



2-ej  
14

# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

---

FACULTAD DE CIENCIAS

ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES  
EN RADIOTERAPIA EN LA MODALIDAD  
DE RAYOS X CON ENERGÍAS DE 2 A 10 MV \*

## Tesis Profesional

Que para obtener el Título de

F I S I C O

PRESENTA

ENRIQUE GAONA

\* Esta tesis fue presentada en panel durante toda la semana del Inter American Meeting of Medical Physics, del 15 al 19 de julio de 1984, Chicago, Illinois, Medical Physics, vol. 11, núm. 3, p. 367, 1984.

El capítulo 2 de esta tesis se presentó en la VII Reunión Anual de Trabajo de la Sociedad Mexicana de Seguridad Radiológica, A. C. del 3 al 4 de junio de 1983, Toluca, Méx.

México, D. F.

1984



## **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 está 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.

## **GUIA PARA USAR ESTE ESTUDIO**

Esta revisión sobre aceleradores lineales de electrones para uso médico se ha hecho con base en la experiencia adquirida durante cuatro años con el acelerador lineal de electrones para uso médico instalado en el Instituto Nacional de Cancerología.

El estudio se inicia en el capítulo 1, en el que trataremos los antecedentes históricos de los aceleradores lineales de partículas, el desarrollo de los aceleradores lineales de electrones modernos y la descripción del funcionamiento de un acelerador lineal de electrones para uso médico.

En el capítulo 2 se presentan las ventajas que tienen los aceleradores lineales de electrones en radioterapia, en comparación con los equipos de rayos X de baja energía y las unidades de fuentes radiactivas. Se presenta un análisis de los elementos necesarios para adquirir y reemplazar equipos de radioterapia y como tema central se presentan los criterios para la selección de aceleradores lineales de electrones para uso médico.

En el capítulo 3 se señalan las diferentes pruebas de aceptación y de rutina que deben realizarse después de la instalación, o de una reparación mayor del acelerador lineal de electrones para uso médico, o cuando sean necesarias y así asegurar el óptimo tratamiento de pacientes con cáncer.

En el capítulo 4 se realiza una revisión de los conceptos de dosimetría de rayos X de alta energía, que incluye las componentes que

contribuyen a la dosis en un punto en un medio dispersor, medición de la dosis en agua y tejido, medición de la dosis a profundidades diferentes de la profundidad de dosis máxima, profundidad de calibración de rayos X de alta energía, medición de los parámetros de dosis en profundidad y mediciones experimentales.

En el capítulo 5 se describe la calibración del acelerador lineal de electrones en la técnica isocéntrica y técnica distancia blanco-piel fija.

En el capítulo 6 se presenta una revisión de los conceptos involucrados en la planeación del tratamiento en las técnicas isocéntrica y distancia blanco-piel fija, para obtener las ecuaciones que permitirán calcular las unidades monitor en ambas técnicas; asimismo se dan ejemplos de cálculo de unidades monitor en arreglos de campos simples y campos múltiples, así como corregidas por inhomogeneidades y a distancias mayores que la de isocentro.

En este trabajo se ha adoptado el Sistema Internacional de Unidades de Medida (SI) (apéndice A), pero algunas veces se tiene que recurrir a unidades tales como el cm, min, etc., debido a su uso común y generalizado en esta especialidad ya que cambiarlas al SI podría crear algunas confusiones.

En el apéndice B se aborda el tema de la profundidad transitoria de equilibrio de partículas cargadas (EPC).

En el apéndice C se describen las pruebas de simetría y aplazamiento del campo de radiación con técnica de película y densitómetro.

En el apéndice E se da una introducción acerca de las generalidades de la planeación del tratamiento, además se describe la organización sistematizada de un servicio de radioterapia, asimismo se detallan las actividades que realiza el personal adscrito a los departamentos de radioterapia y física en los esquemas de tratamiento de enfermos con radiaciones ionizantes. En este mismo apéndice se hace énfasis en la importancia de la presencia del físico en la radioterapia; se dan también las consideraciones que deben tenerse en la planeación del tratamiento.

En el apéndice F se realiza un resumen y una estimación de las incertidumbres en el tratamiento de pacientes con aceleradores lineales de electrones.

En los apéndices D, G, H, I y J se presentan diferentes tablas de dosimetría.

## INDICE GENERAL

Guía para usar este estudio, xiii

### Capítulo 1

#### ANTECEDENTES, 1

- 1.1. Aspectos históricos, 1
- 1.2. Aceleradores lineales modernos, 4
- 1.3. Tipos de aceleradores lineales de electrones, 6
- 1.4. Funcionamiento de un acelerador lineal de electrones para uso médico, 8

### Capítulo 2

#### CRITERIOS DE SELECCION DE ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES PARA USO MEDICO, 15

- 2.1. Introducción, 15
- 2.2. Criterio para reemplazar equipos de radioterapia, 16
- 2.3. Criterios para adquirir equipos adicionales de radioterapia, 17
- 2.4. Ventajas en el uso de aceleradores lineales de electrones en radioterapia, 17
- 2.5. Factores a considerar en la selección de un acelerador lineal de electrones, 19
- 2.6. Aceleradores lineales de electrones para uso médico, disponibles en el mercado, 27

### Capítulo 3

#### PRUEBAS DE ACEPTACION Y DE RUTINA DE UN ACELERADO LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MEDICO, 35

- 3.1. Introducción, 35
- 3.2. Pruebas de aceptación, 36
- 3.3. Pruebas de rutina, 50

### Capítulo 4

#### DOSIMETRIA DE RAYOS X DE ALTA ENERGIA, 53

- 4.1. Introducción, 53
- 4.2. Componentes que contribuyen a la dosis en un punto e un medio dispersor, 54
- 4.3. Medición de la dosis absorbida en agua, 57
- 4.4. Situaciones especiales para  $C_{\lambda}$ , 59
- 4.5. Medición de la dosis absorbida en tejido, 62
- 4.6. Medición de la dosis absorbida a profundidades diferentes de la profundidad de dosis máxima, 63
- 4.7. Profundidad de calibración de aceleradores con rayos  $\lambda$  de alta energía, 63
- 4.8. Medición de los parámetros de dosis en profundidad, 64
- 4.9. Mediciones experimentales, 68

### Capítulo 5

#### CALIBRACION DE LAS UNIDADES MONITOR DEL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MEDICO EN LA MODALIDAD DE RAYOS X, 71

- 5.1. Introducción, 71
- 5.2. Calibración de las unidades monitor: técnica isocéntrica, 72
- 5.3. Calibración de las unidades monitor: técnica distancia blanco-piel fija, 74
- 5.4. Calibración de las unidades monitor del acelerador lineal de electrones, SL75-14, 75

### Capítulo 6

#### CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR EN LA PLANEACION DEL TRATAMIENTO, 79

- 6.1. Técnica isocéntrica, 79
- 6.2. Cálculo de las unidades monitor: técnica isocéntrica, 81

- 6.3. Cálculo de planeaciones: campos directos y paralelos opuestos en técnica isocéntrica, 82
- 6.4. Cálculo de planeaciones: campos múltiples en técnica isocéntrica, 88
- 6.5. Técnica distancia blanco-piel fija, 93
- 6.6. Cálculo de las unidades monitor: en técnica distancia blanco-piel fija, 96
- 6.7. Cálculo de planeaciones: campos directos y paralelos opuestos en técnica distancia blanco-piel fija, 98
- 6.8. Cálculo de planeaciones: campos múltiples en técnica distancia blanco-piel fija, 102
- 6.9. Cálculo de las unidades monitor corregidas por inhomogeneidades, 109
- 6.10. Cálculo de las unidades monitor para distancias mayores que la del isocentro, 114

## APENDICES

- A. Sistema Internacional de Unidades de Medida (SI) para radiaciones ionizantes, 119
- B. Profundidad transitoria de equilibrio de partículas cargadas (EPC), 123
- C. Verificación de la simetría y aplanamiento del campo de radiación con técnica de película, 125
- D. Tabla de factores de conversión de dosis  $C_{\lambda}$ , para mediciones de la dosis en agua, poliestireno y acrílico, 131
- E. Generalidades de la planeación del tratamiento, 133
- F. Incertidumbres en el tratamiento de pacientes con aceleradores lineales de electrones, 143
- G. Gráfica del factor de campo ( $F_c$ ) en función del tamaño del campo de radiación para rayos X de 8 MV, 147
- H. Tabla de valores de RMT (razón máxima de dosis en tejido) para rayos X de 8 MV, 149
- I. Tabla de valores de PDP (porcentaje de dosis en profundidad) para rayos X de 8 MV y distancia blanco-piel de 100 cm, 151
- J. Tabla de valores de PDP (porcentaje de dosis en profundidad) para rayos X de 8 MV y distancia blanco-piel fija de 90 cm, 153

BIBLIOGRAFIA, 155

INDICE DE MATERIAS, 159

## Capítulo 1

### ANTECEDENTES

#### 1. ASPECTOS HISTORICOS

La primera propuesta para acelerar iones con un acelerador lineal empleando una fuente de radiofrecuencia fue hecha por el físico Gustaf Ising en 1925 en Suecia.<sup>2,3</sup> El sugirió el concepto de resonancia de aceleración y propuso un oscilador de chispa y una línea de transmisión para proveer de campos eléctricos de radiofrecuencia a los electrodos de aceleración. No existe ningún reporte experimental de la propuesta.

El primer reporte de un trabajo experimental con un acelerador lineal fue el del físico Rolf Widerøe, Noruega, 1928<sup>4,3</sup> y su aparato se considera como el antecesor de todos los aceleradores lineales con cavidades resonantes, este acelerador de tres electrodos cilíndricos coaxiales a los cuales se les aplicó un campo eléctrico alterno entre el electrodo central y los dos electrodos exteriores. La frecuencia de alternación fue tal que el potencial de los electrodos se invirtió durante el tiempo necesario para la inyección de los iones ( $K^+$  y  $Na^+$ ) a través del electrodo central; los iones experimentaron dos aceleraciones para alcanzar finalmente el doble de la energía que se disponía en el campo eléctrico transversal.

La figura 1.1 muestra el esquema de un acelerador del tipo Ising-Widerøe que en la actualidad sólo tiene interés histórico. Los electrodos estaban formados por una serie de cilindros metálicos, los cuales eran

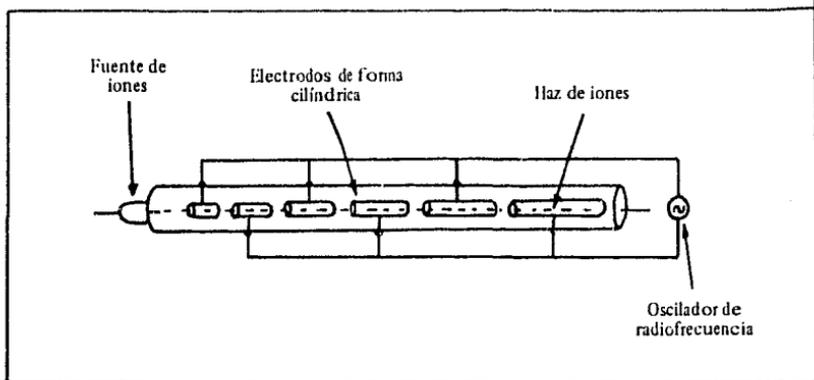


Figura 1.1. Esquema de un acelerador lineal del tipo Ising-Wideröe.

cada vez más largos, todos los electrodos impares se conectaron a un de las terminales del oscilador de radiofrecuencia y todos los pares al otro. Como los iones positivos provenientes de una fuente de iones se mueven dentro del primer electrodo, no están sometidos a ninguna fuerza, pero al pasar a la región entre los electrodos 1 y 2, entonces estarán sujetos a un campo eléctrico alterno, si en ese momento el electrodo 1 es positivo y el 2 es negativo, el campo eléctrico los impulsará favorablemente aumentando su velocidad y su energía. Así mientras se mueven dentro del segundo electrodo no están bajo el efecto de fuerza alguna. Si la frecuencia del oscilador es fija se puede calcular la longitud de los electrodos a fin de que mientras el ion lo atraviesa cambia la polaridad del voltaje, de manera que al asomarse el ion entra el segundo y tercer electrodo la carga del segundo sea ahora positiva y la del tercero negativa para que el ion reciba un nuevo impulso y su energía y velocidad sigan en aumento, este proceso se debe repetir en cada uno de los electrodos.<sup>1</sup>

Como la frecuencia de oscilación es constante, también lo será el tiempo que debe permanecer la partícula dentro de cualquier cavidad para que reciba impulsos favorables, y como la velocidad va siempre en aumento, se requiere que los electrodos sean cada vez más largos para que el tiempo empleado en recorrerlos sea siempre el mismo.

Para que un ion entre en el tubo cuando éste es negativo y salga de él cuando es positivo, la longitud del electrodo (L) será:

$$L = vT/2 \quad (1.1)$$

Donde  $v$  es la velocidad del ion y  $T/2$  es la mitad del periodo, o sea tiempo que el oscilador tarda en cambiar la polaridad de un cilindro negativo a positivo.<sup>1, 39</sup>

De acuerdo con la ecuación:

$$E_c = qeL = qV \quad (1.2)$$

La energía cinética  $E_c$  que adquiere una partícula de carga  $q$  después  $n$  impulsos será para un caso no relativista:

$$E_c = nVq = nmv^2/2 \quad (1.3)$$

De la ecuación (1.3) obtenemos:

$$v_n = (2nVq/m)^{1/2} \quad (1.4)$$

Donde  $v_n$  representa la velocidad alcanzada por la partícula y  $V$  voltaje pico aplicado.

Entonces la longitud del electrodo "n" será:

$$L_n = (2nVq/m)^{1/2}(T/2) \quad (1.5)$$

De acuerdo con la teoría de la relatividad ningún electrón o partícula puede alcanzar una velocidad mayor que la velocidad de la luz en el vacío, por lo que la longitud de los tubos no puede seguir aumentando en límite y tenderá al valor máximo:

$$L = cT/2 \quad (1.6)$$

En la ecuación (1.6),  $c$  representa la velocidad de la luz.

El experimento de Widerøe fue reportado por Lawrence en la Universidad de Berkeley, California, y de él obtuvo la idea inicial de la cual desarrolló el concepto de ciclotrón. D.H. Sloan, entonces estudiante en Berkeley, extendió el acelerador lineal de iones a 10 y más electrodos.

Hacia 1931 Sloan y Lawrence<sup>38</sup> habían acelerado iones de mercurio a una energía de 1.25 MeV y, en 1934, Sloan y Coates<sup>37</sup> reporta 2.8 MeV. Los iones rápidos de mercurio se hicieron incidir sobre un blanco y produjeron rayos X característicos de baja energía del elemento del blanco, pero no se observaron efectos nucleares.

Kinsey<sup>26</sup> aceleró iones de litio a energías superiores a 1 MeV y al principio no hubo evidencias de desintegraciones nucleares; pero, más tarde, Kinsey en un trabajo no publicado muestra que se producen partículas alfa cuando utilizó blancos de hidrogeniones. Los primeros aceleradores podían operar solamente a bajas frecuencias y su uso en medicina y física nuclear fue insignificante.

Durante el mismo periodo J.W. Beams<sup>8, 39</sup> y sus colaboradores en la Universidad de Virginia lograron acelerar electrones por medio de ondas viajeras a lo largo de una línea de transmisión, en un arreglo corto de electrodos tubulares con una separación uniforme y colocados dentro de un tubo al vacío, el voltaje pico aplicado fue de 300 kV y los electrones fueron acelerados a una energía de 1.3 MeV. Estos primeros experimentos con ondas viajeras no continuaron su desarrollo debido a la falta de fuentes de radiofrecuencia de alta potencia pero más tarde, este tipo de acelerador llegó a ser realidad con el desarrollo de nuevas fuentes de alta frecuencia y amplificadores de alta potencia (klystron y magnetron).

## 1.2. ACELERADORES LINEALES MODERNOS

Los modernos aceleradores lineales fueron diseñados por dos grupos de trabajo, uno en la Universidad de Stanford y el otro en la de California en Estados Unidos.<sup>39</sup>

En el laboratorio de Stanford, W.W. Hansen inició un programa en la década de los 30 para desarrollar aceleradores lineales y fuentes de alta frecuencia y potencia, con la idea de acelerar electrones. Hansen colaboró con los hermanos Varian en la invención y desarrollo inicial del klystron, el cual fue destinado a jugar un papel muy importante en el campo del radar durante la Segunda Guerra Mundial.

Al final de la Segunda Guerra Mundial se desarrolló una guía de ondas de aceleración, la cual consistió de un tubo circular, que contenía una serie de discos distribuidos a lo largo de su trayectoria: cada disco tenía un hoyo central a través del cual pasaba el haz de electrones (figuras 1.2 y 1.6); asimismo se construyó un amplificador klystron de 3 000 MHz para proveer la adecuada potencia.

En 1947, Hansen y sus asociados construyeron un acelerador lineal llamado Stanford Mark I, de 3.7 m de longitud y un magnetron, con los cuales aceleraron electrones a una energía de 6 MeV.

Después de la muerte de Hansen en 1949, el programa se continuó y se amplió por el grupo Stanford, lo que dio como resultado, en 1950, la construcción del acelerador Stanford Mark II, con una longitud de 3.7 m y una energía máxima alcanzada por los electrones de 35 MeV, este acelerador utilizó un amplificador klystron de una potencia de 10 a 25 MW a 2 855 MHz.

Años después construyeron el acelerador Stanford Mark III, con una longitud de 90 m y una energía máxima de 1 000 MeV para electrones. Finalmente la culminación de este grupo de trabajo fue la creación del acelerador Stanford dos millas, cuya longitud es de 3 048 m y una energía máxima alcanzada por los electrones de 22.8 GeV.

El grupo de la Universidad de California, al final de la Segunda Guerra Mundial, desarrolló un acelerador lineal de protones de 32 MeV, bajo la dirección de L. Alvarez y W.K.H. Panofsky.

En la figura 1.2 se presenta un diagrama a bloques de un acelerador lineal de electrones. Los electrones son inyectados por un cañón de electrones a la guía de onda del acelerador con un potencial aproximado de 80 kV, es decir, los electrones adquieren una velocidad igual a la mitad de la velocidad de la luz en el vacío. Las ondas electromagnéticas son alimentadas por un magnetron o klystron a la guía de onda rectangular y, a través de ella, a la guía de onda de aceleración; las microondas una vez en la guía de onda del acelerador aceleran a los electrones hasta la energía deseada.

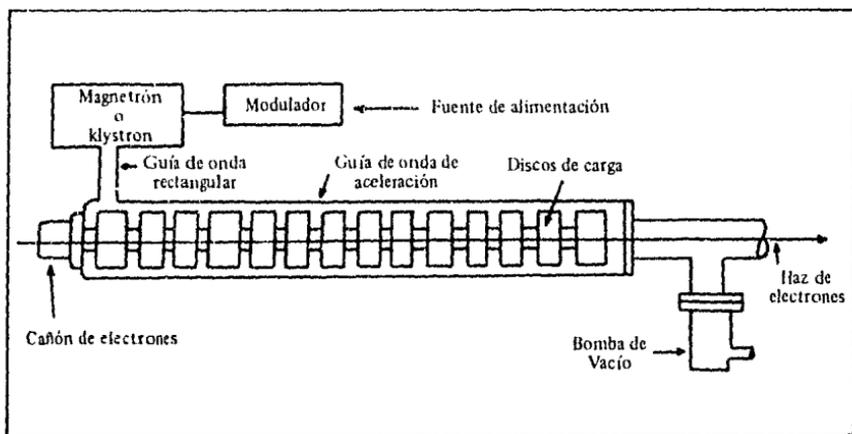


Figura 1.2. Esquema de un acelerador lineal de electrones para uso médico, usado actualmente.

### 1.3. TIPOS DE ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES

El acelerador lineal es fundamentalmente un tubo conductor, usualmente de cobre y de una forma exacta para contener las ondas electromagnéticas. La energía del haz es proporcional a la longitud del acelerador y a la intensidad del campo eléctrico dentro de la cavidad. Existen dos tipos diferentes de aceleradores, el de ondas viajeras y el de ondas estacionarias.<sup>40</sup>

#### ACELERADOR DE ONDAS VIAJERAS

En el acelerador lineal de ondas viajeras, las microondas se inyectan en la sección de entrada y viajan hasta el extremo final de la guía de onda de aceleración, y permanecen todo el tiempo en fase con los grupos de electrones que están siendo acelerados. En el interior de la guía de onda de aceleración se tienen discos conductores, generalmente de cobre con un hoyo en el centro,<sup>7</sup> estos discos están en serie a lo largo de la trayectoria del haz de electrones para mantener la velocidad

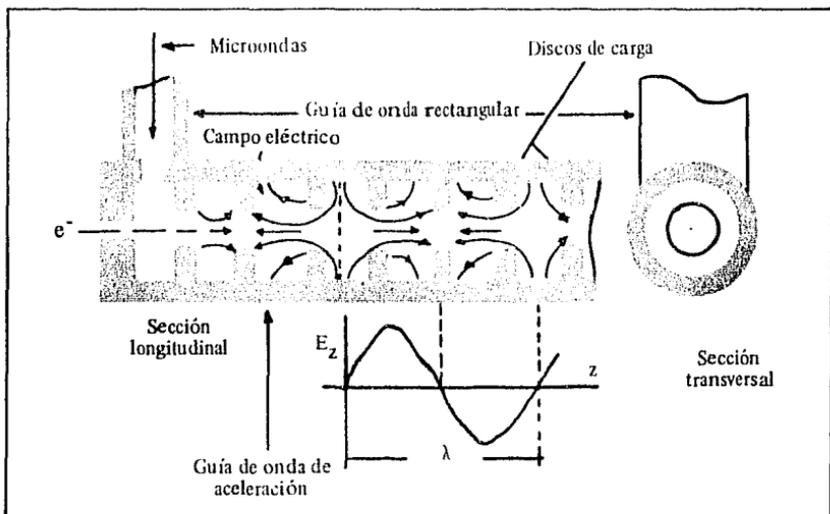


Figura 1.3. Estructura de un acelerador lineal de ondas viajeras, con discos de carga en el interior de la guía de onda de aceleración para mantener en fase la velocidad de las ondas electromagnéticas con la de los electrones.

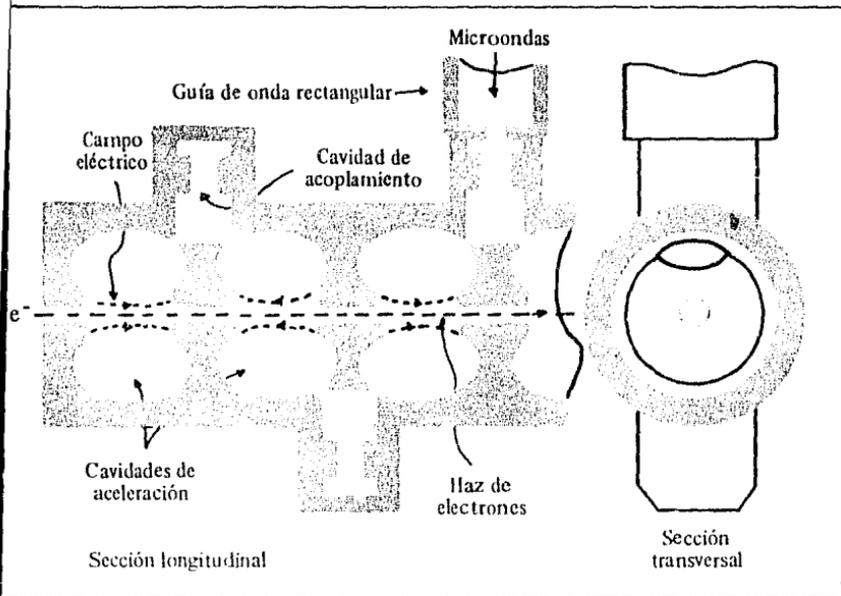


Figura 1.4. Estructura de la guía de onda de aceleración de un acelerador lineal de ondas estacionarias. Las cavidades de acoplamiento mantienen la fase de  $180^\circ$ .

de fase del campo de ondas electromagnéticas con la velocidad de los electrones (figura 1.3 y 1.6).

## ACELERADOR DE ONDAS ESTACIONARIAS

En el acelerador lineal de ondas estacionarias las cavidades de aceleración tienen una cavidad adicional entre ellas para mantener las ondas electromagnéticas en una fase de  $180^\circ$  (figura 1.4). Este tipo de aceleradores tienen la ventaja de ser menos sensibles a la temperatura o a las variaciones dimensionales y alcanzan la misma energía que uno de ondas viajeras en una longitud corta.

## MAGNETRON Y KLYSTRON

Para acelerar electrones a altas energías es necesario usar una fuente de microondas de alta potencia. Los klystron disponibles pueden

entregar una potencia mayor que 24 MW pico y 24 kW promedio a 3 000 MHz. Los magnetrones disponibles operan a niveles de una potencia superior a 4 o 5 MW pico; sin embargo, estos tubos son menos confiables y menos estables operacionalmente que los magnetrones de 2 MW. Así que los aceleradores de baja energía usan magnetrones y a altas energías se usan los klystron.

## LONGITUD DE LA ESTRUCTURA DE ACELERACION

La longitud de la estructura de aceleración es determinada por la máxima energía de los electrones y por las fuentes de microondas utilizadas. La máxima energía ganada por los electrones en una estructura con diseño de ondas estacionarias es de 150 kV/cm en promedio, mientras que con una estructura de ondas viajeras la energía máxima ganada es generalmente de 80 kV/cm, o menor. Así un acelerador lineal de electrones para uso médico de 4 MeV con diseño de ondas estacionarias puede tener una longitud de 30 cm, mientras que uno con diseño de ondas viajeras de 30 MeV requiere de dos estructuras de aceleración en serie de más de dos metros de longitud cada una de ellas.

### 1.4. FUNCIONAMIENTO DE UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MEDICO

En la figura 1.6 se presenta un diagrama de un acelerador lineal de electrones para uso médico del tipo de ondas viajeras. El magnetron genera pulsos de radiofrecuencia de aproximadamente 3 000 MHz y tiene una potencia de salida de 2 MW.

