7) para calcular el factor de conversión de dosis y se obtuvo un valor $N_D = (9.7 \pm 0.2) \times 10^8 \text{ Gy/C.}$

Se utilizan los datos de las tablas 4.4 y 4.6 junto con los valores mencionados arriba para calcular con la ecuación (3.4) los valores de la rapidez de dosis a la

profundidad de medida mostrados en la tabla-4.14. Para saber la rapidez de dosis a la profundidad de d_{max} se dividió la rapidez de dosis obtenida por el valor de PDP a 50 mm (ver tabla- A.3). Para verificar el valor de la rapidez de dosis obtenida con la CI a d_{max} , se hizo una medida con PTR en acrílico a una profundidad equivalente a d_{max} en agua considerando el punto efectivo de medida. Los valores obtenidos para la rapidez de dosis a d_{max} son presentados en la tabla-4.14.

Tabla-4. 14 Valores de la rapidez de dosis obtenidos a 14.1 y a 50 mm de profundidad en agua medidos con la CI y a 11.85 mm en acrílico con la PTR.

	Rapidez de dosis (Gy/min)			
	CI	CI	PTR	Dif (%)
	<u>50 mm</u>	<u>14.1 mm</u>	<u>11.85 mm</u>	
Dirección X	$1.85 \pm 2.4\%$	$2.220 \pm 1.98\%$	$2.216 \pm 1.7\%$	0.2
Dirección Y	$1.84 \pm 2.4\%$	$2.206 \pm 1.99\%$	$2.176 \pm 2\%$	1.4

Como puede verse los valores de la rapidez de dosis obtenidos con la CI y con la PTR son estadísticamente iguales. La máxima diferencia obtenida entre ambas medidas es de 1.4% en la dirección Y. También se puede observar que hay una ligera diferencia entre la rapidez de dosis medida en los planos X e Y perpendiculares al eje central del haz y es independiente del detector.

CAPÍTULO V

CONCLUSIÓN

En este trabajo se realizó una prueba de verificación mecánica en un acelerador lineal de 6 MV (Clinac 600C), la estabilidad del isocentro, para asegurar que no haya ninguna variación en la precisión de la distribución de dosis que pueda afectar, de manera considerable, el tejido sano circundante al volumen tumoral en el momento del tratamiento. También se realizaron medidas que permitieron determinar la energía equivalente del haz de rayos-X de 6 MV y los diferentes factores que influyen en la respuesta de una cámara de ionización (CI), se determinaron las cantidades necesarias para alimentar el sistema de planificación de tratamiento que describen los campos circulares de radiación con diámetros entre 7.5 y 35 mm y finalmente se determinó la rapidez de dosis en el acelerador.

En la evolución de este trabajo se alcanzaron los objetivos específicos que se expresan a continuación.

Se desarrolló un procedimiento, usando películas de tinte radiocrómico, para verificar que la separación máxima entre todos los ejes del haz central al isocentro es de 1 mm, valor recomendado por los protocolos internacionales (AAPM 95). Los resultados muestran que este procedimiento es adecuado para la determinación de la exactitud isocéntrica del acelerador y que no existe ninguna alteración en la determinación de la distribución de dosis.

Se propusieron métodos experimentales para medir la energía equivalente en el haz de rayos-X de 6 MV y los factores de corrección de la CI. Se encontró una

energía equivalente a $2.22 \pm 1.8\%$ MeV. Los valores obtenidos muestran un buen acuerdo con los reportados en la literatura.

Todos los dispositivos que se utilizaron en la realización de las medidas fueron contruidos en el taller del Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM (TICN-UNAM).

Se determinó la dependencia de la respuesta de la CI con la rapidez de dosis. Se encontró que la CI tiene una pequeña dependencia con la rapidez de dosis (con diferencia menor que 1%) para rapidez de dosis menores que 1.9 Gy/min. Conforme aumenta la rapidez de dosis, la respuesta disminuye alrededor de un 25% a 6 Gy/min.

Se determinó la orientación óptima de la CI con respecto al haz de radiación con el fin de proveer la mejor resolución espacial. Se observó que la orientación de la CI paralela al haz aumenta la resolución espacial en los planos perpendiculares al eje central. Estos resultados permitieron determinar la distribución de dosis en el acelerador de la manera adecuada.

Debido a que la película de tinte radiocrómico (MD-55) es un detector confiable para obtener una buena resolución espacial en campos pequeños (Mc 94, Mc 96), se obtuvieron perfiles de dosis con la CI en agua y con la PTR en acrílico y se comparó la resolución obtenida en ambas medidas. Los resultados muestran una diferencia menor que el 7%.

También la PTR es adecuada para medir dosis absorbida en campos de radiación en intervalo de 3 a 30 Gy con una precisión de $\pm 2\%$ (Mc 94). Se determinó la rapidez de dosis con la CI en agua y con PTR colocada a una profundidad en acrílico equivalente a la del agua. La PTR fue calibrada con rayos- γ de ^{60}Co . Se encontró una variación máxima de $\pm 2\%$ y 1.99% en la rapidez de dosis medida

con la PTR y con la CI, respectivamente. La diferencia máxima en la rapidez de dosis obtenida en ambas medidas es de 1.4%.

Los resultados obtenidos muestran que la CI es adecuada para determinación de dosis absoluta en campos de radiación donde la rapidez de dosis es menor que 1.9 Gy/min con una *precisión menor que el 2%* y puede proveer una buena resolución espacial si se utiliza en la orientación óptima con respecto al haz de radiación, es decir paralela a él. También muestran que la CI tiene casi el mismo comportamiento que la PTR por lo que se puede considerar como un dosímetro confiable para obtener buena resolución espacial.

Los métodos utilizados en la realización de este trabajo son muy simples y no requieren de casi ningún costo. Aunque los valores de los factores de corrección de la CI obtenidos *no se pueden comparar numéricamente con otros reportados en la literatura* debido a que no existen, el excelente acuerdo que existe entre la rapidez de dosis medida con la CI y la medida con la PTR asegura que los métodos experimentales desarrollados en la elaboración de este trabajo son adecuados y permitirán caracterizar otras cámaras de ionización.

REFERENCIAS

- (AAPM 83) AAPM Report 21, 1983, A protocol for absorbed dose from high-energy beams, Report of AAPM Task Group 21, *Med. Phys.* **10**, 741.
- (AAPM 95) AAPM Report 54, 1995, Stereotactic Radiosurgery, Report of AAPM Task Group 42, *American Institute of Physics, Inc. USA*.
- (An 86a) P. Andreo and Anders Brahme, 1986, Stopping power data for high-energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* **31**, 839.
- (An 86b) P. Andreo, A. Nahum and A. Brahme, 1986, Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **31**, 1189.
- (Ar 97) C. Arias, C. Borrás, J. C. Robayo, M. Á. de Miquel, G. Hanson, S. Khatib, A. Mustafa, J. Skvarca, 1997, Organización, desarrollo, garantía de calidad y radioprotección en los servicios de radiología: imaginología y radioterapia, editado por Carí Borrás, *OPS/OMS*. Washington, DC
- (At 86) F. H. Attix, 1986, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, *John Wiley & Sons*, USA.
- (Be 83) O. O. Betti and V. E. Derechinsky, 1983, Irradiation Stereotaxique multifasceaux, *Neurochirurgie*, **29**, 295.
- (Be 84) O. Betti and V. E. Derechinsky, 1984, Hyperselective encephalic irradiation with linear accelerator, *Acta. Neurochir. Suppl.(Wien)*, **33**, 385.

- (Bi 79) P. J. Biggs and C. C. Ling, 1979, Electron as the cause of the observed d_{\max} shift with field size in high energy photon beams, *Med. Phys.*, **6**, 291.
- (CPR 00) Curso de Protección Radiológica, (UNAM, semestre 2000-2), impartido por el Ingeniero Fernando Iturbe Herman en la maestría en Física Medica, Práctica # 5, Atenuación de la radiación gamma.
- (Da 98) A Dasu, P-O Löfroth and G Wickman, 1998, Liquid ionization chamber measurements of dose distributions in small 6 MV photon beams, *Phys. Med. Biol.* **43**, 21.
- (Er 92) B. P. Ervin, 1992, Physics for radiosurgery with Linear Accelerators, *Neurosurgery Clinics of North America*, **3**, 9.
- (Er 96) B. P. Ervin, 1996, Linac-Based Stereotactic Radiosurgery, in Teletherapy: "Present and Future", edited by Jatinder Palta and T. Rock Mackie, *Advanced Medical Publishing*, 644.
- (Er 99) B. P. Ervin and B. P. Matthew, 1999. Stereotactic Irradiation, in The Modern Technology of Radiation Oncology: "A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists", edited by Jacob Van Dyk, *Medical Physics Publishing*, 590.
- (Ha 85) G. H. Hartmann, W. Schlegel, V. Sturm, B. Kober, O. Pastyr and W. J. Lorenz, 1985, Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **11**, 1185.

- (Ha 93) G. H. Hartmann, B. Bauer-Kirpes, C. F. Serago, et al, 1993, Precision and Accuracy of stereotactic convergent beam irradiations from a linear accelerator, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **28**, 481.
- (Hu 69) J. H. Hubbell, 1969, Photon cross sections, attenuation coefficients and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV, Report NSRDS-NBS29, U. S. National Bureau of Standards.
- (Hu 82) J. H. Hubbell, 1982, Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV, *Int. J. Appl. Rad. Isot.* **33**, 1269.
- (Hu 99) J. H. Hubbell, 1999, Review of photon cross sections data in the medical and biological context, *Phys. Med. Biol.* **44**, R1.
- (IAEA 97) IAEA, 1997, Absorbed Dose determination in Photon and Electron Beams; An international Code of Practice, Technical Report Series, vol. 277 (IAEA Vienna).
- (ICRU 76) International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), ICRU Report 24, 1976, Determination of absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays, ICRU, Washington, DC.
- (Ka 94) E. S. Katharina and B. P. Ervin. 1994, Buildup region and depth of dose maximum of megavoltage x-ray beams, *Med. Phys* **21**, 411.
- (Kh 94) F. M. Khan, 1994, The Physics of Radiation Therapy. *Williams & Wilkins*, USA.
- (Kn 00) G. F. Knoll, 2000, Radiation Detection and Measurement, Third Ed., *John Wiley & Sons*, USA.

