

00362



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
INSTITUTO DE FÍSICA**

**DOSIS Y FACTOR DE TRANSMISIÓN EN CAMPOS
BLOQUEADOS PARA TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA
CON RAYOS X DE 6 MV**

T E S I S

**PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)**

PRESENTA:

MARVIN FRANCISCO RODRÍGUEZ GONZÁLEZ

DIRECTORA DE TESIS: M.EN C. ANA ELENA BUENFIL BURGOS

**COMITÉ TUTORAL: DRA. MARÍA ESTER BRANDAN SIQUÉS
M. EN C. ANA ELENA BUENFIL BURGOS
DR. ERNESTO GÓMEZ GONZÁLEZ**



**posgrado en ciencias físicas
u n a m**

MÉXICO, D.F.

2004



**posgrado en ciencias físicas
u n a m**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

Esta tesis la dedico con mucho cariño y amor a:

Dios

A mi esposa Mariamalia

A mis hijos Luciana y Fabian

Y

A mis padres Abel y Marta Inés

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la
UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el
contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Marvin Fco Rodríguez G.

FECHA: 17 Junio de 2004

FIRMA: Marvin R.G.

AGRADECIMIENTOS

Mis más sinceros agradecimientos a la profesora M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, por haber aceptado ser mi tutora principal y directora de tesis. Por su apoyo académico, tiempo, conocimientos y comentarios brindados para poder llevar a cabo esta tesis. Por su esfuerzo, amistad, paciencia y apoyo en la realización de este trabajo

Un agradecimiento muy especial a la Dra. María Ester Brandan Siqués, por su inestimable apoyo académico y por dedicar tiempo a leer la tesis y aportar comentarios muy atinados que la enriquecieron. Por todo el apoyo que me ha dado desde que llegué a este grupo y su constante interés en mi trabajo.

Un amplio reconocimiento para el M. en C. Gabriel Resendiz González, quien propuso el tema de este trabajo de tesis y colaboró y asesoró tanto en su discusión teórica, como en el trabajo experimental. Además, por dedicar tiempo a leer esta tesis y hacer pertinentes comentarios para mejorarla. Y por su paciencia y amistad.

A mi comité tutorial Dra. María Ester Brandan Siqués, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, Dr. Ernesto Gómez González, por su apoyo académico durante la maestría y sus comentarios sobre el trabajo de tesis.

A los integrantes del Comité Sinodal Dr. Rufino Díaz Uribe, Dr. Luis Benítez Bribiesca, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos, Dr. Jorge Rickards Cambell y Dra. María Ester Brandan Siqués, por haber aceptado formar parte del comité, así como por revisar la tesis y dar valiosas sugerencias para mejorarla.

Al Dr. Ernesto Gómez González, a la Dra. María Adela Poitevin Chacón y al Ing. Ricardo Sánchez por permitirme y facilitarme el acceso a las instalaciones y equipos del Instituto Nacional de Cancerología y por haberse molestado en leer la tesis y dar sus interesantes opiniones sobre ésta.

Al Ing. Fernando Iturbe por su valiosa ayuda en la construcción de los maniqués, por sus atinadas sugerencias, comentarios y apoyo en este trabajo. Y por su amistad.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen, por sus acertados comentarios y apoyo en este trabajo. Y por su amistad.

Al Dr. Pablo Ordoñez Sequeira por su invaluable colaboración en la selección de los tratamientos y casos más típicos que se estudian en este trabajo.

Al Ing. Gabriel Ramírez por su apoyo técnico y su inestimable colaboración para realizar las mediciones en el acelerador lineal de electrones.

Al M. en C. Miguel Rodríguez Ponce por su apoyo técnico y su valiosa colaboración para realizar los cálculos de dosis en el sistema de planeación de tratamientos, así como por el apoyo en las mediciones en el acelerador lineal de electrones. Y por su amistad.

Al Fis. Porfirio Díaz Aguirre por su apoyo y valiosa ayuda en enseñarme a diseñar las figuras de la tesis.

A Karina Concha y al Fis. Flavio Trujillo por su ayuda y amistad.

Al Instituto Nacional de Cancerología, en especial a la Subdivisión de Radioterapia, por haberme prestado sus instalaciones y equipo para el desarrollo de este trabajo.

Al Instituto de Física de la UNAM, por haberme prestado sus instalaciones y equipo para el desarrollo de este trabajo.

Al Instituto de Ciencias Nucleares por facilitarme el irradiador Gammacell para calibrar los TLD-100, utilizados en este trabajo.

Al proyecto DGAPA IN109302 por su apoyo en la compra de los dosímetros TLD-100 y la película de tinte radiocrómico utilizada en este trabajo.

A la Caja Costarricense del Seguro Social, por financiar mis estudios de esta Maestría.

A mis compañeros de la UNAM Oscar Angeles, Hector Galván, Eurídice Rioja, Jazmín Roa, Alfonso Gastélum, Verónica Ramírez y Amanda García, por su apoyo y amistad.

Al personal médico y técnico del Servicio de Radioterapia del Hospital San Juan de Dios, San José, Costa Rica, por su apoyo y amistad.

INDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. RADIOTERAPIA	3
1.1. Antecedentes históricos	3
1.2. Radioterapia	3
1.3. Teleterapia convencional	5
1.4. Equipos de teleterapia	6
1.4.1. Equipos de ^{60}Co	6
1.4.2. Aceleradores Lineales de Electrones	7
1.5. Tratamientos con protecciones	9
1.5.1. Protecciones	9
1.5.2. Tratamientos	10
1.6. Métodos de medición	12
CAPÍTULO 2. MÉTODOS DOSIMÉTRICOS UTILIZADOS Y DESCRIPCIÓN DE LOS TRATAMIENTOS	13
2.1. Dosimetría de la radiación para los tratamientos utilizados	13
2.1.1. Dosímetros Termoluminiscentes	13
2.1.2. Película de tinte radiocrómico	16
2.1.3. Cámara de ionización	18
2.2. Método de Clarkson	21
2.3. Sistema de planeación de tratamientos	21
2.4. Tratamientos seleccionados	22
2.4.1. Tratamiento de Tumores Cerebrales	23
2.4.2. Tratamiento de cáncer de mama, campo anterior axilar-supraclavicular	24
2.4.3. Tratamiento de cáncer cérvico uterino	25
2.4.4. Tratamiento de cáncer de cabeza y cuello	27
CAPÍTULO 3. MÉTODO EXPERIMENTAL	31
3.1. Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes LiF: Mg, Ti (TLD-100)	31
3.1.1. Homogeneidad del lote de TLD-100	31
3.1.2. Calibración de los TLD-100	32
3.2. Esquema del campo, disposición de los bloques y punto de medida	32
3.3. Construcción de las protecciones personalizadas	37
3.4. Diseño y construcción de los maniqués	39
3.5. Caracterización de un lote de películas de tinte radiocrómico	40

3.6. Determinación experimental de la dosis en diferentes puntos de un campo, para un tratamiento dado con y sin bloques	41
3.7. Determinación de la dosis utilizando método de Clarkson	43
3.8. Determinación de la dosis utilizando el sistema de planeación de tratamientos del INCan	44
3.9. Determinación del factor de transmisión para los diferentes tratamientos	45
3.10. Determinación de la Dosis y FT utilizando bloques de cerrobend y bloques de plomo (Pb/estándar)	45
3.11. Comparación de los resultados	46

CAPÍTULO 4. RESULTADOS Y SU ANÁLISIS **47**

4.1. Resultados de la caracterización de los dosímetros termoluminiscentes TLD-100	47
4.1.1. Homogeneidad del lote de TLD-100	47
4.1.2. Calibración de los TLD-100	48
4.2. Resultados de la caracterización de las películas de tinte radiocrómico	49
4.2.1. Calibración de la PTR-HD-810	49
4.3. Resultados de la determinación de la dosis	51
4.3.1. Resultados de la determinación de las dosis en diferentes puntos de un campo, para los tratamientos, con y sin bloques	51
4.3.2. Un caso puntual en los cálculos de dosis, usando el sistema de planeación de tratamientos	54
4.4. Resultados experimentales de la determinación del factor de transmisión	54
4.5. Resultados de la dependencia de la dosis respecto de la posición del bloque de protección, en el tratamiento de cabeza y cuello, para el campo lateral	55
4.6. Comparación de los valores de FT medidos, con la tolerancia de los órganos sanos	60
4.7. Discusión de los resultados	60

CAPITULO 5. CONCLUSIONES **62**

BIBLIOGRAFÍA **63**

APÉNDICE A. Interacción de radiación ionizante con la materia y dosimetría **67**

A.1. Descripción de un haz de fotones	67
A.1.1. Fluencia (ϕ)	67
A.1.2. Tasa de fluencia ($\dot{\phi}$)	67
A.1.3. Fluencia de energía (Ψ)	67
A.2. Interacción de la radiación ionizante con la materia	67

A.2.1. Interacción de los electrones con la materia	68
A.2.1.1. Rayos X característicos	68
A.2.1.2. Radiación de frenado	69
A.2.2. Interacción de los fotones con la materia	70
A.2.2.1. Efecto fotoeléctrico	70
A.2.2.2. Efecto Compton	71
A.2.2.3 Producción de pares	72
A.3. Dosimetría	74
A.3.1. Dosis absorbida	74
A.3.2. Tasa de dosis absorbida	74
A.3.3. Kerma (K)	75
A.3.4. Exposición	75
A.3.5. Equilibrio de partícula cargada (EPC)	76
A.3.6. Atenuación de partículas no cargadas para geometría “ideal” o de haz angosto	77
APÉNDICE B. Conceptos de Radioterapia	79
B.1. Tasa de Dosis (\dot{D})	79
B.2. Determinación de la dosis absorbida para un haz externo	79
B.3. Isocentro y distancia fuente isocentro (DFI)	79
B.4. Tamaño de Campo	80
B.5. Campo cuadrado equivalente	80
B.6. Campos irregulares	81
B.7. Factor de dispersión en colimador (S_c)	81
B.8. Factor de dispersión total ($S_{c,p}$)	81
B.9. Factor de dispersión en maniquí (S_p)	81
B.10. Cociente de tejido máximo (TMR)	82
B.11. Cociente de dispersión máxima (SMR)	82
B.12. Cocientes fuera del eje (OAR)	83
B.13. Factor de bandeja ($F_{bandeja}$)	83
B.14. Factor de transmisión (FT)	83
B.15. Unidades monitor (UM)	84
B.16. Cálculo de dosis usando la técnica isocéntrica (técnica DFI)	84
B.17. Método de Clarkson	84
APÉNDICE C. Evaluación de las incertidumbres	88
C.1. Cálculo de las Incertidumbres de las dosis medidas con TLD-100	88
C.2. Cálculo de las incertidumbres de las dosis medidas con cámara de ionización (C.I)	90
C.3. Cálculo de las incertidumbres de los FT medidos con TLD-100	91
C.4. Cálculo de las incertidumbres de los FT medidos con C.I	92
C.5. Cálculo de las Incertidumbres de las dosis medidas con PTR	93

INTRODUCCIÓN

El uso de las radiaciones ionizantes en medicina se remonta al descubrimiento de los rayos-X, en 1895, por Roentgen, los cuales se usaron en una aplicación terapéutica a un paciente con carcinoma de mama al año siguiente. En ese mismo año, Becquerel descubrió la radiactividad natural y pocos años después Marie Curie descubre y aísla el radio. El conocimiento de la existencia de los rayos X y de los materiales radiactivos fue la base de la radioterapia.

La radioterapia es la utilización de las radiaciones ionizantes en los tratamientos de cáncer; se divide principalmente en dos áreas:

- 1- Braquiterapia
- 2- Teleterapia

Debido a que en este trabajo usamos campos de teleterapia, sólo esta modalidad se describe.

En la década de los años 60 se desarrollaron gradualmente aceleradores de electrones de varios MeV de energía, capaces de producir rayos-X de frenado cuyas energías promedio son mucho mayores (varios MeV) que las de los tubos de rayos-X (keV), lo que ofrece la ventaja de poder tratar tumores cancerosos más profundos.

El objetivo de la radioterapia es la destrucción del tejido canceroso, evitando dañar los tejidos sanos que rodean al tumor.

La utilización de bloques de protección en los tratamientos de teleterapia persigue que el tamaño y la forma de los campos de tratamiento se adapten lo más posible a la forma del tumor, con el objetivo de poder aplicar dosis altas en el tumor, protegiendo el tejido sano. Este método sigue siendo hoy en día una práctica frecuente. Las protecciones o conformaciones personalizadas pueden ser de plomo o estar constituidas por una aleación conocida como cerrobend.

En radioterapia, la calidad de los tratamientos es fundamental y una de las tareas más importantes para conseguirla es la verificación de las dosis que se imparten en los diferentes tratamientos, tanto en el tumor como en los diferentes tejidos alrededor de éste.

En el Instituto Nacional de Cancerología (INCan), situado en la ciudad de México, se llevan a cabo diariamente cerca de 250 tratamientos en los que se aplica teleterapia y se modelan los campos de radiación con el uso de los bloques. Resulta de vital importancia conocer el porcentaje de dosis que es capaz de atravesar las protecciones y llegar a los órganos sanos que se desea proteger. Se define una cantidad llamada factor de transmisión (FT) que mide ese porcentaje.

Existe interés en hacer medidas experimentales de factores de transmisión para los tratamientos que se aplican y comparar esos valores con los reportados en la literatura.

Dependiendo de los resultados de este trabajo, la información obtenida podría reforzar o modificar las prácticas actuales en materia de protecciones durante los tratamientos.

Los objetivos de este trabajo son:

- Determinar experimentalmente la dosis, en diferentes puntos de un campo, para un tratamiento dado. Esto se llevará a cabo haciendo una simulación del tratamiento de interés en un maniquí, con y sin el campo bloqueado, midiéndose la dosis en el maniquí, en los puntos de interés con: cámara de ionización, dosímetros termoluminiscentes y película radiocrómica, todos previamente caracterizados.
- Predecir valores de dosis usando métodos teóricos, tal como el método de Clarkson y el sistema de planeación de tratamiento (SPT).
- Determinar experimentalmente, el factor de transmisión en diferentes puntos de un campo, para un tratamiento dado. Este cálculo se hace dividiendo el valor de la dosis, para un punto dado, con el campo bloqueado, entre el valor de la dosis, en el mismo punto, para el campo sin bloquear.
- Comparar los valores de dosis, medidos para cada tratamiento, con los correspondientes determinados con métodos teóricos.

En el capítulo 1 se analizan y se describen los objetivos de la radioterapia y en particular la teleterapia, así como los tratamientos que se van a estudiar en este trabajo. En el capítulo 2 se discute el tipo y el funcionamiento de los detectores de radiación que se usarán, como también se presentan las técnicas de medición utilizadas durante este trabajo. En el capítulo 3 se describe el método experimental empleado para llevar a cabo las mediciones. En el capítulo 4 se muestran los resultados y su discusión y en el capítulo 5 se presentan las conclusiones del estudio realizado.

CAPÍTULO 1

RADIOTERAPIA

1.1. Antecedentes históricos

Los precursores del descubrimiento de los rayos X fueron Ampère, Volta, Ohm, Weber, Gauss y otros, quienes desde el año de 1803 estudiaron y describieron las propiedades eléctricas y magnéticas de la materia. El 8 de noviembre de 1895 Wilhelm Conrad Roentgen, profesor de física de la universidad de Wurzburg, Alemania, descubrió 'una nueva clase de rayos', a los que llamó "Rayos X" y a fines de diciembre de 1895, Roentgen entregó al secretario de la sociedad Físico-Médica de Wurzburg su manuscrito titulado: "Sobre una nueva clase de rayos". Este trabajo concluyó el 29 de diciembre del mismo año en el que entregó el informe preliminar. El artículo fue publicado inmediatamente. El 1º de enero de 1896, envió a unos cuantos de sus colegas reimpresos de su artículo, en un cuaderno amarillo, con impresiones fotográficas de sus primeras radiografías. Cuando la noticia de su descubrimiento se hizo pública, Roentgen fue objeto inmediato de la alabanza y la curiosidad internacional. Esta reacción inmediata y entusiasta fue indudablemente el resultado de los innumerables experimentos radiográficos que se hicieron tratando de duplicar el experimento de Roentgen cuya primera radiografía había sido la mano de su esposa. Estas demostraciones indicaron tanto a la gente de ciencia como a la común que los rayos X constituían una nueva e importante arma en la lucha de la medicina contra la enfermedad, (Be-96), (Sa-00).

La radioterapia se utiliza como tratamiento hace ya más de un siglo. El primer informe de una curación a través de la radioterapia data de 1899 y es en 1922 cuando la oncología (especialidad médica que estudia y trata el cáncer) se establece como disciplina médica. Desde ese momento, la radioterapia, al igual que el resto de las técnicas utilizadas para tratar el cáncer, ha evolucionado con los avances científicos de la física, de la oncología y de la computación, mejorando tanto los equipos, como la precisión y calidad de los tratamientos. La aparición en 1953 del acelerador lineal y el uso de las fuentes de ^{60}Co como irradiadores, son dos de los grandes pasos que ha dado la ciencia en esta área de la oncología (Be-96), (Em-r), (Hm-f).

1.2. Radioterapia

La radioterapia es el tratamiento oncológico que utiliza radiaciones ionizantes para eliminar las células tumorales en la parte del organismo donde se aplican. El objetivo de la radioterapia es la destrucción del tejido canceroso, evitando dañar los tejidos sanos que rodean al tumor.

La radioterapia actúa sobre el tumor, destruyendo las células malignas y así impide que éste crezca y se reproduzca. Esta acción también puede ejercerse sobre los tejidos normales, sin embargo, los tejidos tumorales son más sensibles a la radiación y no pueden reparar el daño producido en forma tan eficiente como lo hace el tejido normal, (Ha-94). La radioterapia puede ser administrada como tratamiento exclusivo o bien antes o después de una intervención quirúrgica, asociándose también, en algunos casos, a la quimioterapia.

Según la secuencia temporal con respecto a otros tratamientos oncológicos, la radioterapia puede ser:

- Radioterapia exclusiva: El único tipo de tratamiento oncológico que recibe el paciente es la radioterapia. Por ejemplo en el cáncer de próstata precoz.
- Radioterapia adyuvante: Como complemento de un tratamiento primario o principal, generalmente la cirugía. Puede ser neoadyuvante si se realiza antes de la cirugía o adyuvante si se realiza después de la cirugía (postoperatoria).
- Radioterapia concomitante, concurrente o sincrónica: Es la radioterapia que se realiza simultáneamente con otro tratamiento, generalmente la quimioterapia, ya que mutuamente se potencian.

Según la finalidad de la radioterapia, ésta puede ser:

- Radioterapia radical o curativa: Es la que emplea altas dosis de radiación, próximas al límite de tolerancia de los tejidos normales, con el objetivo de eliminar el tumor. Este tipo de tratamiento suele ser largo, con una planificación laboriosa y en el cual el beneficio de la posible curación supera la toxicidad ocasionada sobre los tejidos normales.
- Radioterapia paliativa: En este tipo se emplean dosis menores de radiación, suficientes para calmar o aliviar los síntomas del paciente con cáncer, con una planificación sencilla, una duración corta del tratamiento y con escasos efectos secundarios (Be-96), (Pe-04), (Em-e), (Eu-s).

Según la distancia entre la fuente de radiación y el volumen a tratar, se pueden distinguir dos técnicas de tratamientos:

- Braquiterapia, en la cual la fuente de radiación está en contacto ó a una distancia muy cercana del volumen a tratar (IC-85), (TG-94).
- Teleterapia o radioterapia externa. Ésta consiste en utilizar una fuente de radiación que se ubica a cierta distancia del paciente, (generalmente a una distancia mayor que 65 cm), en equipos de grandes dimensiones, como son la unidad de ^{60}Co y el acelerador lineal. La radiación puede ser de rayos gamma, rayos X o electrones. En este tipo de tratamiento, que es el más común, los pacientes acuden diariamente en forma ambulatoria por un período total variable, que depende del tipo de tumor u otros parámetros evaluados por el radioterapeuta, (Kh-94). Este tipo de radioterapia es el que se usará en este trabajo.

1.3. Teleterapia convencional

La teleterapia convencional o clásica es aquella en la que se aplican tratamientos con haces externos (con rayos x o rayos gamma) y generalmente se usan de 1 a 4 campos rectangulares. Para esta modalidad, la planeación del tratamiento se realiza en dos dimensiones, utilizando imágenes radiográficas convencionales. El médico radioterapeuta, apoyado en las imágenes radiográficas, determina la zona a irradiar.

Para determinar la zona a irradiar el médico radioterapeuta se basa en identificar adecuadamente el tumor de acuerdo con los volúmenes definidos en ICRU-50 (Kh-94), (St-96), (AA-93), los cuales se dividen en:

- GTV (Gross Tumor Volume): Volumen tumoral grueso (bruto).
- CTV (Clinical Target Volume): Volumen blanco clínico, el cual incluye la enfermedad subclínica.
- PTV (Planning Target Volume): Volumen blanco de planeación, el cual incluye la incerteza en la impartición de la dosis.
- TV (Treated Volume): Volumen tratado. Este es el volumen donde se imparte la dosis (donde se intenta irradiar).
- IV (Irradiated Volume): Volumen irradiado.

Los físicos médicos se encargan de realizar la planeación del tratamiento de acuerdo con las especificaciones del tratamiento. Esto es, considerando el IV, la dosis prescrita por el médico radioterapeuta, la cantidad de campos utilizados para irradiar el IV, etc.

En este trabajo se utilizará un LINAC el cual emite rayos X característicos de 6 MeV de energía máxima.

El tratamiento de un tumor con teleterapia es un proceso continuo con etapas bien diferenciadas. Éstas incluyen el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia del tratamiento, la planeación y el cálculo de dosis absorbida, la administración del tratamiento, la verificación de la dosis impartida, y la evaluación de resultados a corto y a largo plazo.

En el tratamiento de los pacientes el oncólogo radioterapeuta prescribe un régimen de tratamiento para la curación o paliación de la enfermedad, a la vez que se intentan minimizar las complicaciones originadas por la irradiación de tejidos normales (IA-99), (IC-98).

Los tratamientos de teleterapia están íntimamente ligados a factores que pueden clasificarse como clínicos, tales como el diagnóstico, la localización del tumor, la estrategia del tratamiento escogida y la continua reevaluación de dicho tratamiento; otros factores son dosimétricos o físicos, tales como el cálculo de la dosis y de su incertidumbre, su optimización y verificación, el mantenimiento, verificación y operación de los equipos para proporcionar un haz de radiación seguro consistente con la planificación del tratamiento; otros están, finalmente, relacionados con la aplicación práctica del tratamiento de radioterapia y con el manejo del paciente. Es por lo tanto claro que si se desea analizar la calidad de la radioterapia, debe entenderse que los tres

aspectos: médico, físico o dosimétrico y de aplicación práctica, necesitan tenerse en cuenta de una manera combinada. Esto significa que numerosas acciones de los oncólogos radioterapeutas, los físicos médicos y los técnicos en radioterapia deben realizarse de forma conjunta y que el nivel de conocimientos de cada uno de ellos afectará significativamente la calidad del tratamiento (AA-75), (AA-84), (AA-94), (AA-97).

Los equipos utilizados en radioterapia han alcanzado en la actualidad niveles de desarrollo muy avanzados, aunque no todos los avances están al alcance de numerosas instituciones en América Latina. Sin embargo, hay un conjunto de elementos que resultan necesarios, de manera ineludible, en cualquier institución. Éstos son (IA-99), (AA-94), (AA-97):

- a) Equipos adecuados para el tipo de tratamientos ofrecidos por la institución, con un programa eficiente de mantenimiento y reparación. Estos equipos deben haber pasado por pruebas de aceptación, y haberse realizado durante éstas todas las mediciones necesarias para la utilización clínica de los equipos. Estos pueden ser aceleradores lineales o equipos de ^{60}Co , de los cuales se hablará en el inciso 1.4.
- b) Sistema de localización y simulación.
- c) Sistema de planificación de tratamientos, con aceptación y puesta en servicio.
- d) Accesorios modificadores del haz (cuñas, bloques, etc.).
- e) Sistemas de colocación, alineamiento, inmovilización y protección del paciente.
- f) Equipos de dosimetría absoluta (por ej., cámaras de ionización y electrómetro) y relativa (placas radiográficas, densitómetro, etc.), para la realización de controles de calidad (IA-99).

Para ofrecer un adecuado servicio en teleterapia se deben seguir las recomendaciones y límites admitidos internacionalmente, que dispone de los mecanismos necesarios para corregir desviaciones que puedan ir en detrimento del paciente. Deben existir también mecanismos adecuados de retroalimentación para que la experiencia adquirida pueda utilizarse tanto para corregir deficiencias como para mejorar distintos aspectos en los tratamientos (TG-94).

1.4. Equipos de teleterapia

1.4.1. Equipos de ^{60}Co

Antiguamente se empleaban rayos X de ortovoltaje o baja energía (pocos miles de volts) que no tenían capacidad de dar una adecuada dosis en la profundidad de los tejidos. Más tarde se incorporaron los equipos de ^{60}Co , los cuales emiten radiación gamma con mayor energía (1.25 MeV en promedio) y por lo tanto, mayor capacidad de penetrar en profundidad.

Los equipos de cobalto utilizan una fuente radiactiva de ^{60}Co , la cual se encuentra en el cabezal del equipo, encapsulada en una estructura de acero en forma de pastilla, rodeada de un blindaje de plomo (ver figura 1.1). Para colocar la fuente en posición de irradiación, existen varios mecanismos. Uno de éstos consiste en mover la fuente sobre un rodillo que puede rotar, de modo que ésta puede quedar en posición de irradiación ó en dirección opuesta. Otro mecanismo consiste en mover a la fuente utilizando un riel; ésta se mueve en forma longitudinal hasta una ventana donde queda en posición de irradiación.

El núcleo de ^{60}Co tiene una vida media de 5.26 años y decae a dos estados excitados del ^{60}Ni a través de la emisión de dos grupos de partículas β^- (electrones) de energías máximas diferentes: 0.32 MeV (99.9 %) y 1.48 MeV (0.1 %). Al decaer de los estados excitados del ^{60}Ni a su estado base, se emiten rayos gamma (rayos γ) de dos energías diferentes: 1.17 MeV y 1.33 MeV, que es la radiación utilizada para teleterapia. Para fines prácticos se considera el promedio de las energías de los dos rayos γ , la cual es de 1.25 MeV, (Tu-95). La figura 1.2 nos muestra el esquema de decaimiento del ^{60}Co .

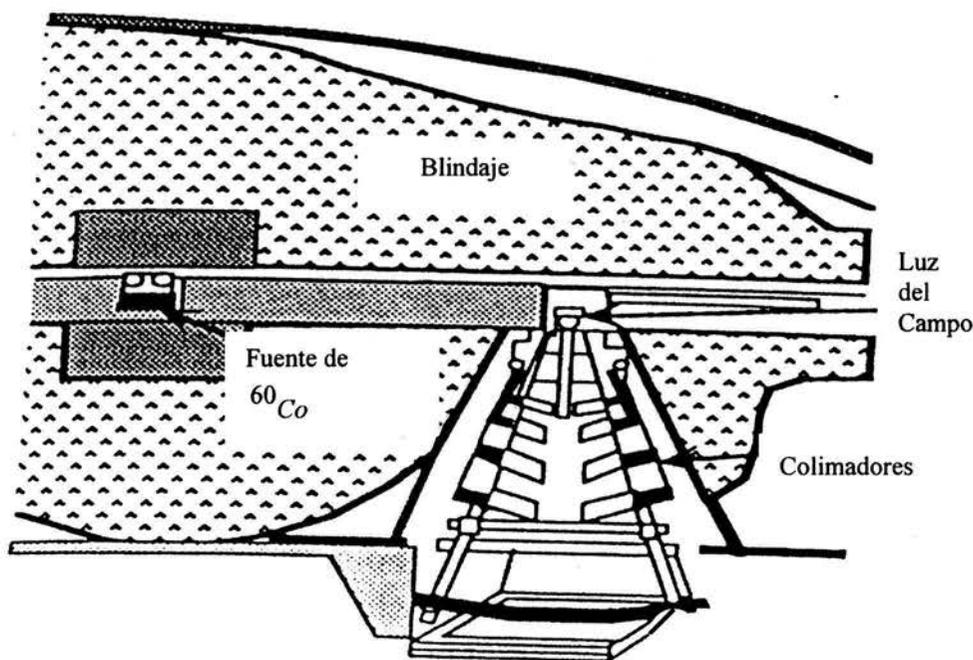


Figura 1.1: Esquema del cabezal de un equipo de ^{60}Co (Be-96).

1.4.2. Aceleradores Lineales de Electrones

Los aceleradores lineales de electrones (LINAC) están formados por un sistema en el que se aceleran electrones que son generados en un cátodo incandescente. Estos electrones son acelerados hasta $\frac{c}{4}$, en que c es la velocidad de la luz, en el cañón

mediante la aplicación de un campo eléctrico pulsado. Entonces los electrones se introducen en la guía de onda, usualmente hecha de cobre, que forma la estructura aceleradora y en donde existe un campo electromagnético de alta frecuencia y alta potencia. Los electrones son capturados por la onda de radiofrecuencia producida por un oscilador, formando pequeños paquetes, los cuales son acelerados hasta el 99% de la velocidad de la luz.

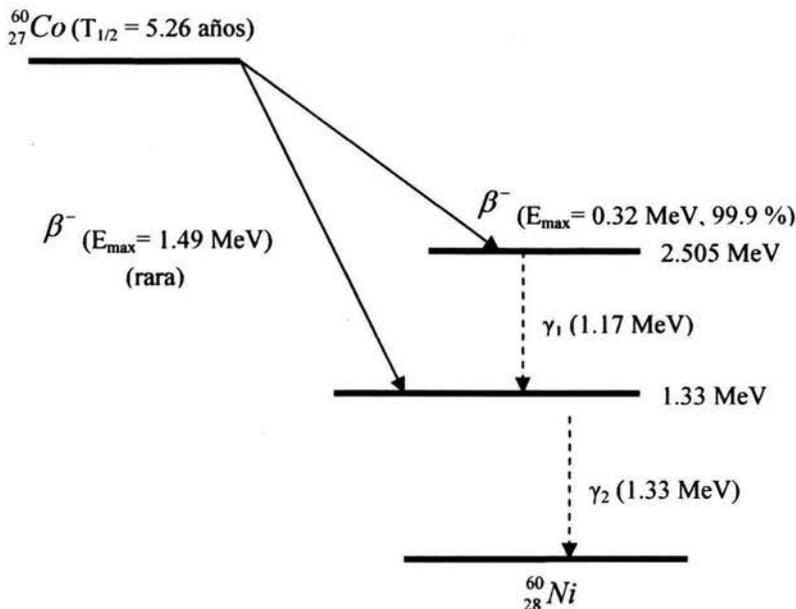


Figura 1.2. Esquema de decaimiento del ^{60}Co , (Tu-95).

Estos electrones acelerados pueden utilizarse en dos modalidades: como e^- o bien como rayos X, que se generan al frenarlos haciéndolos chocar contra un blanco de material pesado, esto es, de alto número atómico, que en la mayoría de los casos es tungsteno. Parte de la energía de los e^- se convierte en radiación de frenado o rayos X (bremsstrahlung), con una intensidad máxima en la dirección de los electrones incidentes. Tanto en la modalidad de fotones como en la de electrones, se pueden elegir energías desde 4 MeV hasta 25 MeV.