Las microondas generadas por el magnetron son alimentadas a una sección de transición (convirtiendo la guía de onda, de una forma circular a una forma rectangular) y de allí pasan a través de un dieléctrico de alta potencia, el cual ofrece una impedancia grande a cualquier onda reflejada. Posteriormente las ondas entran a la guía de onda rectangular para finalmente inyectarse a la guía de onda cilíndrica de aceleración mediante un transformador. Al mismo tiempo un pulso de electrones con un potencial de 45 kV del cañón de electrones es introducido en la guía de onda de aceleración, entrando con una

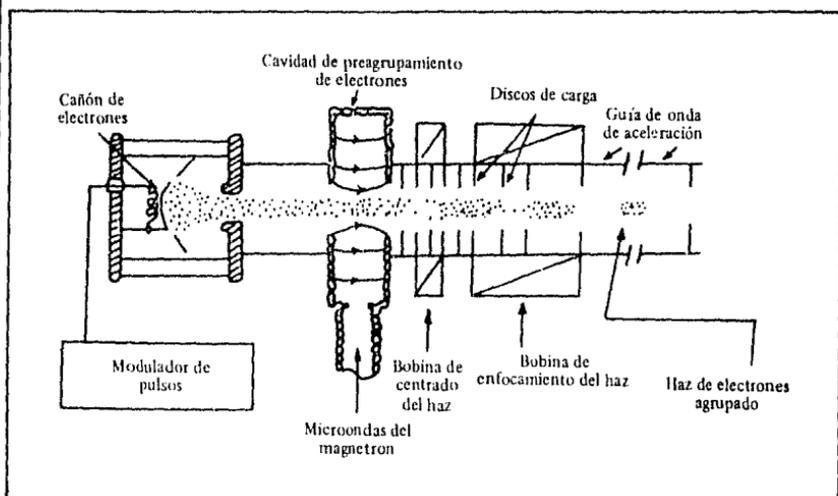


Figura 1.5. Inyección y agrupamiento del haz de electrones en la primera sección de la guía de onda de aceleración.

velocidad de aproximadamente de 0.4 veces la velocidad de la luz<sup>40</sup> (figura 1.5).

En la primera parte de la guía de onda del acelerador (sección de agrupamiento) la velocidad de fase de las ondas viajeras es inicialmente igual a la velocidad con la que se inyectan los electrones (figura 1.5). Así, algunos grupos de electrones son capturados por las ondas electromagnéticas (un grupo por longitud de onda) y acelerados por la componente axial del campo eléctrico de las ondas (figura 1.7).

La velocidad de fase de las ondas viajeras de radiofrecuencia se incrementa a lo largo de la longitud de la guía de onda de aceleración, incrementando así la velocidad y energía de los electrones hasta alcanzar la energía seleccionada.

La corriente del haz de electrones varía de acuerdo a la modalidad del tratamiento, siendo más pequeña (unos cuantos miliamperes) en la modalidad de electrones que en la modalidad de rayos X.

La guía de onda de aceleración es enfriada por agua que circula en su parte exterior; asimismo es mantenida a un alto vacío (menor a  $10^{-5}$  Torr) por dos bombas de iones.

Una vez que los electrones son agrupados en la primera sección de la guía de onda del acelerador y capturados por las ondas viajeras, la velocidad de los mismos se incrementa rápidamente hasta alcanzar

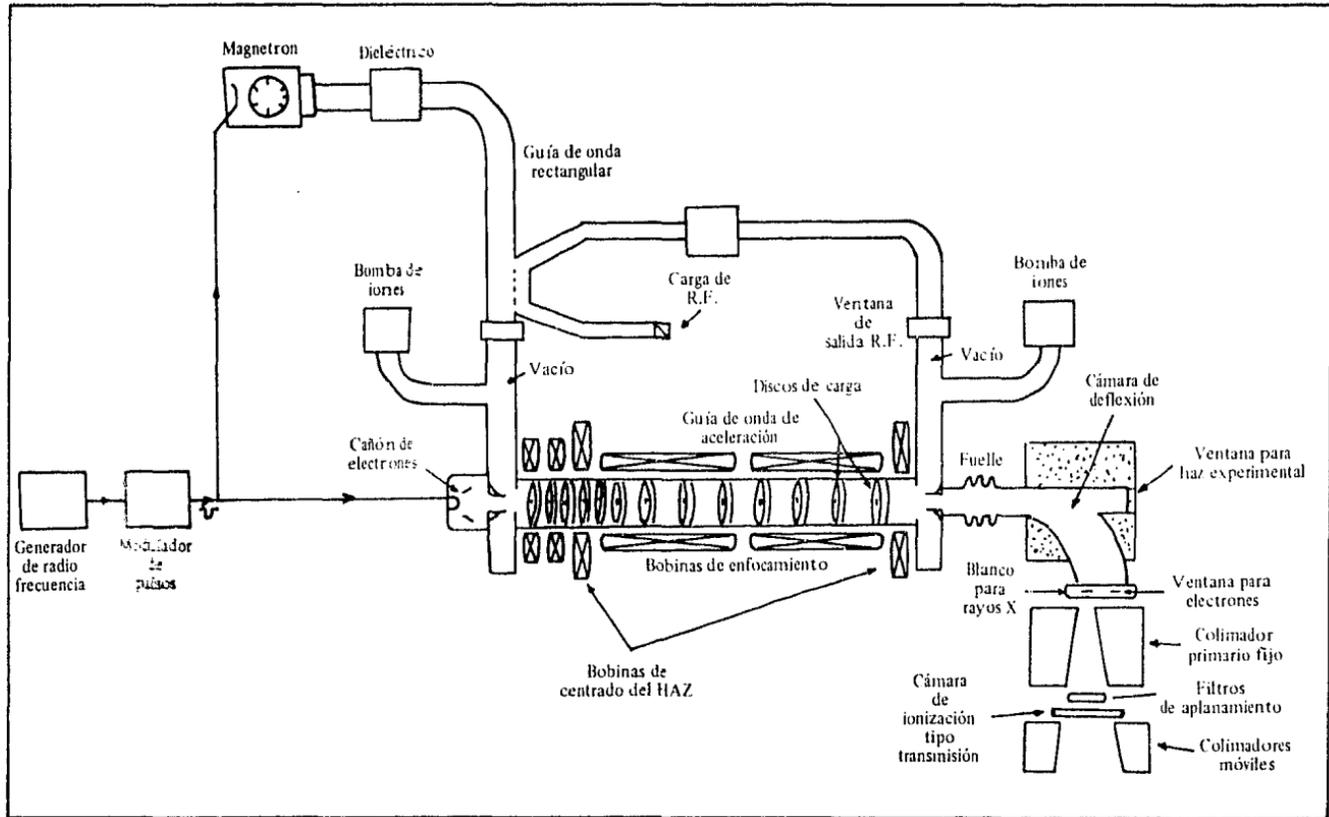


Figura 1.6. Esquema de un acelerador lineal de electrones para uso médico, el tipo de estructura es de ondas viajeras.<sup>16</sup>

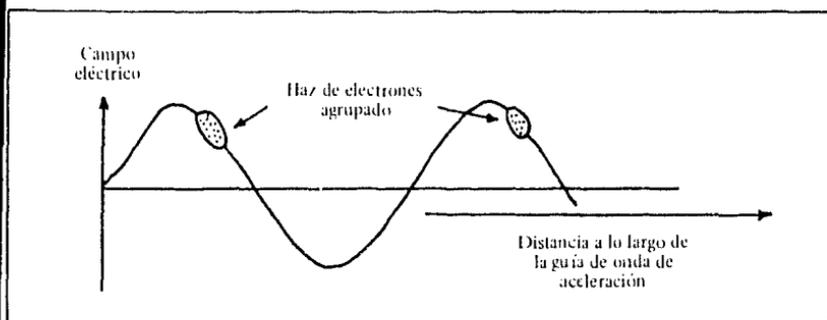


Figura 1.7. Transporte y aceleración de electrones por las ondas viajeras electromagnéticas a lo largo de la guía de onda del acelerador.

una velocidad próxima a la de la luz. En el resto de la guía de onda de aceleración, la velocidad de los electrones permanece aproximadamente constante y la energía ganada por los mismos resulta principalmente de un incremento relativista de su masa<sup>40</sup> (figura 1.8).

Para evitar un desfocamiento en el haz de electrones, durante la aceleración de los mismos, se aplica un campo eléctrico estático axial

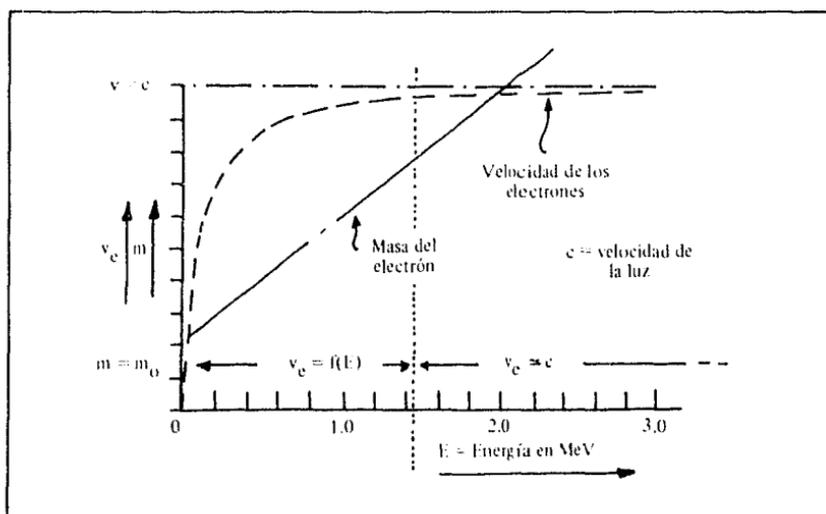


Figura 1.8. Velocidad de los electrones en la guía de onda de aceleración en función de la energía, siendo  $v$  la velocidad de los electrones,  $m_0$  la masa del electrón en reposo,  $m$  es la masa del electrón a la velocidad  $v_e$ ,  $c$  es la velocidad de la luz y,  $E$ , la energía de los electrones en MeV.

en la guía de onda de aceleración por medio de una serie de bobinas de enfocamiento colocadas a ciertos intervalos a lo largo de la guía de onda de aceleración (figura 1.6).

La corrección por cualquier desviación del haz de electrones del eje central de la guía de onda es rectificado por dos conjuntos de bobinas centradoras colocadas en los extremos de la guía de onda de aceleración (figuras 1.5 y 1.6).

Las ondas viajeras electromagnéticas que se propagan en la guía de onda de aceleración transfieren energía al haz de electrones continuamente y la potencia de las microondas no utilizada es absorbida sin reflexión por una poderosa carga de radiofrecuencia o es retroalimentada a la guía de onda rectangular para obtener una energía mayor en los electrones si se desea seguir usando un magnetron en vez de klystron.

Los electrones acelerados viajan en línea recta a lo largo de la guía de onda de aceleración hasta una cámara de deflexión donde son deflectados  $90^\circ$  por un campo magnético en algunos casos y en otros el ángulo de deflexión es de  $270^\circ$  (figura 1.9)

Después de pasar los electrones por la cámara de deflexión chocan con el blanco (modalidad de tratamiento con rayos X) o pasan a través

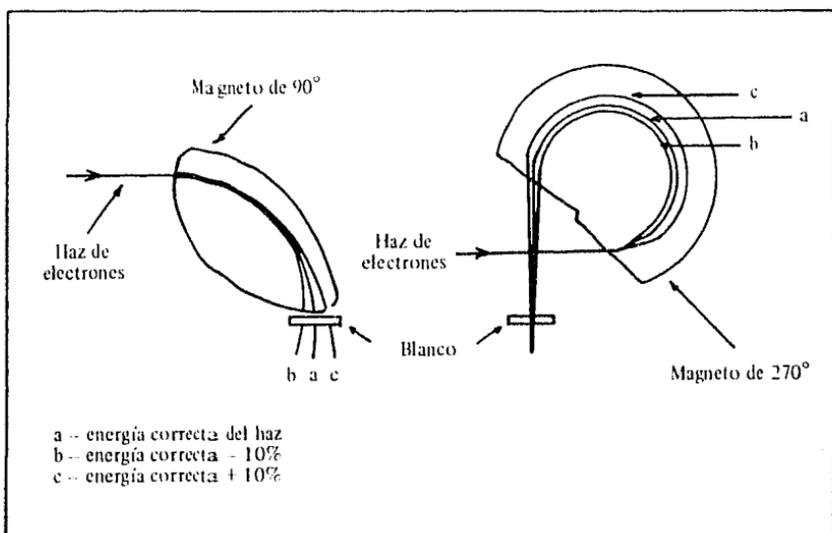


Figura 1.9. Dependencia de la energía de los electrones durante su trayectoria en campos magnéticos de deflexión de  $90$  y  $270^\circ$ .

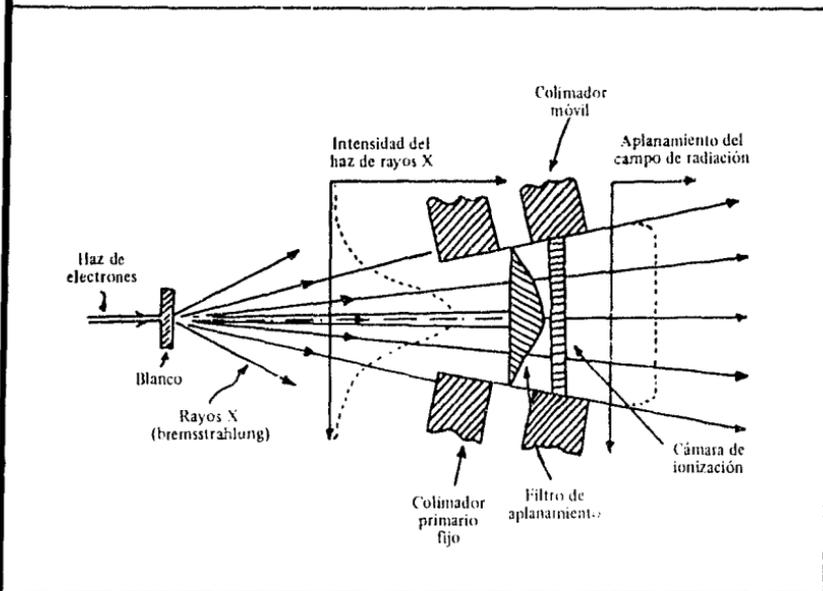


Figura 1.10. Producción de rayos X en un acelerador lineal para uso en radioterapia.

de una ventana delgada de metal (modalidad de tratamiento con electrones).

## MODALIDAD DE TRATAMIENTO CON RAYOS X

En la modalidad de rayos X los electrones son frenados por un blanco de alta densidad (tungsteno) y parte de la energía de los electrones se convierte en rayos X (bremsstrahlung), con una intensidad máxima dirigida hacia la misma dirección de los electrones incidentes (figura 1.10). El haz de rayos X es colimado por un sistema de colimación primario fijo de metal pesado como el plomo, dando una forma bien definida al haz de rayos X, con una radiación de fuga dentro de los límites permitidos.

Después, el haz de rayos X pasa a través de un filtro de aplanamiento para darle una forma aplanada al campo de radiación para uso en radioterapia (figura 1.10). Los colimadores móviles permiten seleccionar el tamaño del campo deseado para el tratamiento.

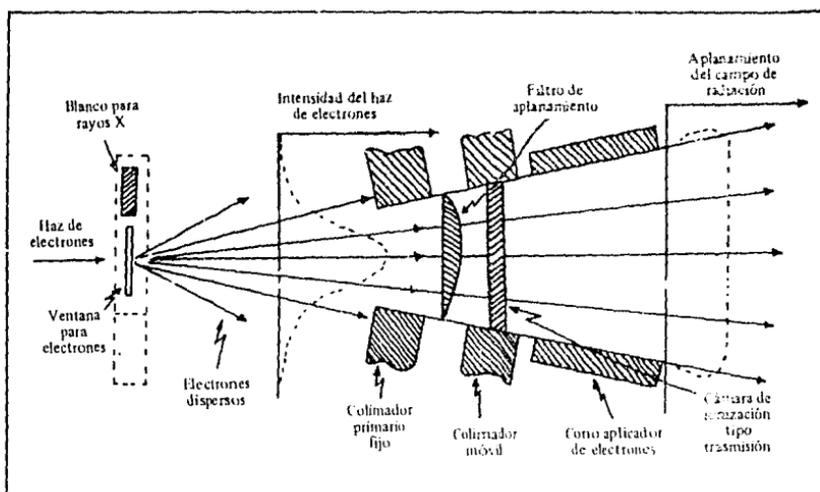


Figura 1.11. Producción de electrones para tratamiento en un acelerador lineal para radioterapia.

## MODALIDAD DE TRATAMIENTO CON ELECTRONES

En la modalidad de tratamiento con electrones el blanco es reemplazado por una ventana delgada de metal en la parte superior del colimador y los electrones pasan a través de ella, para finalmente obtener un haz de electrones para tratamiento. El haz es colimado por un sistema de colimación primario fijo antes de incidir en el filtro de aplanamiento y darle al haz una forma aplanada, los electrones finalmente son colimados por un cono aplicador, de acuerdo con el campo que se desea obtener para tratamiento (figura 1.11).

En ambas modalidades de tratamiento los electrones y los rayos X pasan a través de una cámara de ionización tipo transmisión para controlar la rapidez de dosis, la energía, el aplanamiento y simetría del haz, así como la dosimetría del campo de radiación.

Finalmente el paciente con cáncer puede ser tratado con rayos X o con electrones.

## Capítulo 2

### CRITERIOS DE SELECCION DE ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES PARA USO MEDICO

#### 2.1. INTRODUCCION

Si se va a sustituir un equipo de teleterapia o los equipos ya existentes son insuficientes para tratar a la cantidad de enfermos que llegan a la institución, entonces surge la necesidad de adquirir un nuevo equipo de teleterapia que al menos cubra las necesidades existentes en el departamento de radioterapia. Este nuevo equipo puede ser un acelerador lineal de electrones para uso médico.

En la actualidad un acelerador lineal para uso médico representa una alternativa en el tratamiento de pacientes con cáncer, además permite obtener una mayor optimización del tratamiento en comparación con los equipos que usan fuentes radiactivas.

La operación de los aceleradores lineales empleados en radioterapia en contraste con los utilizados en investigación es sencilla y tienen controles simplificados, monitoreo exacto de la dosis prescrita, flexibilidad en el direccionamiento del haz, un simplificado sistema de vacío, controles de seguridad sencillos y confiables, accesorios funcionales para ayudar a implementar la precisión y la exactitud de la dosis dada al tumor durante el tratamiento.

La selección de un acelerador lineal para uso médico es un trabajo de conjunto, en la cual interviene el radioterapeuta, el físico y las

autoridades de la institución; el papel que tiene el físico en esta selección es muy importante ya que él deberá de conocer las ventajas, desventajas físicas para el tratamiento, la dosimetría, el mantenimiento, lugar de instalación para cumplir con las normas de seguridad radiológica, así como de los diferentes aceleradores lineales de electrones para uso médico disponibles en el mercado.

El acelerador lineal de electrones para uso médico al que puede aspirar un departamento de radioterapia privado o institucional en un país en vías de desarrollo debe ser un acelerador para tratamiento en general, el cual deberá de efectuar cualquier tipo de tratamiento, tener la posibilidad de realizar cambios ante una técnica impredecible con mínimas dificultades, tener repetibilidad y ser predecible en su funcionamiento, capaz de mantenerse operable a su máxima eficiencia con las mínimas dificultades en su operación y mantenimiento, capaz de ajustarse dentro de un espacio asignado.

El objeto de este capítulo es darle una guía al físico y al radioterapeuta sobre las consideraciones que deben tenerse en cuenta en la selección de un acelerador lineal para uso médico.

## 2.2. CRITERIO PARA REEMPLAZAR EQUIPOS DE RADIOTERAPIA

Los equipos de radioterapia al paso del tiempo sufren desgaste y llegan a ser tecnológicamente obsoletos. La vida promedio de una unidad de radioterapia megavoltaje es de alrededor de 8 años,<sup>11</sup> suponiendo que:

1. El equipo ha tenido un buen mantenimiento a lo largo de su vida útil.
2. Las partes de refacción están listas para usarse y son disponibles económicamente.
3. Las características de operación de este equipo de radioterapia han sido las apropiadas.

Un equipo de radioterapia más allá de su vida útil deberá retirarse del servicio clínico, debido a la calidad del cuidado que debe tener con él y su costosa operación para seguir dando tratamientos de buena calidad.

Además para un equipo en estas condiciones resulta muy difícil que cumpla con las normas de seguridad radiológica.

### **2.3. CRITERIOS PARA ADQUIRIR EQUIPOS ADICIONALES DE RADIOTERAPIA**

Las necesidades para aumentar los equipos de radioterapia y/o expansión del departamento de radioterapia deberá establecerse con base en la carga de trabajo, tendencias de necesidades regionales de los servicios de radioterapia y de los programas oficiales de la institución. Además se debe considerar que:

1. Los equipos existentes exceden los 300 pacientes/año tratados.<sup>11</sup>
2. Las características de la carga de pacientes y el tipo de enfermedades tratadas indican la necesidad de tener un nuevo equipo que puede ser un acelerador con rayos X de alta energía y haces de electrones para asegurar el óptimo tratamiento del paciente.
3. La implementación de nuevas técnicas y la participación en investigaciones clínicas (consumen tiempo) limitan la capacidad de carga de pacientes en los equipos.

### **2.4. VENTAJAS EN EL USO DE ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES EN RADIOTERAPIA**

Las desventajas que presentan los aceleradores lineales de electrones de alta energía para uso médico en comparación con los equipos convencionales de rayos X de baja energía y las unidades de fuentes radiactivas son el elevado costo del equipo, instalación, mantenimiento y los problemas asociados a su desarrollo. Pero se compensan desde el punto de vista físico por las numerosas ventajas que ofrecen estos equipos de alta energía, como son:

1. Al aumentar la energía de un haz de rayos X la dosis máxima no permanece en la superficie, sino que se extiende progresivamente a mayores profundidades dentro del material irradiado. Este efecto tiene valor para el tratamiento de tumores profundos, ya que el porcentaje de dosis es mayor en tumor y reduce las reacciones cutáneas

a la entrada del haz. Sin embargo, el porcentaje de dosis de salida es importante en el tratamiento con campos múltiples.

2. El poder de penetración de la radiación es mayor con altas energías; así pues, con la misma dosis para un tumor profundo, la dosis al tejido adyacente disminuye al aumentar la energía, es decir, mejor definición del campo de radiación, menor penumbra.

3. El mayor poder de penetración de la radiación de alta energía da lugar a que el coeficiente de la dosis tumor y la dosis integral al tumor sean más elevadas.

4. La absorción de los rayos X de alta energía es más independiente del número atómico del material absorbente. Por tanto, en el tratamiento de tejidos no óseos, el hueso recibe relativamente menos radiación con altas energías que con bajas, para las que el número atómico más elevado del hueso determina una mayor absorción de la radiación ionizante.

5. Modalidad de haces de electrones. Los electrones de baja energía (menor a 1 MeV) han sido utilizados con muy poca frecuencia en radioterapia en comparación con los haces de rayos X de baja energía. Sin embargo, en altas energías los electrones tienen una cierta profundidad de penetración en el tejido que es función de su energía. Más allá de esta profundidad la dosis disminuye rápidamente hasta una cifra insignificante. Así pues, mediante el control de la energía de los electrones se puede regular la profundidad a la que penetra el haz de electrones respetando así el tejido subyacente al tumor.

6. Se obtiene una alta rapidez de dosis a un metro del blanco. La rapidez de dosis es un factor físico que afecta la respuesta de las células a la radiación, es decir, la rapidez de dosis a la cual se da una dosis al tumor.<sup>28</sup>

7. Menor tiempo de tratamiento por campo.

8. Grandes campos para tratamiento a un metro del blanco.

9. Grandes campos optimizados a distancias mayores de un metro del blanco, para tratamiento de cuerpo entero.

10. Menor probabilidad de movimiento del paciente durante el tratamiento.

11. Ambas técnicas de tratamiento, es decir, tratamientos a isocentro y a distancia blanco-piel fija.

12. Puede tratar cualquier paciente en cualquier posición.

13. El acelerador lineal no trabaja con fuentes radiactivas y una vez apagado no representa ningún riesgo desde el punto de vista de

seguridad radiológica, excepto por la radioactividad en la vecindad del blanco para ciertas energías.

## 5. FACTORES A CONSIDERAR EN LA SELECCION DE UN ACCELERADOR LINEAL DE ELECTRONES

1. El uso que se le dará al acelerador lineal de electrones en los esquemas de tratamiento en la institución.
2. Características técnicas requeridas en un acelerador lineal.
3. Rango de energías deseables en el acelerador lineal.
4. Modalidad de operación.
5. Tipo de acelerador lineal.
6. Disponibilidad de una infraestructura de apoyo humano y de equipo durante la instalación y operación del acelerador lineal de electrones para uso médico.
7. Disponibilidad de espacio físico e instalaciones.
8. Costo del acelerador lineal.
9. Mantenimiento.

1. *El uso que se le dará al acelerador lineal de electrones en los esquemas de tratamiento en la institución.*

Antes de proceder a la selección del nuevo acelerador se deberán establecer las necesidades que éste cubrirá en los esquemas de tratamiento del Departamento de Radioterapia. Y además se deberá considerar que:

- a) Un acelerador debe tratar por lo menos 300 casos de cáncer (pacientes tratados) al año, dentro de los siguientes tres años\* después de instalado<sup>11</sup>.
- b) La carga real de tratamiento para un acelerador en la operación clínica (8 horas diarias, cuatro pacientes por hora) es de alrededor de 6 000 tratamientos por año.

\* El Instituto Nacional de Cancerología ha tratado 575 pacientes/año, en promedio, durante los tres primeros años de haber instalado un acelerador lineal de electrones.

c) Los criterios antes descritos deben ajustarse por:

- i) La dedicación del equipo a propósitos especiales.
- ii) La existencia de otros equipos y recursos dentro de la institución.
- iii) Tipo de pacientes tratados.
- iv) Disponibilidad del personal especializado, tal como médico radioterapeutas, físicos, ingenieros de servicio y técnicos de radioterapia.