- (Ko 93) H. M. Kooy, 1993, Radiosurgical Systems: Linear Accelerators in Stereotactic Radiosurgery, in *Stereotactic radiosurgery*, edited by Eben, Alexander: III, Jay S. Loeffler and L. Dade Lunsford, USA, *Mc Graw Hill, Inc.*, 67.
- (La 74) B. Larsson, K. Liden, B. Sorby, 1974, Irradiation of small structures through intact skull, *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.*, **13**, 513.
- (Le 51) L. Leksell, 1951, The stereotaxis method and radiosurgery of the brain, *Acta. Chir. Scand.* **102**, 316.
- (Le 83) G. D. Lempert, R. Nath, and R.J. Schulz, 1983, Fraction of ionization from electrons arising in the wall of an ionization chamber, *Med. Phys.* **10**, 1.
- (Lu 93) L. D. Lunsford, E. Alexander III, and J. S. Loeffler, 1993, General Introduction: History of Radiosurgery, in *Stereotactic radiosurgery*, edited by Eben, Alexander: III, Jay S. Loeffler and L. Dade Lunsford, USA, *Mc Graw Hill, Inc.*, 1.
- (Ma 84) L. O. Mattsson, K.-A Johansson. 1984. Experimentally determined wall correction factors k_m and k_{att} for cylindrical ionization chambers used in high energy photon and electron beam dosimetry, Internal Rep., *Radiation Physics Department*, University of Göteborg.
- (Mc 94) W. L. McLaughlin, C. G. Soares, J. A. Sayeg, E. C. McCullough, R. W. Kline, Andrew Wu and A. H Maitz, 1994. The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics, *Med Phys.*, **21**, 379.

- (Mc 96) W.L. McLaughlin, J.M. Puhl, M. Al-Sheikhly, C.A. Christou, A. Miller, A. Kovács, L. Wojnarovits and D.F. Lewis, 1996, Novel Radiochromic Films for Clinical, Reprint by Dosimetry *Radiat. Prot. Dosim.* **66**, 263.
- (Na 81) R. Nath, R. J Schulz, 1981, Calculated response and wall correction factors for ionization chambers exposed to Co-60 gamma rays, *Med. Phys.* **8**, 85.
- (Ri 87) R K Rice, J L Hansen, G K Svensson and R L Siddon, 1987, Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV X-rays, *Phys. Med. Biol.* **32**, 1087.
- (Ro 85) D. W. O. Rogers, A. F. Bielajew, and A. E. Nahum, 1985, Ion chamber response and A_{wall} correction factors in a Co-60 beam by Monte Carlo simulation, *Phys. Med. Biol.* **30**, 429.
- (Sm 00) F.A. Smith, 2000, A Primer in Applied Radiation Physics, *World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.*, Singapore.
- (Tr 00). H. Treuer, M. Hoevels, K. Luyken, A. Gierich, M. Kocher, R-P. Müller and V Sturm, 2000. On isocentre adjustment and quality control in linear accelerator based radiosurgery with circular collimators and room lasers *Phys. Med Biol.* **45**, 2331.
- (Wi 90) F.W. Wittkämper, B. J. Mijnheer, 1990. Experimental determination of wall correction factors. Part I: Cylindrical ionization chamber, *Phys. Med. Biol.* **35**, 835.

Apéndice A

Valores de los factores necesarios para la determinación de la rapidez de dosis con la cámara de ionización y de las cantidades necesarias (PDP, TMR y OAR) para alimentar el sistema de planeación.

Tabla-A. 1 Valores de los factores necesarios para la determinación de la rapidez de dosis con la CI marca PTW (Pinpoint-tipo 31006) de 0.015 cm³ de volumen en un haz de rayos-X de 6 MV.

Factores	Valores	Unidad
N_x	$2.399E+11 \pm 2\%$	(R/C)
W/e	33.97	J/C
k_m	$0.983 \pm 1.20\%$	—
k_{att}	$0.996 \pm 0.13\%$	—
$k_m k_{att}$	$0.979 \pm 1.21\%$	—
P_u	$1.0042 \pm 0.5\%$	—
A^*	0.469	
$S_{agua, aire}$	$1.127 \pm 0.6\%$	—

Tabla-A. 2 Comparación con los valores de otras CI de marca PTW. Los valores de k_m fueron obtenidos por Andreo et al (An 86b) y los valores de k_{att} por Nath y Schulz (Na 81) para las CI mencionadas abajo salvo las de 0.015 y de 0.125 cm³ que fueron obtenidos en este trabajo.

Tipo de CI	Pared (g/cm ²)	Capuchón (g/cm ²)	Pared + Capuchón	ρ (g/cm ³)	k_m	k_{att}	$k_m k_{att}$
0.015 cm ³ tipo 31006	0.079	0.357	0.436	1.113	0.983	0.996	0.979

Este valor puede ser utilizado solamente si se hace la medida a 50 mm en agua con la CI paralela al haz con un punto efectivo de 2.4 mm

0.125 cm ³ tipo 31002	0.0826	0.357	0.4396	1.18	0.987	0.995	0.982
cm ³ Waterp M2333641	0.089	0.356	0.445	1.19	0.982	0.992	0.974
cm ³ Normal M233332	0.059	0.356	0.415	1.19	0.982	0.993	0.975
0.4 cm ³ 233331	0.142	0.551	0.693	1.19	0.982	0.990	0.971
cm ³ 23333 (3 mm cap)	0.059	0.356	0.415	1.19	0.982	0.993	0.975
cm ³ 23333 (4.6 mm cap)	0.053	0.551	0.604	1.19	0.982	0.990	0.972
cm ³ Transit M233331	0.059	0.356	0.415	1.19	0.982	0.992	0.974

Tabla-A. 3 Porcentajes de dosis a profundidad para los 10 colimadores estereotáxicos y el campo cuadrado de 50 mm de lado. La primera columna es la profundidad en agua

mm	7.5	10	12.5	15	17.5	20	22.5	25	30	35	50
0	60.81	58.38	56.13	54.74	56.31	55.83	54.82	53.53	52.7	52.7	55.34
1	62.9	60.88	63.77	59.66	62.02	61.06	57.45	61.47	61.24	60.83	59.23
2	66.56	64.66	71.96	62.67	72.73	72.93	61.26	68.82	67.75	67.83	70.63
3	84.34	81.4	82.5	81.75	81.6	80	72.31	79.48	79.24	79.2	75.83
4	91.99	89.58	88.06	87.53	86.9	87.03	85.56	84.36	83.7	83	84.82
5	95.23	93.72	92.52	90.66	92.17	91.02	90.24	90.83	90.54	90.23	89.48
6	97.55	96.14	95.23	94.86	94.78	94.2	93.5	92.59	92.51	92.6	91.44
7	98.7	97.88	97.13	97.29	96.82	95.97	95.66	95.85	95.54	95.51	95.17
8	99.38	98.97	98.48	97.8	98.08	97.55	97.5	96.94	97.18	96.99	96.77
9	99.69	99.39	99.5	99.61	99.44	99.12	98.95	98.74	98.51	98.65	97.56
10	100	99.42	99.57	99.76	99.75	99.04	99.56	99.23	99.29	99.25	98.81
11	99.97	99.7	99.62	99.74	99.91	99.45	99.58	99.58	99.56	99.38	98.95
12	99.89	100	100	100	99.95	99.63	99.73	100	99.75	99.75	99.25
13	98.96	99.29	99.62	99.63	100	100	100	99.98	99.94	99.79	99.19
14	98.34	98.97	99.12	99.34	99.32	99.54	99.87	99.96	100	100	100

15	97.83	98.51	98.93	99.17	99.25	98.6	99.66	99.35	99.61	99.67	99.43
16	97.46	97.85	97.84	98.74	98.55	98.66	98.97	99.12	99.09	98.92	98.71
17	96.42	97.22	97.77	97.97	98.28	98.49	98.55	98.83	98.65	98.44	99.18
18	95.94	96.72	97.25	97.29	97.88	97.72	98.06	98.39	98.49	98.25	98.3
19	95.2	96.01	96.79	97.04	97.38	97.09	97.54	97.8	97.93	97.8	97.5
20	94.81	95.63	96.11	96.69	96.59	96.76	97.35	97.3	97.28	97.49	97.28
21	94.33	94.72	95.66	95.89	96.3	96.19	96.49	96.4	97.43	96.99	97.02
22	93.43	94.6	94.82	95.58	95.55	95.34	95.98	96.17	96.27	96.22	96.14
23	92.97	93.54	94.06	94.63	94.63	94.7	95.62	95.92	95.96	96.01	95.99
24	92.44	92.83	93.64	94.01	94.31	94.39	94.68	95.27	95.25	95.34	95.52
25	92.24	92.35	93.04	93.03	93.79	93.45	94.36	94.58	94.98	94.72	95.32
26	91.2	91.82	92.05	93.1	93.25	93.54	93.75	94.09	94.3	94.26	95.17
27	90.6	91.14	91.9	92.14	92.55	92.55	93.01	93.3	93.59	93.89	94.54
28	90.01	90.74	90.88	91.38	92.21	92.05	92.57	92.9	93.03	93.52	93.77
29	89.39	90.01	90.6	90.9	91.24	91.39	92.07	92.5	92.41	92.83	93.27
30	88.43	89.55	90	90.64	90.56	90.69	91.48	91.69	92.49	92.33	92.68
31	88.06	88.77	89.22	89.59	90.27	90.28	91.06	90.81	91.91	91.77	92.22
32	87.61	88.16	88.56	89.27	89.77	89.77	90.28	90.93	91.31	91.15	91.56
33	87.22	87.46	88.13	88.86	89	89.12	89.9	90.07	90.61	90.61	91.48
34	86.51	86.95	87.63	88.06	88.82	88.55	89.18	89.65	90.21	90.19	90.38
35	86.06	86.5	87.01	87.45	88.24	88.28	88.91	88.69	89.26	89.69	90.06
36	85.36	85.92	86.28	87.06	87.27	87.58	87.96	88.57	88.99	89.42	90.01
37	84.59	85.34	85.8	85.95	86.41	87.14	87.9	88	88.41	88.78	89.62
38	83.8	84.81	85.07	85.63	86.07	86.14	87.08	86.99	87.87	88.4	89.01
39	83.55	83.9	84.5	85.65	85.69	86.01	86.3	86.76	87.35	87.53	88.14
40	83.18	83.19	84.16	84.65	85.32	85.28	86.13	86.47	86.93	87.09	88.23
41	82.42	83.06	83.57	84.28	84.42	84.56	85.42	85.74	86.21	86.49	88.02
42	81.52	82.1	83.19	83.71	84.1	84.19	84.85	85.21	85.46	86.03	86.68
43	81.15	81.83	82.76	82.92	83.63	83.68	84.28	84.9	85.34	85.74	86.84
44	81.09	81.37	81.58	82.42	82.93	83.27	83.9	83.87	84.63	84.81	86.07