Para transformar el haz de rayos X en un haz útil, se utiliza un sistema de colimadores primarios fijos, de metal pesado como plomo, que dan una forma bien definida al haz; para hacer que la intensidad del haz sea uniforme en el campo, se utiliza un filtro aplanador, que puede ser de plomo, tungsteno, uranio, acero, aluminio o una combinación de éstos, ver figura 1.3 (Ka-93), (Kh-94).

La diferencia de potencial a la cual se someten los electrones es, en el LINAC que se usó en este trabajo, es de 6 MV (se le llama energía nominal, la cual está en función del voltaje de aceleración de los electrones). Al chocar los electrones con el blanco se genera un haz de rayos X que tiene un espectro de energía continuo, que va desde 0 hasta 6 MeV. Este haz se filtra, como se mencionó en el párrafo anterior, para obtener

un nuevo haz cuya energía efectiva vale alrededor de $1/3$ de la energía máxima (en este caso la energía efectiva es de 2 MeV), (Kh-94).

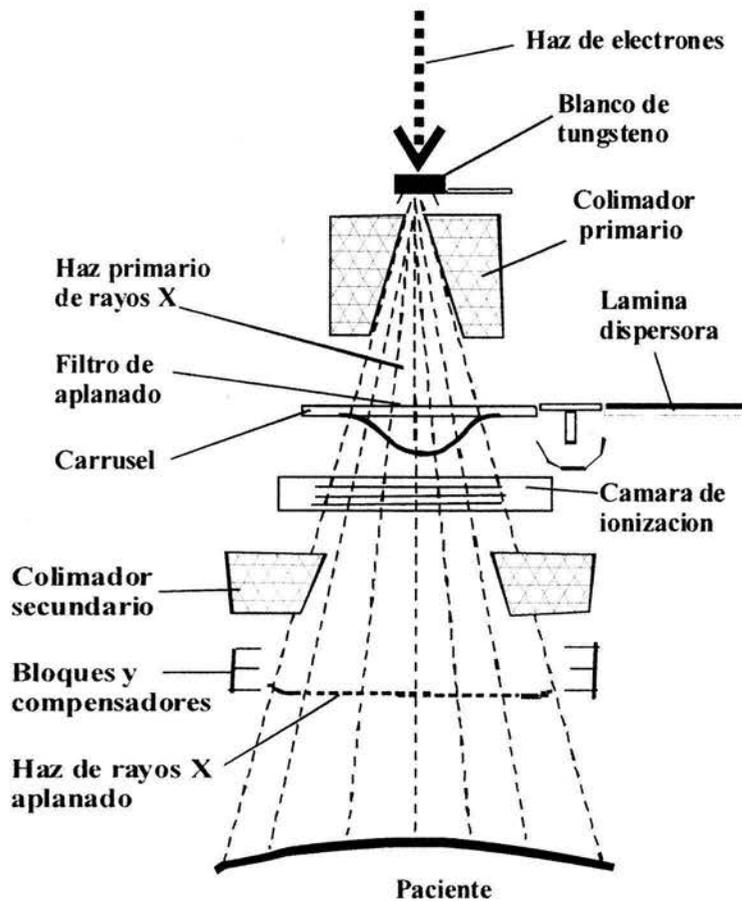


Figura 1.3: Esquema del cabezal de un acelerador lineal de electrones en modo de producción de rayos X (Ka-93).

1.5. Tratamientos con protecciones

1.5.1. Protecciones

Cuando se utilizan haces externos para terapia, existe el inconveniente de irradiar órganos sanos, que se encuentran alrededor del tumor a tratar o bien en el camino de los haces. El daño causado a estos órganos puede representar una complicación indeseada para el paciente.

Para reducir la dosis en los órganos sanos se utilizan protecciones, como se verá en el capítulo 3, figura 3.9. Los protocolos (Pe-04) establecen que la región protegida debe recibir una dosis máxima del 5% de la que recibe el tumor, considerando sólo la contribución a la dosis debida a radiación primaria (Kh-94). Para cumplir con este requisito, las protecciones se diseñan para absorber por lo menos el 95% de la radiación primaria del haz incidente, lo cual se logra con espesores entre 4.5 y 5 capas

hemirreductoras (Apéndice A) del material utilizado en la protección (Kh-94), (Be-96). El material utilizado para las protecciones puede ser plomo macizo, perdigones de plomo, cerrobend, caucho plomado, etc, aunque en términos generales, las protecciones más utilizadas son de plomo o de cerrobend.

El cerrobend es una aleación de bismuto (50%), plomo (26.7%), estaño (13.3%) y cadmio (10%), cuya temperatura de fusión es de 70 °C (158 °F) y cuyo poder de atenuación es 20% menor que la del plomo, debido a que el valor de su densidad es 20% menor que la del plomo ($\rho_{cerrobend} = 9.4 \frac{g}{cm^3}$, $\rho_{plomo} = 11.33 \frac{g}{cm^3}$), en las energías utilizadas habitualmente en teleterapia (He-95), (Kh-94), (At-86).

El espesor necesario de la protección depende de la energía, tipo de radiación ionizante (rayos γ , rayos X, electrones, etc.) y del material utilizado. En el caso de utilizar plomo, el espesor necesario para reducir la transmisión primaria en un 95%, es de 5.0 cm para los rayos γ emitidos por la fuente radiactiva de ^{60}Co , 6.0 cm para fotones de 4 MV, 6.5 cm para fotones de 6 MV y 7 cm para fotones de 10 y 25 MV, (Kh-94), (Be-96).

En este trabajo, se utilizaron bloques de plomo con un espesor de 8.2 cm, debido a que son parte de los accesorios del acelerador lineal y están diseñados con el grosor suficiente para reducir la transmisión primaria de un haz de radiación de hasta 25 MV. Los bloques de cerrobend en cambio, fueron diseñados exclusivamente para cada uno de los tratamientos aplicados en este estudio y tienen un grosor de 7.6 cm.

Los bloques de plomo no son el objeto de estudio de este trabajo y únicamente se incluyeron para comparar su capacidad de absorber la radiación con la correspondiente de los bloques de cerrobend. Esto como complemento del estudio.

La utilización de protecciones sigue siendo una práctica frecuente en los diferentes hospitales. El Instituto Nacional de Cancerología (INCan) no es una excepción, por lo que existe gran interés por parte de esta institución, en estudiar las ventajas y limitaciones de este método, en cuanto a la protección de los órganos sanos involucrados en un tratamiento de radioterapia y a la dosis que éstos reciben.

1.5.2. Tratamientos

Los tratamientos que se estudiaron en este trabajo son:

1- Tratamiento de cráneo:

En este tratamiento se irradia todo el cráneo a una dosis prescrita de 3600 a 4000 cGy en fracciones de 180 a 200 cGy por día. Los órganos críticos son:

- a- Cuero cabelludo: Se presenta alopecia temporal a partir de 2500 cGy y definitiva por encima de 4000 cGy.
- b- Cerebro: Se afectan las funciones superiores después de 3000 cGy en un volumen grande. Cinco años después del tratamiento, para un volumen pequeño del cerebro,

el 5% de los pacientes que recibió 4500 cGy, así como el 50% que recibió 6000 cGy, presenta trombosis y necrosis (Pe-04), (Ha-94), (Go-97), (Be-96).

2- Tratamiento de mama (campo supraclavicular):

La dosis total prescrita en este tratamiento es de 4500 a 4600 cGy, aproximadamente, en fracciones de 180 - 200 cGy por día (entre 18 a 25 fracciones). El órgano crítico en este caso es:

- a- Cabeza humeral: Cinco años después del tratamiento, el 5% de los pacientes que recibió una dosis de 2500 - 3000 cGy, así como el 50% que recibió 4500 - 5000 cGy, manifestó aplasia y pancitopenia (Pe-04), (Ha-94), (Go-97), (Be-96).

3- Tratamiento de cáncer cérvico uterino:

Para este tratamiento, la dosis total prescrita es de 5500 a 6000 cGy. Los órganos críticos son:

- a- Vejiga: Presenta cistitis aguda a partir de 2500 - 3000 cGy. Existe mayor riesgo y secuelas después de 6500 cGy.
- b- Recto: Presenta posible rectitis aguda a partir de 2500 - 3000 cGy. Existe mayor riesgo de secuelas a partir de 6500 cGy.
- c- Intestino delgado: Presenta riesgo de diarreas a partir de 2500 cGy, sobre todo cuando se irradian grandes volúmenes. Posibilidad de secuelas después de 4500 - 5000 cGy.
- d- Palas iliacas y cabezas femorales: Existe riesgo de lesiones degenerativas a partir de 4500 cGy. Estos órganos son los únicos que se bloquean con protecciones en este tratamiento, los demás órganos críticos generalmente no se protegen con bloques debido a la localización del tumor, ya que éstos se encuentran localizados junto con la masa tumoral (Pe-04), (Ha-94), (Go-97), (Be-96).

4- Tratamiento de laringe (campo lateral y anterior del paciente):

Tratamiento de laringe (campo lateral):

En términos generales la dosis total prescrita es de 6500 - 8000 cGy (en masas tumorales clínicas), ver capítulo 2. Habitualmente se emplean 5 fracciones por semana de 200 cGy y se hace reducción del campo de irradiación cuando se ha impartido una dosis de 4500 cGy. Los órganos críticos son:

- a- Cavidad oral: Cinco años después del tratamiento el 6% de los pacientes, que recibió 4000 cGy presentan necrosis.
- b- Zona occipital del cerebro: Presenta necrosis a partir de una dosis dada de 4500 - 5000 cGy

Tratamiento de laringe (campo anterior):

Para este tratamiento la dosis total prescrita es de 6500 – 8000 cGy, ver capítulo 2. Generalmente se emplean 5 fracciones por semana de 200 cGy. Los órganos críticos son:

- a- Pulmón: Cinco años después del tratamiento el 5% de los pacientes, que recibió 2500 cGy – 3000 cGy presenta neumonitis aguda y crónica (Pe-04).
- b- Médula espinal: Cinco años después del tratamiento (si se irradian 10 cm de médula espinal) el 5% de los pacientes, que recibió 4500 cGy, así como el 50% que recibió 5500 cGy presenta trombosis y necrosis. Para más información ver capítulo 2 (Pe-04), (Ha-94), (Go-97), (Be-96).

1.6. Métodos de medición

Los métodos de medición y cálculo que se usarán en este trabajo para medir valores de dosis y determinar valores de factores de transmisión son:

- 1- Dosímetros termoluminiscentes tipo TLD-100, LiF: Mg, Ti.
- 2- Película de tinte radiocrómico, HD-810 y MD-55-2.
- 3- Cámara de ionización tipo dedal.
- 4- Método de Clarkson, para cálculo de dosis en campos irregulares.
- 5- Cálculo de dosis utilizando el sistema de planeación de tratamientos del departamento de Física Médica del INCan, el cual realiza los cálculos utilizando un modelo de convolución, considerando un haz de lápiz.

Antes de iniciar las mediciones se efectúa una serie de procedimientos y cálculos, para el plan de medidas, de acuerdo con las características del haz de radiación y el tipo de dosímetro a utilizar, ver capítulo 2.

Trabajos anteriormente publicados reportan que la dosis y el factor de transmisión dependen de la energía, del tamaño del campo, de la profundidad y del tamaño y espesor del bloque (Va-86), (El-87), (El-89), (Bo-83), (Me-86), (Sa-01), (Ez-87), (Fo-89), (Mi-95),

CAPÍTULO 2

MÉTODOS DOSIMÉTRICOS UTILIZADOS Y DESCRIPCIÓN DE LOS TRATAMIENTOS

En este capítulo se discuten primeramente conceptos básicos relacionados con la dosimetría de la radiación ionizante. Posteriormente se describe el funcionamiento de los dosímetros utilizados en este trabajo: dosímetros termoluminiscentes (TLD), películas de tinte radiocrómico (PTR) y cámara de ionización (CI). Se aplica también el método de Clarkson, el cual es un método teórico para calcular la dosis en campos irregulares. Finalmente, en términos generales, se discuten los tratamientos de teleterapia seleccionados para realizar este trabajo.

2.1. Dosimetría de la radiación para los tratamientos utilizados

La dosimetría de la radiación consiste en la medida de la dosis absorbida o la rapidez de dosis, resultado de la interacción de la radiación ionizante con la materia. En términos generales, se refiere a la determinación teórica o experimental de las cantidades antes mencionadas, así como también a cualquier otra magnitud radiológica relevante como puede ser exposición, kerma, fluencia, equivalente de dosis, energía impartida, etc, (At-86).

2.1.1. Dosímetros Termoluminiscentes

La termoluminiscencia (TL) es un fenómeno que se observa en una gran cantidad de materiales. Consiste en la propiedad de que cuando este material recibe cierta cantidad de energía proveniente de la radiación ionizante, sus electrones pasan a un estado metaestable y permanecen ahí hasta que, por calentamiento, regresan a su estado base emitiendo fotones luminosos. De esta manera almacenan información de la cantidad de energía recibida, la cual puede extraerse posteriormente (At-86).

Los materiales son dieléctricos cristalinos que contienen un activador a nivel de trazas, el cual aporta niveles de energía en la banda de energía prohibidas, llamados trampas, adecuados para que ocurra el proceso termoluminiscente. Cuando la radiación ionizante incide en el cristal produce ionizaciones que llevan a los electrones de la banda de valencia a la de conducción, dejando un hueco (carga positiva) en la banda de valencia. Ambos portadores de carga pueden emigrar a través del cristal y caer a las trampas respectivas, aportadas por el activador y ubicadas en la región prohibida, para permanecer en ellas por un tiempo prolongado. En la figura 2.1 podemos observar un diagrama que describe, de acuerdo con el modelo de Randall y Wilkins, cómo se produce el proceso de termoluminiscencia (At-86).

Cuando el cristal se calienta el electrón adquiere suficiente energía para salir de la trampa, moverse y recombinarse con un hueco, emitiendo entonces un fotón luminoso. La probabilidad de escape de una trampa para un electrón, se describe por la ecuación:

$$p = \alpha e^{\frac{-E}{kT}} \quad (\text{Ec. 2.1})$$

donde

p = probabilidad de escape del electrón

α = factor de frecuencia

E = profundidad de la trampa

k = constante de Boltzmann

T = temperatura absoluta

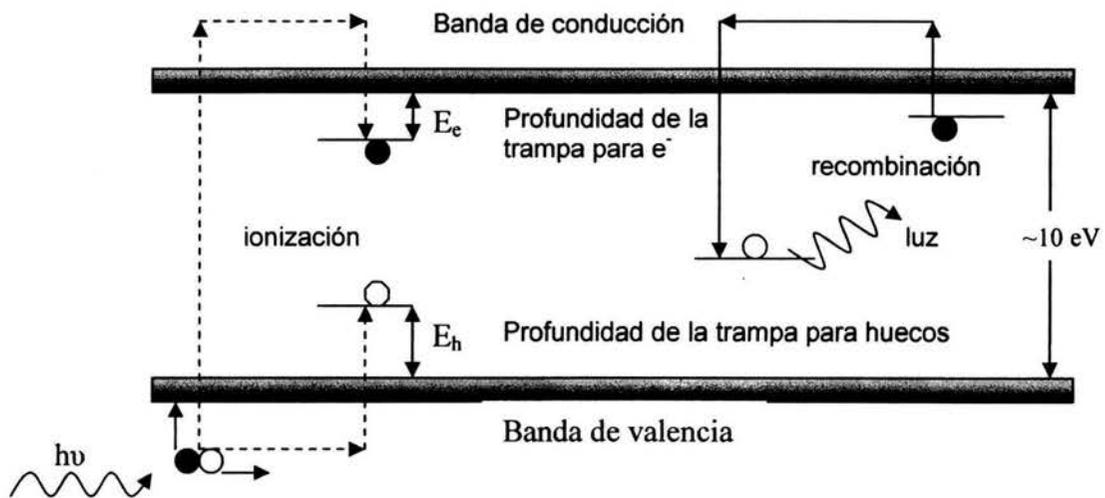


Figura 2.1. Esquema del modelo de Randall y Wilkins del proceso termoluminiscente (At-86).

La recombinación se realiza en un centro de luminiscencia y del diagrama podría pensarse que, comparando los valores de energía de la radiación ionizante incidente y aquéllos necesarios para llevar un electrón a la banda de valencia (a 10 eV), cada fotón o partícula incidente daría lugar a un número muy grande de fotones luminosos. Sin embargo, la eficiencia de la conversión de energía en luz es muy pequeña (desde 0.039 a 1.2%), ya que el resto de la energía se convierte en calor, (At-86).

De la Ec. 2.1 puede verse que si T crece, p también. Esto es, conforme la temperatura se va elevando, la probabilidad de los electrones de escapar de la trampa aumenta. En consecuencia, se empieza a emitir una cantidad de luz que va en aumento hasta llegar a un valor máximo, a una temperatura, T_m , y después disminuye, por la reducción de los electrones que ocupaban la trampa de esa profundidad.

Si se traza una curva de la cantidad de luz emitida (curva de brillo), en función de la temperatura de calentamiento del cristal, se tendrán uno o más picos, según el número de trampas de diferente profundidad que existan en el cristal. La cantidad total de luz emitida (el área bajo la curva), será proporcional a la dosis recibida por el cristal. Esta condición de proporcionalidad es indispensable para que un material pueda ser útil como dosímetro. Otra condición es que las trampas sean suficientemente estables como para conservar a los electrones por un tiempo razonable a temperatura ambiente. En general las trampas de mayor temperatura (más profundas), son las más estables; sin embargo, a temperaturas más altas, se tiene la desventaja de que el cristal pueda emitir radiación infrarroja o señales espurias, que interfieran con la lectura de la señal termoluminiscente.

Para determinar la dosis recibida por el dosímetro termoluminiscente, se requiere primero hacer una curva de calibración, la cual consiste en graficar la cantidad de luz emitida por el dosímetro, en función de los valores conocidos de las dosis dadas al mismo. Es por tanto que, con la curva de calibración de los dosímetros utilizados, se puede determinar la dosis que recibió el dosímetro, simplemente relacionando el valor de la dosis con el valor de la respuesta obtenida, en dicha curva de calibración. De ahí la importancia de caracterizar adecuadamente el lote de dosímetros que se vaya a utilizar para determinar con buena precisión y exactitud la dosis que recibió éste.

La respuesta del TLD, o señal TL, se obtiene en un lector TL, colocando el TLD en una plancheta que se calienta gradualmente mediante una corriente eléctrica. La rapidez de calentamiento puede ajustarse mediante un sistema de control. Conforme aumenta la temperatura, las trampas se vacían emitiendo luz y ésta se recibe en un tubo fotomultiplicador, después de atravesar un filtro que disminuye la radiación infrarroja emitida por la plancheta. La señal del fototubo se amplifica y envía a un integrador de corriente, el cual integra ésta en el tiempo, dando como resultado una carga eléctrica (área bajo la curva). La señal puede también salir a un graficador el cual traza la curva termoluminiscente, con la que se puede integrar el área bajo la curva o respuesta.

Conocido el valor de la respuesta TL, se hace uso de la curva de calibración para determinar el valor de la dosis. La figura 2.2 muestra el diagrama de un lector para cristales termoluminiscentes.

Existen diferentes tipos de TLD, con diferentes características, los más utilizados son los de LiF (Mg, Ti), CaF₂ (Mn) y CaSO₄ (Mn), los cuales se ofrecen comercialmente en diferentes modalidades, tales como piezas cuadradas (chips) de 3.2x3.2x0.9 mm, discos de 6 ó 12 mm de diámetro, en polvo, en piezas de 0.1 ó 0.3 mm de espesor en matriz de teflón, microcubos de 1 mm³, cilindros, etc., ya sea sueltos o encapsulados.

Entre las ventajas de estos dosímetros se puede mencionar que tienen un amplio intervalo de dosis útil, independencia de la rapidez de la dosis, tamaño diminuto, disponibilidad comercial en una amplia variedad de tipos, facilidad de lectura, reutilización, economía y facilidad para automatizar su manejo, así como buena precisión y exactitud. Las desventajas son la falta de uniformidad en la sensibilidad, la inestabilidad durante el almacenamiento, el desvanecimiento de la señal, la sensibilidad a la luz, las señales espurias por manejo y contaminación, la memoria de las dosis altas, la historia térmica y la falta de buena reproducibilidad. No obstante, son muy útiles y

su aplicación se ha difundido significativamente, al grado de haber desplazado, en gran medida, a los dosímetros de película fotográfica (It-02).

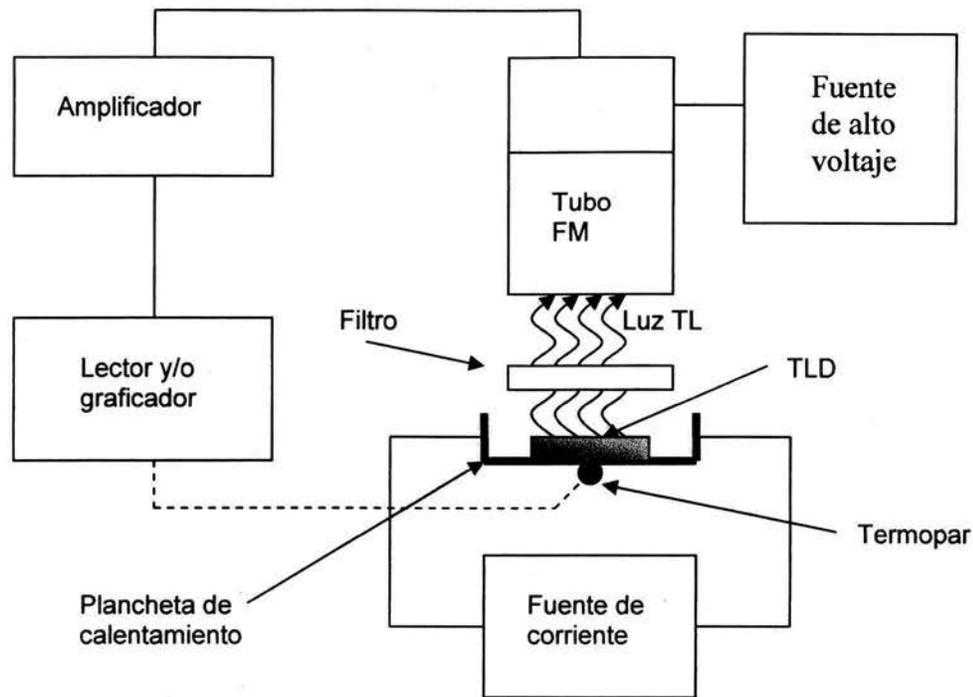


Figura 2.2. Diagrama de bloques de un lector para cristales termoluminiscentes.

2.1.2. Película de tinte radiocrómico

Las películas de tinte radiocrómico (PTR) resultan muy útiles para medir dosis absorbidas y distribución de dosis en procesos en los que intervenga radiación. Los primeros en investigar este tipo de dosímetros fueron L. Chalkley y W. L. Mc Laughlin en 1965, descubriendo la propiedad dosimétrica y fabricando las primeras películas. Estas PTR se caracterizan por presentar una coloración directa como consecuencia de la absorción de la radiación ionizante.

En 1988 se desarrolló un nuevo material radiocrómico llamado Gafchromic, que es 100 veces más sensible que las PTR conocidas hasta entonces. La capa sensible con la que cuentan las películas consiste de monocristales radiosensibles dispersos uniformemente en una capa gelatinosa. Cuando los monocristales son expuestos a la radiación ionizante, ocurre la polimerización y el color de las películas se desarrolla (TG-98).

Las PTR Gafchromic son transparentes y van adquiriendo un color azulado después de ser expuestas a la radiación ionizante; la coloración incrementa como función de la dosis impartida.

La dosis de radiación recibida por las PTR está relacionada con su densidad óptica, y ésta se define como el logaritmo de la relación entre la intensidad de la luz incidente en

una película no irradiada y la intensidad luminosa transmitida por la película irradiada, o sea:

$$DO = \text{Log}_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right), \quad (\text{Ec. 2.2})$$

donde I_0 es la intensidad de la luz transmitida a través de la película no irradiada, e I es la intensidad transmitida a través de la película irradiada y la respuesta para el caso que nos ocupa en este trabajo, que son las películas tipo Gafchromic, cuando se usa un escáner asociado a una computadora, como instrumento de lectura, se define como:

$$R = \text{Log}_{10} \left(\frac{TC_f}{TC_i} \right), \quad (\text{Ec. 2.3})$$

en que TC_f es el tono de color de la película sin irradiar y TC_i es el tono de color de la película irradiada a diferentes dosis (TG-98), (AI-03).

Para poder utilizar las PTR como sistema de evaluación dosimétrica, se debe obtener la respuesta de las películas irradiadas a dosis conocidas, y una vez conocida la respuesta, se elabora la curva de calibración correspondiente. Cuando se desea evaluar un campo de radiación desconocido, se expone una película del mismo lote, sin usar, se determina su respuesta y nos remitimos a la curva de calibración en donde le asociamos un valor de dosis.

La respuesta de las películas se puede evaluar utilizando diferentes instrumentos de medición, tales como:

- Espectrofotómetro.
- Escáner asociado a una computadora y un software apropiado.
- Densitómetro.

En este trabajo utilizaremos un escáner de reflexión y dos tipos de PTR Gafchromic, las cuales son:

- 1- PTR modelo HD-810.
- 2- PTR modelo MD-55-2.

La PTR Gafchromic modelo HD-810 tienen una capa de $7 \mu\text{m}$ sensible a la radiación ionizante. Ésta se encuentra sobre una base de poliéster. Tiene un espesor total de $107 \mu\text{m}$ (ver figura 2.3). El intervalo de sensibilidad va de 50 a 2500 Gy en general y de 10 a 1000 Gy para radiación gamma.

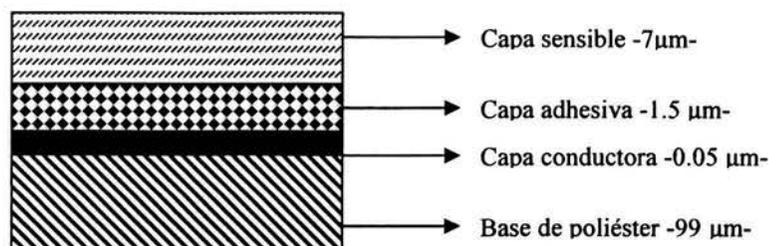


Figura 2.3: Diagrama de la estructura y dimensiones de la PTR Gafchromic modelo HD-810 (TG-98).

Las PTR Gafchromic modelo MD-55-2 está formada por dos capas sensibles a la radiación ionizante, a ambos lados de una base de poliéster. Tiene un espesor nominal de $278\ \mu\text{m}$, de los cuales $30\ \mu\text{m}$ corresponden a las capas sensibles (ver figura 2.4). El intervalo sensible de esta película es de los 3 a $100\ \text{Gy}$ y su composición consiste básicamente de carbono (31%), hidrógeno (56%), nitrógeno (5%) y oxígeno (8%), (TG-98), (Me-02).

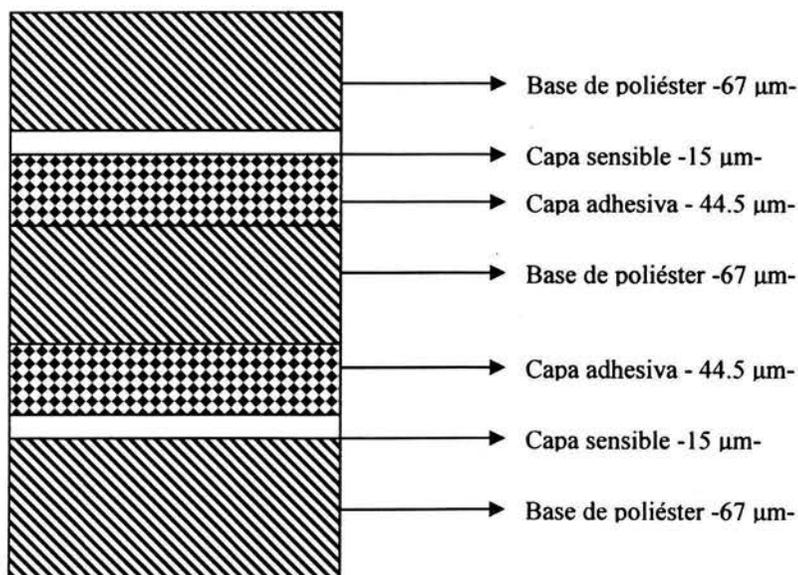


Figura 2.4: Diagrama de la estructura y dimensiones de la PTR Gafchromic modelo MD-55-2 (TG-98).

2.1.3. Cámara de ionización

Para realizar las calibraciones de los equipos de teleterapia se utilizan las cámaras de ionización (CI). El acelerador lineal de $6\ \text{MeV}$, que pertenece al INCAN, no es la excepción. Estos instrumentos tienen la capacidad de realizar mediciones con gran exactitud y precisión, para lo cual deben estar debidamente calibrados por un laboratorio de referencia (IC-73), (IC-76), (IC-98), (IA-87), (IA-00).

La exposición se puede medir con diferentes tipos de cámaras de ionización, pero para este estudio utilizaremos una tipo dedal (At-86), (Kh-94), (IC-73), (IC-76), (IC-98), (IA-87), (IA-00).

Este instrumento mide la carga colectada en un volumen dado, comprendido entre 0.1 y 1.0 cm³, aproximadamente. Este intervalo de tamaños es un compromiso entre la necesidad de contar con suficiente sensibilidad y la capacidad de medir la dosis en un punto. Estos requisitos se cumplen en las cámaras cilíndricas con un diámetro interno que es preferible no supere los 7 mm y una longitud interna de no más de 25 mm (IA-87), (IA-00). También es necesario que la cavidad de aire no esté cerrada. Debe diseñarse de modo tal que su presión se equilibre rápidamente con la del exterior (ver figura 2.5).

La cámara de ionización realiza mediciones de carga. Si conocemos el volumen de aire dentro de la cavidad podemos determinar su masa y la carga colectada por unidad de masa (exposición):

$$X = \frac{Q}{\rho V} \times \frac{1}{A}, \quad (\text{Ec. 2.4})$$

donde Q es la carga colectada, ρv es el producto de la densidad del aire por el volumen que ocupa, que es la masa de aire y $1/A$ es la corrección por la perturbación (atenuación) del campo de radiación debido a la presencia de la cámara.

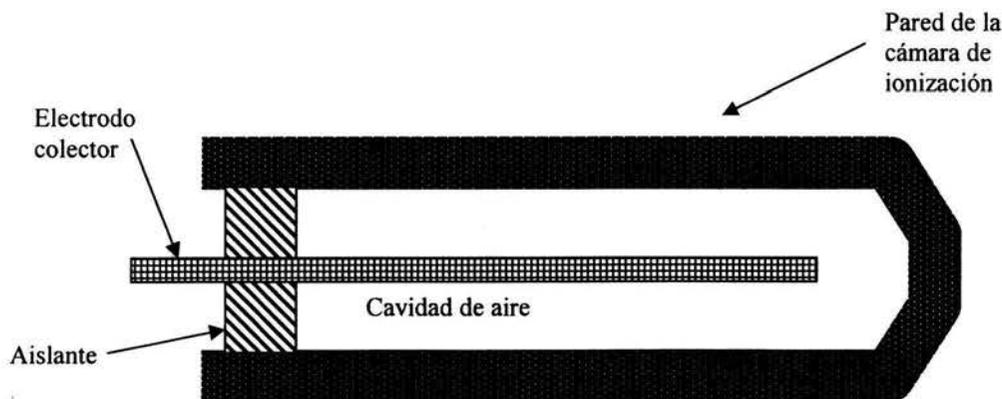


Figura 2.5. Esquema de una cámara de ionización tipo dedal, conocida como cámara de cavidad.