## 2. *Características técnicas y de seguridad requeridas en un acelerador lineal para uso médico*<sup>10, 44, 46</sup>

1. El tamaño del campo de radiación a un metro del blanco debe variar en forma continua desde un campo de 2 cm X 2 cm a por lo menos a un campo de 40 cm X 40 cm.

2. La rapidez de dosis en un campo de 10 cm X 10 cm a un metro del blanco, debe ser no menor de 3.5 Gy/min en la modalidad de rayos X y electrones.

3. El acelerador debe poder realizar terapia en arco con razón de dosis variables en forma continua en el rango de 0.005 a 0.05 Gy por grado  $\pm$  0.000 2 Gy/grado.

4. El fabricante deberá proveer un juego de aplicadores de electrones de diferentes tamaños de campo.

5. El peso de cualquier accesorio con fines de tratamiento debe ser menor de 10 kg.

6. El fabricante deberá proveer datos sobre la contaminación de neutrones, si éstos existieran.

7. El fabricante debe demostrar que el acelerador es una máquina segura en todos los aspectos y cumple con las normas de seguridad radiológica.

8. El acelerador deberá tener por lo menos dos circuitos de dosimetría independientes entre sí, como medida de seguridad en el caso de que fallara el canal primario de dosimetría.

9. Se proveerá de circuitos de seguridad de confirmación de tratamiento, que eviten tratamientos inadvertidos con rayos X cuando el tratamiento es a base de electrones y viceversa.

10. Se deberá proveer de interruptores de paro de emergencia en diferentes lugares, en el cuarto de tratamiento y consola de tratamiento,

11. Se deberá contar con monitores de simetría y aplanamiento del campo de radiación.
  12. Así como con un sistema de seguridad anticolidión del gantry contra la mesa de tratamiento.
  13. La rotación del colimador deberá exceder los  $180^\circ$  en ambos sentidos  $\pm 0.5^\circ$ .
  14. El gantry deberá girar a través de un ángulo que exceda los  $60^\circ \pm 0.5^\circ$ .
  15. La mesa de tratamiento deberá girar a través de un ángulo que exceda los  $180^\circ \pm 0.5^\circ$ .
  16. La altura piso-isocentro no debe ser mayor de 1.3 m.
  17. Se deberá proveer un distanciador mecánico que defina la distancia blanco-isocentro.
  18. Se deberá proveer una mesa de tratamiento rígida y funcional.
  19. La mesa de tratamiento deberá tener una sección abierta de aproximadamente 30 cm X 30 cm para tratamiento postero-anterior.
  20. La altura máxima de la mesa de tratamiento será por lo menos 2 cm arriba del isocentro y la mínima por lo menos 54 cm debajo del isocentro  $\pm 0.2$  cm.
  21. El desplazamiento longitudinal de la mesa de tratamiento debe ser de -50 cm a + 50 cm y el lateral de -25 cm a + 25 cm  $\pm 0.02$  cm, con respecto al isocentro.
  22. Todos los movimientos del colimador, gantry y mesa de tratamiento deben ser motorizados. Además deberán ser posibles los movimientos combinados simultáneos.
  23. Los movimientos de la mesa de tratamiento deberán realizarse en forma manual y eléctrica.
  24. Se deben proporcionar filtros en cuña de 15, 30, 45 y  $60^\circ$ . La activación del material de las cuñas no debe representar riesgo para el personal que opera el acelerador.
  25. Se deberá proveer una charola portaprotecciones.
  26. Se deberá tener una distancia mínima de 20 cm entre el colimador y el paciente.
  27. Se deberá proveer una escala de luz que indique la distancia blanco-piel sobre el paciente.
- Además los siguientes parámetros del acelerador deben ajustarse a los límites que previamente han sido establecidos por los organismos internacionales, protocolos, autoridades, especialistas en la materia, etcétera.

28. Las variaciones de la energía nominal de los rayos X y electrones no deben exceder de  $\pm 5\%$ .

29. El aplanamiento del campo de rayos X debe estar dentro de  $\pm 3\%$  del valor promedio, para los diferentes tamaños de campo.

30. La asimetría del haz de radiación debe estar dentro de  $\pm 2\%$ .

31. La penumbra debe estar dentro de 8 mm.

32. La contaminación de rayos X en la modalidad de electrones debe estar entre 1.5 a 3% a 10 cm de profundidad en el medio dispersor.

33. La variación de la rapidez de dosis a un metro del blanco y en aire debe estar dentro de  $\pm 5\%$  del valor promedio.

34. El isocentro mecánico deberá ser localizado en una esfera de 2 mm de diámetro.

35. El isocentro del campo de radiación debe estar dentro de una esfera de 1.5 mm de diámetro.

36. La diferencia entre el campo real de radiación y el campo de luz, así como el campo indicado en los respectivos monitores de tamaño de campo no deben exceder de  $\pm 1.5$  mm en cada uno de los lados del campo para todos los tamaños de campo utilizados en el tratamiento.

37. La razón entre el porcentaje de dosis en profundidad obtenidas a 8 y 16 cm para diferentes campos y los valores de dosis en profundidad publicados no deben diferir de  $\pm 5\%$ .

38. La diferencia entre el isocentro y el centro real del campo de radiación deben estar dentro de  $\pm 1.5$  mm.

39. El isocentro sobre la mesa de tratamiento al girarla  $180^\circ$  debe estar en un círculo de 2 mm de diámetro.

40. La radiación de fuga a través del colimador y a un metro del blanco no debe exceder de 0.1% del haz útil.

41. La estabilidad de la dosis medida con la rotación del gantry en los ángulos 0, 90, 180 y  $270^\circ$  debe estar dentro de  $\pm 2\%$ .

42. La radiación de fuga a través de los aplicadores de electrones y a 4 cm de la superficie de ellos no debe exceder de 2% de la dosis sobre el eje central.

43. La exactitud de la dosis dada a isocentro en un tratamiento de arco, no debe diferir de  $\pm 2\%$ .

44. La dosis dada por el acelerador a isocentro para un campo de 10 cm X 10 cm debe variar de 0 a 9.99 Gy  $\pm 0.02$  Gy.

45. Los circuitos de control deberán producir una señal luminosa y/o audible de precaución cuando se inicia la operación del acelerador

en posición de radiación, para alertar a quienes se encuentren en la vecindad del acelerador, o si por descuido alguien permanece dentro del cuarto de tratamiento y pueda éste accionar el paro de emergencia.

46. Los circuitos de interconexión de protección radiológica del acelerador deben ser seguros y confiables.

El sistema de circuitos de interconexión del acelerador para protección radiológica tiene dos funciones generales: para prevenir el acceso de personal al cuarto de tratamiento cuando el acelerador trabaja en posición de radiación; y para interrumpir la operación del acelerador, si tal operación produce un nivel de radiación que represente riesgo para el paciente, o personal que opera el acelerador.

### *3. Rango de energías descables en el acelerador lineal*

El rango de energías disponibles en los aceleradores lineales para uso en radioterapia, disponibles comercialmente, son: en la modalidad de tratamiento con electrones va desde unos cuantos MeV hasta unas decenas de MeV (32 MeV) y en la modalidad de tratamiento con rayos X va desde 2 MV hasta 25 MV.

En la selección del rango de energías que debe tener el acelerador lineal que va a adquirirse se deberá tener en cuenta la infraestructura de apoyo con que se cuente durante la instalación y operación del acelerador. Conforme aumenta la energía del acelerador aumentan las medidas de protección radiológica, así como la especialización del personal de físicos, radioterapeutas, ingenieros de servicio y técnicos, lo que se traduce en más altos costos.

Las energías promedio recomendables en los aceleradores lineales para uso médico, en un país en desarrollo como lo es el nuestro, es en la modalidad de rayos X de 6 a 15 MV y en la modalidad de electrones de 4 a 14 MeV. Cuando el acelerador dispone de energías mayores que éstas se presentan problemas serios de activación del material, es decir, producción de neutrones y ozono, por lo que se necesita de personal y equipo más especializado.

### *4. Modalidad de operación*

Es altamente recomendable seleccionar un acelerador lineal para uso médico que tenga ambas modalidades de operación, es decir, se

deberán tratar pacientes con electrones para tumores superficiales y también pacientes con rayos X para tumores profundos bajo la piel.

##### 5. *Tipo de acelerador lineal*

La recomendación es seleccionar un acelerador de tipo isocéntrico y no del tipo estacionario, ya que si se tiene la técnica isocéntrica se tiene también la técnica distancia blanco-piel fija.

##### 6. *Disponibilidad de una infraestructura de apoyo humano y de equipo durante la instalación y operación del acelerador*

Es frecuente que un departamento de radioterapia en centros privados o institucionales no tenga el apoyo de un departamento de física o de físicos y, por tanto, el médico radioterapeuta se enfrenta a los problemas de la física de la radioterapia y protección radiológica por carecer de dicha asesoría. Pero cuando se adquiere un acelerador lineal para uso médico se debe ya tener un departamento de física establecido, cuyo personal de físicos estén entrenados y calificados en la especialidad de física de radiaciones aplicadas a radioterapia, para hacerse cargo de la calibración, pruebas de aceptación, dosimetría, rutinas de buen funcionamiento del acelerador, supervisión del mantenimiento y vigilar que se cumpla con las normas de seguridad radiológicas, así como resolver problemas de dosimetría en el tratamiento de pacientes en forma inmediata e implementar técnicas para el tratamiento con las energías disponibles.

El acelerador lineal requiere de una constante supervisión por parte del físico para asegurar el tratamiento óptimo de los pacientes.

El departamento de física también deberá contar con un equipo mínimo básico que le permita llevar a cabo de manera eficiente su apoyo a la operación del acelerador y la dosimetría del mismo.

Asimismo se debe contar con personal médico, radioterapeutas entrenados en la planeación del tratamiento del paciente que utilice aceleradores lineales con las energías y modalidades disponibles, también

e debe tener técnicos en radioterapia entrenados para operar el acelerador y personal de mantenimiento para mantener el acelerador en óptimas condiciones de operación.

El departamento de física será el encargado de establecer un programa de seguridad radiológica en los procedimientos de operación y mantenimiento del acelerador.

### *7. Disponibilidad de espacio e instalaciones*

La selección del lugar donde se instalará el acelerador es un trabajo de conjunto en el cual participan las autoridades de la institución, los arquitectos y el departamento de física. Este lugar podría ser el que ocupa un equipo de radioterapia que será reemplazado por el acelerador; en este caso, de ser posible, no se deberá sacrificar las características del acelerador por un espacio disponible, por ejemplo, si éste espacio es muy pequeño no se podrá tratar pacientes a cuerpo entero.

El cuarto del acelerador debe estar diseñado de tal forma que se pueda introducir el nuevo acelerador y sacar el equipo que se reemplazará.

Si existe el departamento de radioterapia, el acelerador debe quedar dentro de él.

Frecuentemente las casas comerciales dan las guías mecánicas, características y blindajes del lugar de instalación y posiblemente eligen el lugar, pero estas sugerencias no se deben aceptar en forma incondicional, sino que, es el físico como responsable de seguridad radiológica el que debe determinar si el lugar es el adecuado y si los espesores de blindaje que proporciona la casa comercial son los requeridos, es decir, el físico es el que debe realizar los cálculos de los blindajes para asegurar la protección radiológica para quienes trabajan con el acelerador.

Durante la construcción del cuarto del acelerador, el físico debe supervisar que se cumpla en forma estricta el diseño original establecido, así también deberá verificar que el vaciado del concreto sea uniforme y si no se hace el vaciado de una sola vez, se debe especificar como va a quedar la segunda parte del colado y comprobar que los ductos y contactos tengan las indicaciones descritas en la memoria analítica.

## 8. Costo del acelerador lineal

El presupuesto del acelerador deberá desglosarse punto por punto y además incluirá el costo de la construcción del cuarto de tratamiento, de transporte, instalación y pruebas de aceptación del acelerador y el surtido de refacciones.

También se considerarán los costos de mantenimiento por año, una vez que la garantía termine.<sup>13, 46</sup>

Se deberá tener presente cualquier contingencia en el contrato de compra-venta; por ejemplo, si se demuestra que el acelerador no cumple las especificaciones solicitadas se deberá prever la cancelación del contrato de compra-venta, reembolsando a la institución médica la inversión inicial, más el pago de cierto interés sobre la cantidad previamente establecida.

En el costo anual de mantenimiento se deberá especificar si se incluye mano de obra y refacciones, así como también si al realizar el mantenimiento se van a seguir las recomendaciones del fabricante respecto a las rutinas de mantenimiento.

El costo de mantenimiento del acelerador lineal se reduce si en la entrega, éste viene acompañado por un stock de refacciones que serán utilizados durante la vida útil del acelerador. El stock de refacciones deberá renovarse continuamente conforme éstas sean utilizadas, por lo que su costo deberá incluirse en el costo del mantenimiento del acelerador.

## 9. Mantenimiento

Frecuentemente el deterioro de un equipo de radioterapia es debido a la baja calidad del personal de mantenimiento y de las refacciones usadas:

En la entrega del acelerador lineal para uso médico a la institución se debe cuidar que éste venga acompañado de sus respectivos manuales de operación, manuales de servicio correctivo y preventivo y un suficiente stock de refacciones para no tener ningún contratiempo en el mantenimiento del equipo cuando menos durante los tres años siguientes a su entrega.

En el mantenimiento del acelerador lineal de electrones para uso médico, debe tenerse en cuenta:

1. Tiempo estimado de mantenimiento semanal, mensual, semestral y anual; experiencia previa de este acelerador con otras instituciones mexicanas.
2. Complejidad del acelerador para el mantenimiento preventivo y correctivo.
3. ¿Tiene el acelerador facilidad para el mantenimiento preventivo y correctivo de partes críticas? (magnetron, klystron, cañón de electrones, etcétera).
4. Servicio de fábrica, reputación y disponibilidad.
5. Servicio local de calidad disponible, ¿la fábrica provee de entrenamiento calificado al personal local?
6. Programas de mantenimiento preventivo y correctivo establecido por el fabricante.
7. Las refacciones utilizadas en el mantenimiento del acelerador deberán ser originales de fábrica o bien de una calidad equivalente.
8. Tiempo estimado desde que se reporta la falla del acelerador hasta que llega el personal de mantenimiento.
9. Se deberá tener una bitácora de mantenimiento en la cual quede registrada toda intervención al equipo, asimismo deberá especificar el tipo de intervención, las refacciones usadas y tiempo de servicio.

## 2.6. ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES PARA USO MEDICO, DISPONIBLES EN EL MERCADO

La tabla 2.1 contiene especificaciones de diferentes modelos de aceleradores lineales para uso médico fabricados por diferentes compañías. La tabla incluye modelos que actualmente se encuentran en servicio en instituciones médicas y nuevos modelos disponibles.

Algunas especificaciones importantes han sido omitidas para dar lugar a la información básica; hay espacios en blanco en la tabla de información donde ésta es desconocida o incierta.

Todos los aceleradores lineales de electrones para uso médico trabajan en la banda de frecuencia S de 3 000 MHz correspondientes a una longitud de onda en el espacio libre de 10 cm. La notación para la estructura OV es para ondas viajeras y OE es para el diseño de ondas estacionarias, la notación DBER indica la distancia blanco-eje de rotación. El tamaño del punto focal de rayos X es usualmente de 2 a 3 mm de diámetro (blanco), algunas unidades pueden tener campos

grandes si se incrementa la distancia blanco-piel pero disminuyendo la rapidez de dosis.

Las especificaciones de la energía de los electrones varía y no puede ser comparable, por ejemplo: se puede especificar en términos de porcentaje de dosis en profundidad, o de la energía de los electrones incidentes en el blanco en el vacío, o sobre los filtros de dispersión de electrones o en la superficie del fantoma.

La radiación de fuga de los aceleradores lineales presentados en la tabla 2.1 se encuentra dentro de los límites máximos permisibles establecidos por los organismos internacionales especialistas en la materia, esto es, la radiación de fuga a través del colimador y a un metro del blanco no excede de 0.1% del haz útil. Las especificaciones que están entre paréntesis son opcionales.

Frecuentemente es un riesgo tomar como referencia a una institución médica extranjera para seleccionar un equipo de radioterapia

Tabla 2.1. Aceleradores Lineales de Electrones para Uso Médico Desde 1965<sup>13, 25</sup>

Año Aprox. de Introducción	Marca	Modelo	Energías Disponibles Foto- Electrones	Tipo de Diseño	Angulo de Rotación del Gantry	Long. Total de la Guía de Onda y Tipo	Generador de Microondas	Angulo de Deflexión del Haz de Elect.	Fotones Máximo $\bar{\phi}$ $\bar{E}$ min A	Fotones Tamaño máx. de Campo $\text{cm}^2 \text{ A } 1\text{m}$
1965	Philips, Mel	SL 75/10	7-10 4-10	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	2.25 m OV	Magnetron 2 MW	95°	400	30 X 30
1965	Efremov	LUE 5	5 --	Isocéntrico DBER = 100 cm	± 120°	OV	Magnetron 1.8 MW	90°	300	15 X 17
1967	Efremov	LUE 25	10,15 10-25	Estacionario	- 30°	6.5 m OV Dos Secciones	Klystron 20 MW	90°	1000	18 X 18
1967	CGR-MFV AECL	Therac 40 Saggitare	10-25 7-32 (40)	Isocéntrico DBER = 105 cm	± 105° (370° con fosa)	6.0 m OV Dos Secciones	Klystron 9 MW	+ 37° + 37° - 37° - 126°	400	38 X 38
1967	Toshiba	LMR 13	10 8-12	Isocéntrico DBER = 100 cm	± 210°	1.6 m OV	Magnetron 4.8 MW	105°	400	30 X 30
1968	Varian	Clinac 4	4 --	Isocéntrico DBER = 80 cm	360°	0.3 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	224	40 X 40
1969	Applied Radiation	Mevatron VI	6 --	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1 m OE	Magnetron 2 MW	261° Acromático	300	40 X 40
1969	Applied Radiation	Mevatron XII	8, 10 5-11	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.3 m OE	Magnetron 2 MW	261° Acromático	300	40 X 40
1970	Mitsubishi	ML-15 MIB	12 8-15	Isocéntrico DBER = 100 cm	390°	1.7 m OV	Klystron 5 MW	110°	500	30 X 30
1970	SIEM Nuclear	Therapi 4	4 --	Estacionario	365°	0.35 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	220	40 X 40

Tabla 2.1. (continuación)

Año Aprox. de Introducción	Marca	Modelo	Energías Disponibles Foton-electrones	Tipo de Diseño	Angulo de Rotación del Gantry	Long. Total de la Guía de Onda y Tipo	Generador de Microondas	Angulo de Deflexión del Haz de Elect.	Fotones Máximo D Gy/min A	Fotones Tamaño máx. de Campo cm <sup>2</sup> A 1m)
1970	Varian	Clinac 35	8,25 7-28	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°	2.25 m OV	Magnetron 2 MW	+ 57° 90°	10.00	35 x 35
1970	Radiation Dynamics	Dynaray 4	4	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	0.75 m OV	Magnetron 2 MW	266° Acromático	3.00	30 x 30
1971	CGR-MEV AECL	Therac 6 Neptuno	6	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.1 m OV	Magnetron 2 MW	262° Acromático	2.30	40 x 40
1972	Radiation Dynamics	Dynaray 10	8 3-30	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	2.3 m OV	Magnetron 2 MW	266° Acromático	3.00	35 x 35
1972	Toshiba	LMR 4	4	Isocéntrico DBER = 80/100 cm	420°	0.3 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	2.25	40 x 40
1972	Toshiba	LMR 15	10 10-16	Isocéntrico DBER = 100 cm	420°	1.7 m OV	Magnetron 4.8 MW	105°	3.50	30 x 30
1973	CGR-MEV Saturne	Therac 20	10,18 6-20	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	2.3 m OV	Klystron 5 MW	270° Acromático	4.00	40 x 40
1973	Philips, Mel	SL 75/20	8,16 5-20	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°	2.5 m OV	Magnetron 5 MW	95°	4.00	30 x 30
1973	Mitsubishi	ML-4M	4	Isocéntrico DBER = 80 cm	380°	0.3 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	2.24	30 x 30

Tabla 2.1. (continuación)

Año Aprox. de Introducción	Marca	Modelo	Energías Disponibles Foto-nes	Elec-trones	Tipo de Diseño	Angulo de Rotación del Gantry	Long. Total de la Guía de Onda y Tipo	Generador de Microondas	Angulo de Deflexión del Haz de Elect.	Fotones Máximo D Gy/min A	Fotones Tamaño máx. de Campo cm <sup>2</sup> A 1m)
1974	Mitsubishi	ML-3M	2.8	--	Isocéntrico DBER = 80 cm	380°	0.25 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	1.00	30 X 30
1974	Varian	Clinac 18	10	6-18	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°	1.4 m OE	Klystron 5 MW	270° Acromático	5.00	35 X 35
1974	Radiation Dynamics	Dynary 18	6-12	5-18	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	2.3 m OV	Klystron 5 MW	266° Acromático	3.50	35 X 35
1975	Varian	Clinac 12	8 (6)	6-12 (4-9)	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°	1.2 m OE	Magnetron 2 MW	270° Acromático	3.50	35 X 35
1975	Varian	Clinac 6x	6	--	Isocéntrico DBER = 80 cm	360°	0.3 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	1.92	40 X 40
1975	Philips, Mel	SL 73/5	4-6	--	Isocéntrico DBER = 100 cm	420°	1.25 m OV	Magnetron 2 MW	95°	3.50	40 X 40
1976	CGR-MEV AECL	Therac 10 Neptune	9	6-10	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.2 m OE	Magnetron 2 MW	262° Acromático	3.00	40 X 40
1976	Radiation Dynamics	Dynaray 6	6	--	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.0 m OV	Magnetron 2 MW	266° Acromático	3.00	35 X 35
1976	Efremov	LUE 15 M	15	10-20	Isocéntrico DBER = 100 cm	± 120°	2.6 m OV	Magnetron 9 MW	270° Acromático	3.00	30 X 30

Tabla 2.1. (continuación)

<i>Año Aprox. de Introducción</i>	<i>Marca</i>	<i>Modelo</i>	<i>Energías Disponibles Foto- Eelec- trones</i>	<i>Tipo de Diseño</i>	<i>Angulo de Rotación del Gantry</i>	<i>Long. Total de la Guía de Onda y Tipo</i>	<i>Generador de Microondas</i>	<i>Angulo de Deflexión del Haz de Eleet.</i>	<i>Fotones Máximo D Gy/min A</i>	<i>Fotones Tamaño máx. de Campo cm<sup>2</sup> A 1m)</i>
1977	Siemens	Mevatron XX	10,15 3-18	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.3 m OE	Klystron 7 MW	270° Acromático	3.00	40 X 40
1977	Varian	Clinac 6/100	6 -	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°	0.3 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	2.00	40 X 40
1977	Varian	Clinac 20	15 6-20	Isocéntrico	360°	1.6 m OE	Klystron 5 MW	270° Acromático	5.00	35 X 35
1977	EMI Therapy	EMI Four	4 -	Isocéntrico	360°	0.3 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	2.20	40 X 40
1977	EMI Therapy	EMI-SIX	6 -	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°	0.3 m OE	Magnetron 2 MW	Ninguno	2.20	40 X 40
1978	Efremov	LUE 5M	4-5 4-5	Isocéntrico DBER = 100 cm	± 120°	0.6 m OV	Magnetron 3 MW	Ninguno	2.00	30 X 30
1978	Philips, Mel	SL 75/14	8, 10 4-14	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°	2.25 m OV	Magnetron 2 MW	95°	3.50	40 X 40
1980	AECL	Therac 6	6 -	Isocéntrico DBER = 100	360°					

<i>Año Aprox. de Introducción</i>	<i>Marca</i>	<i>Modelo</i>	<i>Energías Disponibles Foton-electrones</i>	<i>Tipo de Diseño</i>	<i>Angulo de Rotación del Gantry</i>	<i>Long. Total de la Guía de Onda y Tipo</i>	<i>Generador de Microondas</i>	<i>Angulo de Deflexión del Haz de Elect.</i>	<i>Fotones Máximo D Gy/min A</i>	<i>Fotones Tamaño máx. de Campo cm<sup>2</sup> A 1m)</i>
1980	AECL	Therac 20	8 6-20	Isocéntrico DBER = 100 cm	360°					
1981	ATC	Therapi 4		Isocéntrico						
1981	ATC	ATC 4/6		Isocéntrico						
1980	Siemens	Mevatron 60	3, 4	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°		Magnetron	270° Acromático	2.10	40 x 40
1980	Siemens	Mevatron 74	10 5-12	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.3 m	Magnetron	270° Acromático	3.00	40 x 40
1980	Siemens	Mevatron 67	6 opcional	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.3 m	Magnetron	270° Acromático	3.00	40 x 40
1980	Siemens	Mevatron 77	10,15 7-18	Isocéntrico DBER = 100 cm	370°	1.3 m OE	Klystron 7 MW	270° Acromático	3.00	40 x 40
	Varian	Clinac 2500	6,24 6-22	Isocéntrico DBER = 100 cm						

## Capítulo 3

### PRUEBAS DE ACEPTACION Y DE RUTINA DE UN ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MEDICO

#### 1. INTRODUCCION

Estudios previos indican que el control de calidad radioterapéutico del cáncer requiere de una exactitud de la dosis dada a tumor de 5%.<sup>35</sup> La exactitud requerida en radioterapia es probablemente la más crítica de todas las disciplinas oncológicas. Predicciones basadas en nuestro entendimiento de la biología del cáncer, nos indican que pequeñas diferencias en la dosis dada al volumen tumoral puede tener efectos profundos en la probabilidad de cura del cáncer. Estos estudios señalan que si existen desviaciones de 5 a 10% en la dosis dada al tumor, éstas pueden ser detectadas clínicamente indicando así la calidad del tratamiento.