45	80.62	80.74	81.65	82.16	82.59	82.61	83.33	83.62	84.4	84.75	85.26
46	79.68	80.21	81.01	81.57	82.12	82.08	82.53	82.91	83.66	83.79	85.42
47	79.18	79.88	80.41	80.88	81.26	81.34	82.11	82.6	83.31	83.65	84.85
48	78.58	79.15	79.96	80.07	81.08	81.01	81.82	82.16	82.62	83.21	84
49	78.05	78.5	79.42	79.86	80.15	80.31	81.08	81.36	82.12	82.29	83.96
50	77.82	77.99	78.58	79.18	79.97	79.74	80.51	80.98	81.87	81.8	83.21
51	77.14	77.92	78.02	78.81	79.07	79.41	79.65	80.57	81.15	81.23	83.19
52	76.38	77.33	77.78	78.47	78.51	78.76	79.65	80.06	80.51	81.11	82.87
53	75.96	76.5	77.33	78	77.96	78.36	79.04	79.29	80.09	80.38	82.13
54	75.48	76.05	76.45	77.26	77.78	77.66	78.37	78.7	79.9	80.15	81.33
55	74.92	75.77	76.19	76.87	77.31	77.27	78.24	78.47	79.18	79.55	81.2
56	74.83	75.11	75.19	75.88	76.7	76.83	77.63	77.49	78.45	79.3	80.03
57	74.1	74.36	75.19	75.83	76.25	76.24	77	77.45	78.1	78.64	80.2
58	73.79	74.18	74.88	75.04	75.8	75.65	76.41	77.15	77.56	78.28	79.52
59	73.31	73.42	74.26	74.46	75.25	75.43	76.09	76.06	77.19	77.24	79.21
60	72.91	73.27	73.69	74.61	74.94	74.81	75.53	75.69	76.75	77.14	78.51
61	72.26	72.74	73.41	73.6	73.88	74.35	75.25	75.37	75.78	77.02	78.32
62	72.07	71.93	72.98	73.16	73.45	73.74	74.62	75.37	75.74	76.25	77.74
63	71.42	71.83	72.41	72.88	73.22	73.3	74.47	74.49	75.26	76.02	77.26
64	70.88	71.2	71.51	72	72.75	72.71	73.84	73.88	74.57	75.42	77.15
65	70.49	70.6	71.42	71.52	72.3	72.43	73.09	73.42	74.16	74.73	76.59
66	70.06	70.42	70.75	71.3	71.8	72.08	72.71	72.88	73.75	74.65	76.41
67	69.27	69.79	70.04	70.96	71.48	71.31	72.03	72.67	73.23	73.73	75.94
68	69.16	69.26	69.87	70.35	70.81	71.02	71.76	72.29	73.08	73.4	75.27
69	68.71	68.75	69.37	69.49	70.49	70.57	71.42	71.83	72.34	72.8	74.47
70	67.89	68.37	69.14	69.25	69.79	70.17	70.71	71.1	71.9	72.63	73.99
71	67.69	68.15	68.42	68.83	69.11	69.71	70.35	70.6	71.57	72.26	74.41
72	67.13	67.57	68.26	68.46	68.89	69.29	69.78	70.3	71.3	71.45	73.42
73	66.79	66.51	67.45	68.34	68.59	68.73	69.59	69.8	70.61	71.01	72.69
74	66.28	66.76	67.28	67.59	68.07	68.07	68.79	69.38	70.05	70.7	72.78

75	66.22	66.38	66.95	67.26	67.67	67.85	68.37	68.59	69.78	70.55	72.34
76	65.58	65.72	66.33	66.86	67.1	67.37	68.03	68.54	69.12	69.99	71.97
77	65.1	65.45	65.84	66.2	66.76	66.67	67.76	67.92	68.89	69.18	71.2
78	64.59	65.12	65.29	65.76	66.43	66.18	67.21	67.83	68.54	68.99	70.99
79	64.39	64.39	64.98	65.66	65.86	65.9	66.6	67.1	67.86	68.27	70.9
80	63.88	64.01	64.32	64.83	65.36	65.51	66.5	66.83	67.46	67.98	70.2
81	63.29	63.48	64.03	64.45	64.91	65.35	65.85	66.3	67.07	67.58	69.87
82	63.26	63.18	63.6	64.28	64.55	64.76	65.32	65.72	66.69	67	69.16
83	62.3	62.87	63.13	63.81	64.17	64.41	65.19	65.49	66.13	66.77	68.73
84	61.99	62.17	62.46	63.19	63.83	64.06	64.67	65.01	65.78	66.44	68.36
85	61.77	61.66	62.58	62.79	63.31	63.47	64.33	64.5	65.33	65.96	68.01
86	61.26	61.53	61.97	62.4	63.15	63.21	63.68	64.38	64.87	65.44	67.36
87	60.95	61	61.73	61.96	62.54	62.83	63.53	63.73	64.6	65.17	67.51
88	60.47	60.85	61.23	61.68	62.02	62.29	63.05	63.56	64.25	64.69	66.92
89	59.99	60.3	60.73	61.19	61.75	61.74	62.58	62.87	64.02	64.28	66.12
90	59.82	59.92	60.38	60.95	61.3	61.43	62.12	62.45	63.42	64.17	65.76
91	59.2	59.39	60	60.65	61.1	61.17	61.72	62.37	63.21	63.61	65.41
92	59.11	59.44	59.24	59.76	60.47	60.62	61.45	61.7	62.63	63.3	65
93	58.86	59.01	59.21	59.76	59.97	60.25	60.82	61.28	62.15	62.8	65.07
94	58.61	58.46	58.64	59.2	59.77	59.81	60.52	60.65	61.86	62.14	64.8
95	57.65	57.93	58.29	58.88	59.47	59.48	60.06	60.67	61.18	62.14	63.87
96	57.22	57.9	57.91	58.42	58.88	59.05	59.51	60.04	60.95	61.33	63.79
97	56.72	57.4	57.79	58.08	58.52	58.63	59.64	59.81	60.62	61.06	63.35
98	56.55	56.71	57.38	57.59	58.5	58.23	58.94	59.52	60.45	60.74	63.12
99	56.21	56.61	57.03	57.2	57.8	58.1	58.59	58.99	59.85	60.33	62.57
100	55.78	56.13	56.46	57.02	57.37	57.56	58.16	58.68	59.46	60.2	62.02
101	55.39	55.65	56.15	56.68	57.21	57.21	57.64	58.28	58.86	59.6	61.92
102	55.19	55.48	55.91	56.41	56.56	56.5	57.41	57.76	58.75	59.35	61.52
103	54.63	55	55.41	55.89	56.27	56.55	57.28	57.51	58.17	58.83	61.26
104	54.49	54.67	54.75	55.77	55.95	55.87	56.8	57.17	57.84	58.44	60.97

105	54.15	54.39	54.68	54.98	55.52	55.65	56.27	56.8	57.74	58.21	60.02
106	53.53	53.94	54.56	54.62	55.11	55.43	55.93	56.5	57.3	57.42	59.86
107	53.7	53.58	53.92	54.36	54.89	55.06	55.37	56	56.72	57.09	59.7
108	53.08	53.43	53.63	54.38	54.53	54.36	55.43	55.6	56.43	57.07	59.41
109	52.62	53.13	53.44	53.89	54.1	54.38	54.9	55.1	55.68	56.8	59.03
110	52.29	52.45	52.99	53.35	53.99	53.85	54.78	55.08	55.6	56.07	58.37
111	52.09	52.07	52.73	52.98	53.62	53.59	54.21	54.6	55.25	55.88	58.19
112	51.66	51.89	52.11	52.7	53.17	53.22	53.68	54.16	55.41	55.4	57.73
113	51.21	51.49	51.83	52	52.68	52.85	53.39	54.05	54.69	55.24	57.39
114	51.04	50.93	51.73	52.06	52.18	52.47	53.16	53.51	54.09	54.97	57.23
115	50.76	50.88	51.31	51.42	51.95	52.28	53.01	53.07	53.9	54.61	56.97
116	50.59	50.68	51.09	51.34	51.89	51.95	52.44	52.57	53.63	54.16	56.35
117	50.17	50.03	50.43	51.11	51.39	51.62	52.1	52.63	53.42	53.93	56.17
118	49.35	49.87	50.38	50.57	51.28	51.07	51.85	52.23	53.09	53.39	55.5
119	49.15	49.34	49.72	50.51	50.91	50.88	51.52	51.81	52.47	53.01	55.69
120	48.96	49.29	49.36	49.94	50.3	50.79	51.22	51.35	52.24	52.78	54.87
121	48.84	48.69	49.31	49.3	50.19	50.31	50.69	51.2	52.03	52.54	54.99
122	48.22	48.69	49.05	49.24	49.6	49.82	50.69	50.89	51.62	52.06	54.58
123	48.22	48.18	48.53	49.01	49.51	49.56	50.19	50.45	51.39	51.93	54.14
124	47.91	47.96	48.48	48.59	49.02	49.36	49.77	50.26	50.83	51.48	54.12
125	47.6	47.43	48.17	48.24	48.97	49.04	49.64	50.01	50.71	51.18	53.73
126	47.49	47.25	47.6	47.99	48.57	48.49	49.26	49.47	50.39	50.94	53.08
127	47.09	47.15	47.7	47.44	48.27	48.42	48.86	48.9	49.75	50.56	52.86
128	46.44	46.52	47.25	46.97	47.8	48.05	48.59	49.01	49.42	50.5	52.13
129	46.44	46.44	46.7	47.15	47.6	47.79	48.13	48.57	49.17	49.94	52.44
130	46.13	46.39	46.39	46.78	47.14	47.37	47.87	48.38	49.03	49.75	51.83
131	46.02	46.09	46.23	46.45	46.94	47.15	47.39	47.87	48.82	49.15	51.42
132	45.82	45.41	45.96	46.13	46.69	46.78	47.39	47.73	48.4	48.88	51.12
133	45.32	45.36	45.51	45.98	46.31	46.28	46.99	47.29	47.93	48.77	50.82
134	44.92	45.15	45.37	45.59	46.17	46.21	46.49	46.97	47.84	48.38	50.5