Electrómetro

La carga (o corriente) inducida en una cámara de ionización es sumamente pequeña y ha de medirse con un dispositivo de medición de cargas muy sensible y que tenga una impedancia de entrada muy elevada ($>10^{14}$ Ohms), conocido con el nombre de electrómetro. Estos instrumentos son delicados y han de manejarse con cuidado. Lo ideal es que el electrómetro esté dotado de una escala digital y que pueda alcanzar una resolución de cuatro cifras o 0.1 %. El cambio de la respuesta debido a la falta de estabilidad a largo plazo no debe pasar de ± 0.5 % en un año. Se pueden calibrar por separado el electrómetro y la cámara de ionización. En algunos casos en que el

electrómetro forma parte integrante del sistema dosimétrico hay que calibrar como una unidad de la cámara de ionización y el electrómetro (Kh-94).

Debería ser posible (al menos si se utiliza la cámara en haces pulsados) variar el voltaje aplicado a la cámara a fin de determinar la eficiencia de colección de iones e invertir la polaridad para que pueda determinarse el efecto de polaridad de la cámara de ionización (IA-87).

Maniquí

Como medio de referencia para las mediciones de dosis absorbida en haces tanto de fotones como de electrones, se recomienda el agua. Aunque se pueden utilizar como maniquí sólido, placas de materiales plásticos, tales como poliestireno, acrílicos y agua sólida, la determinación de la dosis debe referirse siempre al agua.

Las dimensiones del maniquí deben ser tales que, con el mayor tamaño de campo utilizable, se cuente con un margen de 5 cm en cada uno de sus cuatro lados, a la profundidad de medición. Debe contarse también con un margen de 5 cm más allá de la profundidad de medición máxima (IA-87).

Para la realización de este trabajo se utilizaron maniqués de acrílico (para las mediciones con TLD y PTR), diseñados para cada uno de los tratamientos que se estudiaron y un maniquí de agua (tanque de agua) para las medidas con cámara de ionización. Las figuras 2.6 y 2.7 son las fotografías de uno de los maniqués de acrílico y del maniquí de agua, respectivamente, utilizados en este trabajo.

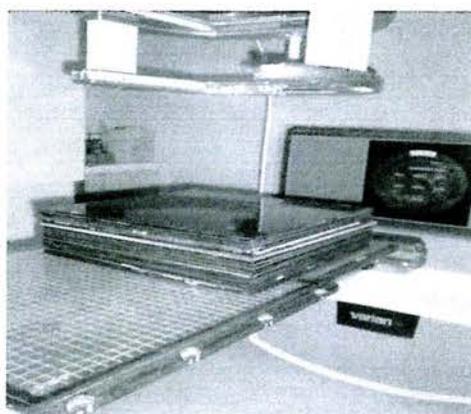


Figura 2.6: Fotografía de uno de los maniqués de acrílico utilizados en este estudio.

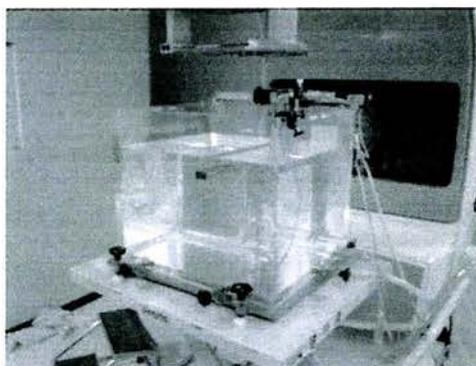


Figura 2.7: Fotografía del maniquí de agua utilizado en este trabajo.

2.2. Método de Clarkson

Este método se basa en evaluar la contribución de la radiación dispersa a la dosis en profundidad, la cual depende del tamaño y forma del campo (Kh-94), (Be-96), (Bj-96), (St-96). El método de Clarkson (MC) se utiliza principalmente para calcular valores de dosis en campos irregulares donde se utilizan bloques de plomo o protecciones de cerrobend. Ver apéndice B.

2.3. Sistema de planeación de tratamientos

El sistema de planeación de tratamientos (SPT), es un software fundamental dentro del proceso de tratamiento, puesto que con estos sistemas se diseña y calcula una parte importante de los tratamientos de los pacientes. Por la variedad y grado de complejidad de estos sistemas se deben tener en cuenta un gran número de consideraciones. Las funciones que llevan a cabo los SPT de teleterapia incluyen:

- El cálculo de las distribuciones relativas de dosis para cada equipo, energía y modalidad de tratamiento.
- La suma de las dosis relativas provenientes de los diferentes haces.
- El cálculo de las unidades monitor (UM), o tiempo, para una determinada dosis prescrita, siempre y cuando hayan sido introducidos correctamente los datos de calibración en el SPT.
- Los datos de salida, los cuales deben ser claros y precisos, e incluir la distribución de isodosis en forma gráfica.

El proceso de planeación del tratamiento comienza con la adquisición de los datos del paciente y continúa a través de la planeación, la implementación del plan y la verificación del tratamiento.

Existen tres categorías distintas de planeación de un tratamiento. Estas son:

- 1- La planeación no gráfica, empleada fundamentalmente en campos simples y en campos opuestos paralelos. En este caso se calculan las unidades monitor (UM) o el tiempo, para aplicar la dosis prescrita a un punto en el eje central, empleando los datos de calibración con que fue alimentado el SPT. El tamaño y forma del campo de radiación, que define el volumen de tratamiento, se determina a partir de las placas radiográficas realizadas durante la simulación del tratamiento.
- 2- La planeación con representación gráfica, empleada en un gran número de pacientes. En este método, el volumen de tratamiento se define a partir de los cortes de una tomografía axial computarizada (TAC), o a partir de placas ortogonales de simulación. El contorno del paciente se obtiene mediante el uso de implementos mecánicos (por ejemplo alambres de plomo, contornímetros, simulador de tratamiento) o el empleo de la TAC. El diseño del arreglo de campos y el cálculo de las distribuciones de dosis se realiza utilizando el SPT. Posteriormente el oncólogo radioterapeuta prescribe la dosis en un punto o en un volumen. Para este trabajo se utiliza este tipo de SPT.
- 3- La planeación de tratamientos en 3 dimensiones (3D), se diferencia de las anteriores en que el volumen blanco, los volúmenes de tejido normal y las superficies de los contornos son obtenidas directamente de la TAC. Es muy significativo el hecho de que además del diseño de los campos, el tamaño y forma de éstos se define a partir de la TAC, en lugar de emplear las radiografías de simulación del tratamiento. Los SPT en 3D son capaces de producir radiografías por reconstrucción digital de los datos de la TAC. Con este SPT es posible prescribir la dosis en un punto, en una curva de isodosis, una superficie de isodosis o en un nivel de dosis en un histograma de dosis-volumen, (IC-87), (IA-99), (Sh-92).

El SPT que se utiliza en este trabajo, realiza los cálculos utilizando un método por convolución considerando un haz de lápiz. Este método permite modelar la respuesta del medio anatómico a una fluencia dada de fotones incidentes, siendo entonces ésta la que aporta toda la información relativa a la calidad del haz, contaminación, dispersión, geometría detallada del campo, bloques o modificadores interpuestos, etc.

2.4. Tratamientos seleccionados

Para realizar este trabajo se seleccionaron cuatro tratamientos, que son aquéllos que se realizan con mayor frecuencia en la institución y son los más representativos para el estudio. Estos fueron discutidos y seleccionados por médicos radioterapeutas de la institución (INCan), y son:

- Tratamiento de tumores cerebrales.
- Tratamiento de cáncer de mama, campo anterior axilar-supraclavicular.
- Tratamiento de cáncer cérvico uterino.
- Tratamiento de cabeza y cuello.

Se discutirán a continuación cada uno de ellos.

2.4.1. Tratamiento de Tumores Cerebrales

Los tumores del cerebro incluyen los tumores que crecen de tejidos del cerebro (llamados "tumores cerebrales principales") y aquellos que se originan en otra parte del cuerpo y se extienden al cerebro (llamados "metástasis"). Ambos tipos de tumores causan síntomas similares como dolor de cabeza, vómitos, cambios visuales y problemas al caminar, sin embargo, requieren tratamientos muy diferentes.

La mayoría de los tumores cerebrales principales, requiere alguna forma de cirugía para determinar qué tipo de tumor tiene el paciente. Esto hace necesario una biopsia del tumor. Una vez que se determina el tipo del tumor, el tratamiento post-operatorio puede ser adaptado a las necesidades del paciente. Generalmente esto implica una combinación de quimioterapia y radiación (De-03), (Pe-04).

La radiación es una parte muy importante del tratamiento de los tumores cerebrales en adultos. Generalmente no es posible para los cirujanos erradicar totalmente los tumores cerebrales debido a la importancia del tejido cerebral sano alrededor del mismo. Los tratamientos de radiación usan rayos X de alta energía para eliminar aquellas células cancerosas que pueden haberse quedado en el cerebro después de la cirugía. En adultos, éste generalmente es un tratamiento muy seguro ya que el cerebro tolera la radiación muy bien. La radiación causa pérdida de cabello, generalmente temporal, en el área tratada. Algunos pacientes sienten somnolencia excesiva durante algunas semanas después del tratamiento (Pe-04), (Go-97), (Be-96), (Ha-94).

El tratamiento de metástasis es muy diferente porque usualmente están involucradas múltiples áreas en el cerebro. La radiación se administra al cerebro entero, lo que causa pérdida total del cabello. Esta pérdida de cabello generalmente es temporal. Para ambos tipos de tumores, que cumplan con las condiciones de tener un volumen no mayor de 3 cm³ en tamaño y estar a una profundidad tal que no se pueda hacer cirugía fácilmente, se puede aplicar la modalidad de "radiocirugía" (De-03), (TG-95).

El tratamiento de cráneo (llamado también tratamiento de casco), consiste de dos campos laterales, (uno del lado derecho y el otro del lado izquierdo del paciente). Este tratamiento requiere usar una protección, la cual protege mandíbula, boca y ojos. De las radiografías de 9 pacientes se escogió la más común. Las características del tratamiento son:

- Campo lateral derecho:
Tamaño del campo: 19 x 18 cm²
Profundidad: 7 cm de agua
Técnica: isocéntrica

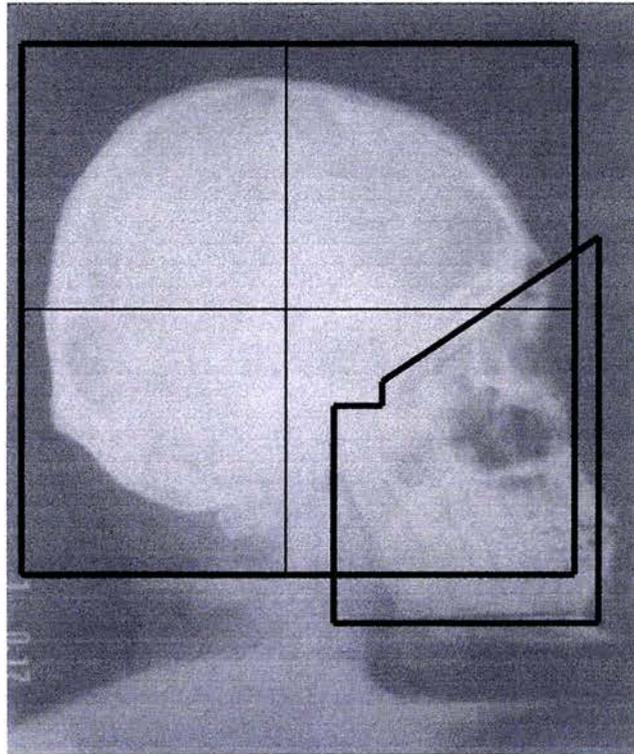


Figura 2.8: Radiografía utilizada para estudiar el tratamiento de cráneo. Muestra el campo lateral derecho.

2.4.2. Tratamiento de cáncer de mama, campo anterior axilar-supraclavicular

El primer tratamiento quirúrgico del cáncer de mama fue atribuido a Galeno quien recomendaba la resección para la enfermedad precoz.

A finales del siglo antepasado W. Halsted (1882) y W. Meyer (1894) describen en forma independiente la mastectomía radical.

Francis H. Williams, un clínico del Hospital de Boston (Universidad Médica de Harvard), fue quien primero utilizó los rayos X para el tratamiento del cáncer de mama. Esto sucedió en 1896, un año después del descubrimiento de Roentgen.

En junio de 1901, William Pusey, médico de Chicago aceptó una paciente de 45 años recientemente operada de cáncer de mama. Esta paciente fue referida para tratamiento “profiláctico” con “roentgenterapia”, en un esfuerzo para reducir su probabilidad de recurrencia postoperatoria. Esa paciente fue la primera tratada con radioterapia adyuvante postoperatoria (He-03), (Wc-h). A pesar que han pasado casi 100 años desde ese primer tratamiento, continúa habiendo puntos de controversia respecto del mismo.

La radioterapia juega hoy un papel importante no sólo como tratamiento complementario posterior a una mastectomía, sino como complemento indispensable después de un tratamiento conservador, y también como tratamiento paliativo de varias

localizaciones metastásicas. Dichos tratamientos se han ido modificando en forma paralela al progreso del conocimiento biológico de la enfermedad.

El cáncer de mama consiste en un crecimiento anormal y desordenado de las células de este tejido. La mama está formada por una serie de glándulas mamarias, que producen leche tras el parto, y a las que se denomina lóbulos y lobulillos. Los lóbulos se encuentran conectados entre sí por unos ductos, conductos mamarios o galactóforos, que son los que conducen la leche al pezón durante la lactancia, para alimentar al bebé. Las glándulas (o lóbulos) y los conductos mamarios están inmersos en el tejido adiposo y en el tejido conjuntivo, que, junto con el tejido linfático, forman el seno.

A modo de muro de contención, actúa el músculo pectoral que se encuentra entre las costillas y la mama. La piel recubre y protege toda la estructura mamaria. El sistema linfático está formado por recipientes y vasos o conductos que contienen y conducen la linfa, que es un líquido incoloro formado por glóbulos blancos, en su mayoría linfocitos. Estas células reconocen cualquier sustancia extraña al organismo y liberan otras sustancias que destruyen al agente agresor (To-01), (Pe-04), (Wf-o), (Em-s), (Fo-c).

El tratamiento de teleterapia del cáncer de mama, campo anterior axilar-supraclavicular, (anterior al paciente), figura 2.9, requiere una protección, la cual se coloca sobre la cabeza humeral. De 18 radiografías de diferentes pacientes se escogió la más representativa.

Las características del tratamiento son:

- Campo anterior axilar-supraclavicular:
Tamaño del campo: 17 x 10 cm²
Profundidad: 3 cm de agua
Técnica: isocéntrica

2.4.3. Tratamiento de cáncer cérvico uterino

Cáncer frecuente en las mujeres, es una enfermedad en la que se encuentran células cancerosas en los tejidos del cuello uterino. El útero es el órgano hueco, en forma de pera invertida, donde se desarrolla el feto. El cuello o cérvix uterino es una abertura que conecta el útero con la vagina. El cáncer cervicouterino también es conocido como carcinoma escamoso ya que las células que recubren su superficie son planas y muy delgadas, como si fuesen escamas. Este cáncer crece lentamente. Antes de que aparezcan células cancerosas en el cuello uterino, los tejidos normales del cuello uterino pasan por un proceso conocido como displasia, durante el cual empiezan a aparecer células anormales. Si se aplica una citología con tinción de Papanicolaou, generalmente se encontrarán estas células pre-malignas. Posteriormente, las células cancerosas comienzan a crecer y se diseminan con mayor profundidad en el cuello uterino y en las áreas circundantes.

Ya que, en general, no hay síntomas asociados con cáncer cervicouterino, suele ser necesaria una serie de pruebas para diagnosticarlo tales como la citología con tinción de Papanicolaou y una biopsia. Las posibilidades de recuperación y la selección del

tratamiento dependen de la etapa en que se encuentra el cáncer, el tamaño del tumor, la edad y el estado de salud de la paciente en general (W1-a), (Wn-n).

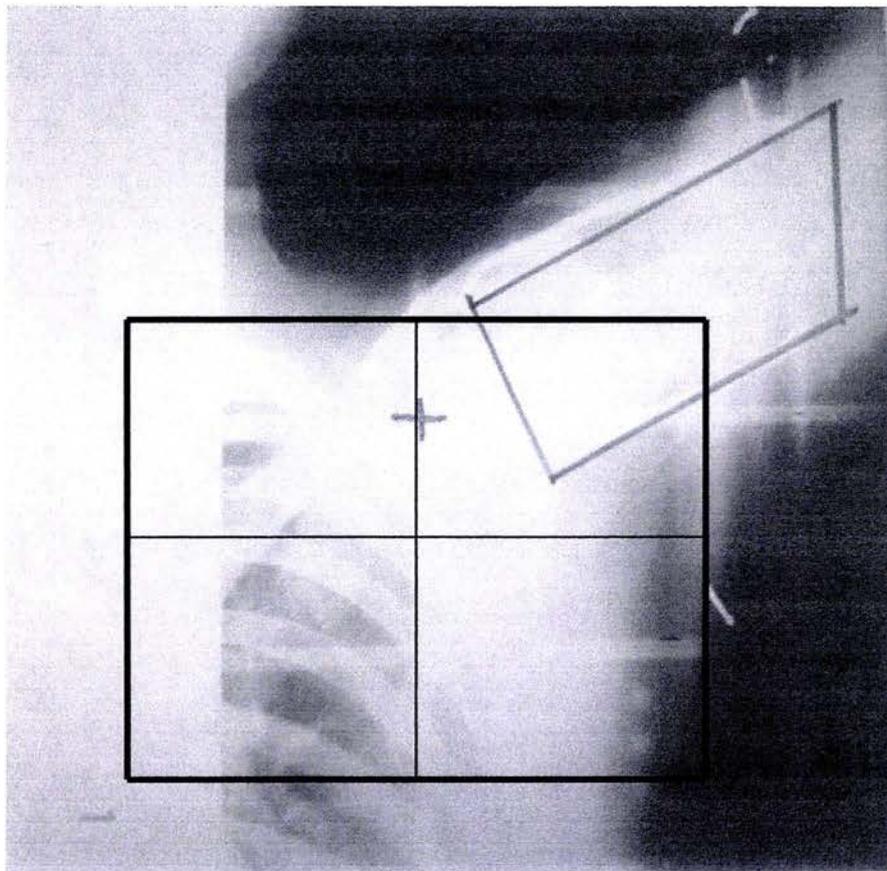


Figura 2.9: Radiografía utilizada para estudiar el tratamiento de mama, campo axilar-supraclavicular. Muestra el campo anterior ($17 \times 10 \text{ cm}^2$) y la zona que se desea proteger (cabeza humeral).

Para el tratamiento de cáncer cérvico uterino, consideramos únicamente el campo anterior a la paciente. Este tratamiento lleva cuatro protecciones: dos sobre las palas iliacas y dos sobre las cabezas femorales, ver figura 2.10. De 23 pacientes se escogió la radiografía del caso más común. Las características del tratamiento son:

- Campo anterior
Tamaño del campo: $16 \times 19 \text{ cm}^2$
Profundidad: 10 cm de agua
Técnica: isocéntrica

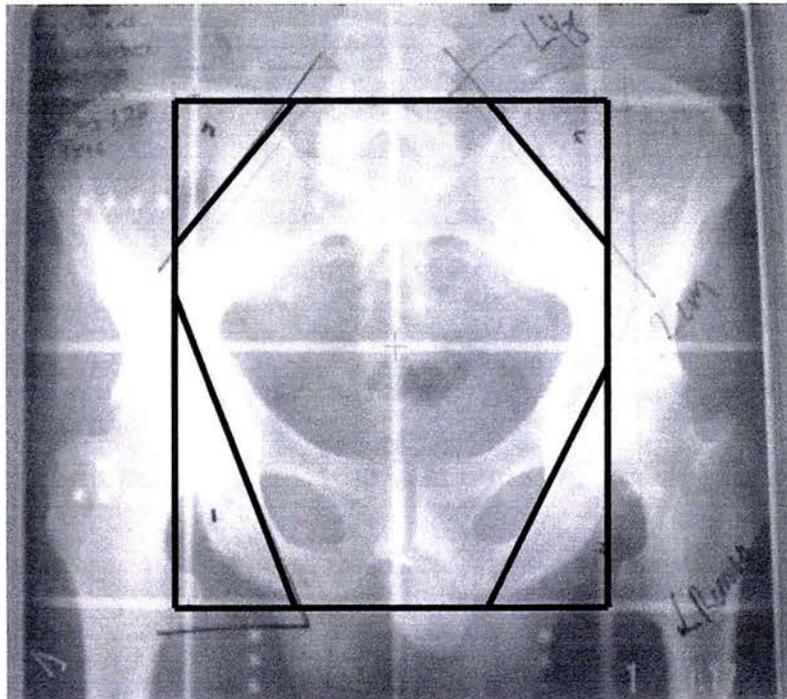


Figura 2.10: Radiografía utilizada para el estudio del tratamiento de cáncer cérvico-uterino. Muestra el campo anterior ($16 \times 19 \text{ cm}^2$) y la zona que se desea proteger (cabezas femorales y palas iliacas)

2.4.4. Tratamiento de cáncer de cabeza y cuello

El cáncer de la cabeza y el cuello no es una sola enfermedad. Por ejemplo, el cáncer de la garganta, se manifiesta de manera diferente que el cáncer de la lengua por lo que requieren un tratamiento diferente. En este trabajo, el tratamiento simuló un cáncer de laringe.

La mayoría de los cánceres de cabeza y cuello empiezan en la línea de células que cubren la cabeza y el cuello. Es por esto que los cánceres de cabeza y cuello son comúnmente referidos como carcinomas de células escamosas. Otros cánceres de cabeza y cuello llamados adenocarcinomas empiezan en células glandulares.

El uso del tabaco (incluyendo el tabaco de mascar) y el consumo de alcohol son los factores de riesgo más importantes asociados con cánceres de cabeza y de cuello, particularmente los de la boca y la garganta. Ochenta y cinco por ciento de cánceres de cabeza y de cuello están asociados con el uso de tabaco. Las personas que consumen ambos, tabaco y alcohol, tienen un riesgo mayor de contraer estos cánceres comparados con las personas que usan tabaco o alcohol solamente.

Sitios de cáncer dentro de la cabeza y el cuello:

- Cavity Oral: La cavidad oral incluye los labios, los dos tercios primeros de la lengua, las encías, el interior de las mejillas y los labios, el piso de la boca, el paladar firme, y la región de las amígdalas
- Las Glándulas Salivales: Las glándulas salivares están en varios lugares, debajo de la lengua, enfrente de las orejas, y bajo el maxilar, los senos paranasales y la fosa nasal.
- Senos Paranasales: espacios huecos pequeños en los huesos de la cabeza alrededor de la nariz.
- Faringe: La faringe es un tubo hueco como de 13 cm de largo que empieza detrás de la nariz y llega al esófago (el tubo entre la boca y estómago).

La apariencia física, la habilidad de hablar, y la habilidad de comer pueden ser afectadas severamente por el cáncer de cabeza y cuello y sus tratamientos.

Los pacientes con cánceres de cabeza y cuello son tratados generalmente por un grupo de especialistas. Los especialistas propios para cada caso varían, dependiendo de la ubicación y la extensión del cáncer. El grupo médico puede incluir: cirujanos orales, especialistas de oreja, nariz y garganta, oncólogos médicos, radioncólogos, prostodoncistas, dentistas, cirujanos plásticos, dietistas, trabajadores sociales, enfermeras, fisioterapeutas, y terapeutas del habla.

Para determinar el tipo exacto del tumor, se necesita realizar una biopsia. Es necesario un examen cuidadoso de cabeza y cuello. Se hacen también otros exámenes del cuello y otras partes del cuerpo para estar seguro de que el cáncer está limitado a la cabeza y al cuello. Así, el curso de un tratamiento puede ser diseñado considerando las opciones que incluyen: cirugía, quimioterapia y radioterapia.

El tratamiento de cabeza y cuello consiste de tres campos: dos campos laterales, (izquierdo y derecho), y un campo anterior supravicualar. Los campos laterales llevan dos bloques de protección, uno para proteger la cavidad oral y el otro para proteger el sistema auditivo. El campo anterior supravicualar lleva tres bloques de protección: uno en el centro del campo, para protección de la médula media, y dos bloques en las esquinas inferiores del campo, por debajo de las clavículas, para proteger el pulmón. De 15 radiografías de diferentes pacientes se escogió la más representativa del tratamiento, cuyas características son:

- Campo anterior:
Tamaño del campo: 20 x 8 cm²
Profundidad: 3 cm en agua
Técnica: isocéntrica

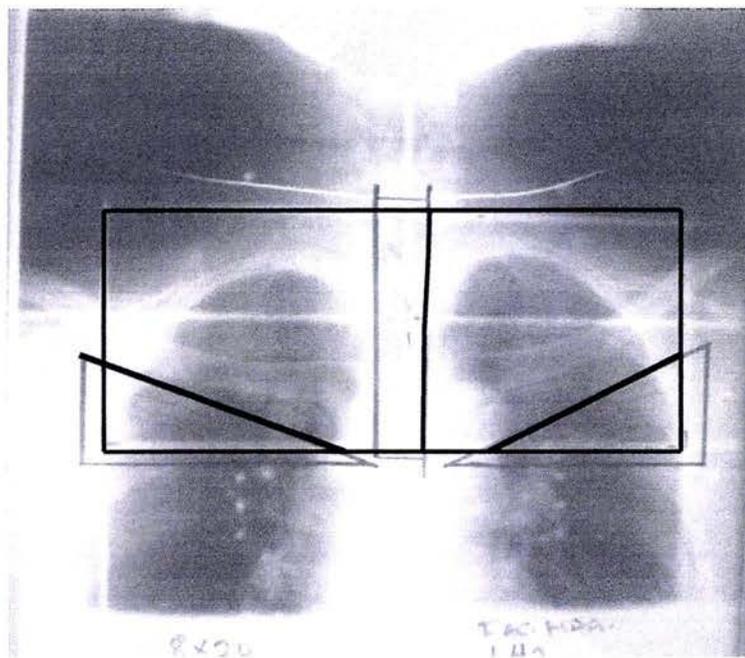


Figura 2.11: Radiografía utilizada para estudiar el tratamiento de cabeza y cuello. Esta radiografía muestra el campo anterior ($20 \times 8 \text{ cm}^2$) y las zonas que se desean proteger (pulmón y médula media).

- Campo lateral derecho:
Tamaño del campo: $11.5 \times 9 \text{ cm}^2$
Profundidad: 6 cm en agua
Técnica: isocéntrica

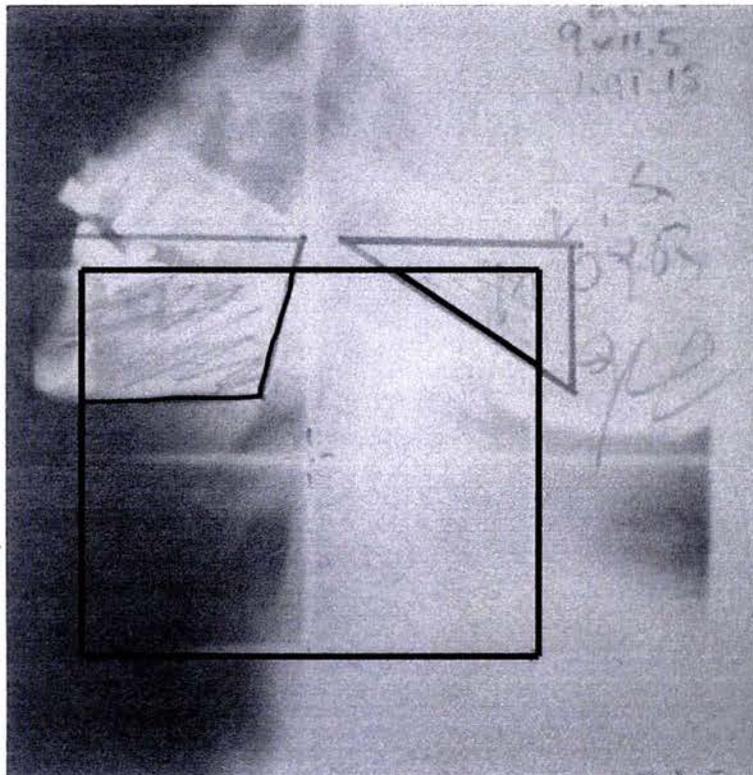


Figura 2.12: Radiografía utilizada para estudiar el tratamiento de cabeza y cuello. Muestra el campo lateral ($11.5 \times 9 \text{ cm}^2$) y las zonas que se desean proteger (cavidad oral y zona occipital del cerebro).

CAPÍTULO 3

MÉTODO EXPERIMENTAL

3.1. Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes LiF: Mg, Ti (TLD-100)

Los dosímetros usados en este trabajo son polvos sinterizados de LiF: Mg,Ti, cuyas dimensiones son $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$. La caracterización del lote de TLD-100 (un total de 60 piezas) consistió en evaluar su homogeneidad y en calibrarlos. Evaluar su homogeneidad significa estudiar la respuesta individual de cada TLD-100, a una misma dosis, para compararla con la respuesta promedio de todo el lote utilizado.

3.1.1. Homogeneidad del lote de TLD-100

La homogeneidad del lote de TLD-100 se hizo utilizando el protocolo establecido en el Laboratorio de Dosimetría del IFUNAM (Pr-03) y consistió en:

- a. Tratamiento térmico: este tratamiento tiene como objetivo borrar el historial del material, vaciando las trampas de los portadores de carga, por lo que primeramente:
 - Se hornearon en aire a $400 \text{ }^\circ\text{C}$ durante una hora. Para alcanzar esta temperatura se utilizó un horno marca Victoreen, modelo O-403766.
 - Luego se les aplicó un tratamiento de enfriado abrupto, el cual consistió en colocar la plancheta metálica donde estaban contenidos los TLD-100 en una superficie metálica a temperatura ambiente ($\approx 20 \text{ }^\circ\text{C}$). La rapidez de enfriamiento es aproximadamente de $75 \text{ }^\circ\text{C}/\text{min}$.
 - Cuando los TLD-100 alcanzaron la temperatura ambiente, se hornearon nuevamente en aire durante dos horas a $100 \text{ }^\circ\text{C}$. Para este caso se utilizó un horno marca Thelco, modelo 19.
- b. Luego de transcurridas 24 horas, los dosímetros se irradiaron a una dosis de 1 Gy, para lo cual se usó el irradiador Gammacell 220, propiedad del Instituto de Ciencias Nucleares.
- c. Después de 24 horas de la irradiación, se realizaron las lecturas de la señal termoluminiscente de los dosímetros irradiados a 0.85 Gy, para lo cual se utilizó un lector de termoluminiscencia, marca HARSHAW, modelo 3500, a una rapidez de calentamiento de $10 \text{ }^\circ\text{C}/\text{seg}$ y un intervalo de temperatura de calentamiento, desde la temperatura ambiente hasta $300 \text{ }^\circ\text{C}$, haciendo pasar un flujo de nitrógeno por encima de la plancheta.
- d. Una vez hechas las lecturas de la señal TL, se prosiguió con su análisis, determinando por lo tanto un factor de corrección individual para cada uno de los

TLD-100. Este cálculo se realizó dividiendo la lectura individual de cada TLD-100 entre el promedio de todas las lecturas de éstos. El valor de la desviación estándar nos indica qué tan homogéneo es el lote. Este factor de corrección individual también llamado factor de calibración, en un caso ideal debe ser igual a 1, sin embargo, pequeñas diferencias en propiedades físicas individuales tales como el tamaño, masa, etc., hacen que la respuesta de cada dosímetro puede ser diferente, por lo que este factor tiene valores cercanos a 1. Cuando se tienen valores de factor de corrección muy diferentes a 1, el lote es poco confiable. Nótese que, a partir de esta etapa, los dosímetros deben mantenerse identificados, colocándolos en recipientes con nichos individuales.