Para obtener la exactitud requerida en el tratamiento del cáncer con la utilización de aceleradores lineales para uso médico, se requiere que el acelerador se calibre con una exactitud tal que contribuya con una incertidumbre máxima en la dosis dada a tumor de  $\pm 2\%$  y para lograr esta exactitud es necesario tener un estricto control de la energía de los rayos X, del tamaño del campo real de radiación, del aplanamiento y simetría del haz de rayos X y de todos los parámetros del acelerador que pueden contribuir a la incertidumbre de la dosis a tumor en el tratamiento terapéutico del cáncer con rayos X.

Se entiende por pruebas de aceptación de un acelerador lineal electrones para radioterapia la verificación del funcionamiento correcto del mismo, así como también de los parámetros descritos en el párrafo anterior, es decir, estos parámetros deben encontrarse dentro de los límites de exactitud y precisión que previamente se han establecido en los protocolos elaborados por comités de científicos.

Las pruebas de aceptación deberán realizarse al final de la instalación del nuevo acelerador, así como también después de efectuada la rutina anual de mantenimiento, las pruebas de aceptación se pueden realizar completa o parcialmente al finalizar una reparación mayor del acelerador o en las rutinas periódicas del equipo.

Es recomendable que las pruebas de aceptación sigan el orden establecido aquí, ya que algunas pruebas requieren previamente otras.

El objetivo que se persigue con el presente capítulo es dar una guía práctica de las pruebas de aceptación y rutinas periódicas que deben realizarse en el acelerador lineal para uso médico con el fin de asegurar el óptimo tratamiento del paciente con cáncer.

## 3.2. PRUEBAS DE ACEPTACION

### 1. VERIFICACION DEL ISOCENTRO

La verificación del isocentro se realiza con la ayuda de dos objetos: uno es la punta de una aguja montada en un soporte adecuado sobre la mesa de tratamiento y el otro es el indicador de distancia blanco isocentro mecánico. Una vez colocado el distanciador mecánico en el gantry, este último se orienta en dos posiciones sucesivas a ángulos rectos, es decir, a 0 y 90° y se determina una posición para que la punta de la aguja sea equidistante con la punta del distanciador mecánico, las posiciones lateral y vertical del isocentro se ajustan por la localización de un punto en el espacio fijo para el cual la punta de la aguja y la punta del distanciador mecánico sean equidistantes al girar el gantry 0, 90, 180 y 270°. La misma operación se realiza por el colimador y se encuentra así la posición del isocentro.<sup>2</sup>

Se debe verificar que la separación entre la punta de la aguja y la punta del distanciador mecánico estén dentro de  $\pm 2$  mm cuando el gantry y el colimador se giran a través de 0, 90, 180 y 270°.

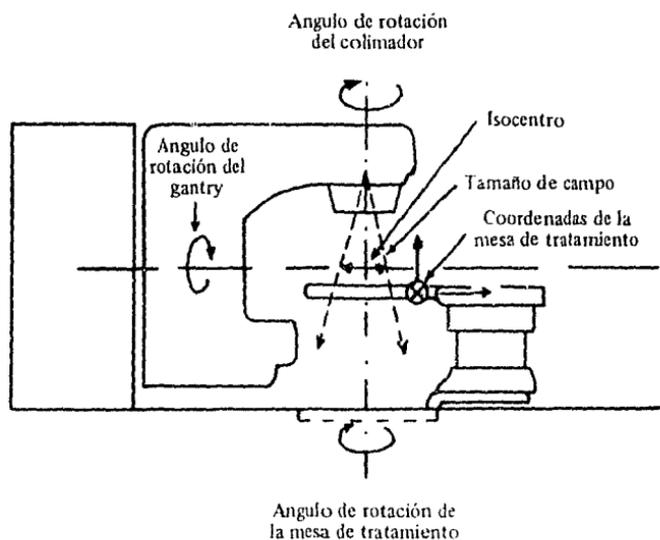


Figura 3.1. Descripción de los diferentes movimientos del acelerador lineal de electrones para uso médico con diseño isocéntrico.

El isocentro es el punto de giro del gantry, colimador y mesa de tratamiento (figura 3.1).

Las variaciones del isocentro deben quedar confinadas a una esfera de 2 mm de diámetro.

## 2. ALINEACION DE LA CRUZ DE ALAMBRE DEL CAMPO DE LUZ CON EL ISOCENTRO

Esta prueba se realiza con la ayuda de una hoja de papel milimétrico y del distanciador mecánico blanco-isocentro. La hoja se coloca sobre la mesa de tratamiento y se marca en ella el isocentro. Se hace coincidir la intersección de la cruz de alambre con el isocentro marcado en la hoja y se gira el colimador a través de un ángulo de  $360^\circ$  a intervalos de  $45^\circ$ . Verificar que la intersección de la cruz de alambre marcada cada  $45^\circ$  en la hoja y el isocentro se encuentren dentro de un círculo de 2 mm de diámetro. El gantry se coloca a  $0^\circ$  en esta prueba.<sup>32</sup>

### 3. ALINEACION DEL DISTANCIADOR OPTICO BLANCO-PIEL (ESCALA DE LUZ)

Esta verificación se realiza colocando el gantry y el colimador a  $0^\circ$ . Enseguida, con una hoja de papel milimétrico sobre la mesa de

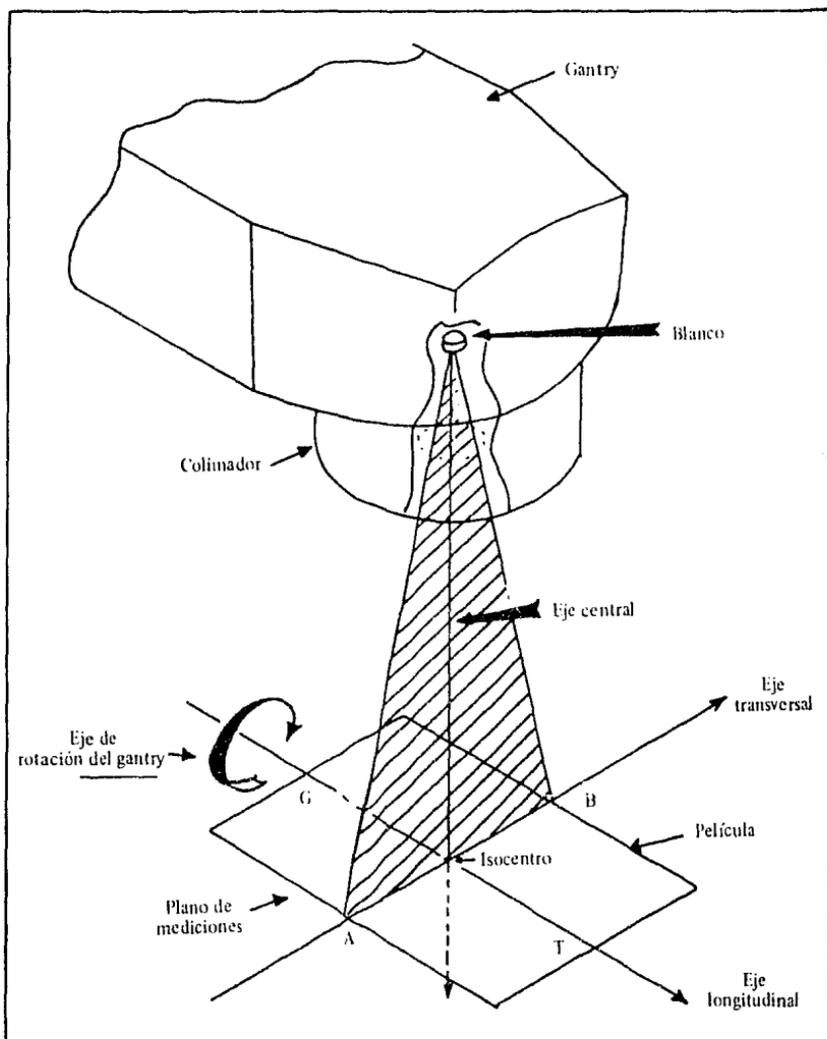


Figura 3.2. Sistema de referencia para medir los parámetros del haz de radiación. En el plano de mediciones se coloca la película para verificar el campo de radiación.

tratamiento se marca la intersección de la cruz de alambre y después se comprueba que el punto de la intersección de la cruz de alambre y la marca de 100 cm de la escala estén dentro de  $\pm 2$  mm (usualmente la distancia blanco-isocentro es de 100 cm).

#### 4. ALINEACION DEL CAMPO DE RADIACION

En las siguientes pruebas, de los puntos 4.1 al 4.5, se utiliza la película X-OMAT-TL de Kodak o equivalente. En todas las pruebas se coloca el gantry a  $0^\circ$  y el tamaño del campo se fija con los controles de tamaño de campo que muestran el tamaño del campo en isocentro.

Antes de exponer las películas para verificar el campo de radiación se les marca el punto de intersección de la cruz de alambre y cada una de las orillas del campo por comprobar, con la utilización del sistema de referencia de la figura 3.2.

La película utilizada para verificar la alineación del campo de radiación se coloca a un metro del blanco (en el plano que pasa por el isocentro) bajo condiciones de equilibrio electrónico y se expone a una dosis de 0.08 Gy (8 rad) con rayos X de la energía disponible en el acelerador.

Las pruebas de alineación del campo de rayos X se realizan exponiendo las placas de película al campo de radiación como se muestra el siguiente cuadro:

<i>Núm. de película expuesta</i>	<i>Tamaño del campo a isocentro</i>	<i>Angulo del colimador</i>
1	4 cm X 4 cm	$0^\circ$
2	4 cm X 4 cm	$90^\circ$
3	10 cm X 10 cm	$0^\circ$
4	10 cm X 10 cm	$90^\circ$
5	25 cm X 25 cm	$0^\circ$
6	25 cm X 25 cm	$90^\circ$
7	40 cm X 40 cm	$0^\circ$
8	40 cm X 40 cm	$90^\circ$

#### 4.1. Alineación del tamaño real del campo de radiación con el tamaño de campo mostrado en los controles de tamaño de campo.

Con un densitómetro que tenga una abertura de un milímetro de diámetro, medir las dimensiones reales del campo de radiación en ambas direcciones A-B y G-T de todas las exposiciones tomadas en el punto 4. Las dimensiones reales del campo de rayos X en la película está dado entre las líneas de 50% de densidad óptica relativa con respecto al centro del campo de rayos X (figura 3.3).

La diferencia entre el tamaño del campo mostrado en los controles de tamaño de campo y el tamaño real del campo de radiación medido con un densitómetro debe estar dentro de  $\pm 2$  mm.

Esta prueba permite verificar la linealidad entre el tamaño real del campo de radiación en el rango de 4 cm  $\times$  4 cm a 40 cm  $\times$  40 cm

#### 4.2. Alineación del tamaño real del campo de radiación con el tamaño del campo óptico (campo de luz)

En cada una de las exposiciones tomadas en el punto 4 verifica que la diferencia entre el tamaño real del campo de radiación y el tamaño del campo de luz (campo óptico) marcado en la película ante

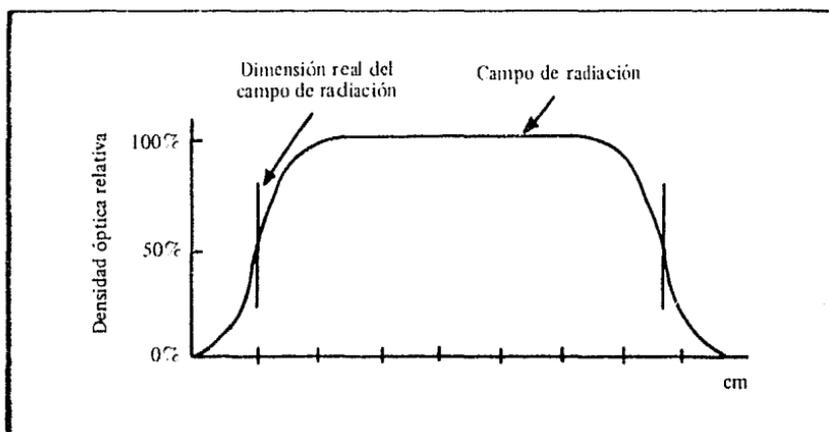


Figura 3.3. Gráfica de la dimensión real del campo de radiación en centímetros con respecto a 50% de la densidad óptica relativa.

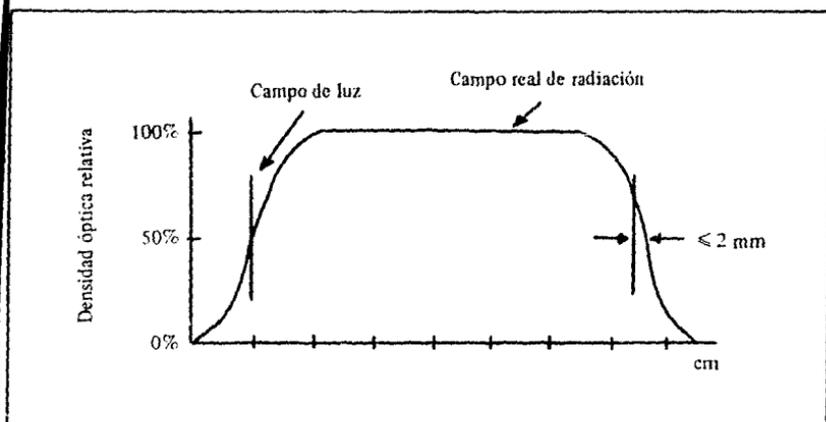


Figura 3.4. Gráfica del tamaño real del campo de radiación en comparación con el campo de luz.

de la exposición estén dentro de  $\pm 2\text{ mm}$  (figura 3.4). La coincidencia del campo de luz con el campo real de radiación debe verificarse a distancias mayores de un metro del blanco.<sup>32, 33</sup>

#### 4.3. Alineación del campo de luz con el campo mostrado en los controles de tamaño de campo

Verificar que la diferencia entre el tamaño del campo de luz y el campo mostrado en los controles de tamaño de campo estén dentro de  $\pm 1.5\%$  en el rango de  $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$  a  $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ .<sup>32</sup>

#### 4.4. Alineación del centro del campo de radiación

Usando las exposiciones 3 y 4 enlistadas en la sección 4 se procede a verificar que la diferencia entre las orillas del campo real de radiación y las del campo óptico estén dentro de  $\pm 2\text{ mm}$ . Se comprueba que la diferencia entre el centro del campo de rayos X y el isocentro estén dentro de  $\pm 1.5\text{ mm}$ . El centro del campo de radiación se determina al seleccionar un campo rectangular lo menos ancho posible y una longitud de  $25\text{ cm}$  y se expone una película en isocentro bajo condiciones de equilibrio electrónico al campo de radiación rectangular a inter-

valos de  $45^\circ$  y el punto en el cual se crucen los campos rectangulares es el centro del campo de radiación.<sup>32</sup>

Se coloca un filtro en cuña de  $45^\circ$  en el colimador y con una cámara de ionización situada en el isocentro bajo condiciones de equilibrio electrónico, se hacen cuatro mediciones de la dosis en los cuatro ángulos cardinales del colimador (0, 90, 180 y  $270^\circ$ ). Las dosis así medidas no deberán diferir por más de  $\pm 1\%$ .

#### 4.5. Verificación de la penumbra

La penumbra se define como la distancia que hay entre 80 y 20% de densidad óptica. Si se usan las exposiciones 1, 3, 5 y 7 se medirá la distancia entre 80 y 20% de densidad óptica en cada una de las orillas del campo, la penumbra así medida deberá estar dentro de 8 mm.<sup>33</sup>

### 5. ALINEACION DE LA MESA DE TRATAMIENTO

El gantry y el colimador se colocan a  $0^\circ$ . La mesa de tratamiento se sube hasta que su superficie pase a través del isocentro, se coloca en ella una hoja de papel milimétrico y se marca el isocentro en él. Enseguida, girar la mesa  $180^\circ$  a intervalos de  $45^\circ$ , y luego marcar las intersecciones de la cruz de alambre sobre el papel y finalmente verificar que todos los puntos marcados estén dentro de un círculo de 1.5 mm de diámetro.

### 6. VERIFICACION DEL APLANAMIENTO Y SIMETRIA DEL CAMPO DE RAYOS X

Las pruebas de verificación del aplanamiento y simetría del campo de radiación se efectúan usando el sistema de dosimetría que se muestra en la figura 3.5. Este arreglo se compone de dos cámaras de ionización, una de ellas es la de referencia y la otra la cámara sonda, dos electrodos, un fantoma de agua con movimiento automático de la cámara sonda, un control de movimientos de la cámara sonda, un divisor de voltaje y un graficador X, Y.

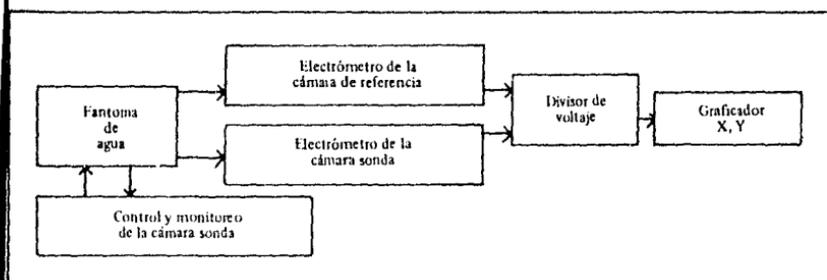


Figura 3.5. Sistema de dosimetría para obtener los perfiles del campo de radiación para efectuar las pruebas de aplanamiento y simetría; asimismo, se pueden obtener las curvas de porcentaje de dosis en profundidad con este arreglo.

La cámara de ionización de referencia se fija en el extremo del campo de radiación sobre la superficie de agua del fantoma, la cámara sonda se coloca a 10 cm de profundidad en agua y se moverá en un plano transversal al fantoma para obtener el perfil del campo de radiación. La superficie del agua en el fantoma se coloca a 90 cm del blanco, la prueba es equivalente para una distancia blanco-superficie de 100 cm y la cámara sonda a 10 cm de profundidad.

Las señales obtenidas de las cámaras de referencia y sonda se amplifican en los electrómetros y una vez amplificadas pasan al divisor de voltaje del cual se obtiene una señal para el graficador X, Y en el cual aparece la gráfica del perfil del campo de rayos X. Se debe tener la precaución que el tamaño del campo de radiación quede completamente dentro del fantoma. Estas pruebas también se pueden realizar con la técnica de película y densitómetro (apéndice C).

### 6.1. Verificación del aplanamiento del campo de radiación

Las pruebas del aplanamiento del campo de radiación se realizan bajo las siguientes condiciones: el ángulo del gantry y del colimador se seleccionan a  $0^\circ$ , el tamaño del campo por verificar se fija con los controles indicadores digitales de tamaño de campo y se obtiene el perfil del campo de radiación sobre el graficador X, Y.

Las pruebas de aplanamiento se efectúan sobre los campos de 4 cm  $\times$  4 cm, 10 cm  $\times$  10 cm, 20 cm  $\times$  20 cm, 30 cm  $\times$  30 cm y, el

campo máximo, en los ejes A-B, G-T, G/A-T/B y G/B-T/A (véase figura 3.2).

Las variaciones de intensidad sobre el perfil del campo de radiación (definido entre los puntos de 80% de dosis relativa) no deberá exceder de  $\pm 3\%$  del valor promedio numérico del máximo y el mínimo de la intensidad.<sup>33</sup> El valor promedio numérico está dado por:

$$V_p = \frac{V_{ms} - V_{mi}}{2}$$

Donde  $V_p$  es el valor promedio numérico,  $V_{ms}$  es el valor máximo superior del perfil y  $V_{mi}$  es el valor mínimo inferior del perfil.

En la figura 3.6, se da un ejemplo de la prueba de aplanamiento sobre un campo de 20 cm  $\times$  20 cm de rayos X de 8 MV.

## 6.2. Verificación de la simetría del campo de radiación

Usando los perfiles obtenidos en la sección 6.1, verificar que la asimetría del campo de rayos X esté dentro de  $\pm 2\%$  para todos los campos.

La verificación de la simetría se realiza —en este caso, en particular, sobre el eje A-B— por medio de la comparación de las lecturas de dosis en cada uno de los puntos escogidos del perfil de rayos X y aplicando la siguiente ecuación:

$$A_{A-B} = 1/n ((A_1 + A_2 + A_3 + \dots + A_n) - ([B_1 + B_2 + B_3 + \dots + B_n]) 100\%/D_0)$$

Donde:  $A_{A-B}$  es la asimetría en el eje A-B;  $A_1, A_2, \dots$ , etc. es la dosis en los puntos  $A_1, A_2, \dots$ , etc.;  $B_1, B_2, \dots$ , etc. es la dosis en los puntos  $B_1, B_2, \dots$ , etc.;  $n$  es el número de medidas sobre el perfil y  $D_0$  es la dosis en la intersección del eje central con el perfil y usualmente se toma como 100%. Este mismo procedimiento se sigue para verificar la asimetría de los ejes G-T, G/A-T/B y G/B-T/A.

En la figura 3.6, se presenta un ejemplo de las pruebas de asimetría de un campo de 20 cm  $\times$  20 cm de rayos X de 8 MV, en los ejes A-B y G-T.

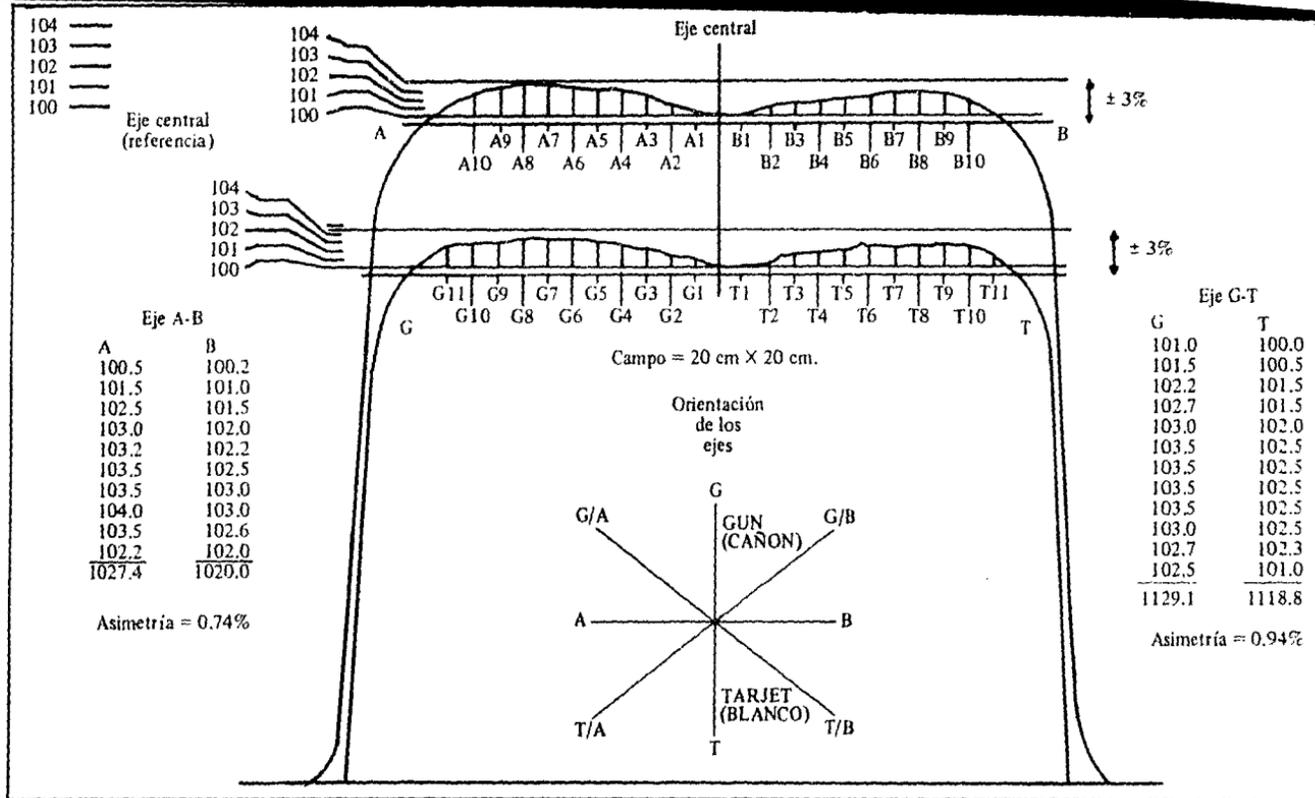


Figura 3.6. Verificación del aplanamiento y simetría del campo de radiación.

## 7. VERIFICACION DE LA ENERGIA DE LOS RAYOS X

El método directo de determinar la máxima energía de los rayos X con energías mayores de 1.5 MV es a través de reacciones fotonucleares en elementos (de alta pureza) con energías de amarre conocidas.<sup>5</sup>

Sin embargo, para verificar la energía de los rayos X en forma rutinaria no es necesario comprobarla por métodos directos, sino que basta hacer mediciones de porcentaje de dosis en profundidad y compararla con los valores publicados para un acelerador en particular.

La energía se debe comprobar por métodos directos cuando se instala el acelerador.

Para comprobar la energía de los rayos X periódicamente en un fantoma de agua se procede como sigue:

1. Se encuentra la profundidad a la cual la dosis se reduce al 50% por ejemplo para rayos X de 8 MV:  
Energía: 8 MV, PDP\* = 50% a la profundidad de 17 cm  $\pm$  2 mm
2. Encontrando el porcentaje de dosis a la profundidad de 10 cm por ejemplo para rayos X de 10 y 15 MV:  
Energía: 10 MV, PDP (74  $\pm$  2)% a la profundidad de 10 cm.  
Energía: 15 MV, PDP (77  $\pm$  2)% a la profundidad de 10 cm.

En ambos casos, la distancia blanco-superficie es de 100 cm, el gantry y el colimador se colocan a 0° y el tamaño del campo es de 10 cm X 10 cm a la profundidad de dosis máxima.

## 8. VERIFICACION DE LA RADIACION DE FUGA DE LOS COLIMADORES

Para esta verificación tanto el gantry como el colimador se colocan a 0° y se selecciona un tamaño de campo de 10 cm X 10 cm a una distancia de 100 cm del blanco. Se mide la dosis en aire con una cámara de ionización bajo condiciones de equilibrio electrónico sobre el eje central a la distancia de 100 cm del blanco, la dosis así medida se le llama dosis de referencia.