135	44.84	44.65	44.85	45.25	45.7	45.88	46.49	46.79	47.57	48.3	50.33
136	44.27	44.57	44.66	44.98	45.43	45.75	46.09	46.37	47.24	47.59	49.88
137	43.68	44.02	44.63	44.54	45.34	45.34	45.81	46.16	47.14	47.44	49.53
138	43.62	43.89	44.23	44.43	44.93	45.14	45.54	45.78	46.62	47.17	49.07
139	43.31	43.69	43.85	44.23	44.77	44.83	45.37	45.47	46.37	46.88	49.23
140	43.2	43.39	43.57	44.06	44.34	44.39	45.14	45.3	45.85	46.63	48.83
141	43.03	43.03	43.16	43.49	44.16	44.13	44.91	44.9	45.83	46.3	48.36
142	42.55	42.6	42.88	43.22	43.8	43.8	44.28	44.54	45.42	45.97	48.02
143	42.13	42.23	42.85	43.24	43.33	43.69	44.15	44.42	45.15	45.76	47.93
144	42.13	42.28	42.59	42.9	43.19	43.21	43.69	44.13	44.88	45.49	47.56
145	41.62	41.9	42.5	42.33	42.94	43.01	43.6	43.83	44.82	45.22	47.51
146	41.42	41.54	41.95	42.21	42.54	42.95	43.22	43.48	44.23	44.93	46.95
147	41.53	41.29	41.86	42.11	42.29	42.44	43.08	43.48	44.09	44.62	46.89
148	41.2	40.96	41.17	41.69	41.97	42.4	42.68	43.08	43.82	44.43	46.46
149	40.52	40.61	41.41	41.42	42.04	42.01	42.45	42.72	43.57	44.04	46.12
150	40.41	40.74	40.93	41.02	41.5	41.63	42.11	42.64	43.14	43.5	45.73
151	40.07	40.33	40.67	40.98	41.23	41.44	42.13	41.99	42.89	43.52	45.34
152	40.15	39.93	40.6	40.75	40.98	41.15	41.52	42.03	42.78	43.06	45.46
153	39.67	39.98	40.08	40.32	40.84	40.89	41.39	41.76	42.39	42.79	45.26
154	39.73	39.7	39.62	40.09	40.57	40.43	41.1	41.53	42	42.77	45.01
155	39.16	39.42	39.67	39.71	40.23	40.45	40.85	41.32	41.73	42.5	44.64
156	39.02	39.15	39.32	39.51	40.05	40.32	40.51	40.98	41.6	42.1	44.3
157	38.54	38.67	39.13	39.32	39.76	39.93	40.47	40.61	41.31	41.98	44.16
158	38.32	38.57	38.75	38.8	39.72	39.51	40.13	40.5	40.94	41.58	43.86
159	38.4	38.34	38.53	39.12	39.33	39.42	39.94	40.1	40.92	41.15	43.53
160	38.15	38.31	38.39	38.59	39.02	39.03	39.58	39.9	40.73	41.08	43.31
161	37.7	37.78	38.13	38.44	38.68	38.85	39.27	39.73	40.21	40.86	43.14
162	37.81	37.56	37.84	38.06	38.34	38.59	38.97	39.54	39.88	40.5	42.76
163	37.58	37.46	37.63	37.7	38.07	38.41	38.78	39.06	39.82	40.15	42.53
164	36.79	37.1	37.77	37.49	37.82	38.17	38.66	38.79	39.46	39.9	42.42

165	36.71	36.95	37.18	37.24	37.8	37.95	38.45	38.85	39.26	39.75	41.9
166	36.48	36.67	36.73	37.17	37.48	37.74	38.07	38.53	38.8	39.46	41.68
167	36.46	36.45	36.75	36.82	37.23	37.45	37.9	38.2	38.84	39.4	41.57
168	36.26	36.19	36.51	36.66	37.05	37.17	37.75	37.93	38.61	39.11	41.24
169	36.17	35.82	36.35	36.45	36.89	36.9	37.46	37.63	38.08	38.9	41.08
170	35.84	35.82	36.02	36.2	36.51	36.64	37.04	37.3	38.14	38.55	40.61
171	35.07	35.49	35.83	36.02	36.46	36.49	36.91	37.09	37.85	38.34	40.33
172	35.36	35.39	35.45	35.87	36.17	36.22	36.68	36.82	37.58	38.13	40.41
173	35.21	34.88	35.23	35.54	35.74	36.29	36.49	36.67	37.41	37.76	40.02
174	34.88	34.81	35.07	35.31	35.56	35.87	36.2	36.63	37.23	37.57	39.5
175	34.68	34.53	34.81	35.03	35.36	35.37	36.01	36.44	36.89	37.43	39.38
176	34.65	34.48	34.69	34.86	35.34	35.28	35.84	36.06	36.73	37.16	38.96
177	34.51	34.05	34.52	34.66	34.93	35.15	35.63	36.08	36.54	36.89	38.96
178	33.97	34.1	34.21	34.38	34.79	35.02	35.31	35.71	36.31	36.51	38.62
179	33.89	33.75	33.83	34.36	34.59	34.76	34.97	35.41	35.88	36.45	38.64
180	33.38	33.44	33.59	33.82	34.36	34.49	34.76	35.25	35.75	36.37	38.23
181	33.41	33.24	33.36	33.72	34.07	34.23	34.79	35.02	35.44	36.16	38.08
182	33.04	33.14	33.19	33.63	33.8	34.21	34.51	34.72	35.17	35.87	37.74
183	32.87	32.89	33.26	33.31	33.75	33.68	34.34	34.51	35.07	35.41	37.64
184	32.87	33.01	32.95	33.01	33.55	33.99	34.01	34.18	34.88	35.43	37.39
185	32.87	32.43	32.69	33	33.26	33.31	33.88	34.18	34.63	35.27	36.9
186	32.76	32.23	32.6	32.68	33.19	33.4	33.67	33.95	34.4	35.12	37.12
187	32.39	32.1	32.34	32.61	32.69	32.79	33.29	33.47	34.22	34.7	36.85
188	31.88	31.83	32	32.36	32.54	32.98	33.33	33.3	33.89	34.56	36.5
189	32.03	31.63	31.89	32.2	32.26	32.83	32.89	33.3	33.76	34.35	36.17
190	31.46	31.55	31.58	31.72	32.29	32.3	32.85	33.17	33.28	34.04	35.96
191	31.29	31.52	31.65	31.63	32.02	32.17	32.6	32.69	33.37	33.87	35.93
192	31.12	31.3	31.53	31.45	31.79	31.93	32.32	32.63	33.24	33.67	35.7
193	31.09	30.97	31.22	31.17	31.7	31.71	32.18	32.42	33.02	33.6	35.48
194	30.62	30.89	31.03	31.08	31.36	31.49	31.99	32.23	32.79	33.37	35.14

195	30.39	30.46	30.72	30.79	31.2	31.41	31.9	32.15	32.52	33.08	34.95
196	30.25	30.44	30.58	30.75	31.09	30.97	31.65	31.81	32.5	32.75	34.74
197	30.02	30.11	30.56	30.43	30.93	30.97	31.36	31.6	32.27	32.59	34.68
198	30.02	30.01	30.18	30.37	30.62	30.81	31.31	31.5	31.94	32.56	34.37
199	29.88	29.91	30.03	30.07	30.57	30.81	31.08	31.04	31.65	32.44	34.03
200	29.54	29.58	29.94	30.1	30.3	30.4	30.93	31.02	31.46	32.02	33.99

Tabla-A. 4 Valores de OAR para el colimador de 7.5 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	0.998	0.989	0.997	0.992
1	0.982	0.970	0.988	0.979
1.5	0.950	0.930	0.961	0.951
2	0.900	0.870	0.920	0.906
2.5	0.815	0.775	0.837	0.829
3	0.701	0.661	0.728	0.717
3.5	0.565	0.524	0.592	0.581
4	0.428	0.396	0.454	0.448
4.5	0.305	0.286	0.321	0.325
5	0.206	0.194	0.213	0.220
5.5	0.138	0.133	0.140	0.149
6	0.095	0.094	0.098	0.105
6.5	0.070	0.070	0.070	0.078
7	0.051	0.053	0.053	0.061
7.5	0.040	0.047	0.041	0.050
8	0.031	0.037	0.033	0.040
8.5	0.024	0.027	0.026	0.030

9	0.020	0.025	0.022	0.026
9.5	0.016	0.020	0.017	0.021
10	0.013	0.015	0.012	0.018
10.5	0.012	0.015	0.012	0.015

Tabla-A 5 Valores de OAR para el colimador de 10 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	0.999	0.994	0.996	0.997
1	0.991	0.984	0.993	0.988
1.5	0.981	0.969	0.980	0.975
2	0.957	0.948	0.965	0.959
2.5	0.936	0.916	0.936	0.934
3	0.888	0.862	0.901	0.893
3.5	0.817	0.784	0.841	0.831
4	0.721	0.675	0.746	0.748
4.5	0.603	0.566	0.628	0.631
5	0.474	0.436	0.496	0.503
5.5	0.349	0.321	0.365	0.375
6	0.242	0.223	0.255	0.271
6.5	0.164	0.158	0.171	0.186
7	0.113	0.111	0.116	0.130
7.5	0.082	0.083	0.084	0.095
8	0.061	0.064	0.062	0.075
8.5	0.045	0.053	0.048	0.056
9	0.036	0.044	0.038	0.046
9.5	0.029	0.035	0.030	0.041

10	0.024	0.026	0.025	0.034
10.5	0.019	0.024	0.020	0.025
11	0.015	0.020	0.015	0.023
11.5	0.011	0.018	0.011	0.019
12	0.011	0.014	0.011	0.014

Tabla-A. 6 Valores de OAR para el colimador de 12.5 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	1.000	0.999	1.001	1.001
1	0.998	0.988	0.994	0.998
1.5	0.991	0.983	0.993	0.989
2	0.982	0.975	0.986	0.985
2.5	0.967	0.957	0.972	0.970
3	0.954	0.943	0.957	0.955
3.5	0.930	0.913	0.935	0.930
4	0.895	0.869	0.903	0.899
4.5	0.842	0.815	0.853	0.853
5	0.766	0.729	0.779	0.783
5.5	0.662	0.624	0.671	0.682
6	0.537	0.509	0.549	0.567
6.5	0.411	0.392	0.418	0.442
7	0.297	0.282	0.299	0.324
7.5	0.205	0.199	0.204	0.225
8	0.138	0.139	0.140	0.158
8.5	0.099	0.103	0.100	0.117
9	0.072	0.079	0.073	0.090