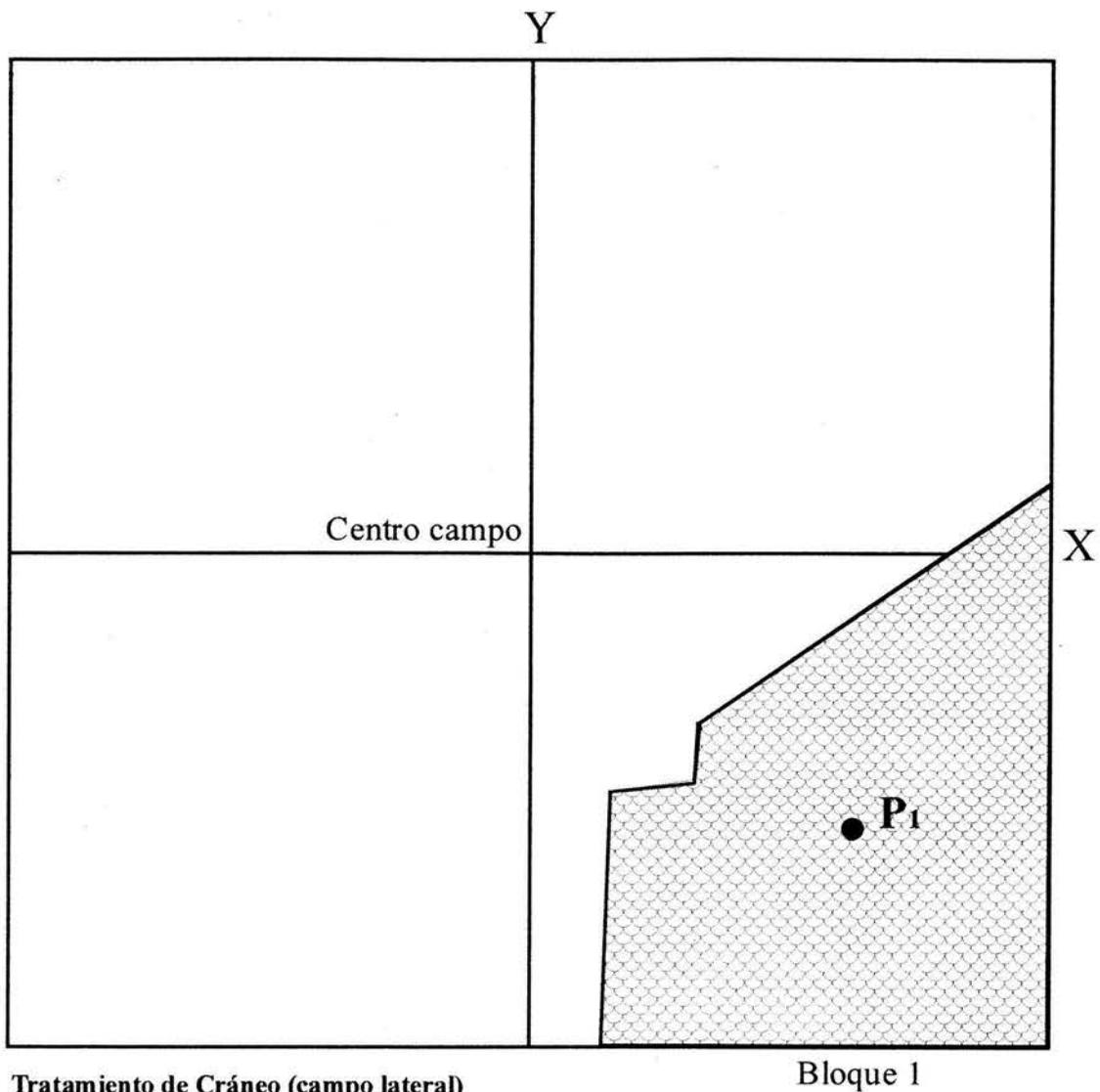
3.1.2. Calibración de los TLD-100

La calibración del lote de dosímetros TLD-100 se realizó como se describe a continuación:

- a. Se le aplicó el tratamiento térmico descrito en 3.1.1.a.
- b. Después de 24 horas, se irradió un grupo de TLD a diferentes dosis conocidas (dos TLD-100 para cada dosis diferente, o sea dos TLD-100 por cada punto de la curva de calibración), en las mismas condiciones en que se van a realizar las mediciones de los tratamientos, esto es, utilizando un haz de rayos X de una energía nominal de 6 MV de un acelerador lineal marca VARIAN, modelo CLINAC-600C. Por esta razón no fue necesario aplicar ninguna corrección por energía (Mo-96). Se utilizó una técnica de irradiación isocéntrica (distancia fuente-punto de medición de 100 cm), un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y una profundidad de 5 cm de agua (para estar fuera de la región de incremento).
- c. Transcurridas 24 horas, se leyeron los dosímetros en un lector Harshaw modelo 3500, en las siguientes condiciones de lectura:
 - voltaje de operación: 897 V
 - rapidez de calentamiento de $10 \text{ }^\circ\text{C/s}$
 - temperatura de adquisición: $300 \text{ }^\circ\text{C}$
 - tiempo de adquisición: 30 seg
 - temperatura controlada del laboratorio ($19 \text{ }^\circ\text{C}$)
- d. Se graficó la respuesta en función de la dosis y se ajustaron los puntos a una recta, la cual llamamos curva de calibración y servirá para evaluar la dosis recibida por los dosímetros en los diferentes tratamientos.

3.2. Esquema del campo, disposición de los bloques y punto de medida

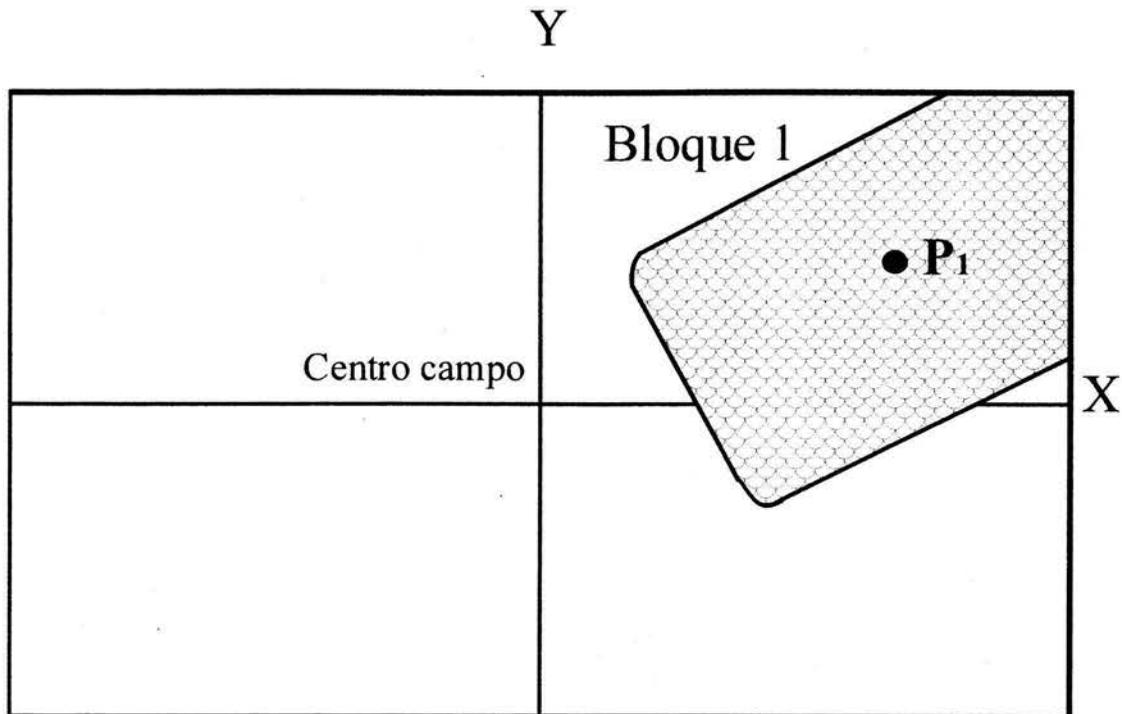
En esta sección se muestra el esquema del campo de radiación de cada uno de los tratamientos estudiados en este trabajo.



Tratamiento de Cráneo (campo lateral)
Campo = $19 \times 18 \text{ cm}^2$
Lado del cuadrado equivalente = 16.2 cm
Profundidad H_2O = 7 cm
Distancia Fuente-Isocentro = 100 cm

Bloque 1

Figura 3.1: Esquema del campo lateral de tratamiento de cráneo. Este campo se representa con la forma del rectángulo $19 \times 18 \text{ cm}^2$ y la proyección del bloque de protección se representa como la zona demarcada dentro del campo. El dibujo está a escala 1:1. P_1 es el punto de medida, debajo del bloque. La distancia de P_1 al borde más cercano es de 2.3 cm.



Tratamiento de mama (campo axilar-supraclavicular)

Campo = $17 \times 10 \text{ cm}^2$

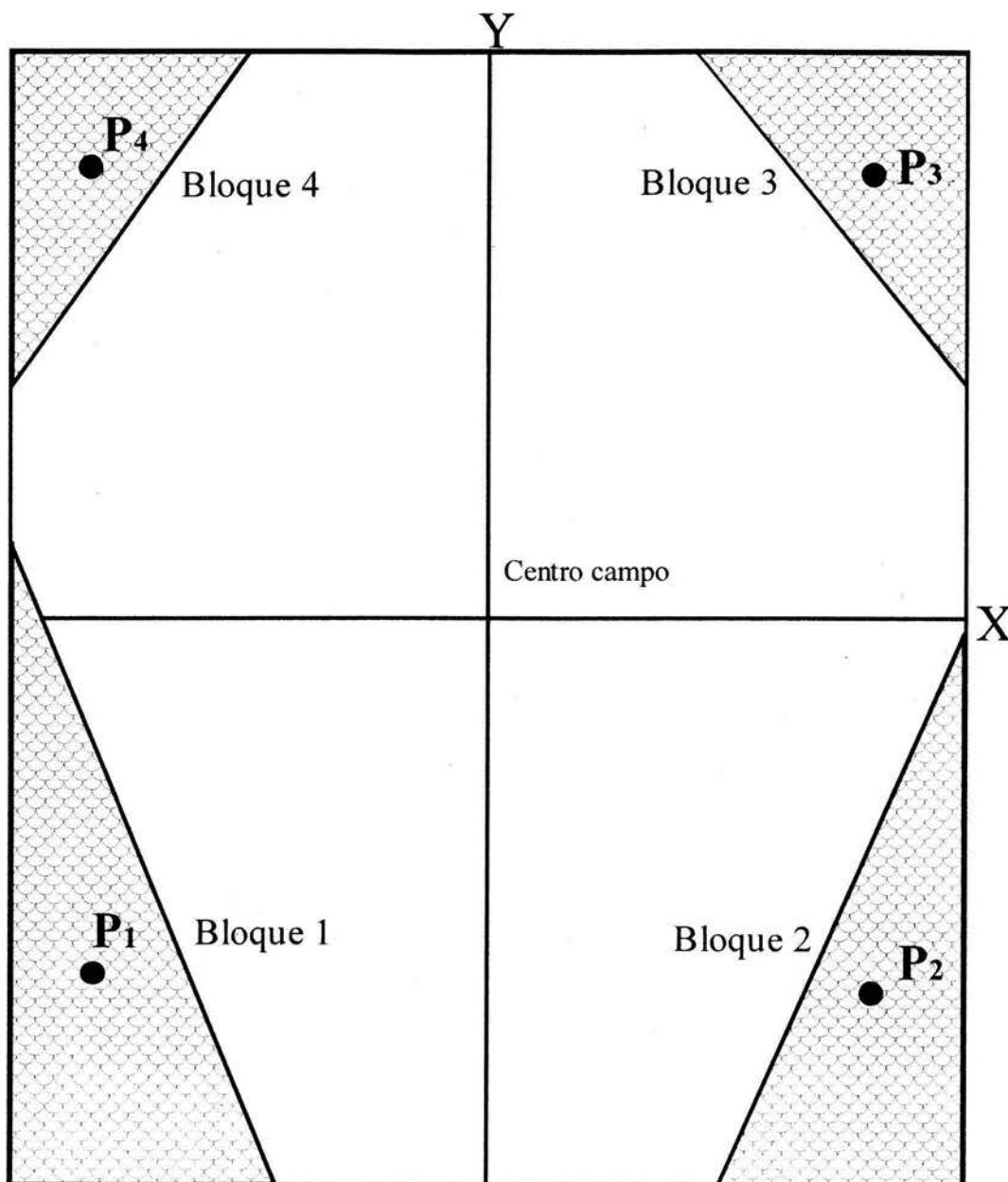
Lado del cuadrado equivalente = 9.0 cm

Profundidad $H_2O = 3 \text{ cm}$

Distancia Fuente-Isocentro = 100 cm

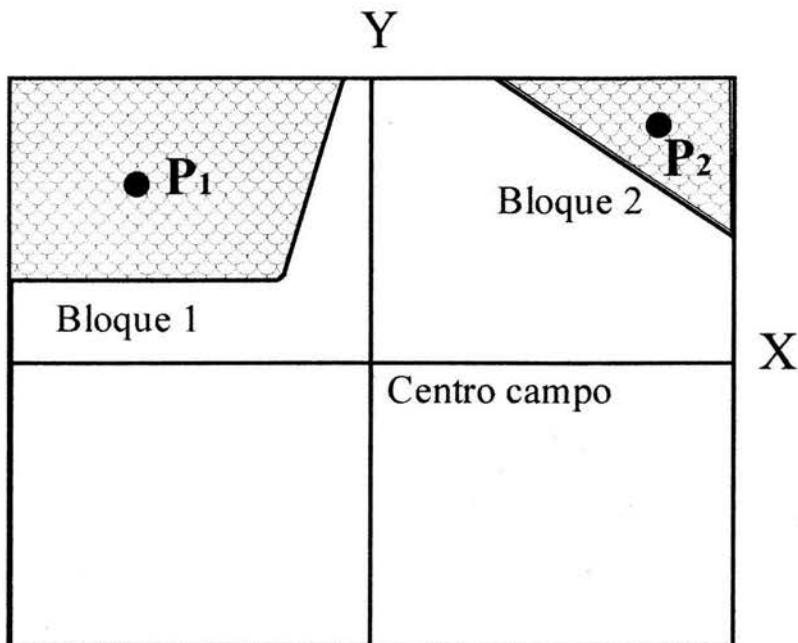
Escala 1:1

Figura 3.2: Esquema del campo anterior axilar-supraclavicular del tratamiento de mama. Este campo se representa con la forma del rectángulo $17 \times 10 \text{ cm}^2$ y la proyección del bloque de protección se representa como la zona demarcada dentro del campo. El dibujo está a escala 1:1. P_1 es el punto de medida, debajo del bloque. La distancia de P_1 al borde más cercano es de 1.2 cm.



Tratamiento de Pelvis (campo anterior)
Campo = $16 \times 19 \text{ cm}^2$
Lado del cuadrado equivalente = 15.1 cm
Profundidad H_2O = 10 cm
Distancia Fuente-Isocentro = 100 cm
Escala 1:1

Figura 3.3: Esquema del campo anterior utilizado en el tratamiento de cáncer cervicouterino. Este campo se representa con la forma del rectángulo $16 \times 19 \text{ cm}^2$ y las proyecciones de los bloques de cerrobend se representan como las zonas demarcadas dentro del campo, en cada esquina del campo. El dibujo está a escala 1:1. P_1 , P_2 , P_3 , y P_4 son los puntos de medida, debajo de los bloques. La distancia del punto de medida al borde más cercano es de 1.2 cm en P_1 , 0.9 cm en P_2 , 0.8 cm en P_3 y 0.9 cm en P_4 .



Tratamiento de Cabeza y Cuello (campo lateral)

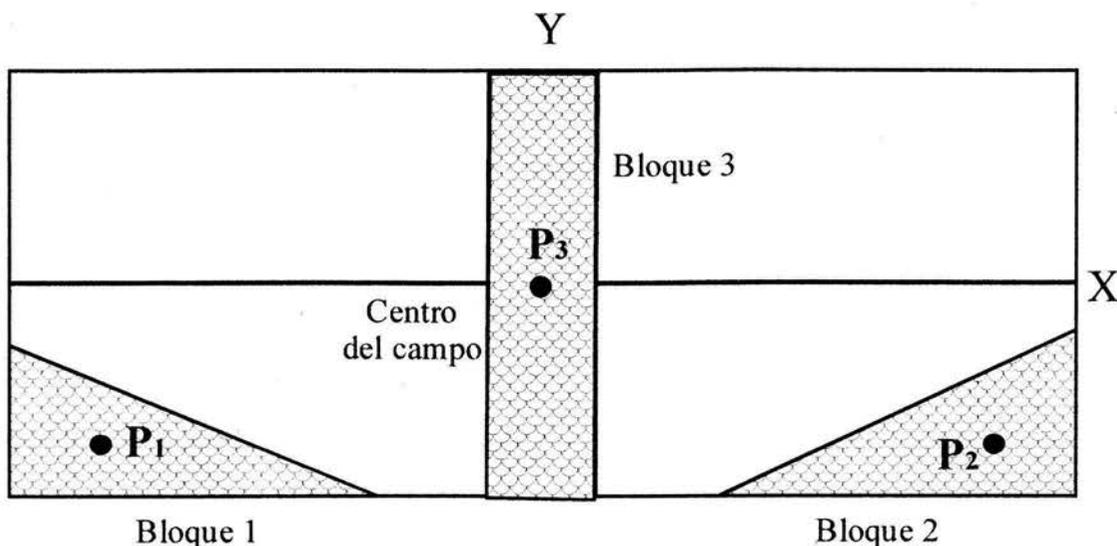
Campo = $11.5 \times 9 \text{ cm}^2$

Lado del cuadrado equivalente = 8.8 cm

Profundidad H_2O = 6 cm

Distancia Fuente-Isocentro = 100 cm

Figura 3.4: Esquema del campo lateral del tratamiento de cabeza y cuello. Este campo se representa con la forma del rectángulo $11.5 \times 9 \text{ cm}^2$ y las proyecciones de los bloques de protección se representan como las zonas demarcadas dentro del campo. El dibujo está a escala 1:1. P_1 y P_2 son los puntos de medida, debajo de los bloques. La distancia del punto de medida al borde más cercano es de 1.3 cm en P_1 y 1.2 cm en P_2 .



Tratamiento de Cabeza y Cuello (campo anterior)

Campo = $20 \times 8 \text{ cm}^2$

Lado del cuadrado equivalente = 8.9 cm

Profundidad H_2O = 3 cm

Distancia Fuente-Isocentro = 100 cm

Figura 3.5: Esquema del campo anterior de tratamiento de cabeza y cuello. Este campo se representa con la forma del rectángulo $20 \times 8 \text{ cm}^2$ y las proyecciones de los bloques de protección se representan como las zonas demarcadas dentro del campo (dos bloques en las esquinas inferiores y otro en el centro del campo). El dibujo está a escala 1:1. P_1 , P_2 y P_3 son los puntos de medida debajo de los bloques. La distancia del punto de medida al borde más cercano es de 0.8 cm en P_1 , 0.9 cm en P_2 y 0.7 cm en P_3 .

Los campos de radiación y por lo tanto los bloques de protección pueden variar su tamaño, dependiendo del paciente para un mismo esquema de tratamiento. Es por esto que se tomó el caso más típico en cada uno de los tratamientos.

3.3. Construcción de las protecciones personalizadas

Las protecciones se construyeron en el INCan, considerando la distancia fuente-superficie, la distancia fuente-portal bandejas y la distancia portal bandejas al punto de interés o punto de medición, ver figura 3.6. El punto de partida para la construcción de las protecciones personalizadas es, en todo momento, la radiografía en la que el médico radioterapeuta definió el tamaño del campo del tratamiento y la forma y tamaño de las protecciones de cerrobend. Además, se debe tomar en cuenta el factor de magnificación de la placa, ya que, en términos generales, ésta no es tomada en las mismas condiciones

geométricas que el tratamiento (la distancia de la fuente a la película, está entre 128 y 151 cm, la cual es diferente a la distancia de la fuente al isocentro, $DFI = 100$ cm, que es la distancia a la que se da el tratamiento).

Para construir las protecciones de cerrobend, primero se fabrican los moldes con espuma de plástico, estos moldes se cortan con un hilo de metal caliente, ver figura 3.6.

Después de que los moldes fueron fabricados se colocaron sobre una superficie metálica (no porosa) y suficientemente fijos, con el fin de vaciar el cerrobend derretido dentro de estos moldes sin que se disperse o se salga del mismo. El cerrobend se calienta en un horno especial y se funde a una temperatura de 70 °C. Es importante considerar que no debe de estar demasiado caliente ya que puede deformar el molde. La figura 3.7 nos muestra algunos de los bloques o protecciones personalizados fabricados para este trabajo.

En este trabajo se utilizaron bloques de cerrobend y bloques de plomo (Pb/estándar). Los bloques de plomo que llamaremos bloques de Pb/estándar, son muy utilizados en los tratamientos de teleterapia. Estos bloques tienen formas cuadradas, rectangulares y triangulares y son muy útiles cuando las zonas o los órganos sanos que se desean proteger de la radiación tienen formas similares a la de los bloques. Los bloques Pb/estándar son parte de los accesorios del equipo de teleterapia (acelerador lineal de electrones). Los bloques de cerrobend tienen un espesor de 7.6 cm y los de Pb/estándar 8.2 cm.

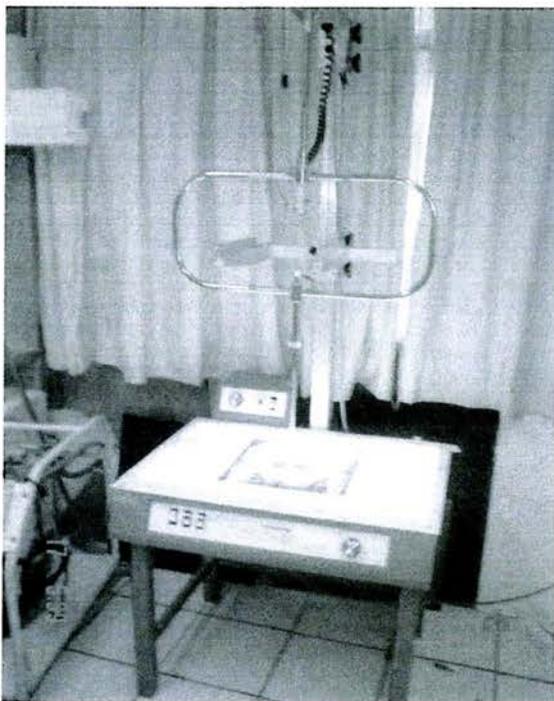


Figura 3.6: Fotografía del equipo donde se elaboraron los moldes para la fabricación de las protecciones personalizadas de cerrobend. Este equipo reproduce las condiciones geométricas del equipo de tratamiento (en nuestro caso el acelerador lineal), tales como: la distancia fuente-isocentro, (DFI), de 100 cm y la distancia fuente-porta bandejas, (DFB), de 65 cm. Además, considera la distancia fuente-película como la distancia desde donde fue tomada la radiografía respecto de la fuente.

3.4. Diseño y construcción de los maniqués

El diseño y construcción de los maniqués de lucita es de especial interés, ya que éstos sustituyen al medio (o sea el paciente), donde se realizarán las mediciones, simulando todos los procesos de interacción de la radiación con el medio, incluyendo la radiación dispersa. Además, funciona de manera idónea para la colocación de los dosímetros termoluminiscentes ya que no contiene agua y por lo tanto evitamos los cuidados necesarios debido al efecto provocado por la humedad, a la cual éstos son muy sensibles.



Figura 3.7: Fotografía de algunos bloques de cerrobend utilizados para proteger órganos de riesgo o simplemente proteger zonas en las que no hay tumor o no se desea irradiar.

Para el diseño de los maniqués utilizados en las mediciones, se consideró la profundidad y el tamaño de campo al cual se deseaba medir, por lo que fue necesario diseñar y construir uno diferente para cada tratamiento, ya que los tamaños de los campos y profundidades varían para cada uno de éstos.

Inicialmente se diseñó y se construyó el maniqué de calibración de los dosímetros termoluminiscentes, el cual consistió de una placa de lucita, en la que se tomaron en cuenta: el centro y el tamaño del campo ($10 \times 10 \text{ cm}^2$), la profundidad (5 cm), la distancia de la fuente al punto de interés (100 cm) y la distancia fuente superficie (95 cm). Se hicieron dos nichos del tamaño aproximado de un TLD-100 ($3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$). Cada uno de ellos a una distancia del centro del nicho al centro de campo de 3.2 mm (sobre el eje Y positivo, +Y), y el otro a la misma distancia, pero en la dirección opuesta al primero (o sea sobre el eje Y negativo, -Y), ambos en la misma dirección (dirección del eje y). La profundidad de medición (5 cm en agua) se simuló apilando placas de lucita con espesores de 0.5 cm aproximadamente, para dar una profundidad en lucita de 4.1 cm, equivalente a 5 cm de agua. Para calcular la profundidad de lucita equivalente a la del agua se utilizó la ecuación, (At-86):

$$X_{lucita} N_A \rho_{lucita} \left(\frac{Z}{A} \right)_{lucita} = X_{agua} N_A \rho_{agua} \left(\frac{Z}{A} \right)_{agua} \quad (\text{Ec. 3.1})$$

donde

N_A = constante de Avogadro

$X_{lucita, agua}$ = espesores de lucita y agua respectivamente

$\rho_{lucita, agua}$ = densidades de lucita y agua respectivamente

Z = número atómico

A = masa atómica

$\left(\frac{Z}{A}\right)_{lucita, agua}$ = promedio de Z/A para lucita y agua (0.5551 y 0.5394) respectivamente

entonces:

$$(0.5394) \rho_{agua} X_{agua} = (0.5551) \rho_{lucita} X_{lucita} \quad (\text{Ec. 3.2})$$

La densidad de la lucita se tomó como 1.19 g/cm^3 y la del agua como 0.9982 g/cm^3 , (At-86). Por lo tanto el espesor de lucita es:

$$X_{lucita} = \frac{(0.5394)(0.9982 \text{ g/cm}^3)(5 \text{ cm})}{(0.5551)(1.19 \text{ g/cm}^3)} = 4.1 \text{ cm} \quad (\text{Ec. 3.3})$$

El diseño y construcción de los maniqués para los diferentes tratamientos fueron, en forma general, igual que los del maniqué para la calibración de los TLD-100, con la diferencia de que en estos casos se debieron simular los tratamientos con luz y ésta, al ser proyectada en las placas de lucita, delimitó el tamaño de los campos, el área, la geometría y la posición de cada uno de los bloques de protección. El centro del campo lo delimita la retícula proyectada por la luz.

Después se marcaron sobre cada placa los puntos en el área proyectada debajo de la protección (siempre tratando de coincidir en el centro de la proyección del bloque), haciéndose dos nichos para dosímetros TLD-100 por bloque, para tener así dos medidas de dosis por cada bloque. De igual manera se hicieron dos nichos en el centro del campo para tener medidas de la dosis en el centro del campo de tratamiento.



Figura 3.8. Fotografía de uno de los maniqués utilizados para realizar las mediciones, el cual se encuentra sobre la mesa del acelerador lineal.

3.5. Caracterización de un lote de películas de tinte radiocrómico

La caracterización de la película de tinte radiocrómico (PTR), consistió en calibrar el lote de películas, de acuerdo con el protocolo utilizado en el Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Física de la UNAM, que indica irradiar parejas de PTR (películas de 1 cm^2), cada una a diferentes dosis conocidas, considerando el intervalo útil de la película y su sensibilidad, para proceder finalmente a graficar la respuesta de la película en

función de la dosis. La película se irradió en el mismo acelerador lineal y a la misma energía (6 MV) en que se realizaron los tratamientos. De igual manera, se mantuvo la misma geometría de irradiación que con los TLD-100 (tamaño de campo de 10 x 10 cm², profundidad de 5 cm en agua, técnica isocéntrica) y se utilizó el mismo maniquí (de lucita) de calibración en que se calibraron los TLD-100.

Las películas de tinte radiocrómico, HD-810, son láminas con una presentación de 20.3x25.4 cm². El primer día se cortaron en piezas de 1 cm² y se identificaron con un número pequeño en una esquina. Luego se almacenaron protegidas de la luz ultravioleta, porque son sensibles a ésta. El segundo día se irradiaron a diferentes dosis conocidas. El intervalo de dosis usado para la calibración fue de 10 a 30 Gy, y se leyeron los respectivos tonos de color 48 horas después. La lectura de los tonos de color (TC), se llevó a cabo en un escáner comercial de reflexión marca Microtec ScanMaker, modelo E3. Para la digitalización de las imágenes generadas por las PTR se utilizó el programa Paint Shop Pro 6.0 y para el análisis de las imágenes se utilizó el programa Osiris 3.6, (AI-03). El fondo se determinó leyendo una película del mismo lote sin irradiar, TC_f , y la respuesta se determinó utilizando la Ec. 2.3.

Las películas de tinte radiocrómico modelo MD-55-2, las cuales tienen una presentación de 12.7x12.7 cm², no se calibraron, ya que únicamente se utilizaron para hacer medidas relativas y poder determinar la dependencia de la respuesta con respecto a la colocación de los bloques de protección (para lo cual se aprovecha su alta de resolución espacial). Los programas para la digitalización y análisis de las imágenes fueron los mismos que se utilizaron en las PTR HD-810. Estas PTR se utilizaron únicamente en el estudio para determinar la dependencia de la respuesta con el movimiento del bloque 2 en el tratamiento de cabeza y cuello para el campo lateral, tal como se describe en el inciso 4.5.

3.6. Determinación experimental de la dosis en diferentes puntos de un campo, para un tratamiento dado con y sin bloques

Esto se llevó a cabo aplicando los tratamientos de interés sobre un maniquí, con y sin el campo bloqueado y midiéndose la dosis en el maniquí, debajo de los bloques de protección en los puntos P, mostrados en las figuras 3.1 a 3.5. Las mediciones se hicieron con: cámara de ionización, previamente calibrada por un laboratorio autorizado (ININ) y utilizando un maniquí de agua (tanque de agua), marca PTW, modelo MP3-5 con dimensiones de 80x80x60 cm³; dosímetros termoluminiscentes y películas de tinte radiocrómico previamente caracterizados, utilizando un maniquí de lucita. Los puntos de interés donde se realizaron las mediciones varían con las particularidades (o características) del tratamiento, tales como: la profundidad de medición, el tamaño y la forma de los bloques de protección y el tamaño y la forma de los campos de irradiación.