---

\* PDP es el porcentaje de dosis en profundidad.

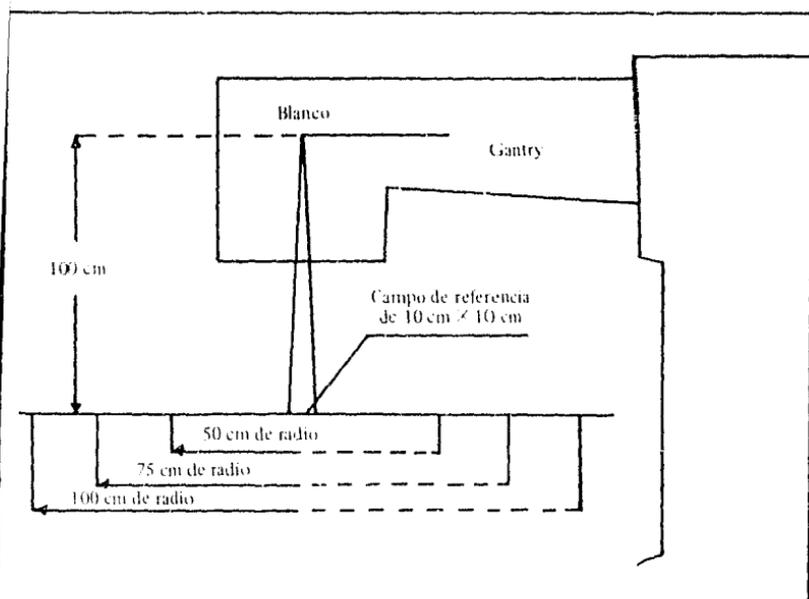


Figura 3.7. Verificación de la radiación de fuga de los colimadores móviles del acelerador lineal de electrones.

Los colimadores se cierran completamente y se mide la dosis recibida en los puntos del perímetro de una superficie circular de 50, 75 y 100 cm de radio a intervalos de  $45^\circ$ , las medidas se realizan en el plano perpendicular al eje central que se encuentra a una distancia de 100 cm del blanco (figura 3.7).

La dosis recibida en cualquiera de estos puntos no deberá exceder de 0.1% de la dosis de referencia.

## 9. VERIFICACION DE LA RADIACION DE FUGA DEL CABEZAL DEL COLIMADOR

El ángulo del gantry se coloca a  $90^\circ$  de tal manera que el haz de radiación esté dirigido horizontalmente. Medir la dosis de fuga en el cabezal del colimador en los puntos mostrados en la figura 3.8. Expresar la radiación de fuga como porcentaje de la dosis de referencia. Estas medidas se realizan a 100 cm del blanco y en los ángulos indicados en la figura 3.8.

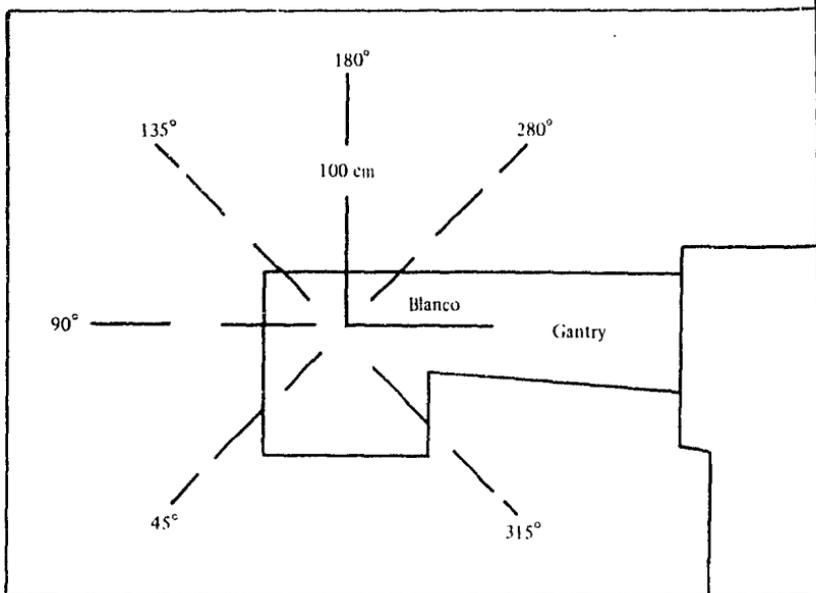


Figura 3.8. Verificación de la radiación de fuga del cabezal del colimador.

La radiación de fuga no deberá exceder de 0.1% de la dosis de referencia, posteriormente se coloca el gantry a  $0^\circ$  y se repite el proceso en el plano perpendicular al eje central.

## 10. CALIBRACION DE LAS UNIDADES MONITOR

La calibración de las unidades monitor consiste en igualar las unidades monitor del acelerador a la dosis medida en Gy, ya sea en la técnica isocéntrica o en la técnica distancia blanco-piel fija. El procedimiento de calibración de las unidades monitor es presentado en el Capítulo 5.

## 11. CALIBRACION DEL MONITOR DE RAPIDEZ DE DOSIS

La calibración del monitor de rapidez de dosis se efectúa colocando el gantry y el colimador a  $0^\circ$ , se escoge un tamaño de campo de  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  a la profundidad de dosis máxima, la superficie del fantoma

se coloca a un metro del blanco y la cámara de ionización se fija a 5 cm de profundidad sobre el eje central. La dosis medida se calcula a la profundidad de dosis máxima y se divide entre el tiempo de medición, obteniendo así la rapidez de dosis real.

## 2. VERIFICACION DE LA RAPIDEZ DE DOSIS VARIABLE

Si un acelerador puede operar con diferente rapidez de dosis se deberá determinar la dosis absorbida por unidad monitor para cada una de ellas (factor de calibración de rapidez de dosis), también se debe establecer la posible dependencia de la cámara de ionización integrada en el acelerador a diferente rapidez de dosis. Si se obtiene un mismo factor de calibración para la diferente rapidez de dosis, entonces la cámara de ionización de monitoreo integrada en el acelerador no depende de la rapidez de dosis.

Si no se obtiene el mismo factor de calibración para la diferente rapidez de dosis se debe recurrir al fabricante para que corrija la causa de la dependencia. Si no es posible corregir la falla, entonces se debe tener un factor de calibración para cada rapidez de dosis y asegurarse que el tratamiento se efectúe con la rapidez de dosis prescrita.

## 13. VERIFICACION DE LA DOSIS MEDIDA CON DIFERENTES ANGULOS DEL GANTRY

Esta verificación se lleva a cabo con el gantry y el colimador a  $0^\circ$ , el tamaño del campo de 10 cm X 10 cm a isocentro, la distancia blanco-superficie de 95 cm, la cámara de ionización se coloca a una profundidad de 5 cm en agua y en la consola de tratamiento se seleccionan 100 unidades monitor. La dosis así medida la llamaremos la dosis de referencia.

Se repiten los mismos procedimientos descritos en el párrafo anterior para los siguientes ángulos del gantry:  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ . Verificar que la dosis medida en los diferentes ángulos esté dentro de  $\pm 2\%$  de la dosis de referencia.

NOTA: En la verificación de los puntos 11 a 13 se puede utilizar una fantoma de agua o de un material equivalente al músculo.

### 3.3. PRUEBAS DE RUTINA

El mantener el acelerador lineal de electrones para uso médico en buenas condiciones para el tratamiento óptimo de pacientes se requiere que se lleven a cabo ciertas pruebas de rutina que aseguren que el paciente recibe la dosis prescrita. Estas rutinas deben estar a cargo del Departamento de Física y se efectúan periódicamente en forma independiente de la rutina de mantenimiento preventivo y correctivo establecido en los esquemas de mantenimiento del acelerador.<sup>2, 4</sup>

32 , 33

#### VERIFICACIONES SEMANALES

Estas pruebas se deben efectuar semanalmente (o más frecuentemente si se cuestiona la estabilidad del acelerador).

Se debe verificar:

1. La calibración de las unidades monitor en ambas técnicas de tratamiento (isocéntrica y DBP fija).
2. La coincidencia del campo de luz con el campo real de rayos X.
3. El distanciador óptico (escala de luz).
4. El sistema de protección de dosis (doble canal de dosimetría).
5. El buen funcionamiento de los interruptores de paro de emergencia dentro y fuera del cuarto de tratamiento.
6. El buen funcionamiento del sistema de seguridad de colisión del gantry contra la mesa de tratamiento.
7. El buen funcionamiento de la charola portaprotecciones.
8. El buen funcionamiento del switch de seguridad de la puerta de acceso al cuarto de tratamiento.
9. Las luces de señalamiento de los diferentes estados del acelerador lineal.

#### VERIFICACION MENSUAL

Se deben verificar:

1. El isocentro.
2. El tamaño real del campo de radiación en comparación con el

campo señalado en los controles indicadores digitales de tamaño de campo en isocentro.

3. La alineación del centro del campo de radiación con respecto al isocentro.
4. El funcionamiento de tratamiento con arco.
5. El sistema de interconexión de los filtros de cuña en conjunto con los selectores de tratamiento.
6. Visualmente las partes mecánicas incluyendo los colimadores y accesorios.
7. La exactitud del indicador de distancia mecánico blanco-isocentro.
8. La alineación de la mesa de tratamiento.
9. La energía de la radiación.

## VERIFICACION SEMESTRAL

Se debe verificar:

1. La radiación de fuga del cabezal y colimadores del acelerador.
2. El porcentaje de dosis en profundidad para diferentes tamaños de campo, al menos deben verificarse tres campos.
3. Los factores de transmisión de los filtros en cuña así como de sus porcentajes de dosis en profundidad.

## VERIFICACIONES ANUALES

1. Se debe realizar una calibración completa del acelerador.
2. Revisar y probar el sistema de monitoreo de la dosis de ambos canales de dosimetría (linealidad de la cámara de transmisión, dependencia de la rapidez de dosis de la cámara, etcétera).
3. Realizar las pruebas de aceptación.

Las pruebas periódicas recomendadas no agotan todas las posibles verificaciones, sólo se señalan las más importantes, pero no quiere decir que las que no aparecen lo sean menos. Las pruebas de rutina no son excluyentes entre sí.

## Capítulo 4

### DOSIMETRIA DE RAYOS X DE ALTA ENERGIA

#### 4.1. INTRODUCCION

El incremento continuo en el uso de aceleradores lineales para propósitos terapéuticos y de su mayor demanda en la exactitud de la dosis administrada, ha dado origen al desarrollo de técnicas para el cálculo de dosis debido a rayos X de alta energía y para la calibración de aceleradores lineales para uso médico con énfasis en la región de incremento (build up) en la modalidad de rayos X.

Actualmente, los laboratorios de estandarización no tienen exposiciones estándar para la medición de la dosis o calibración de instrumentos para rayos X con energías mayores que las del Cobalto-60 y rayos X de 2 MV.

La medición de la dosis absorbida a altas energías es relativa a una exposición de calibración de baja energía por medio de la teoría de la cavidad para una cámara de ionización, es decir, para medir la dosis absorbida a altas energías se calibra la cámara de ionización previamente con la energía del Cobalto-60 o con rayos X de 2 MV. La exposición de calibración para estos propósitos se hace con Cobalto-60 en Estados Unidos de Norteamérica y con rayos X de 2 MV en el Reino Unido.<sup>32</sup>

Los cálculos de dosis en el punto de interés se efectúan en relación a una dosis de referencia, la cual se escoge como la dosis máxima en el medio dispersor.

Asimismo, la medición de la dosis a altas energías o la calibración de aceleradores lineales para uso médico se realiza en un medio dispersor haciendo uso de un fantoma de agua o de un medio material con número atómico cercano al músculo.

El propósito de este capítulo es hacer un análisis de la dosimetría de rayos X de alta energía e incluye una revisión del factor de conversión de exposición en aire a dosis en agua ( $C_{\lambda}$ ), profundidad de calibración, medición de los diferentes parámetros de dosis en profundidad y mediciones experimentales.

#### 4.2. COMPONENTES QUE CONTRIBUYEN A LA DOSIS EN UN PUNTO EN UN MEDIO DISPERSOR

Cuando los rayos X pasan a través de un medio dispersor son absorbidos y dispersados produciendo electrones y fotones secundarios. En un acelerador lineal de electrones para uso médico, las componentes que contribuyen a la dosis en un punto en el medio dispersor pueden dividirse en:

1. *Componente de fotones primarios.* Son los fotones originados en el blanco, filtro de aplanamiento y sistema de colimación.

2. *Componente de electrones primarios.* Son los electrones producidos en el filtro de aplanamiento y sistema de colimación, así como también los generados en el blanco y en el aire por el haz primario de fotones.

3. *Componente de electrones secundarios.* Son los electrones generados en el medio dispersor como resultado de la interacción de fotones y electrones primarios con el medio dispersor.

4. *Componente de fotones secundarios.* Son los fotones generados en el medio dispersor por la interacción de fotones y electrones con el medio dispersor.

La primera y segunda componentes están presentes en el haz de rayos X antes de incidir en el medio dispersor, mientras que la tercera y la cuarta componentes son generadas dentro del medio dispersor debido a la interacción de las dos primeras componentes en el medio.

La componente de fotones primarios es esencialmente la combinación de fotones provenientes del blanco no atenuados que son

dispersados por el filtro de aplanamiento y sistema de colimación a través de procesos de dispersión Compton. Como la mayoría de los fotones dispersados por la interacción Compton son deflectados en pequeños ángulos y en ellos no hay una apreciable degradación de la energía.

Conforme la energía del haz aumenta, también se incrementa la generación de los procesos de producción de pares que contribuyen al haz incidente.

La dosis absorbida en la superficie del medio dispersor debido a las componentes de fotones primarios y electrones secundarios son aproximadamente cero; sin embargo, debido a la presencia de los electrones primarios, la dosis en la superficie del medio dispersor para rayos X de uso médico tiene un valor finito. Por otra parte, a grandes profundidades los electrones primarios no contribuyen a la dosis porque tienen un alcance limitado.

Se había propuesto que la componente de electrones primarios en el haz incidente puede deberse a los fotones de baja energía con características diferentes de atenuación; sin embargo, estudios recientes han mostrado que son electrones producidos en el filtro de aplanamiento y sistema de colimación y son electrones de baja energía.<sup>30</sup>

La componente de electrones secundarios es esencialmente de electrones producidos por dispersión Compton y producción de pares en el medio dispersor.

La componente de fotones del haz incidente es la responsable de la atenuación exponencial del haz, más allá de la profundidad de equilibrio electrónico.

Los electrones primarios en el haz incidente también generan electrones secundarios en la región de incremento que contribuyen a su forma a una cierta profundidad (figura 4.1).

Si se consideran las componentes antes descritas para propósitos terapéuticos se espera el siguiente comportamiento de un haz de rayos X de alta energía atravesando un medio dispersor:<sup>5</sup>

a) La forma de la curva del porcentaje de dosis en profundidad en la región de incremento y la posición de la región de dosis máxima en el eje central son alterados por el cambio de tamaño de campo debido al cambio en las componentes 2 y 3.

b) La intensidad de los electrones primarios decrece con el incremento de la distancia blanco-superficie del fantoma alterando así la

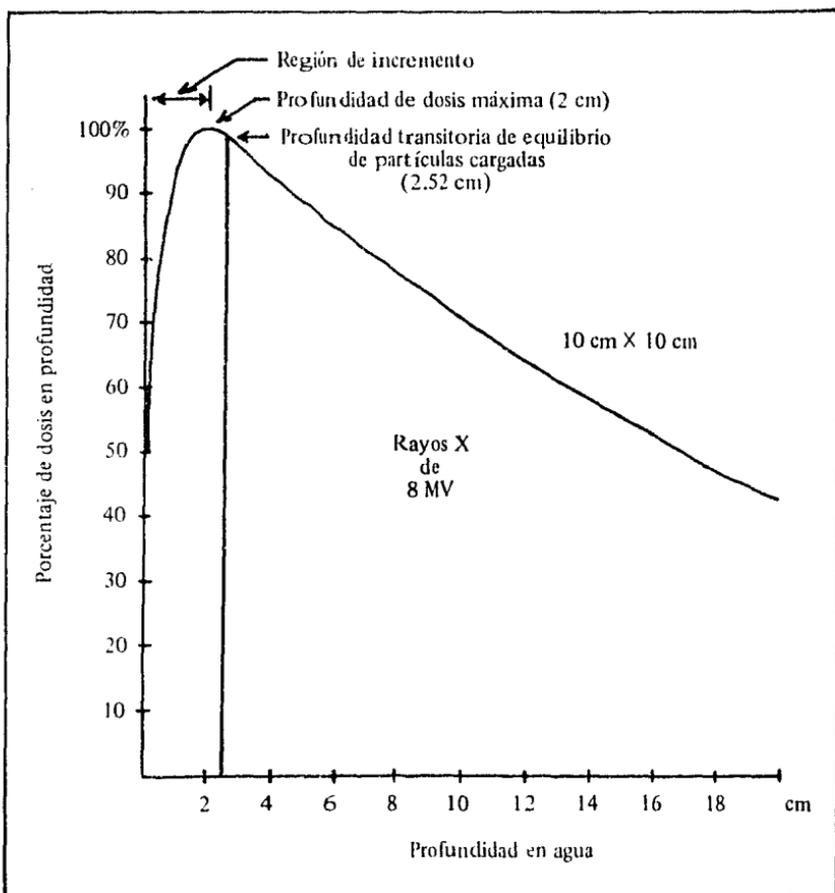


Figura 4.1. Curva de porcentaje de dosis en profundidad para una distancia blanco-piel de 100 cm.

localización de la dosis máxima y la forma del porcentaje de dosis en profundidad en la región de incremento.

c) Contrario a la profundidad de dosis máxima, la profundidad transitoria de equilibrio de partículas cargadas EPC (apéndice B) se espera que permanezca constante independientemente del tamaño del campo o de la distancia blanco-superficie, sobre un intervalo de tamaños de campo de uso clínico.<sup>6</sup>

Como consecuencia de lo antes mencionado surgen dos observaciones: la primera por definición nos indica que la cantidad de electrones generados y absorbidos son iguales a la profundidad de equilibrio

electrónico, mientras que la segunda nos indica que la máxima energía de los electrones primarios presentes en el haz de rayos X es similar o menor que la de los electrones secundarios en la región de incremento, así los electrones primarios presentes en el haz incidente no penetran el medio más allá de la profundidad de dosis máxima.

### 4.3. MEDICION DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

La teoría de Bragg-Gray<sup>17, 22, 24</sup> aplicada a una cámara de ionización colocada en agua y expuesta a rayos X de una energía  $E_\lambda$  donde  $E_\lambda$  es mayor que la energía de calibración (Co-60 ó 2 MV), requiere o supone:

1. Que el equilibrio de partículas cargadas existe en ausencia de la cámara de ionización.
2. Que la cámara de ionización no perturba el flujo de partículas cargadas, es decir, que la distribución de la energía de las partículas cargadas y la dirección del flujo de partículas no se ven perturbadas.
3. Que la producción de partículas cargadas en la pared de la cámara de ionización es despreciable, esto es, que la pared de la cámara no es diferente del medio que le rodea.
4. Que la razón promedio del poder de frenamiento másico ( $S$ ) no varía con la energía.
5. Que las partículas cargadas secundarias pierden la energía en forma continua en cada uno de los eventos, los cuales son muy numerosos.

La dosis absorbida en agua medida por una cámara de ionización está dada por la siguiente ecuación:<sup>27</sup>

$$D_\lambda = J_\lambda (W/e) (\bar{S}/\rho)_{\text{aire}, \lambda}^{\text{cap}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{cap}, \lambda}^{\text{agua}} (A \cdot P)_\lambda \quad (4.1)$$

Donde  $D_\lambda$  es la dosis absorbida en agua al centro de la cámara,  $J_\lambda$  es la carga colectada por unidad de masa de aire en la cámara,  $W$  es el cociente eV/par de iones,  $e$  es la carga electrónica,  $(\bar{S}/\rho)_{\text{aire}, \lambda}^{\text{cap}}$  es la razón promedio del poder de frenamiento másico entre el capuchón y

el aire a la energía  $E_\lambda$ ,  $\bar{\mu}_{en}/\rho$  es el coeficiente de absorción másico de la energía promedio,  $A$  es la atenuación efectiva del haz de fotones por el agua desplazada por el volumen de la cámara y  $P$  es un factor de perturbación.

$J_\lambda$  se puede obtener de dos maneras: una midiendo la carga colectada en la cavidad de la cámara haciendo una medida absoluta de masa de aire de la cavidad y la otra calculando la masa indirectamente.

La masa de aire que llena el volumen de la cavidad o su volumen equivalente se puede determinar encontrando la ecuación respectiva para calcular la dosis en agua al centro de la cámara para la energía de calibración  $E_C$ . Usando una cámara de ionización calibrada y aplicando la teoría de Bragg-Gray a la dosis medida en agua para la energía  $E_C$  obtenemos:

$$D_c = J_c(W/e)(\bar{S}/\rho)_{\text{pared, c}}^{\text{pared}} (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{pared, c}}^{\text{agua}} (A \cdot P)_c \quad (4.2)$$

La ecuación (4.2) se puede escribir de la siguiente forma:

$$D_c = L_c \cdot N_c \cdot F_c \cdot d_c \cdot P'_c \quad (4.3)$$

Comparando las ecuaciones (4.2) y (4.3) se obtienen las siguientes relaciones:

$$\begin{aligned} L_c \cdot N_c &= J_c(W/e) \\ F_c &= (\bar{S}/\rho)_{\text{pared, c}}^{\text{pared}} (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{\text{pared, c}}^{\text{agua}} \\ (d \cdot P')_c &= (A \cdot P)_c \end{aligned} \quad (4.4)$$

La ecuación (4.3) establece una relación entre la carga por unidad de masa  $J_c$  y las lecturas obtenidas de la cámara de ionización  $L_c$ .  $N_c$  es el factor de calibración a la energía  $E_C$ , el cual está dado por un laboratorio regional de calibración;  $F_c$  es el factor de conversión de dosis en aire a dosis en agua;  $d_c$  es el factor efectivo de atenuación del haz de fotones por el agua desplazada por la colocación de la cámara. Note que en la ecuación (4.2)  $\bar{S}/\rho$  y  $\bar{\mu}_{en}/\rho$  son calculados para el material de la pared de la cámara.

Si la masa de aire de la cavidad de la cámara se elimina entre las ecuaciones (4.2) y (4.3), se obtiene:

$$J_c(W/e) = \frac{L_c \cdot N_c \cdot F_c \cdot d_c \cdot P'_c}{(\bar{S}/\rho)_{\text{pared, aire, c}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, pared, c}}} \frac{(A \cdot P)_c}{(A \cdot P)_c} \quad (4.5)$$

Sustituyendo la ecuación (4.5) en la ecuación (4.1), se obtiene:

$$D_\lambda = L_c \cdot N_c \frac{(\bar{S}/\rho)_{\text{cap, aire, } \lambda} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, cap, } \lambda}}{(\bar{S}/\rho)_{\text{pared, aire, c}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, pared, c}}} F_c \cdot d_c \cdot P'_c \frac{(A \cdot P)_\lambda}{(A \cdot P)_c} \quad (4.6)$$

La ecuación (4.6) se puede escribir de la siguiente forma:<sup>4, 20, 22, 24, 32, 33</sup>

$$D_\lambda = L_\lambda \cdot N_c \cdot C_\lambda \quad (4.7)$$

Donde:

$$C_\lambda = \frac{(\bar{S}/\rho)_{\text{cap, aire, } \lambda} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, cap, } \lambda}}{(\bar{S}/\rho)_{\text{pared, aire, c}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, pared, c}}} F_c \cdot d_c \cdot P'_c \frac{(A \cdot P)_\lambda}{(A \cdot P)_c} \quad (4.8)$$

La lectura  $L_\lambda$  debe ser corregida por presión y temperatura si no se dispone de una fuente de referencia para calibrar la cámara de ionización.

#### 4.4. SITUACIONES ESPECIALES PARA $C_\lambda$ <sup>27</sup>

La ecuación (4.8) representa a  $C_\lambda$  cuando el capuchón y el material de las paredes de la cámara son diferentes del agua.

Se consideran los siguientes casos especiales para  $C_\lambda$ :

1. Para una cámara de ionización colocada en agua para medir la dosis y considerando que el material del capuchón de equilibrio elec-

trónico es igual al material de la pared de la cámara y éstos a su vez igual al agua, además los factores de perturbación para  $\lambda$  y  $c$  son iguales a la unidad, entonces la ecuación (4.8) se puede escribir así:

$$C_{\lambda} = \frac{(\bar{S}/\rho)_{\text{agua}}}{(\bar{S}/\rho)_{\text{aire}, \lambda}} (F \cdot d)_c \frac{A_{\lambda}}{A_c} \quad (4.9)$$

Suponiendo que  $A_{\lambda} = A_c$ ; entonces  $C_{\lambda}$  está dada por:

$$C_{\lambda} (G, M) = \frac{(\bar{S}/\rho)_{\text{agua}}}{(\bar{S}/\rho)_{\text{aire}, c}} F_c \cdot d_c \quad (4.10)$$

La ecuación (4.10) fue derivada originalmente por Greene-Massey

2. Para una cámara de ionización con cierto espesor en la pared y sin capuchón (s/cap) de equilibrio electrónico expuesta a una radiación con una energía  $E_{\lambda} > E_c$ , entonces el material del capuchón es igual al del agua, en este caso tenemos:

$$C_{\lambda} (s/cap) = \left( \frac{\bar{\mu}_{en}/\rho}{\bar{S}/\rho} \right)_{\text{pared}} \frac{\text{agua}}{\text{agua}, c} C_{\lambda} (cav) \quad (4.11a)$$

En la ecuación (4.11a) se consideran nuevamente los factores de perturbación para  $\lambda$  y  $c$  como la unidad, así  $A_{\lambda}$  es igual a  $A_c$  entonces se obtiene:

$$C_{\lambda} (s/cap) = \left( \frac{\bar{\mu}_{en}/\rho}{\bar{S}/\rho} \right)_{\text{pared}} \frac{\text{agua}}{\text{agua}, c} C_{\lambda} (G, M) \quad (4.11b)$$

3. Finalmente se obtiene la expresión para  $C_{\lambda}$  cuando el capuchón se coloca en la cámara y su material es diferente del agua, es decir, el material del capuchón y el de la pared son diferentes al agua, en este caso se obtiene:

$$C_{\lambda} (c/cap) = \left( \frac{\bar{\mu}_{en}/\rho}{\bar{S}/\rho} \right)_{\text{pared}} \frac{\text{agua}}{\text{agua}, c} \left( \frac{\bar{\mu}_{en}/\rho}{\bar{S}/\rho} \right)_{\text{cap}, \lambda} C_{\lambda} (cav) \quad (4.12a)$$

Aplicando a la ecuación (4.12a) las mismas consideraciones hechas para obtener la ecuación (4.10) se obtiene la siguiente ecuación:

$$C_{\lambda} (c/cap) = \left( \frac{\bar{\mu}_{en}/\rho}{\bar{S}/\rho} \right)_{\text{pared}} \left( \frac{\bar{\mu}_{en}/\rho}{\bar{S}/\rho} \right)_{\text{agua, c}} C_{\lambda} (G, M) \quad (4.12b)$$

Es importante mencionar que los valores actuales publicados de  $C_{\lambda}$  no consideran el uso del capuchón de equilibrio electrónico cuando se realizan mediciones en un medio dispersor, por lo que no es necesario utilizarlo para medir la dosis en agua. Sin embargo, existe una diferente  $C_{\lambda}$  para diferentes situaciones, por ejemplo si la medición de la dosis se realiza con el capuchón, entonces se necesita una  $C_{\lambda}$  con capuchón.