9.5	0.055	0.063	0.057	0.072
10	0.043	0.051	0.045	0.056
10.5	0.035	0.043	0.036	0.044
11	0.027	0.034	0.029	0.040
11.5	0.021	0.030	0.024	0.033
12	0.018	0.023	0.019	0.027
12.5	0.014	0.022	0.015	0.024
13	0.012	0.018	0.013	0.018
13.5	0.011	0.018	0.010	0.018
14	0.010	0.015	0.011	0.014

Tabla-A. 7 Valores de OAR para el colimador de 15 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	0.998	0.995	0.996	1.001
1	1.000	0.998	0.997	0.995
1.5	0.997	0.991	0.994	0.990
2	0.992	0.987	0.989	0.988
2.5	0.982	0.981	0.984	0.982
3	0.976	0.968	0.972	0.978
3.5	0.966	0.961	0.960	0.964
4	0.950	0.940	0.949	0.959
4.5	0.930	0.920	0.929	0.937
5	0.904	0.888	0.906	0.913
5.5	0.861	0.847	0.868	0.883
6	0.800	0.784	0.813	0.835
6.5	0.712	0.697	0.723	0.764

7	0.605	0.590	0.613	0.664
7.5	0.486	0.474	0.484	0.548
8	0.361	0.354	0.362	0.428
8.5	0.255	0.258	0.252	0.312
9	0.176	0.185	0.169	0.219
9.5	0.122	0.131	0.118	0.157
10	0.089	0.098	0.088	0.117
10.5	0.065	0.075	0.066	0.088
11	0.050	0.060	0.051	0.071
11.5	0.040	0.050	0.041	0.055
12	0.033	0.042	0.035	0.047
12.5	0.026	0.034	0.027	0.041
13	0.019	0.031	0.021	0.034
13.5	0.017	0.025	0.018	0.030
14	0.014	0.022	0.016	0.025
14.5	0.011	0.019	0.013	0.023
15	0.010	0.017	0.011	0.020
15.5	0.010	0.015	0.010	0.018

Tabla-A. 8 Valores de OAR para el colimador de 17.5 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	1.001	0.998	1.002	0.998
1	1.002	0.999	0.998	0.996
1.5	0.997	0.995	1.002	0.999
2	0.999	0.998	0.996	0.996
2.5	0.991	0.990	0.996	0.992

3	0.988	0.988	0.989	0.988
3.5	0.981	0.979	0.985	0.983
4	0.971	0.969	0.975	0.976
4.5	0.961	0.955	0.971	0.969
5	0.947	0.942	0.961	0.957
5.5	0.928	0.923	0.943	0.938
6	0.907	0.899	0.924	0.924
6.5	0.873	0.861	0.899	0.896
7	0.823	0.808	0.858	0.865
7.5	0.743	0.734	0.800	0.813
8	0.641	0.635	0.706	0.734
8.5	0.522	0.524	0.594	0.629
9	0.404	0.411	0.465	0.515
9.5	0.292	0.302	0.349	0.393
10	0.202	0.214	0.243	0.290
10.5	0.139	0.157	0.167	0.204
11	0.102	0.118	0.118	0.145
11.5	0.076	0.090	0.088	0.110
12	0.059	0.073	0.068	0.088
12.5	0.045	0.060	0.051	0.069
13	0.038	0.050	0.041	0.058
13.5	0.031	0.042	0.034	0.049
14	0.025	0.036	0.030	0.041
14.5	0.020	0.031	0.025	0.038
15	0.017	0.028	0.018	0.031
15.5	0.014	0.022	0.018	0.027
16	0.013	0.022	0.014	0.022

Tabla-A. 9 Valores de OAR para el colimador de 20 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	0.998	1.009	1.001	1.002
1	0.999	1.001	1.004	1.001
1.5	0.997	1.004	1.000	1.001
2	0.993	1.004	1.004	1.001
2.5	0.988	1.000	0.997	0.999
3	0.993	0.997	0.995	0.992
3.5	0.990	0.996	0.993	0.994
4	0.985	0.984	0.989	0.990
4.5	0.980	0.982	0.988	0.981
5	0.972	0.975	0.977	0.979
5.5	0.963	0.959	0.970	0.969
6	0.953	0.953	0.957	0.961
6.5	0.937	0.932	0.948	0.942
7	0.916	0.914	0.928	0.932
7.5	0.890	0.887	0.906	0.909
8	0.846	0.844	0.873	0.879
8.5	0.782	0.783	0.823	0.836
9	0.695	0.705	0.742	0.769
9.5	0.585	0.594	0.635	0.678
10	0.464	0.485	0.518	0.568
10.5	0.345	0.372	0.392	0.451
11	0.246	0.274	0.281	0.336
11.5	0.170	0.192	0.191	0.236
12	0.120	0.142	0.134	0.169
12.5	0.090	0.109	0.098	0.125

13	0.068	0.086	0.075	0.099
13.5	0.055	0.069	0.059	0.078
14	0.043	0.058	0.048	0.067
14.5	0.033	0.050	0.038	0.054
15	0.031	0.040	0.032	0.047
15.5	0.025	0.039	0.028	0.040
16	0.019	0.032	0.023	0.038
16.5	0.017	0.029	0.017	0.032
17	0.014	0.023	0.016	0.028

Tabla-A. 10 Valores de OAR para el colimador de 22.5 mm de diámetro

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	0.999	0.996	1.008	1.000
1	0.998	0.996	0.999	0.999
1.5	1.000	0.997	1.001	1.001
2	0.999	0.999	1.000	0.998
2.5	1.002	0.995	0.999	0.997
3	0.996	0.996	0.997	0.993
3.5	0.993	0.990	1.001	0.993
4	0.996	0.986	1.002	0.994
4.5	0.989	0.987	0.990	0.989
5	0.988	0.978	0.991	0.985
5.5	0.978	0.973	0.988	0.983
6	0.977	0.968	0.980	0.978
6.5	0.969	0.960	0.973	0.972
7	0.958	0.950	0.965	0.960

7.5	0.941	0.938	0.956	0.951
8	0.928	0.918	0.942	0.937
8.5	0.902	0.891	0.923	0.924
9	0.863	0.857	0.899	0.898
9.5	0.810	0.802	0.857	0.866
10	0.729	0.727	0.799	0.819
10.5	0.625	0.637	0.710	0.748
11	0.509	0.525	0.596	0.649
11.5	0.387	0.409	0.473	0.533
12	0.275	0.303	0.352	0.417
12.5	0.194	0.221	0.243	0.304
13	0.138	0.163	0.167	0.216
13.5	0.102	0.123	0.119	0.158
14	0.077	0.096	0.092	0.122
14.5	0.060	0.078	0.072	0.096
15	0.049	0.063	0.055	0.078
15.5	0.040	0.055	0.044	0.065
16	0.032	0.046	0.037	0.054
16.5	0.028	0.040	0.032	0.049
17	0.023	0.037	0.026	0.041
17.5	0.018	0.031	0.021	0.038
18	0.016	0.029	0.017	0.031
18.5	0.014	0.025	0.016	0.029
19	0.011	0.021	0.014	0.027

Tabla-A 11 Valores de OAR para el colimador de 25 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
		<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>

0	1	1	1	1
0.5	0.999	1.003	0.996	1.000
1	1.002	1.000	0.997	1.001
1.5	1.002	1.003	1.000	0.998
2	1.000	1.001	0.998	0.999
2.5	0.999	0.998	0.995	0.998
3	0.996	0.996	0.997	0.999
3.5	0.997	0.999	0.994	1.003
4	0.996	0.996	0.996	0.994
4.5	0.992	0.995	0.991	0.993
5	0.991	0.991	0.990	0.991
5.5	0.992	0.990	0.991	0.991
6	0.986	0.987	0.986	0.987
6.5	0.984	0.983	0.983	0.986
7	0.980	0.973	0.976	0.978
7.5	0.968	0.971	0.969	0.969
8	0.965	0.962	0.965	0.966
8.5	0.959	0.949	0.953	0.955
9	0.941	0.939	0.944	0.944
9.5	0.926	0.920	0.927	0.927
10	0.902	0.898	0.902	0.910
10.5	0.868	0.867	0.870	0.879
11	0.819	0.817	0.819	0.845
11.5	0.736	0.744	0.738	0.779
12	0.633	0.649	0.633	0.695
12.5	0.515	0.540	0.514	0.586
13	0.399	0.428	0.391	0.471
13.5	0.288	0.317	0.279	0.352
14	0.199	0.233	0.192	0.259
14.5	0.141	0.171	0.138	0.186

15	0.105	0.130	0.101	0.139
15.5	0.079	0.103	0.078	0.110
16	0.063	0.084	0.062	0.086
16.5	0.051	0.068	0.049	0.075
17	0.040	0.057	0.040	0.061
17.5	0.033	0.049	0.033	0.052
18	0.027	0.043	0.030	0.045
18.5	0.024	0.039	0.025	0.040
19	0.018	0.035	0.022	0.037
19.5	0.017	0.030	0.017	0.031
20	0.014	0.027	0.014	0.029

Tabla-A 12 Valores de OAR para el colimador de 30 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	1.001	0.997	0.999	0.999
1	1.001	1.003	1.000	1.003
1.5	0.998	0.999	1.000	1.001
2	0.999	0.999	1.002	1.002
2.5	0.999	0.995	0.998	0.999
3	0.999	0.997	0.998	0.999
3.5	0.998	0.999	0.999	1.002
4	1.001	0.998	0.997	1.001
4.5	0.998	0.998	0.999	0.997
5	1.000	0.996	0.999	0.999
5.5	0.995	0.995	0.993	0.994
6	0.991	0.993	0.998	0.992

6.5	0.995	0.990	0.996	0.997
7	0.997	0.989	0.993	0.993
7.5	0.992	0.987	0.994	0.991
8	0.992	0.981	0.988	0.990
8.5	0.988	0.979	0.986	0.982
9	0.987	0.973	0.981	0.980
9.5	0.978	0.974	0.982	0.973
10	0.970	0.964	0.973	0.971
10.5	0.963	0.955	0.967	0.966
11	0.957	0.951	0.960	0.957
11.5	0.944	0.936	0.945	0.948
12	0.926	0.919	0.932	0.933
12.5	0.899	0.896	0.910	0.911
13	0.871	0.873	0.877	0.892
13.5	0.818	0.828	0.830	0.859
14	0.739	0.756	0.761	0.804
14.5	0.640	0.677	0.661	0.733
15	0.523	0.568	0.541	0.631
15.5	0.407	0.451	0.425	0.521
16	0.296	0.348	0.309	0.408
16.5	0.207	0.260	0.215	0.302
17	0.148	0.189	0.151	0.218
17.5	0.109	0.143	0.111	0.161
18	0.086	0.114	0.086	0.126
18.5	0.067	0.092	0.068	0.100
19	0.054	0.078	0.054	0.083
19.5	0.043	0.066	0.043	0.069
20	0.035	0.056	0.036	0.058
20.5	0.031	0.048	0.032	0.052
21	0.025	0.044	0.025	0.044

21.5	0.020	0.039	0.022	0.039
22	0.017	0.037	0.018	0.037
22.5	0.015	0.030	0.016	0.031

Tabla-A 13 Valores de OAR para el colimador de 35 mm de diámetro.