La Figura 3.9 muestra, en términos generales, el diagrama experimental de cómo se realizaron las mediciones. Se pueden observar los parámetros que determinan la irradiación, tales como: la distancia fuente isocentro (DFI), la distancia fuente porta bandejas, (DFB), las protecciones o los bloques de cerrobend colocadas sobre el porta bandejas, el haz de radiación, que forma el tamaño del campo X cm x Y cm y, dentro del campo de radiación, se observan también las zonas en las que se proyectan los

bloques de protección. Dentro de la zona de proyección de los bloques, se pueden observar dos puntos (■), que representan la posición en la que se ubican los TLD-100. El bloque rectangular que rodea toda la proyección del campo, representa el maniquí, el cual tiene un grosor definido, según el tratamiento, y tiene un margen 10 cm del borde del campo de radiación al borde del maniquí.

Las mediciones con TLD-100 se realizaron utilizando el maniquí de lucita fabricado para cada uno de los tratamientos. La profundidad a la que se llevaron a cabo las mediciones de dosis para los diferentes tratamientos, garantiza que la irradiación se llevó a cabo bajo régimen de equilibrio de partícula cargada, EPC, pues basta una profundidad de 2.66 cm para que exista EPC en lucita, irradiada con fotones de 6 MV (energía máxima), (At-86).

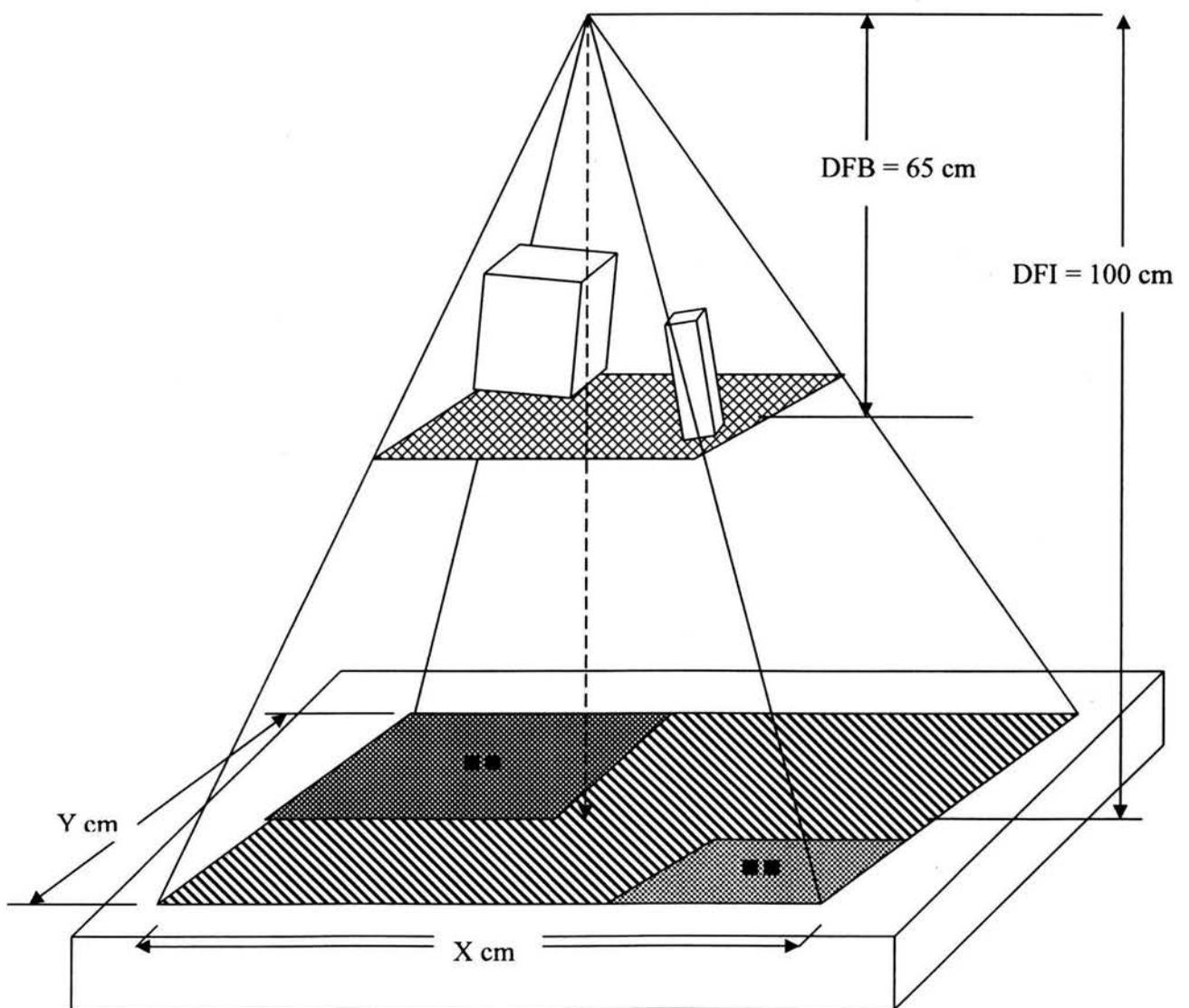


Figura 3.9: Diagrama experimental de cómo se realizaron las mediciones de dosis en las zonas protegidas, durante la realización de los tratamientos. La figura no está a escala. Los TLD están colocados a la profundidad del tratamiento.

Las mediciones realizadas con cámara de ionización, se hicieron utilizando una CI marca PTW, modelo 31002, con un volumen de 0.125 cm^3 y un diámetro de 7 mm. Para éstas se utilizó el maniquí de agua (para asegurar EPC en agua irradiada con fotones de 6 MV, energía máxima, basta con 3.06 cm de espesor) y todos los parámetros geométricos del tratamiento (tamaño de campo, profundidad, técnica isocéntrica). Los valores de las dosis medidas con CI (IA-87), (IC-98), (IC-73), (IC-76), se determinaron de la siguiente manera:

$$D = M \times F_{p,T} \times N_D \times P_s \times P_u \times S_{w,air} \quad (\text{Ec. 3.4})$$

donde:

M = lectura promedio del electrómetro dada en unidades de nC.

$F_{p,T}$ = factor de corrección por presión y temperatura.

N_D = factor de calibración de la C.I. dada en $\frac{\text{cGy}}{\text{nC}}$.

P_s = factor de corrección por recombinación.

P_u = factor de corrección de perturbación.

$S_{w,air}$ = poder de frenado para agua relativo al aire.

Los valores específicos de estos parámetros para la CI usada en este trabajo se indican en el apéndice C, inciso C.2.

Las PTR, HD-810, se utilizaron para medir la dosis en el tratamiento de cáncer cérvico-uterino con y sin bloques de protección, en el centro del campo y en la proyección de cada bloque de protección, a la profundidad de 10 cm para un tamaño de campo de $16 \times 19 \text{ cm}^2$, usando técnica isocéntrica.

Las mediciones con CI se hicieron en el maniquí de agua y las mediciones con TLD-100 y PTR se realizaron utilizando los maniqués de lucita diseñados y fabricados para cada uno de los tratamientos.

3.7. Determinación de la dosis utilizando método de Clarkson

El método de Clarkson es un método teórico adecuado para la determinación de la dosis en tratamientos donde se utilicen bloques de protección. Se usa para calcular tanto la dosis primaria como la contribución a la dosis debida a la radiación dispersada en el medio y es útil para determinar el tamaño de campo equivalente, en profundidad, en un medio, para campos con formas irregulares (Bj-96), (St-96), (Kh-94), (Be-96), (At-86). Los valores de las dosis se determinaron de la siguiente manera:

$$D_{\text{dispersión}} = UM \times K_w \times F_{\text{bandeja}} \times \overline{SMR} \quad (\text{Ec. 3.5})$$

$$D_{\text{primaria}} = UM \times K_w \times OAR \times TMR(d,0) \times F_{\text{bandeja}} \times FT_{\text{prim}} \quad (\text{Ec. 3.6})$$

donde:

$D_{dispersión}$ = dosis por contribución de la radiación dispersa.

$D_{primaria}$ = dosis por radiación primaria.

UM = unidades monitor.

K_w = factor de calibración para técnica isocéntrica (es el valor del rendimiento corregido por el factor de dispersión total).

$F_{bandeja}$ = factor de corrección por la atenuación de la bandeja de lucita.

\overline{SMR} = promedio de la razón de dispersión máxima

OAR = cociente fuera del eje

$TMR(d,0)$ = razón de tejido máximo a la profundidad d y tamaño de campo cero.

FT_{prim} = factor de transmisión para el haz primario.

Y la dosis total debajo del bloque en el punto de interés es:

$$D_{total} = D_{dispersión} + D_{primaria} \quad (\text{Ec. 3.7})$$

La definición de cada uno de estos factores se encuentra en el Apéndice B, el cual trata sobre conceptos de radioterapia.

Este método se aplicó para calcular la dosis absorbida en los puntos (P) de interés de todos los tratamientos, considerando un valor de FT_{prim} igual a 3.5%, el cual había sido medido previamente por el personal del INCAN, utilizando un campo de radiación de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ a la profundidad de la dosis máxima (2.5 cm en agua), y un bloque de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ que cubre todo el campo y cuyo grosor se calculó de 5 capas hemirreductoras (6.7 cm de grosor). Este valor ($FT_{prim} = 0.035$) es un dato de entrada para el sistema de planeación de tratamientos (SPT) del hospital, como valor de factor de transmisión (FT_{prim}) para dosis debida a radiación primaria.

3.8. Determinación de la dosis utilizando el sistema de planeación de tratamientos del INCAN

El Instituto Nacional de Cancerología utiliza el sistema de planeación de tratamiento, marca CadPlan, versión 3.1.2, de la Varian Medical Systems, el cual es un programa computarizado de alta tecnología para realizar cálculos de dosis en tratamientos de radioterapia

Este SPT está alimentado con todos los datos y características del acelerador y del haz de radiación utilizados para este estudio, por lo que el FT_{prim} que utiliza es igual a 3.5%, el cual fue introducido al programa por el personal del INCAN, debido a que el algoritmo de cálculo lo solicita para poder realizar los cálculos correspondientes. Este valor del FT_{prim} fue medido por el personal del departamento de Física del INCAN, y como se mencionó en el inciso 3.7, se midió utilizando un campo de radiación de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ a la profundidad de la dosis máxima.

Las dosis fueron calculadas por el SPT para cada uno de los puntos (P) de interés de los tratamientos en estudio, usando para el cálculo las mismas condiciones geométricas, de energía, etc, que se utilizaron durante los tratamientos.

3.9. Determinación del factor de transmisión para los diferentes tratamientos

La determinación del FT se hace dividiendo el valor de la dosis, en un punto (P) dado, con el campo bloqueado, entre el valor de la dosis, en el mismo punto, para el campo sin bloquear.

$$FT = \left(\frac{D_{con}}{D_{sin}} \right)_{Bloque} \times 100 \quad (\text{Ec.3.8})$$

donde:

D_{con} = dosis con campo bloqueado en un punto dado

D_{sin} = dosis con campo sin bloque en el mismo punto

El FT fue determinado en el centro del campo de radiación y en todos los bloques de protección de cada uno de los tratamientos en estudio. Éste se determinó de manera experimental (TLD-100 y CI) y de manera teórica (método de Clarkson y SPT), y los resultados se muestran en el capítulo 4.

3.10. Determinación de la Dosis y FT utilizando bloques de cerrobend y bloques de plomo (Pb/estándar)

Los bloques de cerrobend fueron construidos en el INCan de acuerdo con las características de cada uno de los tratamientos, ver inciso 3.3. Los bloques de plomo (Pb/estándar) son parte de los accesorios del equipo de teleterapia (acelerador lineal de electrones).

En este trabajo se determinaron las dosis y los FT utilizando bloques de cerrobend y bloques Pb/estándar. Las mediciones utilizando los bloques Pb/estándar se realizaron en todos los tratamientos excepto en el tratamiento de cráneo, debido que el bloque de protección es muy grande y de forma irregular, por lo que no se pudo proteger la zona de riesgo. Por lo tanto se utilizan protecciones personalizadas de cerrobend. Las mediciones utilizando los bloques de cerrobend se usaron en todos los tratamientos (cráneo, mama, cáncer cervino-uterino y cabeza y cuello, tanto en el campo anterior como en el campo lateral).

Como se mencionó en el inciso 1.5 los bloques de Pb/estándar no son objeto de estudio en este trabajo, únicamente se incluyeron para comparar con los bloques de cerrobend. Esto por completéz del estudio.

3.11. Comparación de los resultados

Una vez determinados los valores de dosis y FT, se realizó una comparación entre los diferentes métodos de medición y cálculos. También se hizo una comparación considerando los resultados experimentales y teóricos. Se cotejaron, finalmente los resultados derivados de usar protecciones de cerrobend o plomo en algunos tratamientos.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y SU ANÁLISIS

4.1. Resultados de la caracterización de los dosímetros termoluminiscentes TLD-100

4.1.1. Homogeneidad del lote de TLD-100

Los resultados de la prueba de homogeneidad del lote pueden verse en la tabla 4.1, que incluye valores de la respuesta y de los factores de corrección para cada dosímetro. El valor promedio de la señal TL del lote, para un tiempo de irradiación de 1 min en el Gammacell, ubicado en el Instituto de Ciencias Nucleares, UNAM, que correspondía, en la fecha de irradiación, a 0.85 Gy, es de $10.40 \pm 0.40 \mu\text{C}$ (1σ).

Tabla 4.1: Factores de corrección de los TLD-100.

Nº de TLD	Respuesta (μC)	Factor de Corrección	Nº de TLD	Respuesta (μC)	Factor de corrección
1	10.07	0.96831	31	9.823	0.94456
2	10.52	1.01158	32	11.46	1.10197
3	11.52	1.10774	33	10.08	0.96927
4	10.13	0.97408	34	10.13	0.97408
5	11.02	1.05966	35	10.60	1.01927
6	10.59	1.01831	36	10.22	0.98273
7	9.817	0.94398	37	10.15	0.97600
8	10.41	1.00100	38	10.26	0.98658
9	10.35	0.99523	39	10.83	1.04139
10	10.60	1.01927	40	10.55	1.01446
11	10.04	0.96542	41	10.11	0.97215
12	10.84	1.04235	42	10.65	1.02408
13	10.15	0.97600	43	10.32	0.99235
14	10.92	1.05004	44	10.64	1.02312
15	10.73	1.03177	45	10.49	1.00869
16	10.67	1.02600	46	9.784	0.94081
17	10.74	1.03273	47	10.43	1.00292
18	9.893	0.95129	48	10.58	1.01735
19	10.21	0.98177	49	10.49	1.00869
20	10.47	1.00677	50	9.238	0.88830
21	10.55	1.01446	51	10.01	0.96254
22	10.06	0.96735	52	10.01	0.96254
23	11.01	1.05870	53	10.04	0.96542
24	10.56	1.01543	54	10.08	0.96927
25	10.90	1.04812	55	10.34	0.99427
26	10.18	0.97889	56	10.83	1.04139
27	10.37	0.99716	57	10.29	0.98946
28	10.80	1.03850	58	10.03	0.96446
29	10.45	1.00485	59	10.22	0.98273
30	10.13	0.97408	60	10.59	1.01831

4.1.2. Calibración de los TLD-100

En la tabla 4.2 se presenta el promedio de la respuesta y su incertidumbre asociada, para cada pareja de TLD, correspondiente a cada valor de dosis. La figura 4.1 muestra la curva de calibración de los cristales TLD-100.

Tabla 4.2: Datos de la curva de calibración de TLD

Respuesta (μC)	Dosis (cGy)	Respuesta (μC)	Dosis (cGy)
0.118 ± 0.004	1	4.827 ± 0.032	40
0.448 ± 0.017	4	6.024 ± 0.002	50
0.530 ± 0.018	5	9.238 ± 0.888	80
1.300 ± 0.009	10	11.50 ± 0.34	100
1.894 ± 0.064	15	15.35 ± 0.93	130
1.621 ± 0.061	16	20.41 ± 0.69	160
2.149 ± 0.114	20	21.85 ± 0.52	180
2.869 ± 0.046	25	24.40 ± 0.52	200
3.611 ± 0.102	30		

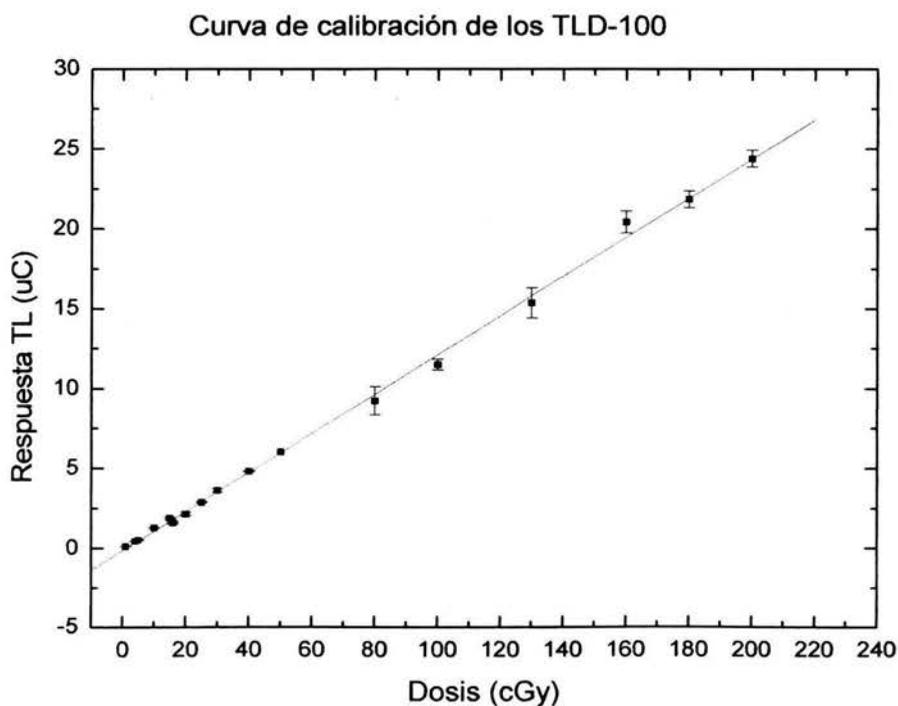


Figura 4.1: Curva de calibración de los TLD-100, irradiados a 6 MV, campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, profundidad de 5 cm en agua y utilizando una técnica isocéntrica.

La ecuación lineal que describe el comportamiento de la señal TL como función de la dosis es la siguiente:

$$R = 0.1226D - 0.15041$$

donde:

R = respuesta de los TLD-100 (μC)

D = dosis recibida por los TLD-100 (cGy)

Datos del ajuste de la curva:

Ordenada al origen = -0.15041 ± 0.11828 (μC)

Pendiente = 0.1226 ± 0.0013 ($\mu\text{C}/\text{cGy}$)

R = 0.99914

Nótese que el valor de la incertidumbre en la ordenada al origen es del 79% de su valor. Este resultado afecta fuertemente el valor de la incertidumbre asociada al cálculo de la dosis usando la curva de calibración, particularmente a los casos en que el valor de la respuesta es bajo.

4.2. Resultados de la caracterización de las películas de tinte radiocrómico

4.2.1. Calibración de la PTR-HD-810

En la tabla 4.3 se presenta el promedio de la respuesta de cada pareja de PTR y la incertidumbre asociada correspondiente a cada valor de dosis. La figura 4.2 muestra la curva de calibración de la PTR, HD-810.

Tabla 4.3: Datos de la curva de calibración de PTR-HD-810

Respuesta ($\text{Log} \left(\frac{TC_f}{TC_i} \right)$)	Dosis (Gy)
0	0
0.048 ± 0.001	10
0.072 ± 0.001	15
0.095 ± 0.001	20
0.119 ± 0.002	25
0.147 ± 0.002	30

La ecuación lineal que describe el comportamiento de la respuesta como función de la dosis es:

$$R = 0.00485D - 0.00064$$

donde:

$$R = \text{respuesta de la PTR, HD-810} = \text{Log} \left(\frac{TC_f}{TC_i} \right), \text{ dada en la Ec.2.3}$$

D = dosis (Gy)

Típicamente, el valor de TC_f (fondo) para el tono de color rojo (usado en este estudio), es: $TC_f = 229$

Datos del ajuste de la curva:

Ordenada al origen = -0.00064 ± 0.00123

Pendiente de la curva = $0.00485 \pm 6.37 \times 10^{-5} \text{ (Gy}^{-1}\text{)}$

R = 0.99966

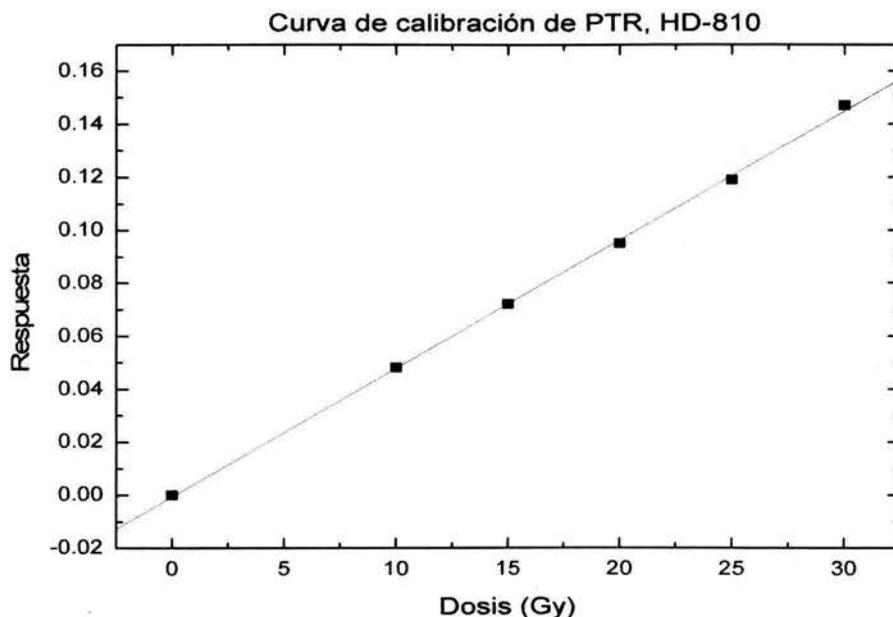


Figura 4.2: Curva de calibración de PTR, HD-810, irradiadas a 6 MV, en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una profundidad de 5 cm en agua y utilizando una técnica isocéntrica.

Estas películas se utilizaron para medir las dosis en los puntos de interés del campo, con y sin bloques, en el tratamiento de cáncer cervico-uterino, para comparar los resultados con los de otros sistemas dosimétricos usados, esto es, con TLD-100 y CI. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 4.4, para el centro del campo y los cuatro puntos de interés SIN BLOQUEAR. Los resultados para los puntos de interés con el campo bloqueado no pudieron determinarse porque la sensibilidad de la película es baja ($\approx 0.005 \text{ Gy}^{-1}$) y no tuvo la capacidad de medir las dosis (valores de $\approx 0.1 \text{ Gy}$) en esas condiciones. La tabla 4.4 únicamente da información comparativa acerca de la capacidad de medida de los tres sistemas (TLD, CI y PTR, HD-810).

Nótese que los valores de la incertidumbre en las dosis medidos con PTR son parecidos a aquellos medidos con TLD-100. En general, los valores de dosis medidos con la PTR están de acuerdo con los TLD-100, pero son inferiores a aquellos medidos con CI.

Tabla 4.4. Valores de dosis medidos con HD-810, TLD-100 y CI para el tratamiento de cáncer cérvico-uterino sin bloques de protección. La dosis primaria al centro del campo es de 100 cGy.

Posición	PTR, HD-810	TLD-100	CI
	Dosis (cGy)	Dosis (cGy)	Dosis (cGy)
Centro (sin bloque)	92.2 ± 6.4	95 ± 8	101.9 ± 0.3
P ₁ (sin bloque)	85.0 ± 4.5	87 ± 7	93.2 ± 0.2
P ₂ (sin bloque)	87.4 ± 6.4	88 ± 5	93.0 ± 0.2
P ₃ (sin bloque)	89.8 ± 4.5	92 ± 6	92.4 ± 0.2
P ₄ (sin bloque)	85.0 ± 6.1	90 ± 6	90.7 ± 0.2

Las incertidumbres en las mediciones con PTR, HD-810, en el tratamiento de cáncer cérvico-uterino, sin bloque de protección, estuvieron en el intervalo de 5.0% a 7.3%.

4.3. Resultados de la determinación de la dosis

4.3.1. Resultados de la determinación de las dosis en diferentes puntos de un campo, para los tratamientos, con y sin bloques

La tabla 4.5 muestra los valores de dosis calculados por el método de Clarkson; estos valores serán comparados más adelante con los valores obtenidos con TLD-100, CI y SPT.

Tabla 4.5: Valores de dosis calculados por el método de Clarkson, para cada uno de los tratamientos, utilizando bloques de cerrobend. Ver ecuaciones B-6, B-17, B-18 y B-19.

Tipo de tratamiento, proyección y área (cm ²)	Posición y área (cm ²) del bloque	\overline{SMR}	D _{primaria} (cGy)	D _{dispersión} (cGy)	D _{total} (cGy)
Cráneo. Campo Lateral (19 x 18)	Centro (sin bloque)	0.1021	---	---	104.8
	P ₁ (55 cm ²)	0.0323	3.2	3.6	6.8
Mama. Campo axilar-supraclavicular (17 x 10)	Centro (sin bloque)	0.0338	---	---	103.6
	P ₁ (29 cm ²)	0.0185	3.6	1.9	5.5
Cérvico-uterino. Campo anterior (16 x 19)	Centro (sin bloque)	0.1320	---	---	105.4
	P ₁ (24 cm ²)	0.0530	2.8	6.6	9.4
	P ₂ (19 cm ²)	0.0531	2.9	6.6	9.5
	P ₃ (12 cm ²)	0.0531	2.8	6.6	9.4
	P ₄ (11 cm ²)	0.0534	2.8	6.6	9.4
Cabeza y cuello. Campo lateral (11.5 x 9)	Centro (sin bloque)	0.0696	---	---	103.8
	P ₁ (27 cm ²)	0.0302	3.3	3.4	6.7
	P ₂ (11 cm ²)	0.0325	3.1	3.7	6.8
Cabeza y cuello. Campo anterior (20 x 8)	Centro (17 cm ²)	0.0276	3.5	2.9	6.4
	P ₁ (14 cm ²)	0.0157	3.3	1.7	5.0
	P ₂ (20 cm ²)	0.0151	3.4	1.6	5.0

Los valores de dosis obtenidos tanto experimental (TLD-100 y CI) como teóricamente, con y sin bloques de protección pueden verse en la tabla 4.6. Se observa que, para los tratamientos de cráneo, mama y cérvico-uterino los valores de las dosis medidas con C.I y TLD-100 son estadísticamente consistentes y los valores de las dosis determinadas usando el método de Clarkson y el SPT muestran diferencias pequeñas (0 - 5%), excepto en algunos casos puntuales en que llega hasta un 25%. Los resultados, tanto medidos como calculados, para el tratamiento de cabeza y cuello, son irregulares. Esto se discutirá más adelante.

Como puede verse en la tabla 4.6 la incertidumbre (Apéndice C) máxima en las dosis medidas con CI es de 0.3%. Para aquellas medidas con TLD-100, la incertidumbre no sobrepasa el 13%, excepto en algunos casos particulares en que llega a valores hasta del 20%.

Tabla 4.6: Valores de dosis medidos con TLD-100, cámara de ionización (CI), método de Clarkson y sistema de planeación de tratamientos (SPT)

Tipo de tratamiento, proyección y área (cm ²)	Posición y área (cm ²) proyectada	Campo sin bloque y con bloque	TLD-100		CI	M.C	SPT
			Pb/estandar	Cerrobend	Cerrobend	Cerrobend	Cerrobend
			Dosis (cGy)	Dosis (cGy)	Dosis (cGy)	Dosis (cGy)	Dosis (cGy)
Cráneo. Campo Lateral (19 x 18)	Centro	Sin bloque con bloque	----- -----	99 ± 3 93 ± 8	101.3 ± 0.3 100.4 ± 0.3	99.6 104.8	100.0 100.0
	P ₁ (55 cm ²)	Sin bloque con bloque	----- -----	93 ± 7 7.6 ± 1.1	98.8 ± 0.5 7.80 ± 0.02	97.4 6.8	100.0 6.8
Mama. Campo axilar- supraclavicular (17 x 10)	Centro	Sin bloque con bloque	96 ± 9 99 ± 3	100 ± 10 99 ± 3	101.6 ± 0.3 100.6 ± 0.3	99.7 103.6	100.0 100.0
	P ₁ (29 cm ²)	Sin bloque con bloque	98 ± 7 4.6 ± 0.9	101 ± 8 6.4 ± 0.9	102.3 ± 0.3 6.00 ± 0.02	100.4 5.5	100.0 5.5
Cérvico- uterino. Campo anterior (16 x 19)	Centro	Sin bloque con bloque	98 ± 4 98 ± 1	95 ± 8 99 ± 3	101.9 ± 0.3 101.2 ± 0.3	100.4 105.4	100.0 100.0
	P ₁ (24 cm ²)	Sin bloque con bloque	86 ± 6 9 ± 1	87 ± 7 12 ± 1	93.2 ± 0.2 11.00 ± 0.03	91.8 9.4	100.0 8.4
	P ₂ (19 cm ²)	Sin bloque con bloque	87 ± 4 12 ± 2	88 ± 5 12 ± 1	93.0 ± 0.2 11.90 ± 0.03	91.6 9.5	100.0 9.9
	P ₃ (12 cm ²)	Sin bloque con bloque	93 ± 12 9.0 ± 1.1	92 ± 6 11.3 ± 1.1	92.4 ± 0.2 11.80 ± 0.03	91.0 9.4	100.0 8.1
	P ₄ (11 cm ²)	Sin bloque con bloque	92 ± 5 10.2 ± 1.3	90 ± 6 12.1 ± 1.1	90.7 ± 0.2 11.10 ± 0.03	89.3 9.4	100.0 7.5
Cabeza y cuello Campo lateral (11.5 x 9)	Centro	Sin bloque con bloque	94 ± 3 95 ± 4	91 ± 8 94 ± 7	101.3 ± 0.3 100.4 ± 0.3	99.8 103.8	100.0 100.0
	P ₁ (27 cm ²)	Sin bloque con bloque	100 ± 12 9.4 ± 1.1	93 ± 9 7.9 ± 1.1	99.6 ± 0.3 8.30 ± 0.02	98.0 6.7	100.0 8.1
	P ₂ (11 cm ²)	Sin bloque con bloque	98 ± 3 10.9 ± 1.1	84 ± 4 16 ± 4	93.3 ± 0.2 16.60 ± 0.04	91.9 6.8	100.0 14.2*
Cabeza y cuello Campo anterior (20 x 8)	P ₁ (14 cm ²)	Sin bloque con bloque	84 ± 4 5.5 ± 1.0	83 ± 4 7.0 ± 1.0	95.9 ± 0.2 7.30 ± 0.02	94.7 5.0	100.0 8.9
	P ₂ (20 cm ²)	Sin bloque con bloque	93 ± 8 5.5 ± 1.0	90 ± 9 7.3 ± 1.0	98.1 ± 0.3 9.80 ± 0.03	96.8 5.0	100.0 5.6
	P ₃ (17 cm ²)	Sin bloque con bloque	98 ± 5 8.3 ± 1.1	94 ± 5 9.6 ± 1.2	101.7 ± 0.3 11.40 ± 0.03	100.3 6.4	100.0 9.2

* No fue posible determinarlo con precisión (ver inciso 4.3.2)

Nótese, en la columna 3 de la tabla 4.6, que cuando se dice Centro “sin bloque”, significa que el campo no está bloqueado y cuando se dice “con bloque” se refiere a que, aunque la medida se hace en el centro, el campo está bloqueado pero no en el centro del campo de radiación, con excepción del tratamiento de cabeza y cuello, campo anterior, en el que sí existe una protección en el centro del campo.