Desafortunadamente ha habido alguna confusión en los procedimientos prácticos de calibración, donde se pregunta si es o no necesario usar el capuchón de equilibrio electrónico para realizar medidas en fantoma.

El protocolo de SCRAD<sup>36</sup> expresa lo siguiente: "Note que el producto LN representa la exposición debida solamente a la energía del Co-60 y que el capuchón de equilibrio electrónico con el cual la cámara fue originalmente calibrada debe ser colocado en la cámara para todas las mediciones hechas en fantoma." Esto implica que como el capuchón de equilibrio electrónico fue usado para calibrar la cámara de ionización a la energía del Co-60 es necesario usar el capuchón para medir la dosis a altas energías. Sin embargo, la ecuación (4.3) muestra que el factor de calibración  $N_c$  es usado para determinar indirectamente la masa de aire en la cavidad de la cámara, una cantidad la cual es independiente si se coloca o no el capuchón. La determinación de la masa o volumen de aire a través de  $N_c$  ha sido enfatizado antes por Johns y Cunningham.<sup>24</sup>

Por eso, en principio, cuando se usen los valores de  $C_{\lambda}$  publicados en los protocolos para altas energías, el capuchón no deberá ser usado para medir la dosis. Los valores para  $C_{\lambda}$  publicados están calculados a partir de la ecuación (4.10) y son los calculados originalmente por Greene-Massey.

En las cámaras de ionización, las paredes de acrílico son equivalentes al agua y las paredes de carbón son equivalentes al aire para las energías del Co-60 y rayos X de 4 MV.

La  $C_\lambda$  para cámaras con paredes de carbón muestran diferencias con la  $C_\lambda$  (G, M) sobre un amplio rango de energías; sin embargo vemos de los valores publicados por Kutcher<sup>27</sup> estas diferencias a energías menores de 10 MV son mínimas, entonces la  $C_\lambda$  para las cámaras de ionización con pared de carbón es cercano al valor de  $C_\lambda$  (G, M) esto ocurre debido a que los factores de las paredes de carbón son eliminados por los factores de desplazamiento a esas energías; por otra parte, el factor de desplazamiento en altas energías es cercano a la unidad.

De los valores de  $C_\lambda$  publicados por Kutcher<sup>27</sup> se puede obtener el tamaño del error que puede ocurrir en la calibración de rayos X de alta energía usando una cámara de ionización convencional y los valores comunes de  $C_\lambda$  (apéndice D). Errores significativos pueden ocurrir para energías superiores a los 20 MV.

Usando los valores publicados de  $C_\lambda$  (apéndice D) se pueden llegar a cometer errores mayores a 5% en la medida de la dosis de un haz de rayos X de alta energía usando cámaras de ionización disponibles en el mercado; este error dependerá si se usa o no el capuchón, dependiendo también del material, espesor y de la energía de los rayos X.

Las más recientes consideraciones sobre  $C_\lambda$  y la teoría de Bragg-Gray aparecen en los protocolos<sup>3, 21, 32, 33</sup> publicados recientemente por los organismos especialistas en la materia en los cuales se sustituye el valor de  $C_\lambda$  por una serie de factores que van a depender del tipo de cámara de ionización utilizada, del medio dispersor y de la energía del haz de radiación. Asimismo se recomienda en ellos que cada institución en particular realice su dosimetría midiendo o calculando todos los parámetros necesarios para el cálculo de la dosis en función de los equipos que estén usando.

#### 4.5. MEDICION DE LA DOSIS ABSORBIDA EN TEJIDO

La medición de la dosis absorbida en tejido debido a rayos X de alta energía se realiza colocando una cámara de ionización en un fantoma de agua o material equivalente al agua. Las lecturas obtenidas del dosímetro son corregidas por un factor de conversión de dosis en agua a dosis en tejido, es decir, la ecuación (4.7) se escribirá:

$$D_t = L_\lambda \cdot \phi \cdot N_c \cdot C_\lambda \cdot F_t \quad (4.13)$$

Donde:  $D_t$  es la dosis en tejido,  $F_t$  es el factor de conversión de dosis en agua a dosis en tejido y su valor es 0.99 para rayos X de 2 a 5 MV y 0.98 para rayos X de 25 a 50 MV, estos factores son la razón del coeficiente de absorción másico de energía de músculo a agua<sup>32</sup> y es el factor de corrección por presión y temperatura.

#### 4.6. MEDICION DE LA DOSIS ABSORBIDA A PROFUNDIDADES DIFERENTES DE LA PROFUNDIDAD DE DOSIS MAXIMA

Para obtener la dosis a otras profundidades diferentes de la profundidad de dosis máxima se aplica la siguiente ecuación:<sup>2</sup>

$$D_d = \frac{D_{\text{máx}}}{PDP_{\text{máx}}} PDP_d \quad (4.14)$$

Donde:  $D_d$  es la dosis en agua medida a la profundidad  $d$  (figura 4.2d),  $D_{\text{máx}}$  es la dosis a la profundidad  $x$  de dosis máxima (figura 4.2b),  $PDP_{\text{máx}}$  y  $PDP_d$  es el porcentaje de dosis a la profundidad de dosis máxima y  $d$  respectivamente.

Sustituyendo  $D_d$  de la ecuación (4.14) por  $D_t$  en la ecuación (4.13) se obtiene:

$$D_{\text{máx}} = \frac{100\% \cdot L_\lambda \cdot \phi \cdot N_c \cdot C_\lambda \cdot F_t}{PDP_d} \quad (4.14a)$$

La ecuación (4.14a) expresa la dosis a la profundidad de dosis máxima, pero con la medición de la dosis realizada a la profundidad  $d$ . Esta ecuación es usada para calibrar las unidades monitor del acelerador lineal de electrones en la modalidad de rayos X, en la técnica distancia blanco-piel fija.

#### 4.7. PROFUNDIDAD DE CALIBRACION DE ACELERADORES CON RAYOS X DE ALTA ENERGIA

La medición de la dosis debida a rayos X de alta energía para uso médico debe realizarse a una profundidad donde la mayoría de los

<i>Energía del Haz</i>	<i>Profundidad</i>
Cs-137 y Cobalto-60	5 cm
Rayos X de 2 a 10 MV	5 cm
Rayos X de 11 a 25 MV	7 cm
Rayos X de 26 a 50 MV	10 cm

Tabla 4.1. Profundidades de medición de la dosis para la calibración del haz de rayos X de alta energía.<sup>32</sup>

tumores tienen lugar, es decir, a profundidades más allá del alcance de los electrones primarios y de la profundidad de equilibrio electrónico.

La medición de la dosis se realiza en un fantoma de agua o material equivalente al agua, a una profundidad que previamente ha sido establecida y va a depender de la energía del haz de rayos X (tabla 4.1).

Las ventajas de colocar la cámara de ionización a profundidades mayores que la profundidad de dosis máxima son:

1. La respuesta de la cámara no se ve afectada por los electrones contaminantes del haz de rayos X o por la posibilidad de una región insuficiente de incremento electrónico.
2. La cámara se localiza a profundidades a las cuales se da el tratamiento, que es la máxima dosis absorbida; así, las diferencias entre los valores de dosis en profundidad, publicados, y los obtenidos con un acelerador en particular son minimizados.
3. Se evitan las complicaciones que resultan de la variación de la profundidad de dosis máxima con el tamaño de campo.

#### 4.8. MEDICION DE LOS PARAMETROS DE DOSIS EN PROFUNDIDAD

Los parámetros para determinar la dosis en profundidad son cuatro: la razón tejido-aire (RTA), el porcentaje de dosis en profundidad (PDP), la razón máxima de dosis en tejido (RMT) y el factor de retrodispersión (FRD).<sup>35</sup>

En la figura 4.2 se ilustra en forma gráfica el arreglo experimental para medir los diferentes parámetros de dosis en profundidad. Una vez

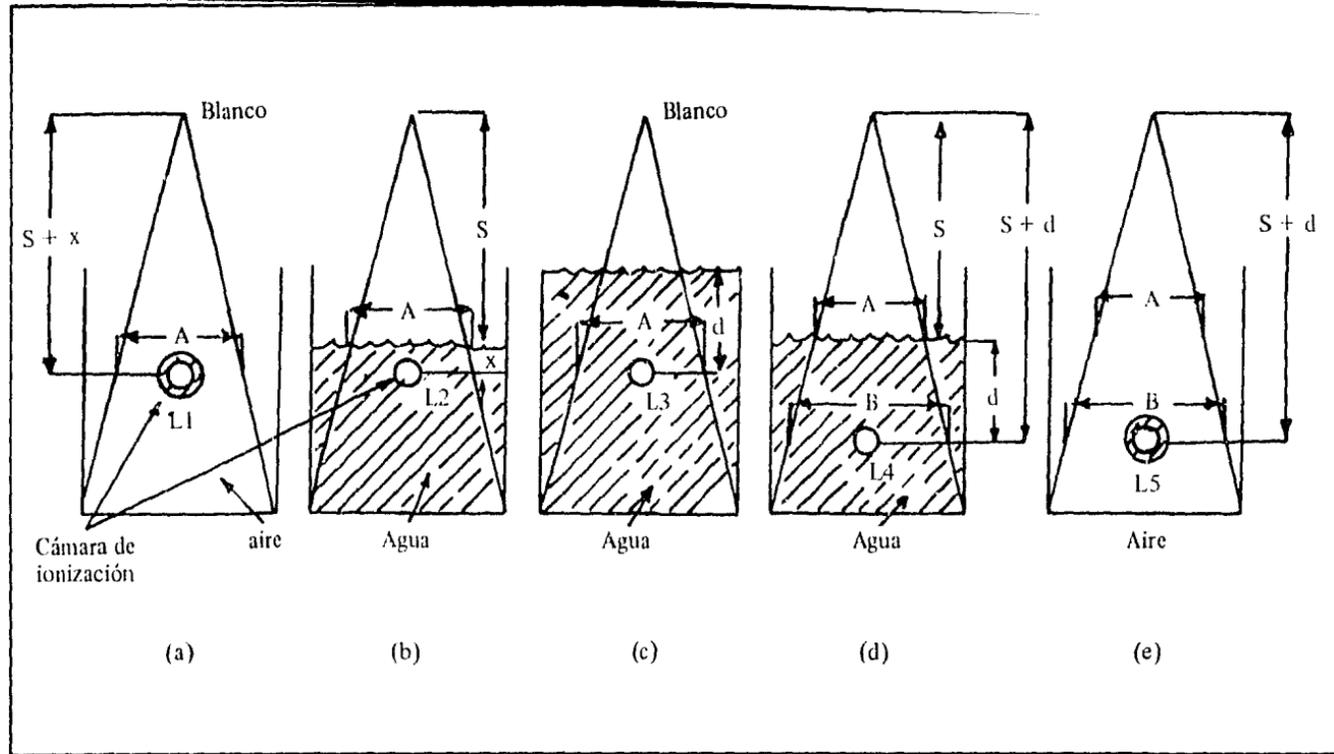


Figura 4.2. Arreglo experimental para medir los diferentes parámetros de dosis en profundidad, donde:  $S$  representa la distancia blanco-superficie,  $x$  es la profundidad de equilibrio electrónico,  $A$  es el tamaño del campo a la profundidad de equilibrio electrónico.

descrita la forma de obtener estos parámetros de modo experimenta se indicará posteriormente la manera de obtener un parámetro de ot a través de relaciones matemáticas.

En la figura 4.2a se representa una cámara de ionización con s paredes de equilibrio electrónico, la cual se coloca en aire libre sob el eje central del haz de radiación en un tamaño de campo A. La lectu obtenida por el dosímetro le llamaremos L1.

En la figura 4.2b se representa un fantoma de agua, el cual se lle hasta una altura x sobre la cámara de ionización para obtener la máxim lectura en el dosímetro (dosis máxima). La lectura obtenida es L2. x es la profundidad de equilibrio electrónico.

En la figura 4.2c el fantoma se llena con agua a una profundidad sobre el centro de la cámara y así se obtiene la lectura L3. En los caso de las figuras 4.2a-4.2c, la distancia blanco-cámara no ha cambiado.

En la figura 4.2d, el nivel de agua en el fantoma es otra vez llenad hasta una distancia S del blanco y la cámara de ionización se coloca una profundidad d bajo la superficie del agua para obtener la lectura L4. En todos los casos el tamaño del campo A es constante.

En la figura 4.2e la cámara se coloca en aire libre con sus pared de equilibrio electrónico a una distancia blanco-cámara de S + d para obtener la lectura L5.

La razón de las lecturas obtenidas definen los siguientes parámetros

$$L2/L1 = FRD(A) = RTA(x, A) \quad (4.15)$$

$$L3/L1 = RTA(d, A) \quad (4.16)$$

$$L3/L2 = RMT(d, A) \quad (4.17)$$

$$L4/L2 = PDP(d, A, S)/100 \quad (4.18)$$

$$L4/L5 = RTA(d, B) \quad (4.19)$$

Donde: RTA(x, A) es la razón tejido-aire a la profundidad d equilibrio electrónico x para un tamaño de campo A, FRD(A) es e factor de retrodispersión para un tamaño de campo A, RTA(d, A); RTA(d, B) son la razón tejido-aire a la profundidad d para un tamaño de campo A y B, RMT(d, A) es la razón máxima de dosis en tejido a l profundidad d para un tamaño de campo A y PDP(d, A, S) es el porcentaje de dosis a la profundidad d para un tamaño de campo A a l distancia blanco-superficie S.

Las siguientes relaciones se pueden obtener combinando las ecuaciones (4.15) a (4.19):

Multiplicando la ecuación (4.15) por la ecuación (4.17) e igualando la ecuación (4.16) se obtiene:

$$\text{RMT}(d, A) = \text{RTA}(d, A)/\text{FRD}(A) \quad (4.20)$$

Aplicando el cuadrado inverso  $L5/L1 = (S + x/S + d)^2$  a la ecuación (4.19) obtenemos:

$$L4/L1 = (L4/L5)(L5/L1) = (S + x/S + d)^2 \cdot \text{RTA}(d, B) \quad (4.21)$$

Combinando las ecuaciones (4.15) y (4.18) obtenemos:

$$L4/L1 = (L4/L2)(L2/L1) = 1/100 \cdot \text{PDP}(d, A, S) \cdot \text{FRD}(A) \quad (4.22)$$

Finalmente haciendo la ecuación (4.21) igual a la ecuación (4.22) obtenemos la siguiente relación:

$$\text{RTA}(d, B) = (S + d/S + x)^2 \cdot 1/100 \cdot \text{FRD}(A) \cdot \text{PDP}(d, A, S) \quad (4.23)$$

Sustituyendo la ecuación (4.23) en la ecuación (4.20) obtenemos:

$$\text{RMT}(d, B) = (S + d/S + x)^2 \cdot 1/100 \cdot \text{PDP}(d, A, S) \quad (4.24)$$

Las ecuaciones (4.15), (4.20), (4.23) y (4.24) definen las relaciones entre los cuatro parámetros de dosis en profundidad, además estos cuatro parámetros dependen de la energía de los rayos X. El RMT, RTA y el PDP disminuyen con el incremento de la profundidad y como las mediciones del PDP involucra movimientos de la cámara de ionización, esta cantidad depende de la distancia blanco-superficie.

Además de los parámetros ya mencionados se tienen otros que también son importantes para el cálculo de dosis fuera del eje central del haz de radiación y para dosimetría de campos irregulares, estos parámetros son: la razón dispersión-aire (RDA) y la razón máxima de dispersión (RMD).

Estos parámetros se pueden obtener a partir de los ya conocidos como sigue:

$$\text{RDA}(r, d) = \text{RTA}(A, d) - \text{TAO}(0, d) \quad (4.25)$$

$$\text{RMD}(r, d) = \text{RMT}(A, d) - \text{TM0}(0, d) \quad (4.26)$$

Donde: TAO es el RTA para un tamaño de campo cero, TM0 es el RMT para un tamaño de campo cero, d es la profundidad a la cual se quiere calcular la dosis y A es el área de un campo cuadrado, el cual da la misma contribución a la dosis por dispersión como la da un campo circular de radio r.

#### 4.9. MEDICIONES EXPERIMENTALES

En esta sección se verificará el porcentaje de dosis en profundidad de tres tamaños de campo del acelerador lineal de electrones para uso médico, en la modalidad de rayos X de 8 MV (SL75-14).

Una vez obtenidos los valores de porcentaje de dosis en profundidad se comparan con los valores publicados, es decir, se comparan los valores de porcentaje de dosis en profundidad de rayos X de 8 MV publicados por el *British Journal of Radiology*, supplement 11, "Depth Dose Tables for use in Radioterapy" y con los publicados por el London Hospital de Inglaterra quien tiene un acelerador SL75-14 con rayos X de 8 MV.

Posteriormente a partir de los valores de PDP se obtienen los valores de la RMT aplicando la ecuación (4.24). En la tabla 4.2 y 4.3 se presentan los datos ya descritos.

El arreglo experimental utilizado para obtener los PDP es el descrito en las figuras 4.2b y 4.2d.

El objetivo de haber realizado la medición del porcentaje de dosis en profundidad de tres tamaños de campo en la modalidad de rayos X del acelerador lineal de electrones para uso médico, SL75-14, es dar un ejemplo de la medición de uno de los parámetros de dosis en profundidad y a su vez verificar el buen funcionamiento del acelerador, ya que la diferencia entre los valores medidos y publicados están dentro de  $\pm 2\%$ .

Los pequeños errores cometidos al medir el porcentaje de dosis en profundidad pueden aumentar significativamente al calcular los valores del RMT con la ecuación (4.24) para profundidades mayores de 15 cm (tabla 4.3). La propagación de los errores es debido a cálculos aritméticos, por lo que se recomienda medir también los valores de la RMT

Prof. (cm)	6 cm X 6 cm			10 cm X 10 cm			25 cm X 25 cm		
	INC *	BJR +	LH $\phi$	INC	BJR	LH	INC	BJR	LH
1	90.8	92.5	91.5	92.7	93.0	92.7	94.8		95.0
2	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3	97.1	97.0	97.3	96.8	97.0	97.1	97.4	97.5	97.3
4	92.6	93.0	92.9	93.2	93.5	93.2	93.5	94.0	93.8
5	88.7	89.0	88.6	89.2	89.5	89.1	90.0	90.5	90.2
6	84.4	84.5	84.4	86.0	85.5	85.2	86.4	87.0	86.6
7	80.9	80.5	80.3	81.3	81.5	81.3	83.5	83.5	83.2
8	76.4	76.5	76.4	77.7	78.0	77.5	80.3	80.0	79.8
9	72.3		72.5	74.2		74.0	76.9		76.8
10	68.8	69.0	68.7	69.9	71.0	70.5	73.9	73.5	73.6
12	62.2	62.0	61.9	63.9	64.0	64.0	67.4	67.0	67.7
14	55.8	56.0	55.5	57.8	58.0	57.0	62.2	61.0	62.0
16	50.4	50.0	52.7	52.2	53.0	52.4	60.0	56.0	56.9
18	44.9	54.0	44.9	47.5	47.5	47.3	52.4	51.5	52.0
20	40.6	40.5	40.4	42.9	43.0	42.8	47.8	47.5	47.6
22	36.5	36.5	36.3	39.1	39.0	38.9	43.6	43.0	43.5
24	32.4	32.5	32.7	35.7	35.0	35.2	40.0	39.5	39.8
26	29.3	29.5	29.4	32.0	32.0	31.8	36.2	36.0	36.3
28	26.5	26.5	26.6	29.1	29.0	28.8	33.1	33.0	33.2
30	24.2	24.0	24.0	26.1	26.5	26.0	30.2	30.5	30.3

Tabla 4.2. En esta tabla se comparan los valores de porcentaje de dosis en profundidad de rayos X de 8 MV, obtenidos por diferentes instituciones. Los valores presentados del INC fueron obtenidos con un fantoma de agua con movimientos automáticos, un dosímetro Keitley, una cámara de ionización micro PTW, una distancia blanco-superficie de 100 cm y el arreglo experimental de las figuras 4.2b y 4.2d.

\* Instituto Nacional de Cancerología.    + British Journal of Radiology.     $\phi$  London Hospital.

## Razón Máxima de Dosis en Tejido

Prof. (cm)	6 cm × 6 cm		10 cm × 10 cm		25 cm × 25 cm	
	INC	LH	INC	LH	INC	LH
1	0.890	0.899	0.909	0.909	0.932	0.931
2	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
3	0.990	0.990	0.990	0.991	0.993	0.991
4	0.963	0.966	0.969	0.969	0.972	0.973
5	0.940	0.938	0.945	0.943	0.954	0.955
6	0.911	0.910	0.929	0.920	0.933	0.934
7	0.890	0.880	0.895	0.895	0.919	0.912
8	0.856	0.850	0.832	0.869	0.900	0.893
9	0.826	0.822	0.847	0.843	0.878	0.874
10	0.799	0.794	0.813	0.818	0.859	0.853
12	0.749	0.739	0.770	0.766	0.813	0.811
14	0.697	0.684	0.722	0.717	0.777	0.770
16	0.651	0.635	0.675	0.667	0.776	0.730
18	0.601	0.590	0.636	0.624	0.701	0.686
20	0.562	0.547	0.594	0.582	0.662	0.647
22	0.522	0.506	0.559	0.541	0.624	0.608
24	0.479	0.469	0.528	0.503	0.591	0.574
26	0.447	0.436	0.488	0.468	0.552	0.540
28	0.417	0.405	0.458	0.436	0.521	0.505
30	0.393	0.375	0.424	0.405	0.491	0.474

Tabla 4.3. Los valores de razón máxima de dosis en tejido (RMT) son obtenidos en el Instituto Nacional de Cancerología a partir de la tabla 4.2 y de la ecuación (4.24) y se comparan, como se observa en esta tabla, con los valores medidos y publicados por el London Hospital con un equipo similar.

## Capítulo 5

### CALIBRACION DE LAS UNIDADES MONITOR DEL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES PARA USO MEDICO EN LA MODALIDAD DE RAYOS X

#### 5.1. INTRODUCCION

La calibración de los equipos de radioterapia consiste en la determinación de la exposición o dosis absorbida por unidad de tiempo o por unidad monitor, bajo condiciones específicas en relación a los controles seleccionados en el equipo. Una calibración completa deberá incluir la determinación de la rapidez de exposición o rapidez de dosis en función del tamaño del campo para las distancias nominales de tratamiento.

En máquinas de radioterapia con fuentes radiactivas la calibración se realiza en función de la dosis absorbida a la profundidad de dosis máxima en la unidad de tiempo (Gy/min), para una distancia fuente-piel nominal de tratamiento y para los diferentes tamaños de campo utilizados en el tratamiento de pacientes. En cambio en los alrededores lineales para uso médico la rapidez de dosis es de menor importancia que las unidades monitor (unidades de dosis del acelerador), debido a que en el acelerador lineal no tiene una rapidez de dosis constante.

Antes de proceder a la calibración se deben verificar las pruebas de aceptación ya descritas en el capítulo 3. La calibración del acelerador es básicamente relacionar la dosis absorbida a la profundidad de dosis máxima con las unidades monitor y dependerá de la técnica utilizada,

es decir, calibración de las unidades monitor en técnica isocéntrica o en la técnica distancia blanco-piel (DBP) fija en referencia a un tamaño de campo. El tamaño de campo en la técnica isocéntrica es a la profundidad de isocentro, en cambio en la técnica DBP fija el tamaño de campo es a la profundidad de dosis máxima.

El propósito de este capítulo es presentar el procedimiento y un ejemplo práctico para calibrar las unidades monitor en aceleradores lineales para uso médico, en ambas técnicas (isocéntrica y DBP fija).

## 5.2. CALIBRACION DE LAS UNIDADES MONITOR: TECNICA ISOCENTRICA

La calibración de las unidades monitor en esta técnica es igual a las unidades monitor a la dosis absorbida en Gy a la profundidad de dosis máxima para un campo de referencia A de 10 cm × 10 cm.

La ecuación (4.14a) se puede escribir de la siguiente forma:<sup>32</sup>

$$D_{\text{máx}} = \frac{L_{\lambda} \cdot \phi \cdot N_c \cdot C_{\lambda} \cdot F_t}{\text{RMT}} \quad (5.1)$$

Donde:  $D_{\text{máx}}$  es la dosis en músculo a la profundidad de dosis máxima y el RMT es la razón máxima de dosis en tejido para un campo A y a una profundidad d de calibración en función de la energía de los rayos X (tabla 4.1).