Distancia radial (mm)	Dirección X		Dirección Y	
	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>	<i>14.1 mm</i>	<i>50 mm</i>
0	1	1	1	1
0.5	1.007	0.997	0.999	1.001
1	1.005	0.998	0.999	0.997
1.5	1.003	1.000	1.000	0.999
2	1.004	0.999	0.999	1.003
2.5	1.005	0.995	1.000	0.997
3	1.004	0.996	1.003	1.001
3.5	1.004	1.000	1.001	0.999
4	1.004	0.995	1.002	0.996
4.5	1.002	0.993	1.004	0.998
5	1.006	0.999	1.000	0.998
5.5	1.003	0.996	1.003	0.998
6	1.001	0.996	1.000	0.993
6.5	1.000	0.992	1.002	0.994
7	1.002	0.992	0.997	0.995
7.5	1.000	0.992	1.002	0.994
8	0.998	0.990	1.000	0.991
8.5	1.002	0.987	0.996	0.991
9	0.997	0.988	0.996	0.987
9.5	0.995	0.986	0.991	0.988
10	0.998	0.984	0.994	0.987

10.5	0.993	0.984	0.991	0.981
11	0.988	0.979	0.991	0.981
11.5	0.990	0.975	0.987	0.977
12	0.982	0.968	0.983	0.976
12.5	0.981	0.963	0.974	0.967
13	0.973	0.956	0.970	0.960
13.5	0.961	0.949	0.961	0.954
14	0.949	0.938	0.948	0.944
14.5	0.936	0.925	0.934	0.934
15	0.911	0.904	0.914	0.918
15.5	0.885	0.878	0.888	0.898
16	0.835	0.840	0.848	0.869
16.5	0.762	0.782	0.782	0.826
17	0.666	0.702	0.685	0.761
17.5	0.553	0.601	0.571	0.672
18	0.432	0.497	0.448	0.563
18.5	0.317	0.392	0.329	0.447
19	0.226	0.287	0.231	0.337
19.5	0.161	0.213	0.160	0.243
20	0.119	0.158	0.119	0.182
20.5	0.090	0.127	0.091	0.139
21	0.073	0.103	0.071	0.111
21.5	0.058	0.084	0.058	0.092
22	0.047	0.073	0.046	0.076
22.5	0.038	0.062	0.039	0.066
23	0.033	0.054	0.032	0.057
23.5	0.030	0.048	0.030	0.048
24	0.022	0.042	0.024	0.043
24.5	0.019	0.038	0.021	0.039
25	0.017	0.035	0.017	0.037

Tabla-A 14 Valores de los TMR para los 10 colimadores estereotáxicos. La primera columna es la profundidad en agua.

mm	7.5	10	12.5	15	17.5	20	22.5	25	30	35	50
0	0.618	0.590	0.566	0.576	0.567	0.561	0.549	0.536	0.527	0.527	0.553
1	0.640	0.615	0.643	0.642	0.624	0.613	0.575	0.615	0.612	0.608	0.592
2	0.677	0.653	0.726	0.765	0.732	0.733	0.613	0.688	0.678	0.678	0.706
3	0.858	0.822	0.832	0.841	0.822	0.804	0.724	0.795	0.792	0.792	0.758
4	0.935	0.905	0.888	0.896	0.875	0.874	0.857	0.844	0.837	0.830	0.848
5	0.968	0.947	0.933	0.927	0.928	0.914	0.904	0.909	0.905	0.902	0.895
6	0.992	0.971	0.961	0.968	0.954	0.946	0.936	0.926	0.925	0.926	0.914
7	1.004	0.989	0.980	0.978	0.975	0.964	0.958	0.959	0.955	0.955	0.952
8	1.011	1.000	0.994	0.992	0.988	0.980	0.976	0.970	0.972	0.970	0.968
9	1.014	1.010	1.004	1.000	1.001	0.996	0.991	0.988	0.985	0.986	0.976
10	1.017	1.007	1.005	1.005	1.006	0.995	0.997	0.993	0.993	0.993	0.988
11	1.017	1.010	1.005	1.005	1.006	0.999	0.999	0.996	0.996	0.994	0.990
12	1.016	1.004	1.009	1.006	1.004	1.001	0.997	1.000	0.998	0.998	0.992
13	1.006	1.003	1.005	1.002	1.007	1.005	1.001	1.000	0.999	0.998	0.992
14	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
15	0.995	0.995	0.998	0.995	0.999	0.991	0.998	0.994	0.996	0.997	0.994
16	0.991	0.989	0.987	0.990	0.992	0.991	0.991	0.992	0.991	0.989	0.987
17	0.980	0.982	0.986	0.987	0.990	0.989	0.987	0.989	0.987	0.984	0.992
18	0.976	0.977	0.981	0.982	0.985	0.982	0.982	0.984	0.985	0.983	0.983
19	0.968	0.970	0.977	0.974	0.980	0.975	0.977	0.978	0.979	0.978	0.975
20	0.964	0.966	0.970	0.969	0.972	0.972	0.975	0.973	0.973	0.975	0.973
21	0.959	0.957	0.965	0.963	0.970	0.966	0.966	0.964	0.974	0.970	0.970
22	0.950	0.956	0.957	0.960	0.962	0.958	0.961	0.962	0.963	0.962	0.961
23	0.945	0.945	0.949	0.951	0.953	0.951	0.957	0.960	0.960	0.960	0.960
24	0.940	0.938	0.945	0.948	0.950	0.948	0.948	0.953	0.953	0.953	0.955

25	0.938	0.933	0.939	0.934	0.944	0.939	0.945	0.946	0.950	0.947	0.953
26	0.927	0.928	0.929	0.933	0.939	0.940	0.939	0.941	0.943	0.943	0.952
27	0.921	0.921	0.927	0.924	0.932	0.930	0.931	0.933	0.936	0.939	0.945
28	0.915	0.917	0.917	0.919	0.928	0.925	0.927	0.929	0.930	0.935	0.938
29	0.909	0.909	0.914	0.916	0.919	0.918	0.922	0.925	0.924	0.928	0.933
30	0.899	0.905	0.908	0.911	0.912	0.911	0.916	0.917	0.925	0.923	0.927
31	0.896	0.897	0.900	0.905	0.909	0.907	0.912	0.908	0.919	0.918	0.922
32	0.891	0.891	0.893	0.900	0.904	0.902	0.904	0.910	0.913	0.911	0.916
33	0.887	0.884	0.889	0.895	0.896	0.895	0.900	0.901	0.906	0.906	0.915
34	0.880	0.879	0.884	0.887	0.894	0.890	0.893	0.897	0.902	0.902	0.904
35	0.875	0.874	0.878	0.880	0.888	0.887	0.890	0.887	0.893	0.897	0.901
36	0.868	0.868	0.870	0.878	0.879	0.880	0.881	0.886	0.890	0.894	0.900
37	0.860	0.862	0.866	0.870	0.870	0.875	0.880	0.880	0.884	0.888	0.896
38	0.852	0.857	0.858	0.861	0.867	0.865	0.872	0.870	0.879	0.884	0.890
39	0.850	0.848	0.852	0.855	0.863	0.864	0.864	0.868	0.874	0.875	0.881
40	0.846	0.841	0.849	0.851	0.859	0.857	0.862	0.865	0.869	0.871	0.882
41	0.838	0.839	0.843	0.847	0.850	0.850	0.855	0.858	0.862	0.865	0.880
42	0.829	0.830	0.839	0.840	0.847	0.846	0.850	0.853	0.855	0.860	0.867
43	0.825	0.827	0.835	0.835	0.842	0.841	0.844	0.849	0.853	0.857	0.868
44	0.825	0.822	0.823	0.829	0.835	0.837	0.840	0.839	0.846	0.848	0.861
45	0.820	0.816	0.824	0.826	0.832	0.830	0.834	0.837	0.844	0.847	0.853
46	0.810	0.811	0.817	0.820	0.827	0.825	0.826	0.829	0.837	0.838	0.854
47	0.805	0.807	0.811	0.816	0.818	0.817	0.822	0.826	0.833	0.836	0.848
48	0.799	0.800	0.807	0.807	0.816	0.814	0.819	0.822	0.826	0.832	0.840
49	0.794	0.793	0.801	0.803	0.807	0.807	0.812	0.814	0.821	0.823	0.840
50	0.791	0.788	0.793	0.799	0.805	0.801	0.806	0.810	0.819	0.818	0.832
51	0.785	0.787	0.787	0.791	0.796	0.798	0.798	0.806	0.811	0.812	0.832
52	0.777	0.781	0.785	0.784	0.790	0.791	0.798	0.801	0.805	0.811	0.829
53	0.772	0.773	0.780	0.781	0.785	0.787	0.791	0.793	0.801	0.804	0.821
54	0.768	0.768	0.771	0.771	0.783	0.780	0.785	0.787	0.799	0.802	0.813