Como puede verse en la tabla 4.6, medir dosis con CI es muy preciso ($\approx 0.3\%$) y es un equipo idóneo para este tipo de trabajo. En esta misma tabla se puede notar que el sistema dosimétrico TLD-100, utilizado en la forma que se hizo en este trabajo, tiene valores altos de incertidumbre en la determinación de la dosis (hasta 14% en los casos normales y hasta 25% en los otros), no sólo en el caso que resultó problemático (cabeza y cuello, campo lateral) sino también en el caso de mama, con bloque estándar en que el área de la proyección del bloque no es tan pequeña. Estos valores altos de incertidumbres tienen dos contribuciones principales:

- 1- El valor de la incertidumbre en la ordenada al origen de la curva de calibración es muy alta y se propaga al hacer los cálculos de dosis, usando dicha curva. Esta contribución afecta más a las dosis bajas que a las altas.
- 2- La dispersión en el valor de la respuesta de cuatro dosímetros TLD-100 irradiados en condiciones CASI iguales pero no idénticas es alta en algunos casos. Estos quedan colocados uno junto a otro, por parejas, en dos irradiaciones independientes, como se dijo en el capítulo 3. Hacer un promedio de esos cuatro valores es adecuado cuando están colocados en zonas que no tienen un gradiente alto de dosis. Cuando se colocan en zonas con alto gradiente de dosis, aunque estén colocados uno junto al otro, son capaces de detectar las diferencias en el valor de la dosis para las distintas posiciones, por lo tanto no es lo más apropiado hacer un promedio de estos cuatro valores medidos. Esto habla de la resolución de los TLD-100, al notar diferencias entre valores de dosis para dosímetros colocados uno junto al otro. Un ejemplo de resultados de respuesta de los TLD-100 para zonas de bajo y alto gradiente de dosis, se muestra en la tabla 4.6.a, en la que se ven dos conjuntos de datos para los tratamientos de mama, en P_1 (bajo gradiente de dosis) y cabeza y cuello, campo lateral, P_2 (alto gradiente de dosis).

Tabla 4.6.a. Resultado de respuesta de los TLD-100 para zonas de bajo y alto gradiente de dosis.

Tratamiento	Posición	Respuesta (μC)				Promedio Respuesta (μC)
		irradiación 1		Irradiación 2		
		TLD 1	TLD 2	TLD 1	TLD 2	
Mama. Campo axilar-supraclavicular (17×10)	P_1	0.418	0.381	0.433	0.407	0.410 ± 0.022 (5.4%)
Cabeza y cuello Campo lateral (11.5×9)	P_2	1.865	1.528	1.217	1.339	1.487 ± 0.280 (18.9%)

4.3.2. Un caso puntual en los cálculos de dosis, usando el sistema de planeación de tratamientos

En el cálculo de dosis hecho con el SPT, para el tratamiento de cabeza y cuello, no se pudo ubicar la medida en el punto preciso, $P_2(4.5, 3.7)$, en que 4.5 representa la distancia, en cm, del centro del campo al punto de medida, P_2 , en el eje X y 3.7 representa lo mismo en el eje Y, ver figuras 4.3a y 4.5, pues las posiciones aceptadas por el programa no lo permitieron. Así, se hicieron medidas acercándose al punto P_2 tanto como se pudo, desde varias posiciones. Las diferencias fueron de algunos milímetros. Los resultados dieron valores de dosis que difieren hasta en un 100% para diferentes posiciones, ver tabla 4.7.

Tabla 4.7. Valores de dosis medidos en el SPT, para el tratamiento de cabeza y cuello en las cercanías de la posición de $P_2(4.5, 3.7)$, (bloque 2), para las diferentes posiciones.

Posición de medida (bloque 2)	Dosis (cGy)
$P_2(4.5, 4.0)$	8.28
$P_2(4.5, 3.0)$	37.80
$P_2(4.5, 3.5)$	17.18
$P_2(4.5, 3.6)$	14.21*

* El valor que se usó para la tabla comparativa (tabla 4.6) de valores de dosis medidos en diferentes posiciones cercanas a $P_2(4.5, 3.7)$

El valor que se usó para la tabla comparativa de valores de dosis medidos con diferentes sistemas, (tabla 4.6), se escogió porque la posición de la medida $P_2(4.5, 3.6)$, se acercaba más a la real, $P_2(4.5, 3.7)$.

Problemas con este caso puntual no se presentaron únicamente en el sistema de planeación, sino también en las medidas experimentales con CI, como se explica más adelante en el inciso 4.5.

4.4. Resultados experimentales de la determinación del factor de transmisión

Los FT obtenidos de forma experimental (TLD-100 y CI), según la Ec.3.8, y calculados (M.C y SPT), pueden verse en la tabla 4.8.

Tabla 4.8: Factores de transmisión (FT) medidos con cámara de ionización (CI), TLD-100, SPT y M.C.

Tipo de tratamiento, proyección y área (cm ²)	Posición y área (cm ²) proyectada	TLD-100		CI	M.C	SPT
		Pb/estándar	Cerrobend	Cerrobend	Cerrobend	Cerrobend
		FT (%)	FT (%)	FT (%)	FT (%)	FT (%)
Cráneo Campo lateral (19×18)	P ₁ (55)	-----	8.2 ± 1.3	7.9 ± 0.1	7.0	6.8
Mama. Campo axilar-supraclavicular (17×10)	P ₁ (29)	4.7 ± 1.1	6.3 ± 1.1	5.8 ± 0.1	5.5	5.5
Cérvico-uterino Campo anterior (16×19)	P ₁ (24)	10.7 ± 1.4	13.2 ± 1.6	11.8 ± 0.1	10.2	8.4
	P ₂ (19)	13.0 ± 2.0	13.7 ± 1.6	12.8 ± 0.1	10.4	9.9
	P ₃ (12)	9.7 ± 1.8	12.2 ± 1.5	12.8 ± 0.1	10.3	8.1
	P ₄ (11)	11.2 ± 1.5	13.5 ± 1.5	12.2 ± 0.1	10.5	7.5
Cabeza y cuello Campo lateral (11.5×9)	P ₁ (27)	9.4 ± 1.6	8.5 ± 1.6	8.3 ± 0.1	6.8	8.1
	P ₂ (11)	11.2 ± 1.2	16.0 ± 3.0	17.8 ± 0.1	7.4	14.2
Cabeza y cuello Campo anterior (20×8)	P ₁ (14)	6.5 ± 1.2	8.5 ± 1.3	7.6 ± 0.1	5.3	8.9
	P ₂ (20)	5.9 ± 1.2	8.1 ± 1.4	10.0 ± 0.1	5.2	5.6
	P ₃ (17)	8.5 ± 1.3	10.0 ± 1.2	11.2 ± 0.1	6.4	9.2

4.5. Resultados de la dependencia de la dosis respecto de la posición del bloque de protección, en el tratamiento de cabeza y cuello, para el campo lateral

Durante el experimento de medir dosis con CI, para determinar valores de FT, se notó que el acto de colocar el bloque en la charola, retirarlo y volverlo a colocar en la misma posición (se repitió 9 veces) generaba discrepancias del factor de transmisión (FT) de hasta un 100%.

El tratamiento se repitió, con PTR (MD-55-2), buscando información en el perfil de la respuesta, el cual se relaciona con el perfil de dosis. Se colocó en el maniquí, como se muestra en la figura 4.3.a, una tira de 11.5 x 3 cm² de PTR, MD-55-2, que es mucho más sensible que la HD-810 usada anteriormente. Una vez irradiada, la película se digitalizó y analizó.

Durante el análisis se simuló el movimiento de la cámara de ionización (marca PTW, modelo 31002, con un volumen de 0.125 cm³ y un diámetro de 7 mm), en la película irradiada, en pasos de 1 mm, de la zona bloqueada, partiendo del punto de medición original para simular el movimiento del bloque en sentido contrario, ver figura 4.3.b. Se hizo un barrido en pasos de 1.4 mm, en la dirección r , en que r es la distancia del centro del campo al punto de lectura. Se leyó la respuesta promedio para el área proyectada por la CI en la película, para cada posición. El mismo ejercicio se hizo para el área proyectada en la PTR por los TLD.

El resultado de este segundo estudio, (área proyectada por la CI en la película), mostró diferencias de hasta un 50% en la respuesta, al mover la CI hasta 3 mm en la dirección +X, -X, +Y, -Y, tomando P₂(4.5, 3.7), ver figura 4.3.a y 4.3.b, como punto de referencia. Cuando este ejercicio se repitió para áreas de 1 mm², se obtuvieron los

valores de respuesta asociados a cada posición, ver tabla 4.9, los cuales se graficaron obteniéndose el perfil que se muestra en la figura 4.4.

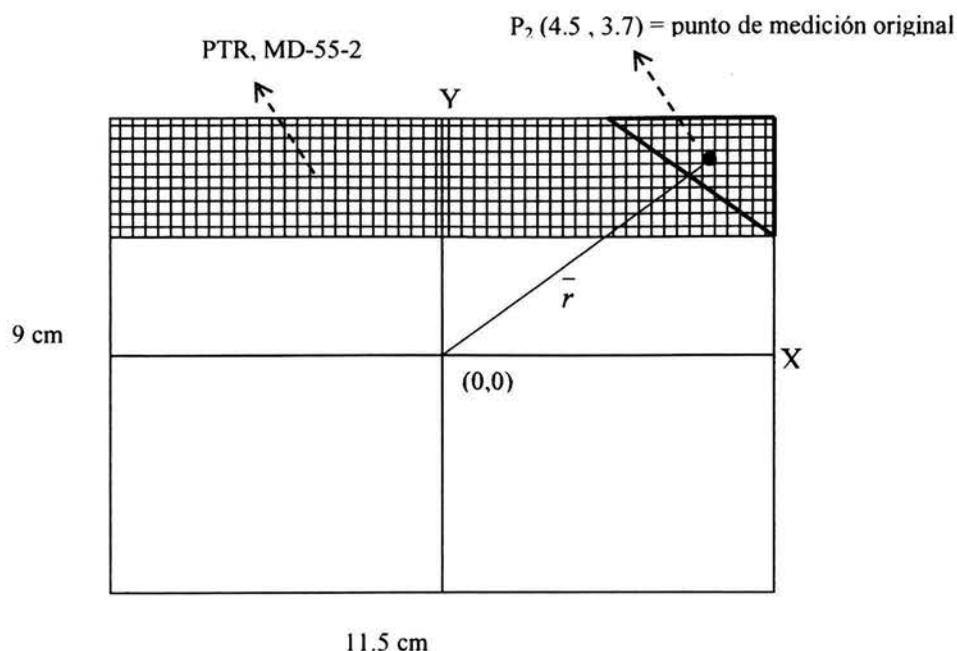


Figura 4.3.a: Ubicación de la PTR (MD-55-2) durante la irradiación para el tratamiento de cabeza y cuello, campo lateral, (el diagrama no está a escala).

Finalmente se simuló por tercera vez el tratamiento de cabeza y cuello, campo lateral, debajo del bloque 2 usando, para medir la dosis, una cámara de ionización pequeña, marca PTW, modelo 31006, con 0.015 cm^3 de volumen y un radio interno de 1 mm, buscando explicar las diferencias mencionadas al inicio de esta sección. Este se realizó moviendo la CI, en pasos de 1 mm, en la dirección \bar{r} , hacia dentro y hacia fuera del bloque intentando representar los posibles movimientos del bloque al ser retirado y colocado de nuevo en la charola, ver figura 4.5.

Los resultados pueden verse en la tabla 4.10 y en la figura 4.6, que representa el valor de la carga, medida con la CI, como función de \bar{r} . Puede observarse que, a partir del punto de medida original $P(4.5, 3.7)$, cambios de 3 mm en el sentido $(-\bar{r})$, que equivale a un movimiento de 3 mm de la proyección del bloque en el sentido $(+\bar{r})$, implican un cambio en el valor de la dosis mayor que el 100%. Ahora bien, un movimiento de 3mm del borde de la proyección del bloque corresponde a un movimiento de aproximadamente 2 mm del bloque en la charola. Esto implica que el punto de medida original, está ubicado en la zona de penumbra, donde existen gradientes de dosis altas, por lo tanto esta región es muy sensible a pequeños cambios en la posición del bloque.

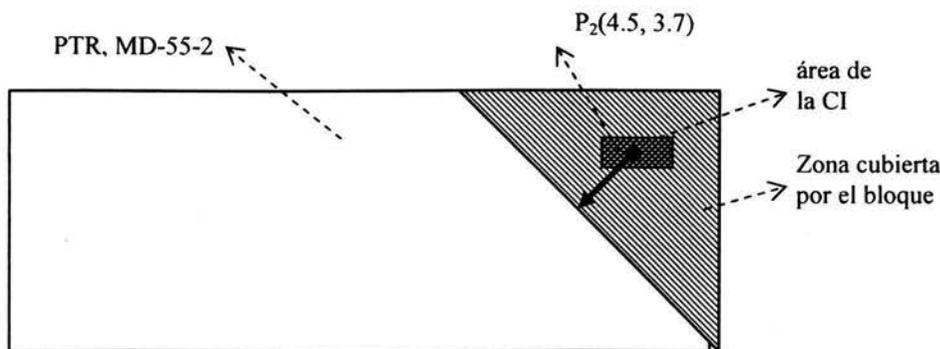


Figura 4.3.b: Diagrama de la PTR, MD-55-2 con el área proyectada del bloque de protección y la CI. La flecha nos indica la dirección en que se movió la CI (dirección $-\bar{r}$ de la figura 4.3.a). La figura no está a escala.

Estos resultados coinciden con los obtenidos en los experimentos anteriores, hechos con CI grande (volumen de 0.125 cm^3) y PTR, respectivamente. El aporte de este último es la precisión en la medida. Las medidas que se muestran en la curva 4.4 tienen asociadas incertidumbres muy altas, en cambio aquellas asociadas a la figura 4.6 son a lo más, de de 1.5%.

Las mediciones se realizaron con los mismos parámetros con los que se realizaron las mediciones de las dosis para determinar el FT de este tratamiento (misma profundidad, tamaño de campo, técnica, energía, etc).

Tabla 4.9. Valores de respuesta medidos con PTR, MD-55-2, como función de la posición del bloque en el campo.

Respuesta ($\text{Log} \left(\frac{TC_f}{TC_i} \right)$)	Distancia (cm)	Respuesta ($\text{Log} \left(\frac{TC_f}{TC_i} \right)$)	Distancia (cm)
0.004 ± 0.014	6.92	0.083 ± 0.018	5.38
0.011 ± 0.014	6.78	0.126 ± 0.019	5.24
0.015 ± 0.012	6.64	0.180 ± 0.016	5.10
0.019 ± 0.012	6.50	0.191 ± 0.016	4.96
0.019 ± 0.014	6.36	0.216 ± 0.017	4.82
0.023 ± 0.014	6.22	0.228 ± 0.017	4.68
0.027 ± 0.014	6.08	0.228 ± 0.017	4.54
0.031 ± 0.014	5.94	0.228 ± 0.017	4.40
0.040 ± 0.014	5.80	0.228 ± 0.017	4.26
0.048 ± 0.014	5.66	0.228 ± 0.017	4.12
0.056 ± 0.014	5.52	0.222 ± 0.017	3.98

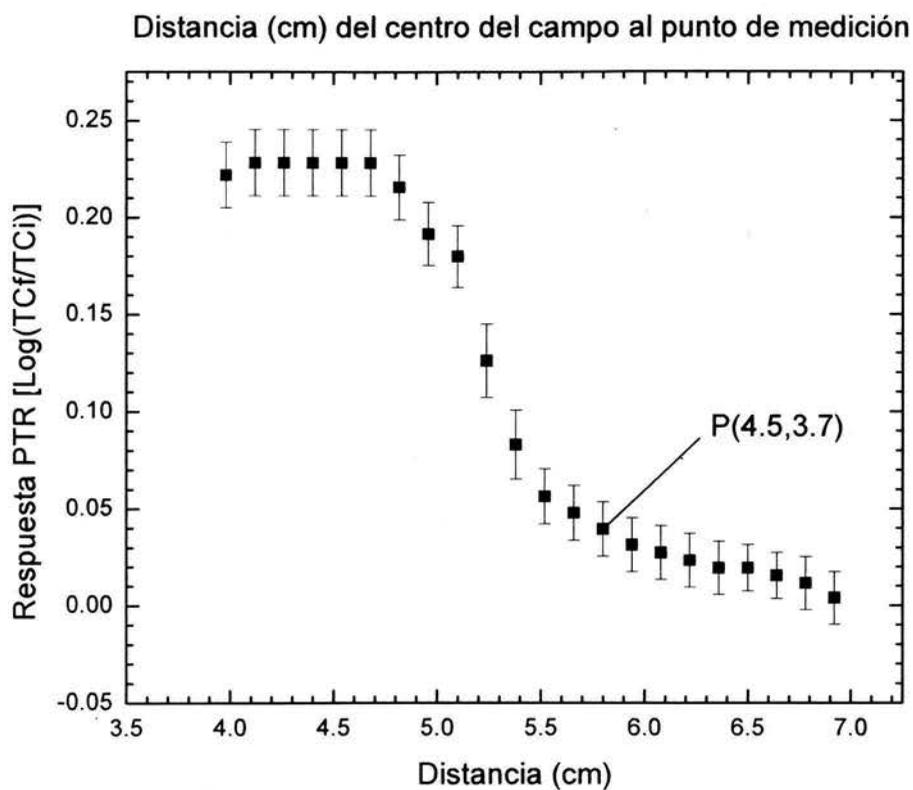


Figura 4.4: Perfil de la respuesta de las PTR- MD-55-2.

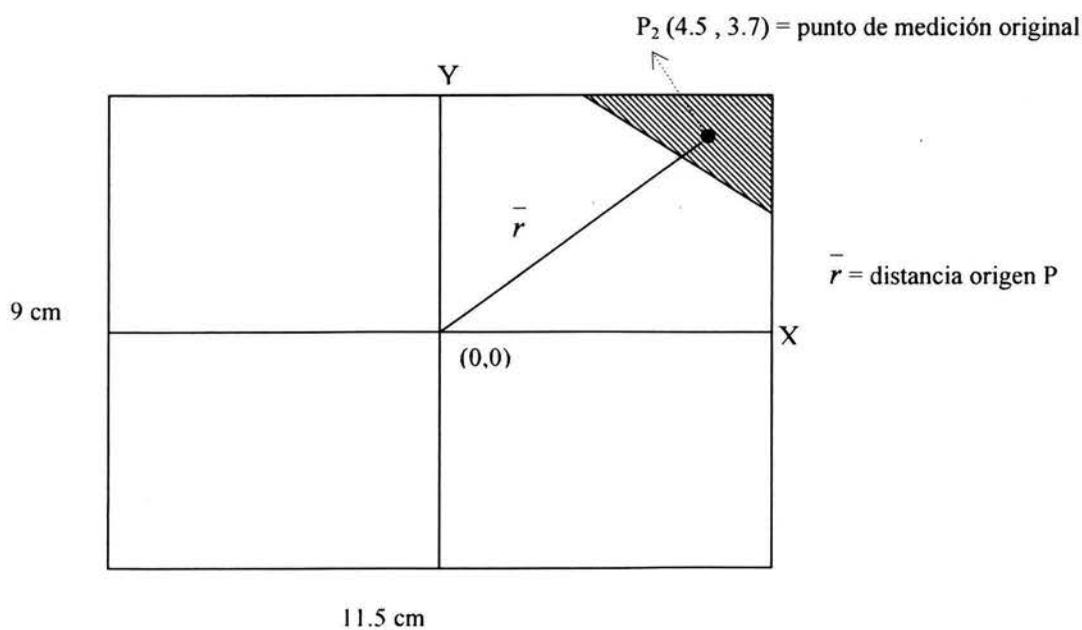


Figura 4.5: Diagrama del campo de tratamiento de cabeza y cuello, campo lateral. La dosis se midió con una CI de 0.015 cm^3 de volumen, variando \bar{r} en pasos de 1 mm.

Tabla 4.10: Valores de la respuesta de la CI como función de la posición del bloque en el campo

Respuesta (pC)	Distancia (cm)	Respuesta (pC)	Distancia (cm)
32.5 ± 0.5	6.40 ± 0.01	226.0 ± 0.5	5.30 ± 0.01
34.5 ± 0.5	6.30 ± 0.01	260.0 ± 0.5	5.20 ± 0.01
37.0 ± 0.5	6.20 ± 0.01	287.5 ± 0.5	5.10 ± 0.01
40.5 ± 0.5	6.10 ± 0.01	306.0 ± 0.5	5.00 ± 0.01
45.5 ± 0.5	6.00 ± 0.01	319.5 ± 0.5	4.90 ± 0.01
52.5 ± 0.5	5.90 ± 0.01	326.0 ± 0.5	4.80 ± 0.01
65.0 ± 0.5	5.80 ± 0.01	330.0 ± 0.5	4.70 ± 0.01
83.0 ± 0.5	5.70 ± 0.01	333.5 ± 0.5	4.60 ± 0.01
108.5 ± 0.5	5.60 ± 0.01	335.0 ± 0.5	4.50 ± 0.01
146.0 ± 0.5	5.50 ± 0.01	338.0 ± 0.5	4.40 ± 0.01
186.5 ± 0.5	5.40 ± 0.01	339.0 ± 0.5	4.30 ± 0.01

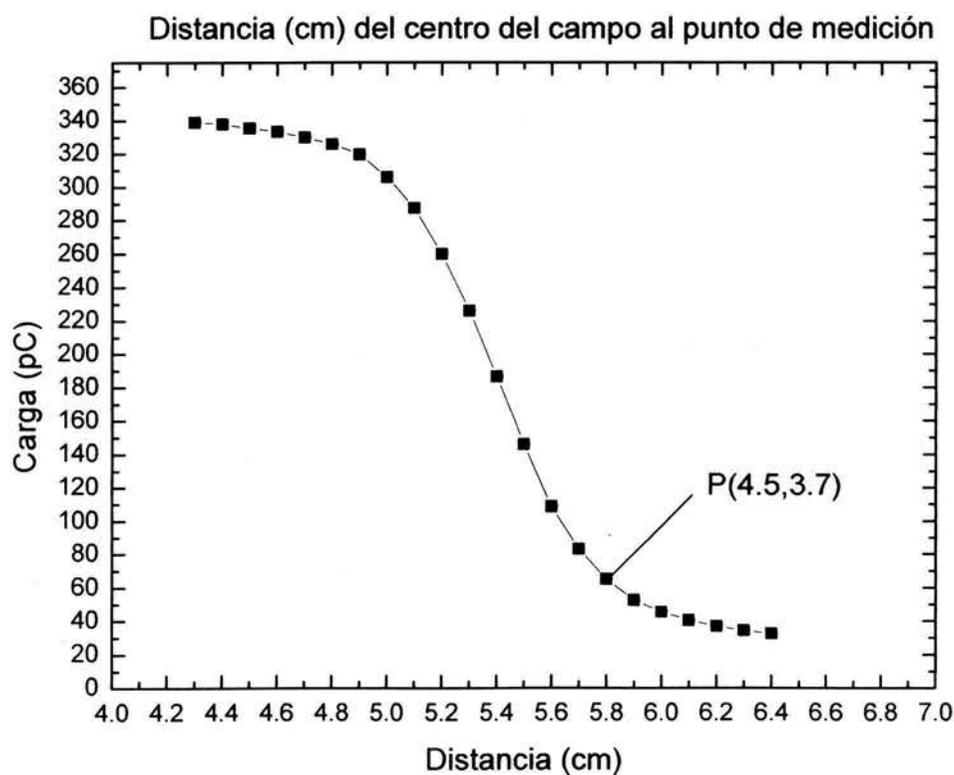


Figura 4.6: Curva de respuesta de la CI (marca PTW, modelo 31006, con 0.015 cm^3 de volumen y un radio interno de 1 mm), como función de la posición del bloque 2, del tratamiento de cabeza y cuello, para el campo lateral.

4.6. Comparación de los valores de FT medidos, con la tolerancia de los órganos sanos

La tolerancia a la radiación de los órganos críticos que se desean proteger durante un tratamiento de radioterapia, como lo dice J.B. Davis en su artículo (Da-95), depende del órgano y de una función complicada de la dosis por fracción, intervalo de tiempo entre fracciones, dosis total y volumen tratado. La tabla 4.11 muestra la dosis que reciben los órganos sanos involucrados en cada uno de los tratamientos aquí estudiados, considerando el FT y la dosis total, y se compara la dosis recibida por el órgano con su tolerancia.

Tabla 4.11. Comparación de la dosis que reciben los órganos sanos con su tolerancia y con la dosis total dada al tumor.

Tipo de tratamiento, proyección y área (cm ²)	Posición y área (cm ²) proyectada	FT medido en este trabajo (%)	Dosis al tumor (cGy)	Órgano sano	Dosis total al órgano sano (cGy)	Tolerancia del órgano (cGy)
Cráneo Campo lateral (19×18)	P ₁ (55)	7.9 ± 0.1	4000	Cuero cabelludo	316	2500
				Cerebro	316	4500
Mama. Campo axilar-supraclavicular (17×10)	P ₁ (29)	5.8 ± 0.1	4500	Cabeza humeral	261	4500
Cérvico-uterino Campo anterior (16×19)	P ₁ (24)	11.8 ± 0.1	5500	Pala iliaca	649	4500
	P ₂ (19)	12.8 ± 0.1		Pala iliaca	704	4500
	P ₃ (12)	12.8 ± 0.1		Cabeza femoral	704	4500
	P ₄ (11)	12.2 ± 0.1		Cabeza femoral	671	4500
Cabeza y cuello Campo lateral (11.5×9)	P ₁ (27)	8.3 ± 0.1	6500	Cavidad oral	540	4000
	P ₂ (11)	17.8 ± 0.1		Cerebro	1157	4500
Cabeza y cuello Campo anterior (20×8)	P ₁ (14)	7.6 ± 0.1	6500	Pulmón	494	2500
	P ₂ (20)	10.0 ± 0.1		Pulmón	650	2500
	P ₃ (17)	11.2 ± 0.1		Médula espinal	728	4500

*Nota: Se consideran valores de tolerancias conservadores para cada órgano. Datos tomados de (Pe-04), (Be-96), (Go-97) y (Ha-94).

En la tabla 4.11 podemos observar que las dosis que reciben los órganos críticos no superan las tolerancias respectivas del mismo. Típicamente, las dosis recibidas por los órganos bloqueados alcanzan entre 10 y 20% de la dosis de tolerancia, excepto los puntos P₂ en los dos campos de cabeza y cuello, en que llega al 26%.

4.7. Discusión de los resultados

Como puede verse en la discusión llevada a cabo en el inciso 4.5, existe un compromiso entre el área proyectada del bloque en el plano de interés y el volumen de la CI, con que se realizan las medidas más precisas de este trabajo. Si el área proyectada de la CI es grande, comparada con el área proyectada debajo del bloque, parte de la medida de la dosis se hace en la zona de penumbra, lo que hace que disminuya la exactitud de la medida.

A pesar de ser el TLD-100 un sistema más impreciso que la CI, las medidas hechas con éste son aceptables, ya que son consistentes con las medidas hechas con CI. Los dosímetros TLD-100 demuestran ser capaces de distinguir valores de dosis en áreas muy próximas en la que existe un alto gradiente de dosis.

Los valores de dosis medidos con CI, TLD-100 y PTR son consistentes entre sí, siendo la CI es aproximadamente 25 veces más precisa que el TLD y la PTR.

Los valores de dosis y FT medidos en este trabajo usando los bloques estándar (plomo) son estadísticamente consistentes con aquellos en los que se usó cerrobend, sin embargo, hay una tendencia a que la dosis y el FT sea menor en los bloques de plomo. Esto es lo que se espera, por dos razones:

- 1- Los bloques de plomo usados en el INCan son más gruesos que lo necesario, debido a que se utilizan para bloquear campos de energías mayores que la que se usó en este experimento.
- 2- El plomo tiene una densidad cerca del 20% mayor que la del cerrobend, por lo tanto, necesita un grosor 20% menor para permitir la misma transmisión, dadas condiciones iguales (Kh-94).

La comparación entre los valores de dosis usando métodos teóricos y experimentales señala diferencias de hasta un 35%. Los valores predichos por los cálculos son menores que aquellos obtenidos con el método experimental. Entonces, el sistema de planeación de tratamiento subestima el valor de la dosis impartida al órgano bloqueado hasta en 35%.

La comparación entre los valores de la dosis obtenidos usando los dos métodos de cálculo (método de Clarkson y SPT) indica una diferencia de hasta un 25%, en los tratamientos que no presentaron problemas, y mayor en el tratamiento de cabeza y cuello.

Los resultados de hacer el cálculo de dosis con el SPT, moviéndose unos milímetros a partir del punto de medida (inciso 4.3.2), coinciden con lo medido con la CI (figura 4.6), esto es, cambios hasta del 100% en la dosis, para diferencias de algunos milímetros en la posición (3mm), lo que indica que el SPT es capaz de calcular grandes diferencias en la dosis para pequeñas diferencias de posición en la zona de penumbra (tabla 4.7).

CAPITULO 5

CONCLUSIONES

Los valores del factor de transmisión medidos en este trabajo (tabla 4.8), para cada uno de los bloques de protección, se encuentran dentro de un intervalo que va desde 5% a 18%. El valor más alto es casi 4 veces mayor que el valor del factor de transmisión debido a la radiación primaria transmitida a través de los bloques. Esto confirma la gran importancia de la radiación dispersa, y estos resultados deben de ser tomados en cuenta en futuras planeaciones para estos tratamientos.

El sistema de planeación subestima el valor de la dosis que reciben los órganos protegidos, hasta en 32%.

Las diferencias de los valores del factor de transmisión medidos con dosímetros TLD-100, cuando se utilizan protecciones de plomo y de cerrobend no son significativas, aunque los valores medidos debajo de los bloques de plomo tienden a ser menores que aquellos medidos debajo de los bloques de cerrobend. Los resultados de este trabajo indican que es equivalente usar cualquiera de éstos.

Cuando se trabaja con un bloque pequeño, es posible que parte del órgano sano que se desea proteger quede cerca o dentro de la zona de penumbra y reciba una dosis muy diferente a la esperada. Los resultados de este trabajo muestran que hay que tener especial cuidado en estos casos.

Este ejercicio ha permitido conocer las ventajas y limitaciones de los diferentes sistemas dosimétricos. Se recomienda ampliamente el uso de la CI sobre los otros sistemas. Sin embargo, los otros sistemas tienen un buen comportamiento y pueden ser usados, con menor confianza, en aquellos casos en que no se disponga de una CI o el espacio disponible para la medida no permita usarla.