De la ecuación (5.1) despejamos a  $L_{\lambda}$  que es la lectura que deberá obtenerse con el dosímetro cuando la cámara de ionización se expone a los rayos X de una energía  $E_{\lambda}$ , a la profundidad d para un campo A de referencia y obtenemos:

$$L_{\lambda} = \frac{D_{\text{máx}} \cdot \text{RMT}}{\phi \cdot N_c \cdot C_{\lambda} \cdot F_t} \quad (5.2)$$

En la ecuación (5.2) se sustituye  $D_{\text{máx}} = 1$  Gy (100 rad) y los valores de  $N_c$ ,  $C_{\lambda}$ ,  $F_t$  y  $\phi$ ; el RMT se busca en el apéndice H, para la profundidad d de calibración y un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm y se obtiene el valor de  $L_{\lambda}$ , a esta lectura le llamaremos la *lectura calculada*.

Posteriormente en un fantoma de agua se coloca la cámara de ionización a una profundidad  $d$  en el isocentro, la distancia blanco-isocentro es usualmente de 100 cm en la mayoría de los aceleradores, (figura 5.1); además se selecciona en la consola del acelerador 100 unidades monitor y se anota la lectura promedio obtenida, a esta lectura le llamaremos *lectura medida*.

Se debe verificar que la diferencia entre la lectura calculada y la lectura medida estén dentro de  $\pm 2\%$ . Si la diferencia es mayor al  $\pm 2\%$  se debe ajustar la velocidad de cuenta de las unidades monitor (ganancia de la señal de la cámara de ionización) hasta lograr que esta diferencia esté dentro del límite establecido. Una vez logrado este procedimiento se tiene la seguridad que  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ UM}$  ( $100 \text{ rad} = 100 \text{ UM}$ ) en isocentro a la profundidad de dosis máxima para un campo  $A$  de  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ .

Utilizando el procedimiento ya descrito para calibrar 100 UM, se sustituye en la ecuación (5.2)  $D_{\text{máx}} = 0.50, 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0, 4.5$  y  $5.0 \text{ Gy}$ , y se obtienen las lecturas  $L_{\lambda}$  calculadas respectivamente; y se obtienen las lecturas medidas correspondientes a 50, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450 y 500 unidades monitor y si al comparar ambas lecturas se encuentra que su diferencia está dentro de  $\pm 2\%$ , entonces se tiene la seguridad que el acelerador está calibrado para que

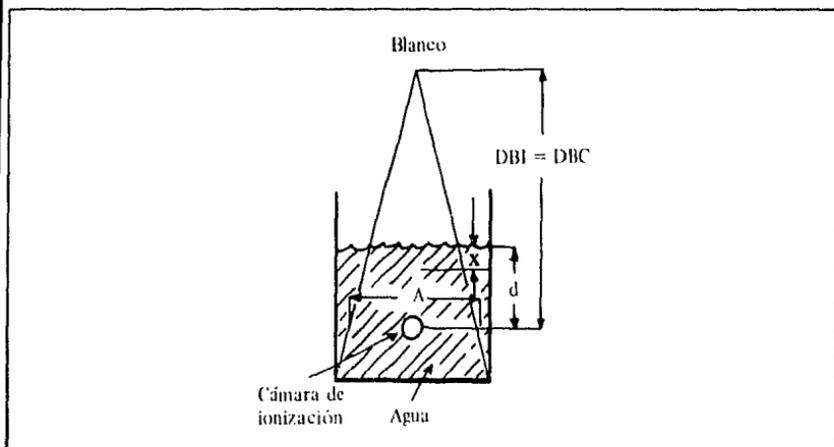


Figura 5.1. Arreglo experimental para calibrar las unidades monitor en técnica isocéntrica, donde DBI es la distancia blanco-isocentro (100 cm),  $A$  es el tamaño del campo en isocentro ( $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ ),  $d$  es la profundidad de calibración y  $x$  es la profundidad de equilibrio electrónico.

0.01 Gy = 1 UM (1 rad = 1 UM) a isocentro a la profundidad de dosis máxima, para un campo de 10 cm X 10 cm en el rango de 0.50 a 5.0 Gy

### 5.3. CALIBRACION DE LAS UNIDADES MONITOR: TECNICA DISTANCIA BLANCO-PIEL FIJA

Habiéndose ya calibrado las unidades monitor en la técnica isocéntrica lo más adecuado no sería volver a corregir la velocidad de cuenta de las unidades monitor para calibrarlas en esta técnica; entonces se procede como sigue: se selecciona una cierta cantidad de unidades monitor en la consola de tratamiento del acelerador y se mide la dosis promedio respectiva a la profundidad de dosis máxima, para un campo de 10 cm X 10 cm en  $D_{máx}$  y utilizando el arreglo experimental de la figura 5.2 y la ecuación (4.14a).

La razón de las unidades monitor dadas a la cámara y la dosis medida por la misma en Gy es el factor de calibración  $F_c$  (UM/Gy) de las unidades monitor en esta técnica.

El procedimiento para calibrar las unidades monitor en ambas técnicas se puede invertir, es decir, primero calibrar las unidades monitor

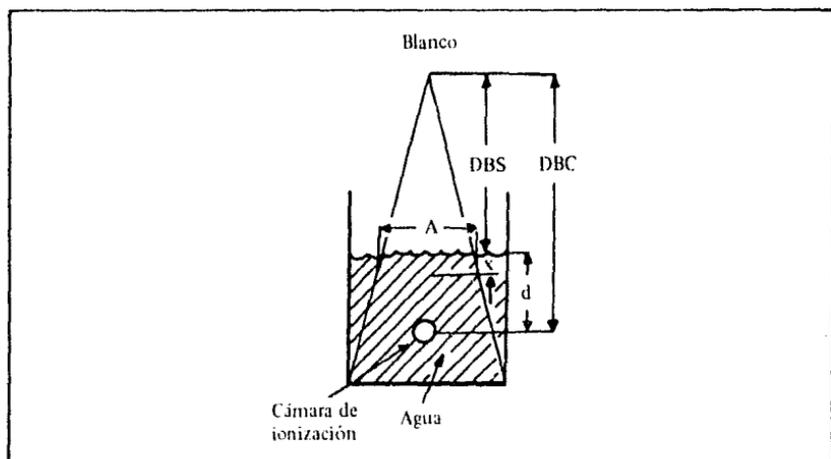


Figura 5.2. Arreglo experimental para calibrar las unidades monitor en la técnica distancia blanco-piel fija.  $A$  es el tamaño del campo 10 cm X 10 cm a la profundidad de dosis máxima,  $d$  es la profundidad de calibración,  $DBS$  es la distancia blanco-superficie que usualmente es de 100 cm.  $DBC$  es la distancia blanco-cámara ( $100 + d$ ) y  $x$  es la profundidad de equilibrio electrónico.

En la técnica distancia blanco-piel fija (igualando las unidades monitor a una cierta dosis) y después obtener un factor de calibración de las unidades monitor para la técnica isocéntrica.

Para calibrar las unidades monitor en la técnica distancia blanco-piel fija en la que una unidad monitor es igual a 0.01 Gy (1 UM = 1 rad) con un campo de 10 cm × 10 cm y a la profundidad de dosis máxima se sigue el mismo procedimiento descrito para calibrar 1 UM = 0.01 Gy en la técnica isocéntrica, pero se debe aplicar la ecuación (4.14a) y el arreglo experimental de la figura 5.2.

En algunos aceleradores lineales para uso médico, no es posible igualar las unidades monitor a una cierta dosis, en ninguna de las dos técnicas por problemas técnicos o limitaciones de diseño del acelerador, en este caso se obtiene una curva del factor de calibración graficando unidades monitor vs valores de la dosis medida en Gy correspondientes a las unidades monitor seleccionadas en la consola del acelerador para un campo de 10 cm × 10 cm y a la profundidad de dosis máxima, en el rango de dosis de uso en radioterapia para ambas técnicas.

#### 5.4. CALIBRACION DE LAS UNIDADES MONITOR DEL ACCELERADOR LINEAL DE ELECTRONES SL75-14

##### 1. TECNICA ISOCENTRICA

Energía de los rayos X	8 MV
Medio dispersor (fantoma)	agua
Distancia blanco-superficie	95 cm
Distancia blanco-cámara (isocentro)	100 cm
Profundidad de calibración	5 cm
Tamaño de campo en isocentro	10 × 10 cm
Dosímetro	Keithley, mod. 616
Cámara de ionización	Farmer (pared de carbón)
Capuchón de equilibrio electrónico	acrílico (en la cámara)

##### Lectura calculada

Dosis a la profundidad de $D_{\text{máx}}$	1 Gy (100 rad)
$N_c$ (factor de calibración de la cámara)	$48.7 \times 10^8$ R/C
RMT (razón máxima de dosis en tejido)	0.943 (apéndice H)

$C_\lambda$ (factor de conversión de dosis)	0.009 3 Gy/R (0.93 rad/R)
$\phi$ (factor de corrección por presión y temperatura)	1.26
$F_t$ (factor de conversión de dosis en agua a dosis en músculo)	0.99

Sustituyendo estos valores en la ecuación (5.2) se obtiene la siguiente lectura:

$$L = 1.669 \times 10^8 C \quad \text{ó} \quad L (\times 10^{-8}) = 1.669 C$$

Esta lectura es la que debe obtenerse para tener una dosis de 1 Gy a la profundidad de dosis máxima.

### Lectura medida

Usando el arreglo experimental de la figura 5.1 y exponiendo la cámara de ionización a 100 unidades monitor se obtiene la siguiente lectura promedio:

$$L (\times 10^{-8}) = 1.568 C$$

Si la diferencia de la lectura calculada y medida es mayor que 2% se debe corregir la velocidad de conteo de las unidades monitor y se repite el procedimiento para obtener nuevamente la lectura medida promedio, es decir:

$$L (\times 10^{-8}) = 1.667 C$$

Ahora, si la diferencia entre las lecturas calculada y medida es menor de 2%, entonces el acelerador queda calibrado de tal forma que 100 UM = 1 Gy (100 UM = 100 rad), para un campo de 10 cm X 10 cm a la profundidad de dosis máxima.

El factor de calibración ( $F_{cal}$ ) de las unidades monitor a la profundidad de dosis máxima para un campo de 10 cm X 10 cm en la técnica isocéntrica es:

---

\* Apéndice D.

$$F_{\text{cal}} = 1 \text{ UM}/0.01 \text{ Gy} \quad (5.3)$$

$$F_{\text{cal}} = 100 \text{ UM}/\text{Gy}$$

### TECNICA DISTANCIA BLANCO-PIEL FIJA

Energía de los rayos X	8 MV
Medio dispersor (fantoma)	agua
Distancia blanco-superficie	100 cm
Profundidad de calibración	5 cm
Distancia blanco-cámara	105 cm
Tamaño del campo a $D_{\text{máx}}$	10 cm × 10 cm
Dosímetro	Keithley, mod. 616
Cámara de ionización	Farmer (pared de carbón)
Capuchón de equilibrio electrónico	acrílico (en la cámara)

### Dosis medida

Unidades monitor	100
$N_c$ (factor de calibración de la cámara)	$48.7 \times 10^8 \text{ R/C}$
PDP (porcentaje de dosis en profundidad)	89.1% (apéndice I)
$C_\lambda$ (factor de conversión de dosis)	$0.0093 \text{ Gy/R (0.93 rad/R)*}$
$\phi$ (factor de corrección por presión y temperatura)	1.26
$F_t$ (factor de conversión de dosis en agua a dosis en músculo)	0.99
$L_\lambda$ (lectura promedio)	$1.435 \times 10^{-8} \text{ C}$

Sustituyendo en la ecuación (4.14a) los valores antes mencionados, se obtiene:

$$D_{\text{máx}} = 0.910 \text{ Gy (91.0 rad)}$$

\* Apéndice D.

El factor de calibración de las unidades monitor a la profundidad de dosis máxima para un campo de 10 cm × 10 cm en  $D_{\text{máx}}$  y una distancia blanco-piel de 100 cm es:

$$\begin{aligned}F_{\text{cal}} &= 100 \text{ UM}/0.910 \text{ Gy} \\F_{\text{cal}} &= 109.0 \text{ UM/Gy} \\F_{\text{cal}} &= 1.096 \text{ UM/rad}\end{aligned}\tag{5.}$$

## Capítulo 6

### CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR EN LA PLANEACION DEL TRATAMIENTO

#### 6.1. TECNICA ISOCENTRICA

En contraste con la técnica distancia blanco-piel fija, la técnica isocéntrica permite una mayor exactitud en la colocación del paciente y a su vez permite un cambio rápido del ángulo del haz sobre él, con un simple giro del gantry.

En la técnica isocéntrica el centro del tumor se coloca en el isocentro y cualquier cambio subsecuente en el ángulo del gantry, el centro del tumor permanece en el isocentro sobre el eje central del campo de radiación.

Asimismo, en la técnica isocéntrica, la distancia del blanco al centro del tumor y el tamaño del campo a la profundidad del centro del tumor (isocentro) son cantidades que permanecen constantes pero, la distancia blanco-piel, tamaño de campo sobre la piel, la dosis en piel y las condiciones de dispersión varían con el ángulo del gantry.

La principal diferencia en dosimetría entre las dos técnicas es que en la distancia blanco-piel fija, el mismo conjunto de curvas isodósicas pueden ser usadas para el cálculo de dosis, no importa que el haz de radiación tenga una angulación; sin embargo, en la técnica isocéntrica se requiere de un conjunto diferente de curvas isodósicas para cada distancia blanco-piel diferente, así como también para cada angulación del haz.

En la técnica isocéntrica, la distancia blanco-tumor es fija y la dosis a tumor depende siempre del total de tejido que el haz de radiación ha atravesado para llegar al tumor.

Como resultado del análisis anterior, las curvas estándar de isodos y las tablas de porcentaje de dosis en profundidad son de pequeño valor en la dosimetría y estimación de la distribución de la dosis en la técnica isocéntrica, por lo que se debe usar un concepto diferente de dosimetría de rayos X de alta energía.

### RAZON MAXIMA DE DOSIS EN TEJIDO (RMT)

La razón máxima de dosis en tejido es una extensión de la razón tejido-aire para altas energías, donde las medidas en aire no son aplicables y se deben reemplazar por medidas de la dosis a una cierta profundidad en un medio dispersor equivalente al tejido en referencia a la dosis medida a la profundidad de dosis máxima.<sup>12, 14</sup>

Si efectuamos dos mediciones en un punto sobre el eje central con un espesor  $d$  cm de tejido sobre él y la otra solamente con  $x$  cm de tejido, lo suficiente para proveer equilibrio electrónico, la razón de esas dos mediciones es el RMT a la profundidad  $d$ , es decir:

$$\text{RMT} = \frac{\text{dosis a la profundidad } d \text{ en tejido}}{\text{dosis a la profundidad } x \text{ en tejido}}$$

### FACTOR DE CAMPO ( $F_c$ )

En el tratamiento con rayos X de alta energía, la dosis sobre el eje central se incrementa con el tamaño del campo, debido al aumento de la dispersión; por tanto, es necesario definir un factor de campo ( $F_c$ ) que tome en cuenta este efecto para un campo dado.

$$F_c = \frac{\text{dosis a la profundidad de } D_{\text{máx}}, \text{ para un campo } A}{\text{dosis a la profundidad de } D_{\text{máx}}, \text{ para un campo de } 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}}$$

Las mediciones del factor de campo se efectúan sobre el eje central colocando la cámara de ionización a isocentro bajo condiciones de equilibrio electrónico; este factor es análogo al factor ya conocido como factor de retrodispersión para rayos X de baja energía.

Se debe recordar que la calibración del acelerador lineal es en referencia a un campo de 10 cm × 10 cm a la profundidad de dosis máxima (isocentro), es decir, la dosis en tejido a la profundidad de dosis máxima (isocentro), para un campo de 10 cm × 10 cm es igual a las unidades monitor.

## 2. CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR: TECNICA ISOCENTRICA

Si el tamaño de campo es mayor o menor que el tamaño de campo de referencia (10 cm × 10 cm), la dosis dada a tumor será mayor o menor por un factor igual al factor de campo.

Si hay más tejido entre el blanco y el tumor que el requerido para proveer equilibrio electrónico, la dosis a tumor se reduce por un factor igual al RMT (el cual puede ser la unidad o menor que ella).

De los argumentos anteriores se pueden ya calcular las unidades monitor por campo/sesión, esto es:<sup>29</sup>

$$UM_{c, s} = \frac{D_{c, s} \cdot F_{cal}}{RMT \cdot F_c} \quad (6.1)$$

Donde  $UM_{c, s}$  es la cantidad de unidades monitor por campo/sesión, para una dosis tumor por campo/sesión ( $D_{c, s}$ ); RMT es la razón máxima de tejido para un campo A y a la profundidad d;  $F_c$  es el factor de campo (apéndice G) y  $F_{cal}$  es el factor de calibración de las unidades monitor y su unidad es UM/Gy.

Si la distribución de la dosis se modifica por la colocación de un filtro en cuña, entonces se debe incluir su factor de transmisión ( $F_{cu}$ ) en el cálculo de las unidades monitor, es decir:

$$UM_{c, s} = \frac{D_{c, s} \cdot F_{cal}}{RMT \cdot F_c \cdot F_{cu}} \quad (6.2)$$

Si durante el tratamiento se utiliza una charola portaprotecciones se debe incluir su factor de transmisión ( $F_{ch}$ ) en el cálculo de las unidades monitor, esto es:

$$UM_{c, s} = \frac{D_{c, s} \cdot F_{cal}}{RMT \cdot F_c \cdot F_{cu} \cdot F_{ch}} \quad (6.)$$

En lo sucesivo cualquier filtro que se coloque entre el blanco y tumor, su factor de transmisión se incluye en el cálculo de las unidad monitor como se describe en los párrafos anteriores. Asimismo se debe corregir las unidades monitor por inhomogeneidades (ejemplo 6.1).

En el cálculo de la planeación del tratamiento es importante también determinar la dosis nominal estándar (NSD) expresada en ret (r: equivalent therapy) y se basa en la tolerancia del tejido normal adyacente al volumen tumoral, es decir, la radioterapia es limitada por tolerancia del tejido normal a la radiación ionizante.

La ecuación para calcular el NSD es:

$$NSD = \frac{D}{T^{0.11} \cdot N^{0.24}}$$

Donde: D es la dosis total en rad; N es el fraccionamiento del tratamiento (número de sesiones) y T es el tiempo total en días en el cual se da el tratamiento. Para algunas instituciones el NSD es de 1800 ret.

### 6.3. CALCULO DE PLANEACIONES: CAMPOS DIRECTOS Y PARALELOS OPUESTOS EN TECNICA ISOCENTRICA

Esta guía es para fines prácticos y no describe bases teóricas de planeación del tratamiento, para mayor información de estas bases teóricas, consultar el apéndice E.

Para el cálculo de la planeación se requieren los siguientes datos:

1. Modalidad del tratamiento, es decir, si el tratamiento es con rayos X o con electrones.
2. Energía de la radiación.
3. Profundidad del centro del tumor (isocentro).
4. Tamaño del campo en piel o isocentro.\*
5. Dosis a tumor por campo/sesión.

---

\* El tamaño del campo se define aquí como el área efectiva de irradiación.

Si el peso de los campos no es 1:1, entonces se deberá calcular la dosis a tumor por campo/sesión utilizando las ecuaciones siguientes:<sup>35</sup>

$$D_{c, s1} = D_T \frac{w_1}{w_1 + w_2 + \dots + w_n}$$

$$D_{c, s2} = D_T \frac{w_2}{w_1 + w_2 + \dots + w_n} \quad (6.3a)$$

$$D_{c, sn} = D_T \frac{w_n}{w_1 + w_2 + \dots + w_n}$$

Donde  $D_{c, s1}; D_{c, s2}; \dots; D_{c, sn}$  es la dosis dada a tumor por campo/sesión, debido al campo 1, 2, ..., n;  $D_T$  es la dosis a tumor total/sesión y  $w_1, w_2, \dots, w_n$  es el peso del campo 1, 2, ..., n.

Los cálculos se realizan siguiendo la presente guía y los resultados se anotan en la hoja de planeación propuesta que se anexa en los ejemplos

- a) Seleccionar la modalidad del tratamiento, es decir, rayos X o electrones.
- b) Energía de la radiación.
- c) Calcular la profundidad del isocentro.
- d) Calcular la distancia blanco-piel (100 - profundidad del isocentro).
- e) Si el tamaño del campo se especifica en la piel, será necesario calcularlo a isocentro usando:

$$\text{Lado del campo a isocentro} = \text{lado del campo a la DBP} \frac{100}{\text{DBP}}$$

- f) Una vez especificado el tamaño del campo a isocentro, calcular el campo cuadrado equivalente en isocentro aplicando la ecuación:

$$A = (2LW/[L + W])^2$$

Donde L es la longitud y W es el ancho del campo que tiene la misma razón del área al perímetro y A es el área del campo cuadrado equivalente.

- g) Buscar el factor de calibración de las unidades monitor, del tipo de radiación y energía que se utilizará (UM/Gy), ecuación (5.3).
- h) De la tabla del RMT obtener el RMT para la profundidad del isocentro y campo cuadrado equivalente en el mismo.
- i) De la gráfica o tabla del factor de campo vs tamaño del campo obtener el factor de campo ( $F_c$ ), para el campo cuadrado equivalente a isocentro.
- j) Si el tratamiento es con filtro en cuña, charola portaprotección etc., buscar su factor de transmisión respectivo ( $F_{cu}$ ,  $F_{ch}$ , etcétera).
- k) Establecer el peso de los campos si son diferentes de 1:1.
- l) Calcular la dosis a tumor por campo/sesión en Gy ( $D_{c,s}$ ).
- ll) Calcular las unidades monitor por campo/sesión ( $UM_{c,s}$ ).

$$UM_{c,s} = \frac{D_{c,s} \cdot F_{cal}}{RMT \cdot F_c \cdot F_{cu} \cdot F_{ch}}$$

Si el tratamiento no lleva filtro en cuña ni charola portaprotecciones, sus factores de transmisión son la unidad.

- m) Calcular la dosis a la profundidad de dosis máxima por campo/sesión, angulación estática del gantry y en caso de tratamiento con arco calcular el ángulo inicial y final de la pendulación y la rapidez de la pendulación en Gy/grado.
- n) Calcular las unidades monitor total por campo.

Los parámetros y los resultados de los cálculos de la planeación del tratamiento se anotan en la hoja de planeación respectiva que se anexa.

### *Ejemplo 6.1 (figura 6.1).*

Se desea dar un tratamiento de 3.00 Gy a 5 cm de profundidad en una sola sesión, con un campo directo y con técnica isocéntrica, el tamaño del campo en piel es de 10 cm × 5 cm, la energía de los rayos X es de 8 MV y la distancia blanco-isocentro es de 100 cm.

- a) El tratamiento es con rayos X.
- b) La energía de los rayos X es de 8 MV.
- c) La profundidad del isocentro es de 5 cm.
- d) La distancia blanco-piel es = 100 cm – 5 cm = 95 cm.

**HOJA DE PLANEACION**  
**ACELERADOR LINEAL**

Fecha _____ Exp. _____	Dosis tumor por sesión <u>3.00 Gy</u>			
Nombre <u>Ejemplo 6.1</u>	Dosis tumor total <u>3.00 Gy</u>			
Sexo _____ Edad _____	Curva de dosis modal _____			
Diagnóstico _____	Núm. de sesiones <u>1</u>			
Región a irradiar _____	Ritmo _____ Turno <u>matutino</u>			
Técnica DBP fija ( <input type="checkbox"/> ), isocéntrica ( <input checked="" type="checkbox"/> ) Estática... ( <input checked="" type="checkbox"/> ), cinética... ( <input type="checkbox"/> )	NSD <u>300</u> Ret.			
<i>C a m p o s</i>				
<i>Parámetros</i>	<i>I</i>	<i>II</i>	<i>III</i>	<i>IV</i>
Modalidad de trat. (rayos X, electrones)	Rayos X			
Energía de la radiación	8 MV			
Profundidad del tumor				
Profundidad del isocentro	5 cm			
Distancia blanco-piel	95 cm			
Tamaño de campo piel ( X ), isocentro ( )	10 cm × 5 cm			
Cuadrado equiv. piel ( ), isocentro ( X )	7 cm × 7 cm			
Factor de calibración (UM/Gy), F <sub>cal</sub>	100 UM/Gy			
% de dosis en profundidad (PDP)	...			
Razón máxima de dosis en tejido (RMT)	0.940			
Factor de campo (F <sub>c</sub> )	0.984			
Angulo del filtro en cuña				
Factor de trasm. filtro en cuña (F <sub>cu</sub> )	1			
Factor de trasm. charola/mesa (F <sub>ch</sub> )	1			
Otros factores de trasm. (F <sub>o</sub> )	1			
Pesos de los campos (1:1, 2:1, etc.)	...			
Contribución total (PDP) a tumor, Iso.	...			
Contribución relativa a 100% por campo	...			
Dosis a tumor por campo/sesión	3.00 Gy			
Unidades monitor por campo/sesión	324			
Dosis a D <sub>max</sub> por campo/sesión	3.24 Gy			
Angulación estática del gantry	0°			
Angulo inicial de pendulación	...			
Angulo final de pendulación	...			
Razón UM/grado	...			
Total de unidades monitor por campo	324			
Corrección por inhomogeneidad	...			

Observaciones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 Médico \_\_\_\_\_ Físico \_\_\_\_\_

Figura 6.1.

e) El tamaño del campo en isocentro es:

$$(10)(100/95) \text{ cm} \times (5)(100/95) \text{ cm} = 10.5 \text{ cm} \times 5.3 \text{ cm}$$

f) El tamaño del campo cuadrado equivalente es:

$$A = (2[10.5][5.3]/[10.5 + 5.3])^2 \text{ cm}^2 = (7 \text{ cm})^2 = 7 \text{ cm} \times 7 \text{ cm}$$

g) El factor de calibración es 100 UM/Gy (capítulo 5).

h) El valor del RMT es 0,940 (apéndice H).

i) El valor del factor de campo ( $F_c$ ) es 0,984 (apéndice G).

j) El tratamiento es sin filtros ni charola portaprotección.

k) No se aplica este inciso.

l) La dosis por campo por sesión ( $D_{c,s}$ ) es 3,00 Gy.

ll) Las unidades monitor por campo por sesión son:

$$UM_{c,s} = \frac{(3.00 \text{ Gy}) (100 \text{ UM/Gy})}{(0.940)(0.984)} = 324$$

m) La dosis en piel ( $D_{\text{máx}}$ ) es 3,24 Gy, el ángulo del gantry es  $0^\circ$

n) El total de unidades monitor por campo son 324.