55	0.762	0.766	0.769	0.772	0.778	0.776	0.783	0.785	0.792	0.796	0.812
56	0.761	0.759	0.759	0.767	0.772	0.772	0.777	0.775	0.785	0.793	0.800
57	0.754	0.751	0.759	0.760	0.768	0.766	0.771	0.775	0.781	0.786	0.802
58	0.750	0.750	0.755	0.759	0.763	0.760	0.765	0.772	0.776	0.783	0.795
59	0.745	0.742	0.749	0.750	0.758	0.758	0.762	0.761	0.772	0.772	0.792
60	0.741	0.740	0.743	0.747	0.754	0.752	0.756	0.757	0.768	0.771	0.785
61	0.735	0.735	0.741	0.744	0.744	0.747	0.753	0.754	0.758	0.770	0.783
62	0.733	0.727	0.736	0.735	0.739	0.741	0.747	0.754	0.757	0.762	0.777
63	0.726	0.726	0.731	0.731	0.737	0.736	0.746	0.745	0.753	0.760	0.773
64	0.721	0.719	0.721	0.727	0.732	0.730	0.739	0.739	0.746	0.754	0.772
65	0.717	0.713	0.720	0.719	0.728	0.728	0.732	0.735	0.742	0.747	0.766
66	0.712	0.712	0.714	0.718	0.723	0.724	0.728	0.729	0.737	0.746	0.764
67	0.704	0.705	0.707	0.711	0.720	0.716	0.721	0.727	0.732	0.737	0.759
68	0.703	0.700	0.705	0.706	0.713	0.714	0.719	0.723	0.731	0.734	0.753
69	0.699	0.695	0.700	0.702	0.710	0.709	0.715	0.719	0.723	0.728	0.745
70	0.690	0.691	0.697	0.699	0.703	0.705	0.708	0.711	0.719	0.726	0.740
71	0.688	0.689	0.690	0.696	0.696	0.700	0.704	0.706	0.716	0.723	0.744
72	0.683	0.683	0.689	0.689	0.694	0.696	0.699	0.703	0.713	0.714	0.734
73	0.679	0.672	0.680	0.685	0.691	0.690	0.697	0.698	0.706	0.710	0.727
74	0.674	0.675	0.679	0.681	0.685	0.684	0.689	0.694	0.701	0.707	0.728
75	0.673	0.671	0.675	0.676	0.681	0.682	0.685	0.686	0.698	0.706	0.723
76	0.667	0.664	0.669	0.671	0.676	0.677	0.681	0.686	0.691	0.700	0.720
77	0.662	0.661	0.664	0.666	0.672	0.670	0.678	0.679	0.689	0.692	0.712
78	0.657	0.658	0.659	0.662	0.669	0.665	0.673	0.679	0.685	0.690	0.710
79	0.655	0.651	0.656	0.657	0.663	0.662	0.667	0.671	0.679	0.683	0.709
80	0.650	0.647	0.649	0.654	0.658	0.658	0.666	0.669	0.675	0.680	0.702
81	0.644	0.641	0.646	0.650	0.654	0.657	0.659	0.663	0.671	0.676	0.699
82	0.643	0.638	0.642	0.645	0.650	0.651	0.654	0.657	0.667	0.670	0.692
83	0.634	0.635	0.637	0.640	0.646	0.647	0.653	0.655	0.661	0.668	0.687
84	0.630	0.628	0.630	0.639	0.643	0.644	0.647	0.650	0.658	0.664	0.684

85	0.628	0.623	0.631	0.633	0.637	0.638	0.644	0.645	0.653	0.660	0.680
86	0.623	0.622	0.625	0.628	0.636	0.635	0.638	0.644	0.649	0.654	0.674
87	0.620	0.616	0.623	0.625	0.630	0.631	0.636	0.638	0.646	0.652	0.675
88	0.615	0.615	0.618	0.622	0.624	0.626	0.631	0.636	0.642	0.647	0.669
89	0.610	0.609	0.613	0.616	0.622	0.620	0.627	0.629	0.640	0.643	0.661
90	0.608	0.605	0.609	0.611	0.617	0.617	0.622	0.625	0.634	0.642	0.658
91	0.602	0.600	0.605	0.608	0.615	0.615	0.618	0.624	0.632	0.636	0.654
92	0.601	0.601	0.598	0.603	0.609	0.609	0.615	0.617	0.626	0.633	0.650
93	0.599	0.596	0.597	0.600	0.604	0.605	0.609	0.613	0.622	0.628	0.651
94	0.596	0.591	0.592	0.597	0.602	0.601	0.606	0.607	0.619	0.621	0.648
95	0.586	0.585	0.588	0.593	0.599	0.598	0.601	0.607	0.612	0.621	0.639
96	0.582	0.585	0.584	0.586	0.593	0.593	0.596	0.601	0.610	0.613	0.638
97	0.577	0.580	0.583	0.585	0.589	0.589	0.597	0.598	0.606	0.611	0.633
98	0.575	0.573	0.579	0.581	0.589	0.585	0.590	0.595	0.605	0.607	0.631
99	0.572	0.572	0.575	0.576	0.582	0.584	0.587	0.590	0.599	0.603	0.626
100	0.567	0.567	0.570	0.571	0.578	0.578	0.582	0.587	0.595	0.602	0.620
101	0.563	0.562	0.566	0.570	0.576	0.575	0.577	0.583	0.589	0.596	0.619
102	0.561	0.561	0.564	0.564	0.569	0.568	0.575	0.578	0.588	0.594	0.615
103	0.556	0.556	0.559	0.562	0.566	0.568	0.574	0.575	0.582	0.588	0.613
104	0.554	0.552	0.552	0.558	0.563	0.561	0.569	0.572	0.578	0.584	0.610
105	0.551	0.550	0.552	0.554	0.559	0.559	0.563	0.568	0.577	0.582	0.600
106	0.544	0.545	0.550	0.551	0.555	0.557	0.560	0.565	0.573	0.574	0.599
107	0.546	0.541	0.544	0.547	0.553	0.553	0.554	0.560	0.567	0.571	0.597
108	0.540	0.540	0.541	0.542	0.549	0.546	0.555	0.556	0.564	0.571	0.594
109	0.535	0.537	0.539	0.540	0.545	0.546	0.550	0.551	0.557	0.568	0.590
110	0.532	0.530	0.535	0.535	0.544	0.541	0.548	0.551	0.556	0.561	0.584
111	0.530	0.526	0.532	0.531	0.540	0.538	0.543	0.546	0.552	0.559	0.582
112	0.525	0.524	0.526	0.530	0.535	0.535	0.538	0.542	0.554	0.554	0.577
113	0.521	0.520	0.523	0.525	0.530	0.531	0.535	0.541	0.547	0.552	0.574
114	0.519	0.515	0.522	0.519	0.525	0.527	0.532	0.535	0.541	0.550	0.572

115	0.516	0.514	0.518	0.519	0.523	0.525	0.531	0.531	0.539	0.546	0.570
116	0.514	0.512	0.515	0.518	0.522	0.522	0.525	0.526	0.536	0.542	0.564
117	0.510	0.505	0.509	0.514	0.517	0.519	0.522	0.527	0.534	0.539	0.562
118	0.502	0.504	0.508	0.509	0.516	0.513	0.519	0.523	0.531	0.534	0.555
119	0.500	0.499	0.502	0.506	0.513	0.511	0.516	0.518	0.525	0.530	0.557
120	0.498	0.498	0.498	0.503	0.506	0.510	0.513	0.514	0.522	0.528	0.549
121	0.497	0.492	0.497	0.501	0.505	0.505	0.508	0.512	0.520	0.525	0.550
122	0.490	0.492	0.495	0.496	0.499	0.501	0.508	0.509	0.516	0.521	0.546
123	0.490	0.487	0.490	0.493	0.499	0.498	0.503	0.505	0.514	0.519	0.541
124	0.487	0.485	0.489	0.492	0.494	0.496	0.498	0.503	0.508	0.515	0.541
125	0.484	0.479	0.486	0.488	0.493	0.493	0.497	0.500	0.507	0.512	0.537
126	0.483	0.477	0.480	0.485	0.489	0.487	0.493	0.495	0.504	0.509	0.531
127	0.479	0.476	0.481	0.480	0.486	0.486	0.489	0.489	0.498	0.506	0.529
128	0.472	0.470	0.477	0.477	0.481	0.483	0.487	0.490	0.494	0.505	0.521
129	0.472	0.469	0.471	0.473	0.479	0.480	0.482	0.486	0.492	0.499	0.524
130	0.469	0.469	0.468	0.472	0.475	0.476	0.479	0.484	0.490	0.498	0.518
131	0.468	0.466	0.466	0.470	0.473	0.474	0.475	0.479	0.488	0.491	0.514
132	0.466	0.459	0.464	0.466	0.470	0.470	0.475	0.477	0.484	0.489	0.511
133	0.461	0.458	0.459	0.464	0.466	0.465	0.471	0.473	0.479	0.488	0.508
134	0.457	0.456	0.458	0.460	0.465	0.464	0.465	0.470	0.478	0.484	0.505
135	0.456	0.451	0.452	0.452	0.460	0.461	0.465	0.468	0.476	0.483	0.503
136	0.450	0.450	0.451	0.452	0.457	0.460	0.461	0.464	0.472	0.476	0.499
137	0.444	0.445	0.450	0.450	0.456	0.455	0.459	0.462	0.471	0.474	0.495
138	0.444	0.444	0.446	0.446	0.452	0.453	0.456	0.458	0.466	0.472	0.491
139	0.440	0.441	0.442	0.446	0.451	0.450	0.454	0.455	0.464	0.469	0.492
140	0.439	0.438	0.440	0.442	0.446	0.446	0.452	0.453	0.459	0.466	0.488
141	0.438	0.435	0.435	0.440	0.445	0.443	0.450	0.449	0.458	0.463	0.484
142	0.433	0.431	0.433	0.437	0.441	0.440	0.443	0.446	0.454	0.460	0.480
143	0.428	0.427	0.432	0.434	0.436	0.439	0.442	0.444	0.451	0.458	0.479
144	0.428	0.427	0.430	0.431	0.435	0.434	0.437	0.441	0.449	0.455	0.476