BIBLIOGRAFÍA

- (AA-94) American Association of Physicists in Medicine, AAPM Code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM radiation therapy task group 45, Med. Phys., Vol. 21, 1994.
- (AA-75) American Association of Physicists in Medicine, Code of practice for x-ray therapy linear accelerators, Med. Phys. Vol. 2, 1975.
- (AA-84) American Association of Physicists in Medicine, Physical aspects of quality assurance in radiation therapy, AAPM Report Series No. 13, American Institute of Physics, New York, (1984).
- (AA-97) American Association of Physicists in Medicine, AAPM, Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM radiation therapy committee task group No.56, Med. Phys., Vol. 24, 1997.
- (AA-93) American Association of Physicists in Medicine, AAPM, Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy, ICRU Report 50, Bethesda, MD, 1993.
- (Al-03) Alva H., The use of a reflective scanner to study radiochromic film response, Phys. Med. Biol., 47, 2925-2933, 2002.
- (At-86) Attix Frank H., Introducción to radiological physics and radiation dosimetry, John Wiley & Sons, 1986.
- (Be-96) Bentel Gunilla C., Radiation therapy planning, second edition, McGraw-Hill, 1996.
- (Bj-96) British journal of radiology. Supplement 25. Central axis depth dose data for use in radiotherapy: 1996.
- (Bo-83) Bova Francis J., et al., Surface dose for acrylic versus lead acrylic blocking trays for Co-60, 8-MV, and 17-MV photons, Med. Phys., Vol. 10, No. 2, 1983.
- (Da-95) Davis J. B., et al., Depth dose under narrow shielding blocks: a comparison of measured and calculated dose, Radiotherapy and Oncology, Vol. 34, 1995.
- (De-03) Del Valle Robles R., et al., Radiocirugía y radioterapia estereotáxica. Lineamientos del colegio mexicano de cirugía neurológica, Revista Mexicana de Neurocirugía, 4(1): 27-36, 2003.
- (El-87) El-Khatib Ellen E., et al., Broad beam and narrow beam attenuation in lipowits's metal, Med. Phys., Vol. 14, No. 1, 1987.

- (El-89) El-Khatib Ellen E., et al., Calculation of lung shielding for total body irradiation, I. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 17, 1989.
- (Ez-87) Ezzell Gary A., et al., Practical aspects of transmission cord blocks in radiotherapy, Med. Phys., Vol. 14, No. 3, 1987.
- (Fo-89) Fontenla D. P., et al., Simulating blocks in treatment planning calculations, I. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 16, 1989.
- (Go-97) Gordon Steel G., Basic clinical radiobiology, second edition, Arnold, 1997.
- (Ha-94) Hall Eric J., Radiobiology for the radiologist, Lippincott-Raven Publishers, 1994.
- (He-95) Helyer S. J., et al., Multileaf collimation versus conventional shielding blocks: a time and motion study of beam shaping in radiotherapy, Radiotherapy and Oncology, Vol. 37, 1995.
- (He-03) Hernández V., et al., Optimización de la unión de campos tangenciales y supraclavicular en la irradiación de mamas, Física Médica, Vol 4, suplemento No.1, 2003.
- (IA-87) IAEA International Atomic Energy Agency 1987 Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice technical report series no. 277 (Vienna: IAEA).
- (IA- 99) IAEA-TECDOC-XXXX/S, Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad, recomendaciones del programa regional ARCAL XXX, Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena, 1999.
- (IA-00) IAEA TRS-398, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an internacional code of practice for dosimetry base on standards of absorbed dose to water, International Atomic Energy Agency, Viena, 2000.
- (IC-73) ICRU Report 23, Measurement of absorbed dose in a phantom irradiated by a single beam of X or gamma rays , U.S.A., 1973.
- (IC-76) ICRU Report 24, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures, U.S.A., 1976.
- (IC-85) ICRU Report 38, Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology, Bethesda, MD, U.S.A., 1985.
- (IC-87) ICRU Report 42, Use of computers in external beam radiotherapy procedures with higt-energy photons and electrons, U.S.A.,1987.

- (IC-98) ICRU Report 60, Fundamental quantities and units for ionizing radiation, U.S.A., 1998.
- (It-02) Iturbe F. Apuntes del curso para personal ocupacionalmente expuesto. Protección radiológica para el uso de fuentes abiertas y selladas. Instituto de Ciencias Nucleares - UNAM. 2002.
- (Ka-93) C.J. Karzmark, Craig S. Nunan and Eiji Tanabe, Medical electron accelerators, McGraw-Hill, INC., 1993.
- (Kh-94) Khan Faiz M., The physics of radiation therapy. Second Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- (Me-02) Mercado Uribe H., Respuesta termoluminiscente de LiF: Mg, Ti, irradiado con electrones de baja energía, Tesis, Doctor en Física, Universidad de Guanajuato, Gto., México, 2002.
- (Me-86) Meli Jerome A., Output factors and dose calculation for blocked x ray fields, Med. Phys., Vol. 13, No. 3, 1986.
- (Mi-95) Millar Robert W., et al., Dosimetric considerations in treating mediastinal disease with mantle fields: characterization of the dose under mantle blocks, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol 32, No 4, 1995.
- (Mo-96) Mobit Paul N., Mayles Philip and Nahum Alan E., The quality dependence of LiF TLD in megavoltage photon beams: Monte Carlo simulation and experiments, Phys. Med. Biol. 41, 387-398, (1996).
- (Pe-04) Perez Carlos A., et al., Principles and practice of radiation oncology, Fourth Edition, Lippincott Williams y Wilkins, 1998.
- (Pr-03) Protocolo establecido para dosímetros termoluminiscentes en el laboratorio de dosimetría del IFUNAM (Manual de procedimiento de trabajo del laboratorio de dosimetría de la radiación, 2003).
- (Sa-00) Saldaña Raúl M., Fundamentos físicos de los rayos X, Sociedad Mexicana de Radiología e Imagen A.C., Vol.54, febrero 2000.
- (Sa-01) Sanz Darío E., et al., Irregular field calculation on the central beam axis of photon beam using sector-integration, Med. Phys., Vol 28, No 28, 2001.
- (Sh-92) Shiu Almo S., et al., Verification data for electron beam dose algorithms, Med. Phys. 19(3), 1992.
- (St-96) Stanton R., et al, Applied physics for radiation oncology, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1996.

- (Ta-97) Taylor J. R., An introduction to error analysis: the study of uncertainties in physical measurements, University Science Books, Sausalito, California, USA, 1997.
- (TG-98) Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55, Azan Niroomand-Rad Chair, et al. 1998.
- (TG-94) Comprehensive QA for radiation oncology, Report of AAPM radiation therapy committee, task group 42, Gerald J. Kutcher, et al. 1994.
- (TG-95) Stereotactic Radiosurgery, AAPM Report No 54, Report of task group 42, radiation therapy committee, Schell Michael C., et al. 1995.
- (To-01) Torres Miguel, Santini Alejandro, Radioterapia postoperatoria en el cáncer de mama. CIR.URUGUAY, 2001; 71 (3/4):77-95.
- (Tu-95) Turner James E., Atoms, radiation, and radiation protection, second edition, John Wiley & Sons, INC., 1995.
- (Va-86) Van Dyk J., Broad beam attenuation of cobal-60 gamma rays and 6-, 18-, and 25-MV x rays by lead, Med. Phys., Vol. 13, No. 1, 1986.

Páginas de internet

- (Em-e) <http://elmundosalud.elmundo.es/elmundosalud/especiales/2003/11/terapias/radioterapia.html>
- (Em-r) <http://elmundosalud.elmundo.es/elmundosalud/especiales/2003/11/terapias/radioterapia2.html>
- (Em-s) <http://www.elmundosalud.elmundo.es/elmundosalud/especiales/cancer/mama.html>
- (Eu-s) <http://enciclopedia.us.es/wiki.phtml?title=Radioterapia&diff=yes>
- (Fo-c) <http://www.fundacioncima.org/cAcercaCancerMama/suplemento.pdf>
- (Hm-f) <http://escuela.med.puc.cl/publ/HistoriaMedicina/SigloXXFarmacologia.html>
- (Wc-h) <http://www.cirugest.com/revisiones/Cir09-01/09-01-01.htm>.
- (Wf-o) <http://www.fundacioncima.org/cAcercaCancerMama/suplemento.pdf>.
- (Wl-a) http://www.lafacu.com/apuntes/medicina/CANCER_CERVICO_UTERINO/default.htm
- (Wn-n) <http://www.nci.nih.gov/espanol/pdq/tratamiento/celulas-de-transicion/Patient>

APÉNDICE A

Interacción de radiación ionizante con la materia y dosimetría

El material que se presenta en este apéndice proviene de: IA-87, Kh-94, At-86, Tu-95, Bj-96.

A.1. Descripción de un haz de fotones

A.1.1. Fluencia (φ)

Es la diferencial del número de fotones, dN , que entran a una esfera infinitesimal imaginaria dividida por la sección transversal da de dicha esfera:

$$\varphi = \frac{dN}{da} \quad [\text{m}^{-2} \text{ ó } \text{cm}^{-2}] \quad (\text{Ec. A.1})$$

A.1.2. Tasa de fluencia ($\dot{\varphi}$)

Se define como: la fluencia por unidad de tiempo.

$$\dot{\varphi} = \frac{d\varphi}{dt} \quad [\text{m}^{-2} \text{ s}^{-1} \text{ ó } \text{cm}^{-2} \text{ s}^{-1}] \quad (\text{Ec. A.2})$$

en que $d\varphi$ es el incremento de φ durante un intervalo infinitesimal de tiempo dt , en el tiempo t .

A.1.3. Fluencia de energía (Ψ)

Es la diferencial de la energía radiante dR que entra en una esfera infinitesimal imaginaria dividida por la sección transversal da de dicha esfera:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad [\text{J m}^{-2} \text{ o } \text{erg cm}^{-2}]$$

A.2. Interacción de la radiación ionizante con la materia

Toda la radiación posee energía, ya sea cuántica como en el caso de la radiación electromagnética o energía cinética como en el caso de las partículas. Al incidir la radiación en un medio, imparte energía a sus átomos, esta energía permite superar la

energía de ligadura de los átomos del medio y así expulsar uno o más electrones de su órbita (ionización) o bien trasladar a los electrones orbitales a un nivel más alto de energía (excitación). En el primer caso, la ionización, el átomo queda cargado positivamente (ion positivo) y el electrón liberado con carga negativa (ion negativo), formando ambos un par iónico. En algunos casos, un átomo eléctricamente neutro puede capturar a un electrón, convirtiéndose en un ion negativo.

Los tipos de radiación y sus interacciones se pueden dividir en dos grupos:

1. Radiación directamente ionizante es aquella capaz de producir ionización directamente en la materia a través de interacciones coulombianas, como los electrones, protones, partículas alfa y beta, es decir, partículas cargadas. Éstas al incidir en la materia, van perdiendo su energía cinética a lo largo de su trayectoria.
2. Radiación indirectamente ionizante como los neutrones, rayos X y rayos gamma (γ), es aquella radiación que al interactuar con la materia, le transfiere energía a las partículas cargadas del medio, las cuales a su vez adquieren energía cinética y éstas son las que depositan la energía en el medio. En particular, cuando el fotón (X o γ) interactúa con un átomo del medio, libera un electrón por tres procesos principales: Efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares.

Debido que este trabajo se llevó a cabo en un acelerador de electrones que produce rayos X de frenado, se explicará muy brevemente la interacción de ambos con la materia.

A.2.1. Interacción de los electrones con la materia

Como los electrones incidentes y los electrones orbitales (electrones blanco) del átomo del medio absorbente tienen la misma carga, experimentan una repulsión electrostática cuando se encuentran uno cerca del otro; mientras que, debido a que su carga es opuesta a la del núcleo atómico, sufren una atracción cuando se aproximan a éste. Considerando únicamente la relación de masas entre los electrones incidentes y los electrones orbitales, se puede esperar que las interacciones entre ambos sea similar a la colisión entre dos bolas de billar, por lo tanto, un electrón incidente puede perder parte o toda su energía cinética en una ó muchas colisiones con el o los electrones orbitales. El electrón incidente o el electrón blanco pueden ionizar a otros átomos del medio absorbente y la pérdida de toda la energía cinética del electrón sucede después de producir desde un evento hasta un gran número de eventos de ionización y excitación de los átomos del medio absorbente.

Dos formas en las que los e^- producen fotones, son la emisión de rayos X, tanto característicos como de frenado, los cuales se describen a continuación.

A.2.1.1. Rayos X característicos

Los rayos X característicos se producen cuando un electrón con suficiente energía cinética interactúa con un átomo blanco y arranca electrones de sus capas más

profundas, creando una vacancia en esa capa. Los electrones de las capas más externas pasan a ocupar la vacante creada, emitiendo energía que corresponde a la diferencia de energía de ambos niveles, llamada rayos X característicos. En la figura A.1 se muestra un electrón (e^-), con energía cinética E_0 , el cual interacciona con un átomo blanco expulsando un electrón orbital. La energía del fotón característico es ΔE y representa la diferencia de energía entre las dos capas, $\Delta E = E_L - E_K$.

Por ejemplo, cuando un electrón con suficiente energía cinética hace impacto y desaloja a un electrón del nivel K de un átomo de tungsteno, otro electrón deberá llenar el hueco producido. Durante la transición, el átomo emite energía llamada radiación X característica. Un electrón (e^-) de la órbita K del tungsteno tiene una energía de ligadura de 70 keV. Para desalojar dicho electrón, se necesitará el impacto de otro electrón, portador de al menos 70 keV de energía. La órbita L de un electrón representa unos 11 keV de energía. Si un electrón de esta órbita pasa a cubrir el espacio vacío de la órbita K, el átomo radiará unos 59 keV de energía (la diferencia entre 70 keV y 11 keV) en forma de rayos X característicos; el resto de la energía incorporada será emitida también como rayos infrarrojos [(At-86) (Kh-94) (Tu-95)].

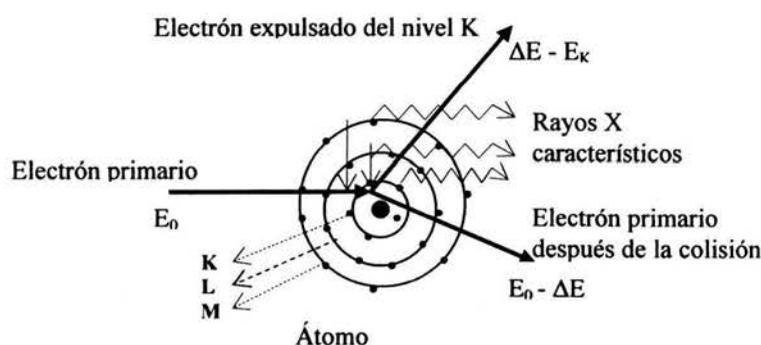


Figura A.1: Proceso producción de los rayos X característicos

A.2.1.2. Radiación de frenado

En este proceso se involucra un electrón incidente cuando pasa por las proximidades del campo electromagnético de un núcleo de un átomo del medio absorbente. La atracción entre el electrón cargado negativamente y el núcleo hace que el electrón incidente sea desviado de su trayectoria perdiendo parte de su energía cinética. Esta energía cinética perdida es emitida en forma de rayos X, que se conocen como radiación de frenado o radiación bremsstrahlung. La figura A.2. muestra este proceso. La radiación de frenado produce un espectro continuo de rayos X con energía máxima igual a la energía de los electrones incidentes.

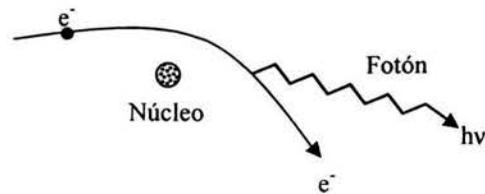


Figura A.2: Muestra el proceso de producción de radiación de frenado

Dependiendo de la distancia entre la trayectoria del electrón incidente y el núcleo, el electrón puede perder cualquier fracción o toda su energía; esto hace que los rayos X de bremsstrahlung tengan una distribución de energías que corresponde a un espectro continuo, cuya energía máxima es igual a la energía cinética del electrón incidente.

Cuando la energía cinética inicial del electrón incidente aumenta y el número atómico del medio absorbente también aumenta, el bremsstrahlung se convierte en un mecanismo importante de pérdida de energía.

A.2.2. Interacción de los fotones con la materia

Los principales procesos de interacción de los fotones con la materia son:

- efecto fotoeléctrico
- efecto Compton y
- producción de pares.

A continuación se explicará brevemente cada uno de estos procesos.

A.2.2.1. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico se presenta cuando un fotón interacciona con un átomo, cede toda su energía a algún electrón orbital y lo expulsa del átomo. En este proceso toda la energía del fotón, $h\nu$, es transferida al electrón del átomo y el fotón desaparece. La energía impartida al electrón expulsado (fotoelectrón) es en forma de energía cinética y es igual a:

$$T = h\nu - E_b \quad (\text{Ec. A.3})$$

donde

T = energía cinética del electrón expulsado.

$h\nu$ = energía de fotón.

E_b = energía de ligadura del electrón atómico.

Las interacciones pueden llevarse a cabo principalmente con los electrones más ligados del átomo. Después de que el electrón es expulsado del átomo, se crea una vacancia en

las capas atómicas, dejando al átomo en un estado excitado. Entonces la vacancia puede ser llenada por otro electrón orbital más externo, produciendo una emisión de rayos X característicos. Existe, también la posibilidad de una emisión de electrones Auger que son e^- atómicos a los que se les transfiere la energía disponible, en lugar de emitirse un rayo X característico, por lo que son monoenergéticos. La figura A.3 muestra un esquema del efecto fotoeléctrico.

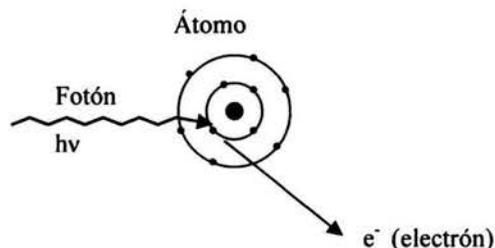


Figura A.3: Esquema del efecto fotoeléctrico.

Si el fotoelectrón adquiere la energía suficiente, puede expulsar a otros electrones de otros átomos del medio absorbente, hasta que pierda toda su energía cinética.

La probabilidad de que se lleve a cabo un efecto fotoeléctrico, depende de la energía del fotón, la cual debe ser mayor o igual que la energía de amarre del electrón, E_b , para poder desprender a éste de la órbita del átomo. Este proceso se lleva a cabo con los electrones de las capas más internas (K ó L) del átomo y la probabilidad de ocurrencia es más alta cuando la energía del fotón es más cercana a la energía de ligadura del electrón orbital.

La probabilidad de un efecto fotoeléctrico depende de la energía del fotón como $1/(h\nu)^3$. Para materiales de Z grandes, varía como Z^3 .

A.2.2.2. Efecto Compton

En el efecto Compton, el fotón incidente interacciona con un electrón orbital libre del átomo. El término libre significa que la energía de amarre del electrón orbital es mucho menor que la energía del fotón incidente. El fotón incidente, al interaccionar con el electrón, desaparece. Parte de su energía se la transfiere al electrón (denominado electrón Compton) y lo saca de la órbita del átomo. La energía transferida por el fotón incidente al electrón expulsado es una energía cinética igual a T y el electrón sale a un ángulo de dispersión θ . La energía restante es para formar un nuevo fotón (denominado fotón Compton) que tiene una energía de $h\nu'$ y sale a un ángulo ϕ , como se muestra en la figura A.4. La energía cinética del electrón está dada por:

$$T = h\nu - h\nu' \quad (\text{Ec. A.4})$$

donde

$h\nu$ = energía del fotón incidente.

$h\nu'$ = energía del fotón Compton.

T = energía cinética del electrón expulsado.

La energía del fotón de Compton, $h\nu'$, se obtiene de la siguiente ecuación:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{(1 + \alpha)(1 - \cos\varphi)} \quad (\text{Ec. A.5})$$

donde:

φ = ángulo de salida del fotón Compton.

$\alpha = h\nu/m_0c^2$

con:

m_0 = masa en reposo del electrón.

c = velocidad de la luz en el vacío.

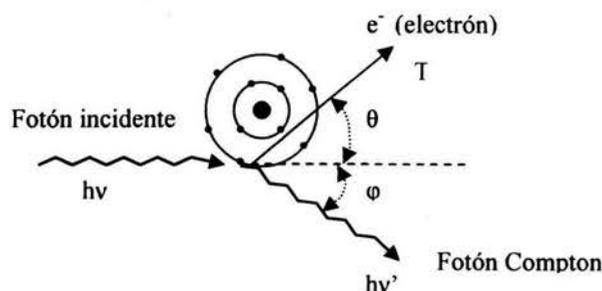


Figura A.4. Esquema del efecto Compton.

El electrón Compton, como en el caso del efecto fotoeléctrico, puede ionizar a otros átomos del medio absorbente, y sufrir otras interacciones Compton; inclusive, puede desaparecer completamente vía interacción fotoeléctrica o puede salirse del medio absorbente.

En el efecto Compton la interacción tiene lugar con los electrones menos ligados del átomo y para el cálculo matemático que conduce a las Ec. A.4 y A.5 se considera al electrón orbital no ligado; además, la probabilidad de que ocurra casi es independiente de la Z del medio absorbente. Al incrementar la energía del fotón incidente, disminuye la probabilidad de ocurrencia del efecto Compton. La energía del electrón Compton y la del fotón Compton, dependen de la energía del fotón incidente y de los ángulos θ y φ .

A.2.2.3 Producción de pares

Este tipo de interacción requiere que el fotón incidente tenga una energía mínima de 1.022 MeV. En este caso el fotón incidente interacciona fuertemente con el campo

electromagnético del núcleo del átomo, cediendo toda su energía para el proceso de creación de un par de partículas, que consiste de un electrón de carga negativa y otro de carga positiva (positrón). En la figura A.5 se muestra el diagrama de producción de pares.

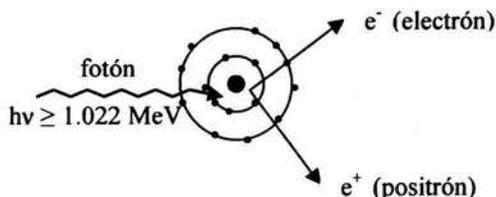


Figura A.5: Diagrama de la producción de pares.

La masa de los electrones se crea de la energía del fotón incidente, de acuerdo con la ecuación de Einstein, dada por:

$$E = mc^2 \quad (\text{Ec. A.6})$$

La energía umbral de la producción de pares es de 1.022 MeV, dado que la energía de la masa en reposo de un electrón es de 0.511 MeV. Las energías cinéticas del electrón y del positrón son de T^- y T^+ , respectivamente. Entonces la ecuación de conservación de la energía, ignorando la pequeña cantidad dada al núcleo, es:

$$h\nu = 2m_0c^2 + T^- + T^+ \quad (\text{Ec. A.7})$$

$$h\nu = 1.022 + T^- + T^+ \quad (\text{Ec. A.8})$$

donde

$h\nu$ = energía del fotón incidente.

m_0 = masa en reposo del electrón.

c = velocidad de la luz en el vacío.

Si el fotón incidente tiene energía que sobrepasa los 1.022 MeV, que es la energía necesaria para crear las masas de los dos electrones, dicha energía en exceso se transforma en energía cinética que se reparte entre los dos electrones, y no necesariamente es la misma para ambos. La energía promedio está dada por:

$$\bar{T} = \frac{(h\nu - 1.022 \text{ MeV})}{2} \quad (\text{Ec. A.9})$$

El electrón y el positrón creados producen ionización, excitación y emisión de radiación de frenado en el medio absorbente hasta que pierden toda su energía cinética. El positrón, cuando pierde su energía y se frena hasta casi detenerse, se recombina con un electrón libre del medio, convirtiéndose la masa de cada uno en energía; de esta manera, se obtienen dos fotones de la aniquilación de 0.511 MeV cada uno (ver figura A.6). La

probabilidad de la producción de pares aumenta rápidamente con el incremento de la energía del fotón.

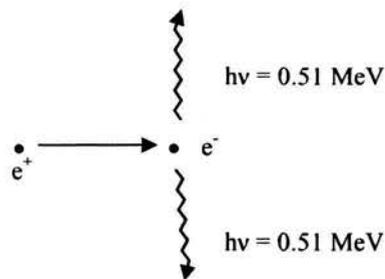


Figura A.6: Diagrama de la producción de radiación de aniquilación.

A.3. Dosimetría

A.3.1. Dosis absorbida

Se define como el valor esperado de la energía absorbida por unidad de masa infinitesimal de un material irradiado. Su definición formal es el cociente:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (\text{Ec. A.10})$$

donde $d\varepsilon$ es la diferencial de la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa infinitesimal, dm . Para la masa infinitesimal, dm .

Por lo tanto, la dosis absorbida es una función puntual, continua y diferenciable, por lo que cabe referirse a su gradiente y a su tasa de dosis absorbida. El valor de la dosis absorbida puede especificarse para cualquier medio y para cualquier tipo de radiación ionizante.

La dosis absorbida se puede correlacionar con los efectos biológicos producidos por la radiación ionizante. Cuando se habla de dosis absorbida en un órgano ó tumor se refiere al valor promedio.

La unidad utilizada para especificar la dosis absorbida es $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$, y recibe el nombre especial de Gray (Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$$

A.3.2. Tasa de dosis absorbida

La tasa de dosis absorbida, ó bien, rapidez de dosis absorbida, está definida por:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{Ec. A.11})$$

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

$$1 \text{ Gy} \cdot \text{s}^{-1} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$$

A.3.3. Kerma (K)

Cuando se consideran partículas indirectamente ionizantes, como los fotones, conviene también describir la energía liberada por ellas al interactuar con la materia.

Esta magnitud kerma (energía cinética liberada en el material por unidad de masa) es el valor esperado de la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo pérdidas de energías radiativas pero excluyendo energías pasadas de una partícula cargada a otra, se define por el cociente:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad (\text{Ec. A.12})$$

donde $d\varepsilon_{tr}$ es la suma de las energías cinéticas de todas las partículas cargadas liberadas por las interacciones de las partículas ionizantes no cargadas en una masa dm .

La unidad utilizada para expresar la magnitud kerma es $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$, y su nombre especial es Gray (Gy). La magnitud kerma, que puede referirse a cualquier material, está estrechamente relacionada con la magnitud exposición.

A.3.4. Exposición

La exposición se aplica sólo a fotones que interactúan con el aire y se define como el cociente

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (\text{Ec. A.13})$$

donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producida en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en una masa de aire dm , quedan completamente frenados en el aire.

La unidad es $\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$. De todas maneras, aún se sigue usando la unidad especial de exposición, el Röntgen (R).

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$$

La exposición, según se definió anteriormente, es el equivalente, en términos de ionización, del kerma en aire, con la diferencia de que dQ no incluye la ionización

ocasionada por la absorción de la radiación de frenado emitida por los electrones, es decir:

$$X = K_{air} (1 - g) \left(\frac{W}{e} \right) \quad (\text{Ec. A.14})$$

donde K_{air} es el kerma en aire, g es la fracción de la energía liberada que se disipa como radiación de frenado, $\frac{W}{e}$ es la energía media necesaria para producir un par de iones en aire seco, por unidad de carga y e es la carga del electrón.

El kerma se divide en kerma de colisiones y kerma radiativo:

$$K = K_c + K_r \quad (\text{Ec. A.15})$$

en que:

K_c es el valor esperado de la energía neta transferida a la partícula cargada, por unidad de masa, en el punto de interés, excluyendo la energía por pérdidas radiativas y la energía que pasa de una partícula a otra.

Para fotones monoenergéticos se cumple que:

$$K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (\text{Ec. A.16})$$

donde $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ es el coeficiente másico de absorción de energía.

El kerma de colisión se relaciona con la exposición como:

$$K_c = X \left(\frac{W}{e} \right)_{aire} \quad (\text{Ec. A.17})$$

donde:

W = energía promedio necesaria, para formar un par de iones en un gas.
 e = carga del electrón.

A.3.5. Equilibrio de partícula cargada (EPC)

Se dice que existe equilibrio de partícula cargada (EPC) en un volumen V , si cada partícula cargada de un tipo y energía dados que sale de este volumen, V , es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra en él.

Una manera de alcanzar EPC durante la irradiación de un material con fotones de rayos X o rayos gamma, es rodear a éste con otro material, con suficiente espesor para asegurar que no se encuentre en la zona de incremento.

Cuando existe EPC se cumple:

$$K = K_c^{EPC} \quad (\text{Ec. A.18})$$

$$D = K_c^{EPC} \quad (\text{Ec. A.19})$$

por lo tanto:

$$D = \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (\text{Ec. A.20})$$

De Ec. A.16 y Ec. A.17 y además, entre dos medios 1 y 2 se cumple que $\Psi_1 \cong \Psi_2$, entonces las dosis se relacionan como:

$$\frac{D_1^{EPC}}{D_2^{EPC}} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_1}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_2} \quad (\text{Ec. A.22})$$

De Ec. A.17 y Ec. A.18 tenemos que:

$$D = (K_c)_{aire}^{EPC} = X \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{aire} \quad (\text{Ec. A.23})$$

A.3.6. Atenuación de partículas no cargadas para geometría "ideal" o de haz angosto

Para un haz angosto (no se considera radiación dispersa) la atenuación exponencial se expresa como (ver figura A.7):

$$\frac{N_l}{N_0} = e^{-\mu L} \quad (\text{Ec. A.24})$$

donde:

N_0 = número de partículas no cargadas antes de atravesar el medio de espesor L .

N_l = número de partículas no cargadas después de atravesar el medio de espesor L .

μ = coeficiente lineal de atenuación

L = espesor del material

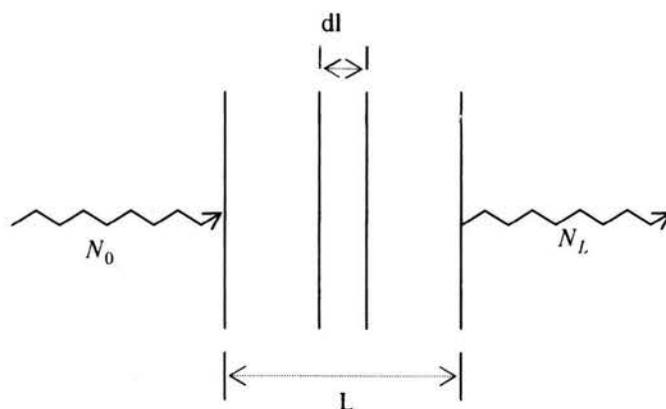


Figura A.7: Muestra el esquema de atenuación exponencial simple

La capa hemirreductora (HVL) se define como el espesor necesario para atenuar la intensidad del haz a la mitad del valor original.

donde

$$HVL = L \quad (\text{Ec. A.25})$$

Por definición:

$$\frac{N_L}{N_0} = \frac{1}{2} \quad (\text{Ec. A.26})$$

entonces:

$$\frac{1}{2} = e^{-\mu L} \quad (\text{Ec. A.27})$$

$$\ln(0.5) = -\mu L \quad (\text{Ec. A.28})$$

$$L = \frac{\ln(0.5)}{-\mu} = HVL \quad (\text{Ec. A.29})$$

Un espesor de plomo entre 4.5 y 5.0 HVL permite una transmisión del 5% del haz primario. Este valor de transmisión primaria es el que se recomienda para las protecciones de plomo y cerrobend utilizadas en los tratamientos de radioterapia.

APÉNDICE B

Conceptos de Radioterapia

El material que se presenta en este apéndice proviene de IA-87, Re-03, Kh-94, At-86, St-96, Ka-93, Be-96, Bj-96.

B.1. Tasa de Dosis (\dot{D})

Ver apéndice A. En muchos centros de radioterapia se le llama rendimiento (\dot{D}). Éste aumenta con el tamaño del campo de radiación, debido a que se produce mayor dispersión en los colimadores (Ver 1.3.2).

B.2. Determinación de la dosis absorbida para un haz externo

En radioterapia se requiere proporcionar la dosis absorbida al tumor con gran exactitud ($\pm 5\%$). En general, en las medidas de dosis absorbida se utiliza el agua como medio de referencia, es decir, se especifica la dosis absorbida en agua. Comúnmente la dosis se determina en un área pequeña, determinando primero la exposición con una cámara de ionización para condiciones de referencia. Con esa información y aplicando factores de corrección se calibra el haz.

B.3. Isocentro y distancia fuente isocentro (DFI)

Actualmente las unidades de tratamiento de teleterapia como los aceleradores lineales son isocéntricas, es decir, que sus tres ejes principales (del brazo o gantry, de los colimadores y de la mesa de tratamiento) coinciden en este punto, ver figura B.3. El brazo, la mesa y los colimadores secundarios puede girar 360 grados y en cualquier posición del isocentro, la distancia de la fuente a éste se mantiene constante (distancia fuente isocentro, DFI). Generalmente la DFI es de 100 cm. El error que se permite para determinar la posición del isocentro, es una esfera de ± 1 mm.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

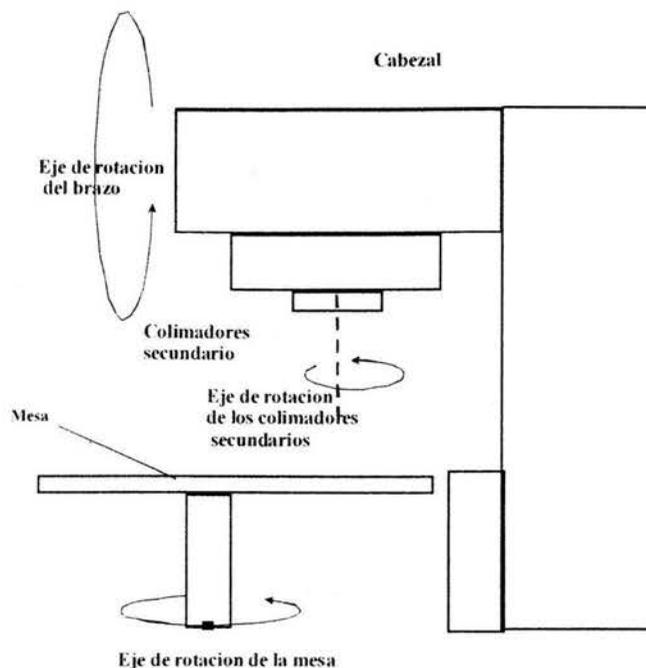


Figura B.3: Muestra un acelerador lineal con sus tres ejes de rotación.

B.4. Tamaño de Campo

El tamaño de campo indica las dimensiones del área que va a ser irradiada y está determinado por el sistema de colimadores, a una distancia dada de la fuente. Con el incremento del tamaño de campo aumenta la radiación dispersa que llega al eje central, por lo que, para campos pequeños, la dosis en profundidad es debida principalmente a radiación primaria, mientras que para campos grandes, la contribución de la radiación dispersa a la dosis en profundidad aumenta.

B.5. Campo cuadrado equivalente

El campo cuadrado equivalente, es una superficie de forma cuadrada cuya área es equivalente a la de otro campo de geometría diferente. En radioterapia existen tablas para determinar los campos cuadrados equivalentes. Para relacionar un campo cuadrado equivalente con uno rectangular, se define el lado del campo cuadrado equivalente como:

$$\text{Lado} = 4 \times \frac{A}{P} \quad (\text{Ec. B.1})$$

donde A es el área del rectángulo y P es el perímetro.

Estos valores pueden encontrarse calculados en tablas publicadas en Kh-94, Be-96, Bj-96.

B.6. Campos irregulares

Son campos con formas irregulares. Tal es el caso de los campos bloqueados. Éstos se pueden tratar como campos cuadrados una vez que se establezca el tamaño del campo equivalente.

B.7. Factor de dispersión en colimador (S_c)

Es el cociente de la ionización en aire para un tamaño de campo dado r , respecto al tamaño de campo de referencia, r_0 ($r_0 = 10 \times 10 \text{ cm}^2$), se mide en el eje central y en el isocentro, Depende del tamaño del campo, cuando aumenta éste incrementa S_c .

B.8. Factor de dispersión total ($S_{c,p}$)

Se define como la tasa de dosis a una profundidad de referencia, d_{\max} , (d_{\max} es la profundidad donde se da la dosis máxima), para un tamaño de campo dado, r , dividida por la tasa de dosis en el mismo punto y profundidad para el tamaño de campo de referencia, r_0 , ($r_0 = 10 \times 10 \text{ cm}^2$).

$$S_{c,p}(r) = \frac{\dot{D}(d_{\max}, r)}{\dot{D}(d_{\max}, r_0)} \quad (\text{Ec. B2})$$

B.9. Factor de dispersión en maniquí (S_p)

Este factor toma en cuenta el cambio en el valor de la radiación dispersa que se origina en el maniquí a una profundidad de referencia (generalmente es la profundidad donde se da la dosis máxima, d_{\max}), cuando cambia el tamaño de campo.

Éste está definido como el cociente de la tasa de dosis para un campo dado, r , a una profundidad de referencia (d_{\max}) respecto a la tasa de dosis a la misma profundidad para un tamaño de campo de referencia, r_0 ($r_0 = 10 \times 10 \text{ cm}^2$). Debido a la dificultad para medirlo éste se determina utilizando la ecuación:

$$S_p(r) = \frac{S_{c,p}(r)}{S_c(r)} \quad (\text{Ec. B.3})$$

donde:

$S_{c,p}(r)$ = factor de dispersión total para un tamaño de campo r .

$S_c(r)$ = factor de dispersión en colimador para un tamaño de campo r .

B.10. Cociente de tejido máximo (TMR)

Se define como el cociente de dosis D_d , en un punto dado dentro de un maniquí y a una profundidad dada d , respecto de la dosis en el mismo punto y a la profundidad d_{max} , se expresa como:

$$TMR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{d_{max}}} \quad (\text{Ec. B.4})$$

donde:

D_d = dosis a una profundidad dada.

$D_{d_{max}}$ = dosis a la profundidad de la dosis máxima.

d = profundidad dada.

d_{max} = profundidad donde se da la dosis máxima.

r_d = tamaño de campo a la profundidad d .

El TMR(d, r_d) se puede expresar en términos de dos componentes: radiación primaria y radiación dispersa, tal como se muestra en la siguiente ecuación:

$$TMR(d, r_d) \times \frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} = TMR(d, 0) + SMR(d, r_d) \quad (\text{Ec. B.5})$$

donde:

$S_p(r_d)$ = factor de dispersión en maniquí para el tamaño de campo r a la profundidad d .

$S_p(0)$ = factor de dispersión en maniquí para el campo cero a la profundidad d .

$TMR(d, 0)$ = razón de tejido máximo a la profundidad d y tamaño de campo cero.

$SMR(d, r_d)$ = razón de dispersión máxima a la profundidad d y tamaño de campo r .

B.11. Cociente de dispersión máxima (SMR)

Se usa para calcular la dosis dispersa en el medio. Es útil para determinar el tamaño de campo equivalente en profundidad en un medio y tamaños de campos con formas irregulares (método de Clarkson). Se define como la razón de la dosis dispersada en un punto dado en un maniquí, con respecto a la dosis primaria efectiva en el mismo punto a la profundidad de referencia de dosis máxima. Matemáticamente se define como:

$$SMR(d, r_d) = TMR(d, r_d) \times \frac{S_p(r_d)}{S_p(0)} - TMR(d, 0) \quad (\text{Ec. B.6})$$

$$SMR (d_{\max}, r_{d_{\max}}) = \frac{S_p(r_{d_{\max}})}{S_p(0)} - 1 \quad (\text{Ec. B.7})$$

donde:

$r_{d_{\max}}$ = tamaño de campo a la profundidad donde se da la dosis máxima.

B.12. Cocientes fuera del eje (OAR)

Es el cociente de dosis en un punto fuera del eje central del campo de radiación dividido entre la dosis en el eje central del mismo campo de radiación a la misma profundidad, para un campo simétrico o asimétrico y se define como:

$$OAR(r) = \frac{D_d(r)}{D_d(r_0)} \quad (\text{Ec. B.8})$$

donde:

d = profundidad

r = distancia desde el eje central

r_0 = eje central

B.13. Factor de bandeja (F_{bandeja})

Es el cociente de la dosis en un punto para un tamaño de campo de 10x10 cm² con bandeja (generalmente de lucita) y la profundidad de trabajo, respecto de la dosis en el mismo punto, misma profundidad y mismo tamaño de campo sin la bandeja. Ver figura 3.13. Estas medidas se hacen en el eje central.

$$F_{\text{bandeja}} = \left(\frac{D_{\text{con}}}{D_{\text{sin}}}_{\text{bandeja}} \right) \quad (\text{Ec. B.9})$$

B.14. Factor de transmisión (FT)

Es el cociente de la dosis en un punto de un campo bloqueado respecto de la dosis en el mismo punto del campo sin bloquear. Este factor depende del tamaño del campo, profundidad y energía. Como es un porcentaje se multiplica por 100. Su definición matemática es:

$$F_t = \left(\frac{D_{\text{con}}}{D_{\text{sin}}}_{\text{bloque}} \right) \times 100 \quad (\text{Ec. B.10})$$

B.15. Unidades monitor (UM)

Las unidades monitor son las unidades de medida que da el acelerador lineal. Estas unidades deben estar calibradas con respecto a un valor conocido de dosis. Generalmente se calibra a:

$$1 \text{ UM} = 1 \text{ cGy}$$

a la profundidad de referencia (d_{max}) para un tamaño de campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

B.16. Cálculo de dosis usando la técnica isocéntrica (técnica DFI)

Esta técnica fue desarrollada para terapia rotacional y actualmente es utilizada en otras aplicaciones. La dosis se mide en el eje central a una DFI de 100 cm. Además, la dosis varía con la energía, profundidad y tamaño del campo. La siguiente ecuación muestra el cálculo para determinar la dosis en el isocentro:

$$DI = UM \times K_w \times TMR(d, r_d) \times F_{\text{bandeja}} \times F_{\text{otros}} \quad (\text{Ec. B.11})$$

donde:

DI = dosis dada en el isocentro

UM = unidades monitor

K_w = factor de calibración para técnica isocéntrica (es el valor del rendimiento corregido por el factor de dispersión total)

$TMR(d, r_d)$ = TMR para una profundidad d y un tamaño de campo r a la profundidad d

F_{bandeja} = factor de corrección por la atenuación de la bandeja de PMMA

F_{otros} = otros factores de corrección

B.17. Método de Clarkson

El método de Clarkson, Bj-96, St-96, Kh-94, Be-96, se basa en calcular la componente de dispersión de la dosis en profundidad, la cual depende del tamaño y forma del campo. Se puede calcular separadamente de la componente primaria, la cual es independiente del tamaño de campo y de la forma. El cociente de dispersión máxima (SMR), se utiliza para calcular la dosis, debido a la contribución de la componente dispersa.

El campo irregular se deberá dividir en n sectores (en este trabajo se usó $n = 36$) trazados desde el punto P, donde se quiere calcular la SMR, hasta el borde o límite del campo como se ve en la figura B.17, tomando en consideración las características del campo.

Se entiende que cada sector representa un campo circular de radio r igual a la longitud del sector. Con el valor de este radio, podemos calcular el campo cuadrado equivalente de la siguiente forma:

$$\text{Área}_{\text{cuadrado}} = \text{Lado} \times \text{Lado} = L \times L = L^2 \quad (\text{Ec. B.12})$$

$$\text{Área}_{\text{circulo}} = \pi r^2 \quad (\text{Ec. B.13})$$

Relacionando ambas ecuaciones por medio de una igualdad tenemos que:

$$L^2 = \pi r^2 \quad (\text{Ec. B.14})$$

Donde el lado del cuadrado equivalente es:

$$L = r\sqrt{\pi} \quad (\text{Ec. B.15})$$

Con el valor del campo cuadrado equivalente podemos calcular el SMR utilizando la Ec. B.6 y los datos proporcionados por las tablas publicadas en el Bj-96, St-96, Kh-94, Be-96 para la energía correspondiente.

Ya encontrado el valor de la SMR se repite el procedimiento para cada sector n ; luego se suman y dividen entre el número total de sectores, encontrando así la SMR promedio, la cual se utilizará para el cálculo de la dosis.

Un ejemplo de cómo se realizaron los cálculos para cada uno de los casos estudiados es el campo lateral del tratamiento de cráneo, que puede verse en la figura B.17:

En este ejemplo solamente calcularemos la SMR relacionada con el sector R_1 . Se calcula como:

$$SMR_{R_1} = SMR_{PB} - SMR_{PA} \quad (\text{Ec. B.16})$$

Considerando el sector R_1 , lo primero que determinaremos es el campo cuadrado equivalente correspondiente a éste.

distancia PB = 15.2 cm (distancia del punto de interés, P, al borde del campo)

distancia PA = 4.4 cm (distancia entre el punto de interés, P, al borde del bloque)

Relacionando estas distancias (que representan a los radios de dos círculos equivalentes) con un cuadrado equivalente de una misma área, utilizando Ec. B.15, obtenemos:

$$L_{PB} = \text{distancia}(PB) \times \sqrt{\pi} = 15.2 \times \sqrt{\pi} = 26.9 \text{ cm}$$

$$L_{PA} = \text{distancia}(PA) \times \sqrt{\pi} = 4.4 \times \sqrt{\pi} = 7.8 \text{ cm}$$

Utilizando la Ec. B.6 y las tablas dadas por Bj-96, St-96, Kh-94, Be-96 para una energía de 6 MeV, tenemos que, la SMR para la profundidad del tratamiento ($d = 7$ cm) y para los campos cuadrados equivalentes L_{PB} y L_{PA} es:

$$SMR_{PB} = SMR(7cm, 27cm) = 0.901 \left(\frac{1.0306}{0.966} \right) - 0.825 = 0.1363$$

$$SMR_{PA} = SMR(7cm, 8cm) = 0.863 \left(\frac{0.994}{0.966} \right) - 0.825 = 0.0630$$

$$SMR_{R_1} = SMR_{PB} - SMR_{PA}$$

$$SMR_{R_1} = SMR(7cm, 27cm) - SMR(7cm, 8cm)$$

$$SMR_{R_1} = 0.1363 - 0.0630 = 0.0733$$

De esta manera, se calcula el SMR para cada uno de los radios generados en el campo (en este caso fueron 36 sectores), y se procede luego a sumar todos los SMR calculados y dividir la suma total entre el número de radios utilizados (Be-96), o sea calcular el promedio de SMR, $\overline{SMR} = \text{promedio}(SMR)$.

Con el valor de \overline{SMR} se determina la dosis por dispersión en el punto de interés (o sea debajo del bloque), la cual se calcula de la siguiente manera:

$$D_{dispersión} = UM \times K_w \times F_{bandeja} \times \overline{SMR} \quad (\text{Ec.B.17})$$

Luego se calcula la dosis primaria en el punto de interés (o sea debajo del bloque) utilizando la siguiente relación:

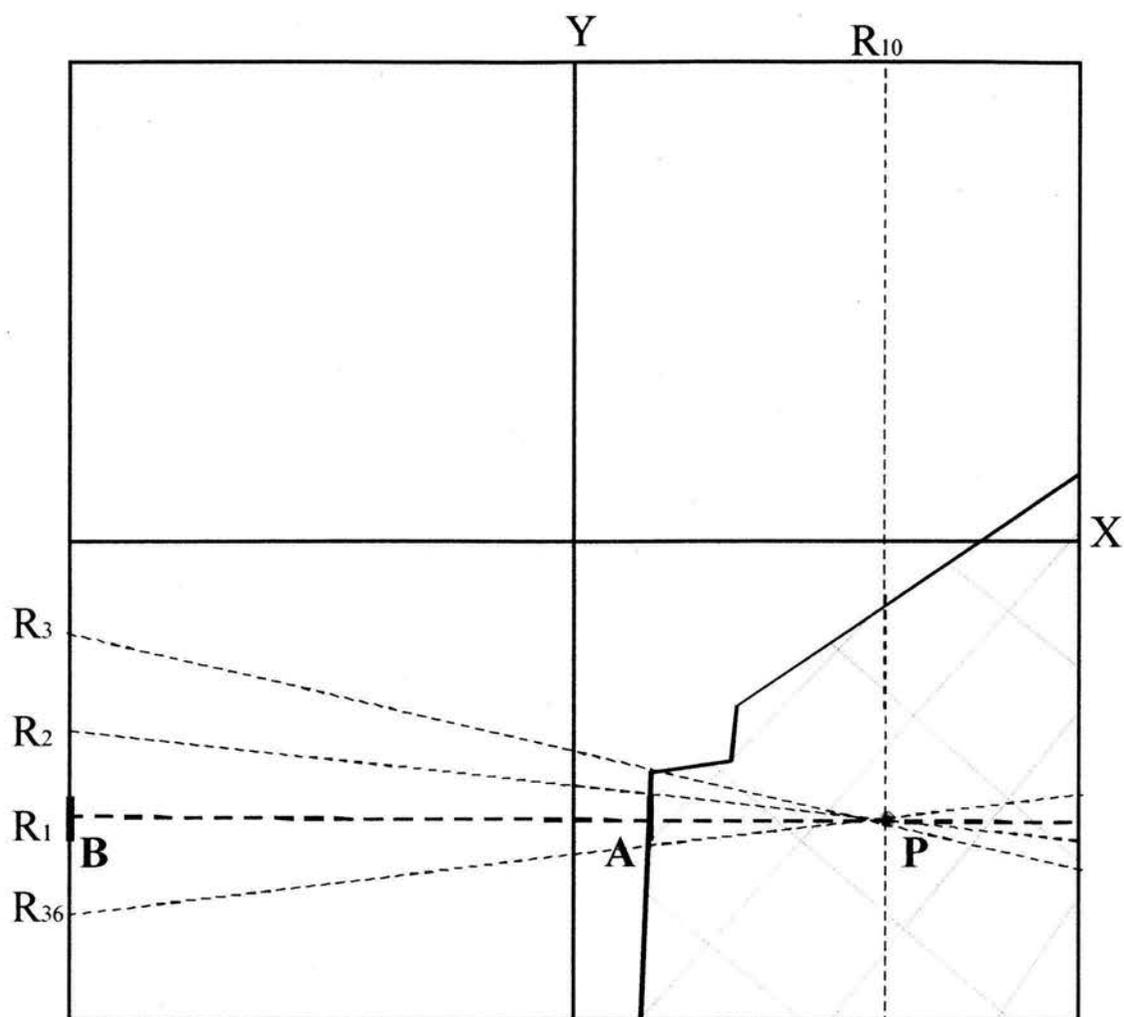
$$D_{primaria} = UM \times K_w \times OAR \times TMR(d,0) \times F_{bandeja} \times FT_{prim} \quad (\text{Ec.B.18})$$

La dosis total debajo del bloque en el punto de interés se determina, (Be-96), como la suma de la dosis primaria más la dosis por dispersión, o sea:

$$D_{total} = D_{dispersión} + D_{primaria} \quad (\text{Ec. B.19})$$

Y para este caso:

$$D_{total} = (3.65 + 3.18)cGy = 6.83 \text{ cGy}$$



Tratamiento de Cráneo (Campo Lateral)
 Campo = $19 \times 18 \text{ cm}^2$
 Lado del cuadrado equivalente = 16.2 cm
 Profundidad H_2O = 7 cm
 Distancia Fuente-Isocentro = 100 cm

Bloque 1

Figura B.17: Muestra el tamaño de campo del tratamiento de cráneo y los sectores para determinar el SMR promedio.

APÉNDICE C

Evaluación de las incertidumbres

La determinación de las incertidumbres se hizo con base en Ta-97.

C.1. Cálculo de las Incertidumbres de las dosis medidas con TLD-100

La ecuación de la curva de calibración de los TLD-100 se comporta de la forma:

$$y = mx + b \quad (\text{Ec. C.1})$$

o sea:

$$R \pm \delta R = (m \pm \delta m)(D \pm \delta D) + b \pm \delta b \quad (\text{Ec. C.3})$$

Donde:

R = respuesta termoluminiscente de los TLD-100.

δR = incertidumbre de la respuesta termoluminiscente de los TLD-100.

m = pendiente de la curva de calibración de los TLD-100.

δm = incertidumbre de la pendiente de la curva de calibración de los TLD-100.

D = dosis.

δD = incertidumbre de la dosis.

b = intersección de la curva con el eje y (ordenada al origen).

δb = incertidumbre de la ordenada al origen de la curva de calibración de los TLD-100.

Por lo tanto, si tenemos que:

$$R = mD + b \quad (\text{Ec. C.4})$$

$$D = \frac{R - b}{m} \quad (\text{Ec. C.5})$$

llamaremos a: $R - b = Z$, entonces:

$$D = \frac{Z}{m} \quad (\text{Ec. C.6})$$

La incertidumbre de Z se calcula como:

$$\delta Z = \sqrt{\delta R^2 + \delta b^2} \quad (\text{Ec. C.7})$$

Por lo tanto, la incertidumbre de la dosis se determina de acuerdo con la relación:

$$\frac{\delta D}{D} = \sqrt{\left(\frac{\delta Z}{Z}\right)^2 + \left(\frac{\delta m}{m}\right)^2} \quad (\text{Ec. C.8})$$

$$\delta D = D \times \sqrt{\left(\frac{\delta Z}{Z}\right)^2 + \left(\frac{\delta m}{m}\right)^2} \quad (\text{Ec. C.9})$$

Ejemplo: Tratamiento de mama, utilizando protección estándar de plomo. La dosis y la incertidumbre medida en un punto debajo del plomo se calculan de la siguiente manera:

Utilizando la curva de calibración obtenida experimentalmente (inciso 4.1), para el lote de cristales TLD-100 que se usó en las medidas de dosis es:

$$R = (0.1226 \pm 0.0013)D + (-0.1504 \pm 0.1183)$$

$R \pm \delta R$ se obtiene de promediar el valor de la respuesta de 4 cristales irradiados a la misma dosis, para cada medida particular.

$$\begin{aligned} R &= 11.8995 \\ \delta R &= 0.8133 \\ b &= -0.1504 \\ \delta b &= 0.1183 \\ m &= 0.1226 \\ \delta m &= 0.0013 \end{aligned}$$

La dosis en el punto de interés sin bloque (se utilizan cuatro decimales para efecto únicamente de cálculos) es:

$$(D_{\text{sin}})_{\text{bloque}} = \frac{R - b}{m} = \frac{11.8995 - (-0.1504)}{0.1226} = 98.2864 \text{ cGy}$$

$$Z = R - b = 11.8995 - (-0.1504) = 12.0499$$

$$\delta Z = \sqrt{\delta R^2 + \delta b^2} = \sqrt{(0.8133)^2 + (0.1183)^2} = 0.8219$$

$$\left(\frac{\delta D_{\text{sin}}}{D_{\text{sin}}}\right)_{\text{bloque}} = \sqrt{\left(\frac{\delta Z}{Z}\right)^2 + \left(\frac{\delta m}{m}\right)^2} = \sqrt{\left(\frac{0.8219}{12.0499}\right)^2 + \left(\frac{0.0013}{0.1226}\right)^2} = 0.0690$$

$$(\delta D_{\text{sin}})_{\text{bloque}} = (D_{\text{sin}})_{\text{bloque}} \times 0.0690 = 98.3 \times 0.0690 = \pm 6.786 = \pm 7$$

Por lo tanto, la dosis en el punto de interés, sin bloque, (con las cifras significativas correctas) es de:

$$(D_{\text{sin}})_{\text{bloque}} = (98 \pm 7) \text{ cGy}$$

C.2. Cálculo de las incertidumbres de las dosis medidas con cámara de ionización (C.I)

El cálculo de la dosis se realizó utilizando la siguiente relación:

$$D = M \times F_{P,T} \times N_D \times P_s \times P_u \times S_{w,air} \quad (\text{Ec. C.10})$$

donde:

M = lectura promedio del electrómetro dada en unidades de nC.

$F_{P,T}$ = factor de corrección por presión y temperatura.

N_D = factor de calibración de la C.I. dada en $\frac{cGy}{nC}$.

P_s = factor de corrección por recombinación.

P_u = factor de corrección de perturbación.

$S_{w,air}$ = poder de frenado para agua relativo al aire.

Y la incertidumbre de la dosis se llevó a cabo de acuerdo con la relación:

$$\frac{\delta D}{D} = \sqrt{\left(\frac{\delta M}{M}\right)^2 + \left(\frac{\delta F_{P,T}}{F_{P,T}}\right)^2 + \left(\frac{\delta N_D}{N_D}\right)^2 + \left(\frac{\delta P_s}{P_s}\right)^2 + \left(\frac{\delta P_u}{P_u}\right)^2 + \left(\frac{\delta S_{w,air}}{S_{w,air}}\right)^2} \quad (\text{Ec. C.11})$$

las diferentes δ corresponden a la incertidumbre de cada uno de los parámetros que se usaron en el cálculo de dosis, ya definidos anteriormente.

Ejemplo: Tomaremos como ejemplo el caso del tratamiento de cráneo, en el punto P_1 sin bloque de protección. La dosis y la incertidumbre de la dosis son determinadas utilizando las ecuaciones Ec. C.10 y Ec. C.11 de la siguiente manera:

Primero se calculará el factor de corrección por presión y temperatura:

$$F_{P,T} = \frac{P_0}{P} \left(\frac{273.2 + T(^{\circ}C)}{273.2 + T_0(^{\circ}C)} \right) = \frac{760.0}{590.2} \left(\frac{273.2 + 17.0}{273.2 + 20.0} \right) = 1.2745$$

$$\delta T_0 = \delta(273.2 + 20.0) = \sqrt{(0.1)^2 + (0.1)^2} = \pm 0.14$$

$$\delta T = \delta(273.2 + 17.0) = \sqrt{(0.1)^2 + (0.1)^2} = \pm 0.14$$

$$\delta P_0 = \pm 0.1$$

$$\delta P = \pm 0.1$$

$$\delta F_{P,T} = F_{P,T} \times \sqrt{\left(\frac{\delta P_0}{P_0}\right)^2 + \left(\frac{\delta P}{P}\right)^2 + \left(\frac{\delta T}{T}\right)^2 + \left(\frac{\delta T_0}{T_0}\right)^2} \quad (\text{Ec. C.12})$$

$$\delta F_{P,T} = (1.2745) \times \sqrt{\left(\frac{0.1}{760.0}\right)^2 + \left(\frac{0.1}{590.2}\right)^2 + \left(\frac{0.14}{290.2}\right)^2 + \left(\frac{0.14}{293.2}\right)^2} = 0.001$$

$$F_{P,T} = 1.275 \pm 0.001$$

Los valores de los demás parámetros, necesarios para realizar el cálculo de la dosis y su incertidumbre, se dan a continuación:

$$M = (2.688 \pm 0.005) \text{ nC.}$$

$$F_{P,T} = 1.275 \pm 0.001, \text{ para efectos de cálculo} = 1.2745$$

$$N_D = (25.7 \pm 0.1) \frac{\text{cGy}}{\text{nC}}.$$

$$P_s = 1.000 \pm 0.001$$

$$P_u = 1.001 \pm 0.001$$

$$S_{w,air} = 1.119 \pm 0.001$$

Utilizando las relaciones Ec. C.10 y Ec. C.11 tenemos:

$$D = 2.688 \times 1.2745 \times 25.734 \times 1.000 \times 1.001 \times 1.119 = 98.75 \text{ cGy}$$

$$\delta D = (98.75) \times \sqrt{\left(\frac{0.005}{2.688}\right)^2 + \left(\frac{0.001}{1.275}\right)^2 + \left(\frac{0.1}{25.7}\right)^2 + \left(\frac{0.001}{1.000}\right)^2 + \left(\frac{0.001}{1.001}\right)^2 + \left(\frac{0.001}{1.119}\right)^2} = \pm 0.4633$$

$$D = (98.8 \pm 0.5) \text{ cGy}$$

C.3. Cálculo de las incertidumbres de los FT medidos con TLD-100

El factor de transmisión y su incertidumbre se calculan utilizando las siguientes ecuaciones:

$$FT = \left(\frac{D_{con}}{D_{sin}} \right)_{bloque} \times 100 \quad (\text{Ec. C.13})$$

$$\frac{\delta FT}{FT} = \sqrt{\left(\frac{\delta D_{con}}{D_{con}} \right)_{bloque}^2 + \left(\frac{\delta D_{sin}}{D_{sin}} \right)_{bloque}^2} \quad (\text{Ec. C.14})$$

$$\delta FT = FT \times \sqrt{\left(\frac{\delta D_{con}}{D_{con}}\right)_{bloque}^2 + \left(\frac{\delta D_{sin}}{D_{sin}}\right)_{bloque}^2} \quad (\text{Ec. C.15})$$

Ejemplo: Tratamiento de cráneo, utilizando protección de cerrobend.

El FT y la incertidumbre en el punto de interés, debajo del bloque de plomo (protección estándar), se calculan utilizando las ecuaciones Ec. C.13 y Ec. C.15, de la siguiente manera:

$$FT = \left(\frac{7.6405}{92.74}\right) \times 100 = 8.2386 \%$$

$$FT = 8.2\%$$

$$\delta FT = 8.2386 \times \sqrt{\left(\frac{1.1129}{7.6405}\right)^2 + \left(\frac{6.8816}{92.7412}\right)^2} = \pm 1.3468 = \pm 1.3$$

Por lo tanto, el FT y su incertidumbre en el punto de interés es:

$$FT = (8.2 \pm 1.3)\%$$

C.4. Cálculo de las incertidumbres de los FT medidos con C.I

La determinación del FT y su incertidumbre, medidos con cámara de ionización, se realizó utilizando las relaciones Ec. C.13 y Ec. C.15.

Ejemplo: Tratamiento de cráneo, en el cual, el factor de transmisión y su incertidumbre en la posición de interés (debajo del bloque) se determinan utilizando las relaciones Ec. C.13 y Ec. C.15 de la siguiente manera:

De la ecuación Ec. C.13 tenemos:

$$FT = \left(\frac{7.825}{98.75}\right) \times 100 = 7.9240 \%$$

$$FT = 7.92 \%$$

De la ecuación Ec. C.15 tenemos:

$$\delta FT = 7.9240 \sqrt{\left(\frac{0.02}{7.825}\right)^2 + \left(\frac{0.5}{98.75}\right)^2} = \pm 0.05$$

$$\delta FT = \pm 0.05$$

Por lo tanto el FT y su incertidumbre en el punto de interés es:

$$FT = (7.92 \pm 0.05)\%$$

C.5. Cálculo de las Incertidumbres de las dosis medidas con PTR

La incertidumbre individual de la respuesta se calculó como:

$$\delta R = 0.4343 \sqrt{\left(\frac{\delta TC_f}{TC_f}\right)^2 + \left(\frac{\delta TC_i}{TC_i}\right)^2} \quad (\text{Ec. C.16})$$

el resto de los cálculos se hizo del mismo modo que para TLD-100.