145	0.423	0.423	0.429	0.427	0.432	0.432	0.437	0.439	0.448	0.452	0.475
146	0.421	0.420	0.423	0.424	0.428	0.431	0.433	0.435	0.442	0.449	0.470
147	0.422	0.417	0.422	0.419	0.426	0.426	0.431	0.435	0.441	0.446	0.469
148	0.419	0.414	0.415	0.420	0.423	0.426	0.427	0.431	0.438	0.444	0.465
149	0.412	0.410	0.418	0.419	0.423	0.422	0.425	0.427	0.436	0.440	0.461
150	0.411	0.412	0.413	0.415	0.418	0.418	0.422	0.427	0.431	0.435	0.457
151	0.407	0.408	0.410	0.413	0.415	0.416	0.422	0.420	0.429	0.435	0.453
152	0.408	0.403	0.410	0.411	0.413	0.413	0.416	0.420	0.428	0.431	0.455
153	0.403	0.404	0.404	0.406	0.411	0.411	0.414	0.418	0.424	0.428	0.453
154	0.404	0.401	0.400	0.405	0.409	0.406	0.412	0.415	0.420	0.428	0.450
155	0.398	0.398	0.400	0.401	0.405	0.406	0.409	0.413	0.417	0.425	0.446
156	0.397	0.396	0.397	0.400	0.403	0.405	0.406	0.410	0.416	0.421	0.443
157	0.392	0.391	0.395	0.397	0.400	0.401	0.405	0.406	0.413	0.420	0.442
158	0.390	0.390	0.391	0.393	0.400	0.397	0.402	0.405	0.409	0.416	0.439
159	0.391	0.387	0.389	0.391	0.396	0.396	0.400	0.401	0.409	0.411	0.435
160	0.388	0.387	0.387	0.389	0.393	0.392	0.396	0.399	0.407	0.411	0.433
161	0.383	0.382	0.385	0.388	0.389	0.390	0.393	0.397	0.402	0.409	0.431
162	0.385	0.380	0.382	0.384	0.386	0.388	0.390	0.396	0.399	0.405	0.428
163	0.382	0.378	0.380	0.382	0.383	0.386	0.388	0.391	0.398	0.402	0.425
164	0.374	0.375	0.381	0.377	0.381	0.384	0.387	0.388	0.395	0.399	0.424
165	0.373	0.373	0.375	0.377	0.381	0.381	0.385	0.389	0.393	0.398	0.419
166	0.371	0.371	0.371	0.376	0.377	0.379	0.381	0.386	0.388	0.395	0.417
167	0.371	0.368	0.371	0.373	0.375	0.376	0.379	0.382	0.388	0.394	0.416
168	0.369	0.366	0.368	0.369	0.373	0.373	0.378	0.379	0.386	0.391	0.412
169	0.368	0.362	0.367	0.366	0.371	0.371	0.375	0.376	0.381	0.389	0.411
170	0.364	0.362	0.363	0.365	0.368	0.368	0.371	0.373	0.381	0.385	0.406
171	0.357	0.359	0.361	0.363	0.367	0.367	0.370	0.371	0.378	0.383	0.403
172	0.360	0.358	0.358	0.361	0.364	0.364	0.367	0.368	0.376	0.381	0.404
173	0.358	0.352	0.355	0.359	0.360	0.365	0.365	0.367	0.374	0.378	0.400
174	0.355	0.352	0.354	0.354	0.358	0.360	0.362	0.366	0.372	0.376	0.395

175	0.353	0.349	0.351	0.354	0.356	0.355	0.361	0.365	0.369	0.374	0.394
176	0.352	0.348	0.350	0.352	0.356	0.354	0.359	0.361	0.367	0.372	0.390
177	0.351	0.344	0.348	0.349	0.352	0.353	0.357	0.361	0.365	0.369	0.390
178	0.345	0.345	0.345	0.347	0.350	0.352	0.354	0.357	0.363	0.365	0.386
179	0.345	0.341	0.341	0.343	0.348	0.349	0.350	0.354	0.359	0.365	0.386
180	0.339	0.338	0.339	0.344	0.346	0.347	0.348	0.353	0.358	0.364	0.382
181	0.340	0.336	0.337	0.340	0.343	0.344	0.348	0.350	0.354	0.362	0.381
182	0.336	0.335	0.335	0.339	0.340	0.344	0.346	0.347	0.352	0.359	0.377
183	0.334	0.332	0.336	0.337	0.340	0.338	0.344	0.345	0.351	0.354	0.376
184	0.334	0.334	0.332	0.334	0.338	0.341	0.341	0.342	0.349	0.354	0.374
185	0.334	0.328	0.330	0.331	0.335	0.335	0.339	0.342	0.346	0.353	0.369
186	0.333	0.326	0.329	0.329	0.334	0.336	0.337	0.340	0.344	0.351	0.371
187	0.329	0.324	0.326	0.328	0.329	0.329	0.333	0.335	0.342	0.347	0.368
188	0.324	0.322	0.323	0.323	0.328	0.331	0.334	0.333	0.339	0.346	0.365
189	0.326	0.320	0.322	0.324	0.325	0.330	0.329	0.333	0.338	0.344	0.362
190	0.320	0.319	0.319	0.322	0.325	0.325	0.329	0.332	0.333	0.340	0.360
191	0.318	0.319	0.319	0.321	0.322	0.323	0.326	0.327	0.334	0.339	0.359
192	0.317	0.316	0.318	0.316	0.320	0.321	0.324	0.326	0.332	0.337	0.357
193	0.316	0.313	0.315	0.315	0.319	0.319	0.322	0.324	0.330	0.336	0.355
194	0.311	0.312	0.313	0.313	0.316	0.316	0.320	0.322	0.328	0.334	0.351
195	0.309	0.308	0.310	0.313	0.314	0.316	0.319	0.322	0.325	0.331	0.350
196	0.308	0.308	0.309	0.310	0.313	0.311	0.317	0.318	0.325	0.328	0.347
197	0.305	0.304	0.308	0.307	0.311	0.311	0.314	0.316	0.323	0.326	0.347
198	0.305	0.303	0.304	0.308	0.308	0.310	0.314	0.315	0.319	0.326	0.344
199	0.304	0.302	0.303	0.305	0.308	0.310	0.311	0.311	0.316	0.324	0.340
200	0.300	0.299	0.302	0.302	0.305	0.305	0.310	0.310	0.315	0.320	0.340

Apéndice B

Programa escrito para calcular la dosis absorbida en las películas de tinte radiocrómico.

```
C*****
dimension DOP(900)
dimension a(6),b(6),y8(6,900), p8(6,900),prom(900)
common y1(900), p1(900), y7(6,900),p7(6,900)
common y2(900), p2(900), y3(900),p3(900)
common y4(900), p4(900), y5(900),p5(900)
common y6(900), p6(900),L,jjj
CHARACTER*20 salida
CHARACTER*20 entrada
write(*,*) 'Cuantos archivos tienes?'
read(*,*) m
OPEN(UNIT=2,FILE='MAXIMO', STATUS='NEW')
open(unit=3, file='todos', status='new')
open(unit=4, file='suave', status='new')
open(unit=5, file='prom', status='new')
do 2 jjj=1,m
5 WRITE(*,*) 'NOMBRE DEL ARCHIVO DE entrada'
READ(*,50) entrada
50 FORMAT(A20)
open(1,file=entrada,status='old')
open(unit=8,file='mien',status='new')
call perfil
WRITE(2,*) Y7(jjj,1),Y7(jjj,L)
a(jjj)=Y7(jjj,1)
```

```

    b(jjj)=Y7(jjj,L)
    do 130 k=1,l
130    continue
2    continue

    do 65 i=1,6
    if(b(i).eq.0) then
    b(i)=10000
    else
    b(i)=b(i)
    endif
65    continue

    a1=a(1)
    a2=a(2)
    a3=a(3)
    a4=a(4)
    a5=a(5)
    a6=a(6)
    b1=b(1)
    b2=b(2)
    b3=b(3)
    b4=b(4)
    b5=b(5)
    b6=b(6)

    aa=max(a1,a2,a3,a4,a5,a6)
    bb=min(b1,b2,b3,b4,b5,b6)
    write(2,*) aa,bb

    do 66 i=1,m

```

```

k=0
kk=0
do 67 j=1,i
  w1=y7(i,j)
  w2=p7(i,j)

  if (w1.lt.aa) then
    KK=kk+1
    k=kk-j
    l1=l-kk
    goto 67
  else
    k=k+1
    y7(i,K)=w1
    p7(i,k)=w2
    l1=l
  endif
67  continue
66  CONTINUE
   ja=0
do 71 k=1,l1

  if(y7(1,k).gt.0) then
    JA=JA+1
    JAA=JA-1
  write(3,68) y7(1,k),p7(1,k),p7(2,k),p7(3,k),
& p7(4,k),p7(5,k),p7(6,k)
  else
    goto 71
  endif
71  continue

```

```

68  format (7(3x,f5.1))
    do 200 l=1,m
      do 150 j=1,JAA
        ii=0
        sum=0
        do 140 i=j-3,j+3
          if(i.lt.1) then
            ii=ii+1
            goto 140
          else
            goto 145
          endif
145  kk=7-ii
      sum = sum +P7(l,i)
      p8(l,j)=sum/kk
140  continue
150  continue
200  continue

    do 220 k=1,JAA

      write(4,68) y7(1,k),p8(1,k),p8(2,k),p8(3,k).
      & p8(4,k),p8(5,k),p8(6,k)
220  continue

    do 250 k=1,JAA
      if(y7(1,k).gt.0) then

        suma=0
        do 240 j=1,m
          suma=suma+p8(j,k)

```

```
240  continue
      prom(k)=suma/m
      write(5,68) y7(1,k),prom(k)
      else
      goto 250
      endif
```

```
250  continue
```

```
      n=0
      nn=0
      jja=jaa-5
      do 270 j=5,Jja
      if(prom(j).ge.190) then
      n=n+1
      else
      nn=nn+1
      nnn=n
      endif
```

```
270  continue
```

```
cc=nn
  alamit=cc/2
ifd=nn/2
write(*,*) alamit,ifd,n,nn,nnn
  xx=-(ifd+nnn)
write (*,*) xx
```

```
WRITE(*,*) 'NOMBRE DEL ARCHIVO DE dosis'
```

```
READ(*,50) salida
```

```
open(unit=7,file=salida, status='new')
```

```

write(*,*) jaa
do 300 j=5,jja
dop(j)=log10(226/prom(j))

300  continue
write(7,*) 'Posicion      Dosis (Gy)'

      do 320 k=5,jja
      xx=xx+1
      ya=xx/11.81

dosis=-0.38063+65.44274*dop(k)+153.45903*dop(k)*dop(k)
write(7,350) ya, dosis

320  continue
350  format (4x,f9.5,4x,f9.3)

      stop
      end

      subroutine perfil
common y1(900), p1(900), y7(6,900),p7(6,900)
common y2(900), p2(900), y3(900),p3(900)
common y4(900), p4(900), y5(900),p5(900)
common y6(900), p6(900),L,ijj

85  format(1x,f5.1,3x,f5.1)

70  i=1
80  read(1,*,err=70,end=90) a,y1(i),p1(i)

```

```

l=i+1
l=i-1
write(8,85) y1(l),p1(l)
goto 80
read(8,*) (y1(i),p1(i),i=1,l)
90  write(*,*)l, y1(1),y1(2)
    if (y1(1).lt.y1(2)) then
95  do 100 i=1,l
        y7(jjj,i)=y1(i)
        p7(jjj,i)=p1(i)
100  continue
        goto 500
    else
        j=l+1
        do 120 i=1,l
            j=j-1
            y7(jjj,j)=y1(i)
            p7(jjj,j)=p1(i)
120  continue
115  goto 500
        endif
500  return
    end

```