### *Ejemplo 6.2 (figura 6.2).*

Se desea dar un tratamiento de 26.00 Gy en seis sesiones a pelvis total, usando campos paralelos opuestos en técnica isocéntrica con rayos X de 8 MV, la dimensión anteroposterior del paciente a nivel de la pelvis es de 22 cm, la profundidad del isocentro (tumor) es de 11 cm para ambos campos, el tamaño del campo en isocentro es de 16 cm X 12 cm y la distancia blanco isocentro es de 100 cm.

a) El tratamiento es con rayos X.

b) La energía de los rayos X es de 8 MV.

c) La profundidad del isocentro es 11 cm.

d) La distancia blanco-piel es = 100 cm – 11 cm = 89 cm.

e) El campo en isocentro es de 16 cm X 12 cm.

f) El tamaño del campo cuadrado equivalente es:

$$A = (2[16][12]/[16 + 12])^2 = (13.7)^2 \text{ cm}^2 = 13.7 \text{ cm} \times 13.7 \text{ cm}$$

## HOJA DE PLANEACION

### ACELERADOR LINEAL

Fecha _____ Exp. _____	Dosis tumor por sesión <u>2.17 Gy</u>			
Nombre <u>Ejemplo 6.2</u>	Dosis tumor total <u>26.00 Gy</u>			
Sexo _____ Edad _____	Curva de dosis modal <u>100%</u>			
Diagnóstico _____	Núm. de sesiones <u>6</u>			
Región a irradiar _____	Ritmo <u>5 sesiones/semana</u> Turno <u>matutino</u>			
Técnica: DBP fija ( ) , isocéntrica ( X ) Estática... ( X ), emética... ( )	NSD <u>1.346</u> Ret.			
<i>C a m p o s</i>				
<i>Parámetros</i>	<i>I</i>	<i>II</i>	<i>III</i>	<i>IV</i>
Modalidad de trat. (rayos X, electrones)	Rayos X	Rayos X		
Energía de la radiación	8 MV	8 MV		
Profundidad del tumor				
Profundidad del isocentro	11 cm	11 cm		
Distancia blanco-piel	89 cm	89 cm		
Tamaño de campo: piel ( ) , isocentro ( X )	16 cm × 12 cm			
Cuadrado equiv.: piel ( ) , isocentro ( X )	13.7 cm × 13.7 cm			
Factor de calibración (UM/Gy), $F_{cal}$	100 UM/Gy	100 UM/Gy		
% de dosis en profundidad (PDP)	...	...		
Razón máxima de dosis en tejido (RMT)	0.808	0.808		
Factor de campo ( $f_c$ )	1.016	1.016		
Ángulo del filtro en cuña	...	...		
Factor de trasm. filtro en cuña ( $f_{cu}$ )	1	1		
Factor de trasm. charola/mesa ( $f_{ch}$ )	1	1		
Otros factores de trasm. ( $F_{ot}$ )	1	1		
Pesos de los campos (1:1, 2:1, etc.)	1:1	1:1		
Contribución total (PDP) a tumor, Iso.	...	...		
Contribución relativa a 100% por campo	...	...		
Dosis a tumor por campo/sesión	2.17 Gy	2.17 Gy		
Unidades monitor por campo/sesión	265	265		
Dosis a $D_{máx}$ por campo/sesión	2.65 Gy	2.65 Gy		
Angulación estática del gantry	0°	180°		
Ángulo inicial de pendulación	...	...		
Ángulo final de pendulación	...	...		
Razón UM/grado	...	...		
Total de unidades monitor por campo	1.588	1.588		
Corrección por inhomogeneidad	...	...		

Observaciones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

Médico: \_\_\_\_\_ Físico: \_\_\_\_\_

Figura 6.2.

- g) El factor de calibración es de 100 UM/Gy (capítulo 5).
- h) El RMT es 0.808 (apéndice H).
- i) El factor de campo ( $F_c$ ) es de 1.016 (apéndice G).
- j) El tratamiento es sin filtros en cuña, ni charola portaprotecciones por tanto,  $F_{cu} = F_{ch} = 1$ .
- k) El peso de los campos es 1:1.
- l)  $D_{c,s} = 26.00 \text{ Gy}/(6) (2) = 2.17 \text{ Gy}$ .

$$ll) UM_{c,s} = \frac{(2.17 \text{ Gy}) (100 \text{ UM/Gy})}{(0.808) (1.016)} = 265$$

- m) La dosis en  $D_{m\acute{a}x}$  por campo/sesión es de 2.65 Gy, el ángulo de gantry es de 0 y 180° para el campo 1 y 2.
- n) El total de las unidades monitor por campo son 1 588.

#### 6.4. CALCULO DE PLANEACIONES: CAMPOS MULTIPLES EN TECNICA ISOCENTRICA

El cálculo de las unidades monitor en la técnica isocéntrica con campos múltiples se describe a través del ejemplo 6.3 y 6.4 en el tratamiento del cáncer cérvico-uterino utilizando la técnica de cuatro campos (técnica de caja). El mismo procedimiento se sigue para el tratamiento con campos múltiples en otras regiones del cuerpo.

##### *Ejemplo 6.3 (figura 6.3).*

Se desea dar un tratamiento a pelvis total de 60.00 Gy en 30 sesiones, con técnica isocéntrica y cuatro campos (técnica de caja), con rayos X de 8 MV. Las dimensiones anteroposterior y lateral del paciente son 22 y 30 cm, así como los tamaños de los campos son de 15 cm × 15 cm y 12 cm × 12 cm en isocentro:

1. La contribución del porcentaje de dosis en profundidad (PDP) por cada campo al tumor (isocentro) son:

## HOJA DE PLANEACION

### ACELERADOR LINEAL

Fecha _____ Exp. _____	Dosis tumor por sesión <u>2.00 Gy</u>			
Nombre <u>Ejemplo 6.3</u>	Dosis tumor total <u>60.00 Gy</u>			
Sexo _____ Edad _____	Curva de dosis modal <u>90%</u>			
Diagnóstico <u>CA CU</u>	Núm. de sesiones <u>30</u>			
Región a irradiar <u>PELVIS TOTAL</u>	Ritmo <u>5 sesiones/semana</u> Turno <u>matutino</u>			
Técnica: DDP fija ( ) , isocéntrica ( X ) Estática . . . ( X ) , cinética . . . ( )	NSD <u>1.758</u> Ret			
<i>C a m p o s</i>				
<i>Parámetros</i>	<i>I</i>	<i>II</i>	<i>III</i>	<i>IV</i>
Modalidad de trat. (rayos X, electrones)	Rayos X	Rayos X	Rayos X	Rayos X
Energía de la radiación	8 MV	8 MV	8 MV	8 MV
Profundidad del tumor	---	---	---	---
Profundidad del isocentro	11 cm	11 cm	15 cm	15 cm
Distancia blanco-piel	89 cm	89 cm	85 cm	85 cm
Tamaño de campo: piel ( ) , isocentro ( X )	15 cm × 15 cm		12 cm × 12 cm	
Cuadrado equiv. piel ( ) , isocentro ( X )	15 cm × 15 cm		12 cm × 12 cm	
Factor de calibración (UM/Gy), F <sub>cal</sub>	100 UM/Gy			
% de dosis en profundidad (PDP)	67.1%	67.1%	54.6%	54.6%
Razón máxima de dosis en tejido (RMT)	0.812	0.812	0.706	0.706
Factor de campo (F <sub>c</sub> )	1.021	1.021	1.01	1.01
Angulo del filtro en cuña	---	---	---	---
Factor de trasm. filtro en cuña (F <sub>cu</sub> )	1	1	1	1
Factor de trasm. charola/mesa (F <sub>ch</sub> )	1	1	1	1
Otros factores de trasm. (F <sub>o</sub> )	1	1	1	1
Pesos de los campos (1:1, 2:1, etc.)	1:1	1:1	1:1	1:1
Contribución total (PDP) a tumor, Iso.	243.2% (100%)		219.0% (90%)	
Contribución relativa a 100% por campo	28%	28%	22%	22%
Dosis a tumor por campo/sesión	0.622 Gy	0.622 Gy	0.489 Gy	0.489 Gy
Unidades monitor por campo/sesión	75	75	69	69
Dosis a D <sub>máx</sub> por campo/sesión	0.75 Gy	0.75 Gy	0.69 Gy	0.69 Gy
Angulación estática del gantry	0°	180°	90°	270°
Angulo inicial de pendulación	---	---	---	---
Angulo final de pendulación	---	---	---	---
Razón UM/grado	---	---	---	---
Total de unidades monitor por campo	2.250	2.250	2.070	2.070
Corrección por inhomogeneidad	---	---	---	---

Observaciones: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_  
 Médico \_\_\_\_\_ Físico \_\_\_\_\_

Figura 6.3.

<i>Campo en iso.</i>	<i>Prof. iso.</i>	<i>DBP</i>	<i>PDP. en iso.</i>	<i>Dosis relativa a iso.</i>
I (15 cm × 15 cm)	11 cm	89 cm	67.1 %	28 %
II (15 cm × 15 cm)	11 cm	89 cm	67.1 %	28 %
III (12 cm × 12 cm)	15 cm	85 cm	54.6 %	22 %
IV (12 cm × 12 cm)	15 cm	85 cm	54.6 %	22 %
			<u>243.2 %</u>	<u>100 %</u>

Para calcular el PDP en la técnica isocéntrica se utiliza la tabla de porcentaje de dosis en profundidad para la distancia blanco-piel de 90 cm (apéndice J), la distancia blanco-isocentro es de 100 cm. En este caso se aproxima la técnica isocéntrica a la técnica distancia blanco-piel fija, esta aproximación se realiza con mucho más exactitud en las computadoras que planean el tratamiento, pero la diferencia no es tan grande como se podrá comprobar comparando este cálculo con el que realiza la computadora en el ejemplo 6.5.

2. Se escoge la curva modal de 90% para prescribir los 60.00 Gy, es decir, la curva del 219% (no normalizada).

3. La dosis total al centro del tumor (isocentro) es:

$$D = \frac{243.2\%}{219.0\%} 60.00 \text{ Gy} = 66.63 \text{ Gy}$$

4. El peso de los campos es de 1:1, por lo que la contribución a la dosis tumor por cada campo es igual, es decir, 100%:

<i>Campo</i>	<i>Dosis relativa a tumor</i>	<i>Dosis total a tumor/campo</i>
I	28%	18.66 Gy
II	28%	18.66 Gy
III	22%	14.66 Gy
IV	<u>22%</u>	<u>14.66 Gy</u>
	100%	66.64 Gy

5. El tratamiento se dará en 30 sesiones, entonces la dosis por campo/sesión es:

$$\text{CAMPOS I y II} \quad D_{c, s} = 0.622 \text{ Gy}$$

$$\text{CAMPOS III y IV} \quad D_{c, s} = 0.489 \text{ Gy}$$

6. Las unidades monitor por campo/sesión se calculan con la ecuación (6.3) y se obtiene:

$$\text{CAMPOS I y II} \quad UM_{c, s} = \frac{(0.622 \text{ Gy}) (100 \text{ UM/Gy})}{(0.812) (1.021)} = 75$$

$$\text{CAMPOS III y IV} \quad UM_{c, s} = \frac{(0.489 \text{ Gy}) (100 \text{ UM/Gy})}{(0.706) (1.01)} = 69$$

7. La dosis en piel ( $D_{\text{máx}}$ ) es para los campos I y II de 0.75 Gy y de 0.69 Gy para los campos III y IV por sesión, los ángulos del gantry son 0, 180, 90 y 270°.

8. Las unidades monitor total por campo son:

$$\text{CAMPOS I y II} \quad UM_{\text{total}} = 2\,250$$

$$\text{CAMPOS III y IV} \quad UM_{\text{total}} = 2\,070$$

#### *Ejemplo 6.4*

Se calculan las unidades monitor del ejemplo 6.3, pero considerando el peso de los campos 2:1 a favor de los campos I y II.

1. Del inciso 3 del ejemplo 6.3 se obtiene la dosis a tumor total que es de:

$$D = 66.63 \text{ Gy}$$

2. La dosis a tumor/sesión (isocentro) es:

$$D_{t,s} = \frac{66.63 \text{ Gy}}{30 \text{ sesiones}} = 2.22 \text{ Gy/sesión}$$

3. El peso de los campos es 2:1 (33%:17%), entonces aplicando la ecuación (6.3a) se obtiene la dosis a tumor por campo/sesión:

CAMPOS I y II

$$D_{c,s} = 2.22 \text{ Gy} \frac{33\%}{33\% + 33\% + 17\% + 17\%} = 0.733 \text{ Gy}$$

CAMPOS III y IV

$$D_{c,s} = 2.22 \text{ Gy} \frac{17\%}{33\% + 33\% + 17\% + 17\%} = 0.377 \text{ Gy}$$

4. Las unidades monitor por campo/sesión se calculan aplicando la ecuación (6.1):

CAMPOS I y II 
$$UM_{c,s} = \frac{(0.733 \text{ Gy})(100 \text{ UM/Gy})}{(0.812)(1.021)} = 88$$

CAMPOS III y IV 
$$UM_{c,s} = \frac{(0.377 \text{ Gy})(100 \text{ UM/Gy})}{(0.706)(1.01)} = 53$$

5. La dosis en piel ( $D_{\text{máx}}$ ) es para los campos I y II de 0.88 Gy y de 0.53 Gy para los campos III y IV por sesión, los ángulos del gantry son 0, 180, 90 y 270°

6. Las unidades monitor total por campo son:

CAMPOS I y II 
$$UM_{\text{total}} = 2\ 640$$

CAMPOS III y IV 
$$UM_{\text{total}} = 1\ 590$$

### Ejemplo 6.5

El ejemplo 6.3 se calcula por medio de la computadora EMI RAD 8, en este ejemplo podemos visualizar la distribución de la dosis en el

ontorno del paciente, la distribución de la dosis se representa por curvas de isodosis de 90, 80 y 50% normalizadas a 100% y entre paréntesis se escribe el porcentaje de dosis no normalizado (figura 6.4).

### *Ejemplo 6.6*

El ejemplo 6.4 se calcula por medio de la computadora EMI RAD 8, al igual que en el ejemplo anterior, la distribución de dosis se representa por curvas de isodosis en el contorno del paciente (figura 6.5).

La diferencia que existe entre las unidades monitor calculadas manualmente y las calculadas con la computadora en el mismo ejemplo es debido a que la computadora minimiza los errores en los cálculos aritméticos y corrige por inhomogeneidades.

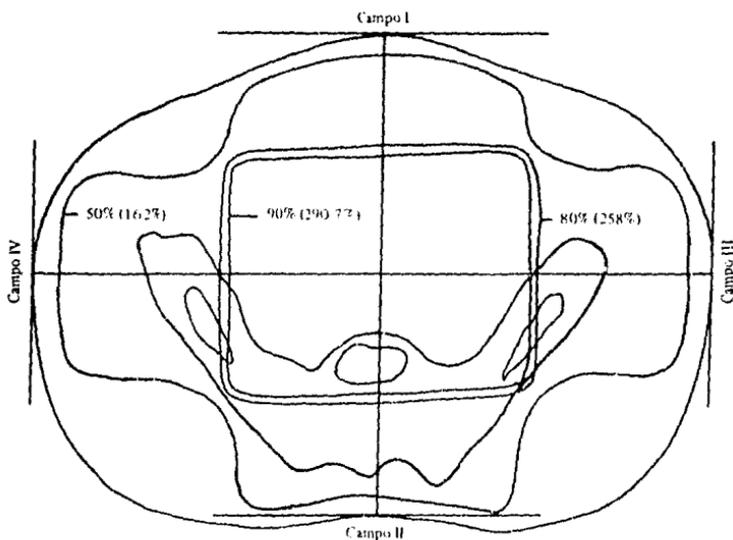
## 6.5. TECNICA: DISTANCIA BLANCO-PIEL FIJA

Cuando un haz de rayos X de baja energía (menor a 100 kV) penetra el tejido del paciente, la máxima dosis absorbida ocurre en la piel, pero si el haz de radiación es de alta energía (mayor a 1 MV) la máxima dosis absorbida será a cierta profundidad bajo la piel.

La energía de los rayos X se deposita en el tejido por la producción de electrones de alta velocidad, estos electrones son producidos en la misma dirección del haz incidente de rayos X y el rango de su trayectoria es solamente de algunos milímetros en el tejido; así, las interacciones en el segundo milímetro contribuyen a la dosis en el tercer y cuarto milímetro y así sucesivamente, dando como resultado un incremento (build up) de la dosis absorbida, hasta alcanzar un valor máximo (dosis máxima) a una cierta profundidad, la cual depende de la energía de los rayos X.

## PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD (PDP)

Si la dosis absorbida o la rapidez de dosis se conocen a la profundidad de dosis máxima, entonces la dosis en tejido a una cierta profundidad sobre el eje central del haz de radiación, puede ser calculada en función de un porcentaje de la dosis máxima (porcentaje de dosis en profundidad).



RAD-8 Versión C  
6/30/84

Size = 50%

Outline No. 49

Hosp. No. \* Inc.

Name \* Fantoma de pelvis

Consultant \*

Site \* Pelvis

Seq. No.

Normalize dose = 323

Hot spot dose (at \*H) = 100

Beam No. 1 Isocentric Linac:RX8MV

W. = 150 MM SAD = 1000 MM

L. = 150 MM ANG = 0 DEG

WEDGE = 0

Weight = 100 Norm factor = 100

Beam No. 2 Isocentric Linac:RX8MV

W. = 150 MM SAD = 1000 MM

L. = 150 MM ANG = 180 DEG

Wedge = 0

Weight = 100 Norm factor = 100

Beam No. 3 Isocentric Linac:RX8MV

W. = 120 MM SAD = 1000 MM

L. = 120 MM ANG = 90 DEG

Wedge = 0

Weight = 100 Norm factor = 100

Beam No. 4 Isocentric Linac:RX8MV

W. = 120 MM SAD = 1000 MM

L. = 120 MM ANG = 270 DEG

Wedge = 0

Weight = 100 Norm factor = 100

Campo II

Heterogeneities

A = 1.50

B = 0.33

C = 0.33

D = 0.33

E = 0.33

F = 0.33

G = 0.33

H = 0.33

CAMPOS I y II

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (100\%) (100 \text{ UM/Gy})}{(290.7\%) (1.021)}$$

$$UM_{c,s} = 67$$

CAMPOS III y IV

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (100\%) (100 \text{ UM/Gy})}{(290.7\%) (1.01)}$$

$$UM_{c,s} = 68$$

Photon

Isocenter-skin distance = 107 MM

Photon

Isocenter-Skin Distance = 109 MM

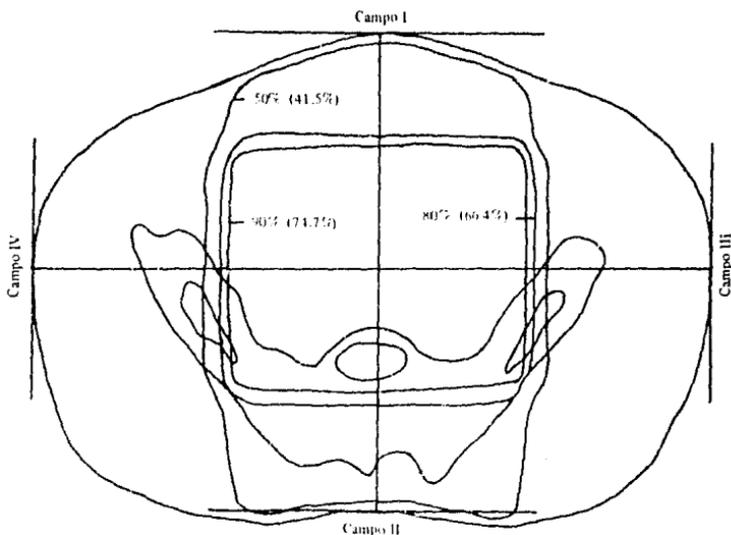
Photon

Isocenter-skin distance = 151 MM

Photon

Isocenter-skin distance = 155 MM

Figura 6.4.



RAD-8 Versión C  
6/30/84  
Size = 50%

Campo II

Outline No. 49  
Hosp. No. \* Inc  
Name \* Fantoma de pelvis  
Consultant \*  
Site \* Pelvis  
Seq. No.

Heterogeneities

A = 1.50  
B = 0.33  
C = 0.33  
D = 0.33  
E = 0.33  
F = 0.33  
G = 0.33  
H = 0.33

Normalize dose = 83  
Hot spot dose (at \*H) = 100

Beam No. 1 Isocentric Linac-RX8MV  
W. = 150 MM SAD = 1000 MM  
L. = 150 MM ANG = 0 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 33 Norm factor = 100

Beam No. 2 Isocentric Linac-RX8MV  
W. = 150 MM SAD = 1000 MM  
L. = 150 MM ANG = 180 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 33 Norm factor = 100

Beam No. 3 Isocentric Linac-RX8MV  
W. = 120 MM SAD = 1000 MM  
L. = 120 MM ANG = 90 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 17 Norm factor = 100

Beam No. 4 Isocentric Linac-RX8MV  
W. = 120 MM SAD = 1000 MM  
L. = 120 MM ANG = 270 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 17 Norm factor = 100

CAMPOS I y II

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (33\%) (100 \text{ UM/Gy})}{(74.7\%) (1.021)}$$

$$UM_{c,s} = 87$$

CAMPOS III y IV

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (17\%) (100 \text{ UM/Gy})}{(74.7\%) (1.01)}$$

$$UM_{c,s} = 45$$

Photon

Isocenter-skin distance = 107 MM

Photon

Isocenter-skin distance = 109 MM

Photon

Isocenter-skin distance = 151 MM

Photon

Isocenter-skin distance = 155 MM

Figura 6.5.

El porcentaje de dosis en profundidad es determinado por tres factores: 1, la energía del haz de radiación; 2, el tamaño del campo de radiación y, 3, la distancia blanco-piel.

En general el incremento de la energía de los rayos X dará un mayor porcentaje de dosis en profundidad, así como también un aumento del tamaño del campo de rayos X y/o en la distancia blanco-piel da por consiguiente un incremento en el porcentaje de dosis en profundidad, pero, por otra parte, la cantidad de radiación disminuye con el inverso de la distancia blanco-piel al cuadrado, entonces, para fines terapéuticos se escoge una distancia blanco-piel de tal manera que se tenga un mayor porcentaje de dosis en profundidad y una mayor rapidez de dosis tomando en cuenta las limitaciones del acelerador.

En la técnica distancia blanco-piel fija, la dosis dada al volumen de interés es una función de la distancia blanco-piel y del tejido de atenuación interpuesto entre el haz de radiación y el volumen tumoral; entonces, para el cálculo de dosis a una profundidad dada sobre el eje central se requiere de un conjunto de curvas de isodosis calculadas o medidas a una distancia blanco-piel fija nominal de tratamiento; asimismo necesita un factor de campo ( $F_c$ ), que tome en cuenta los efectos de dispersión producidos por los diferentes tamaños de campo.

En esta técnica, la distancia blanco-piel y el tamaño del campo de piel, permanece constante y la profundidad del tumor varía con la angulación del gantry, por lo que la distancia blanco-tumor es variable para cada tratamiento.

## 6.6. CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR: EN TECNICA DISTANCIA BLANCO-PIEL FIJA

Como resultado del análisis anterior y de la calibración de las unidades monitor en esta técnica se necesita conocer la dosis a tumor por campo/tratamiento, el porcentaje de dosis en profundidad para un tamaño de campo A y una profundidad d, medido a la distancia blanco-piel nominal de tratamiento; asimismo se necesita el factor de campo y calibración de las unidades monitor, esto es:

$$UM_{c,s} = \frac{100\% \cdot D_{c,s} \cdot F_{cal}}{PDP \cdot F_c} \quad (6.4)$$

Donde  $UM_{c,s}$  es la cantidad de unidades monitor, por campo/sesión para dar una dosis a tumor por campo/sesión ( $D_{c,s}$ ); PDP es el porcentaje de dosis en profundidad para un campo A y una profundidad d para la distancia blanco-piel nominal de tratamiento;  $F_c$  es el factor de campo y  $F_{cal}$  es el factor de calibración obtenido en el capítulo 4, cuyo valor es 109.0 UM/Gy.

Si durante el tratamiento se utiliza un filtro en cuña, entre el haz y el tumor para modificar la distribución de la dosis en el volumen de interés, entonces su factor de transmisión ( $F_{cu}$ ) debe incluirse en el cálculo de las unidades monitor, es decir:

$$UM_{c,s} = \frac{100\% \cdot D_{c,s} \cdot F_{cal}}{PDP \cdot F_c \cdot F_{cu}} \quad (6.5)$$

Además, si se utiliza una charola portaprotecciones durante el tratamiento, entonces se debe incluir su factor de transmisión ( $F_{ch}$ ) en el cálculo de las unidades monitor, esto es:

$$UM_{c,s} = \frac{100\% \cdot D_{c,s} \cdot F_{cal}}{PDP \cdot F_c \cdot F_{cu} \cdot F_{ch}} \quad (6.6)$$

En lo sucesivo, cualquier filtro que se coloque entre el blanco y el tumor, su factor de transmisión se debe incluir en el cálculo de las unidades monitor, como se describe en los párrafos anteriores.

Asimismo se deberán corregir las unidades monitor por inhomogeneidades.

## CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR CON CAMPOS MULTIPLES

Para el cálculo de las unidades monitor con campos múltiples, se considera que el porcentaje de dosis total en el tumor, es debido a la contribución individual de cada uno de los campos. Para el cálculo de las unidades monitor se considera el PDP total (no normalizado) en la curva modal (100, 90, 80%, etc.) y se aplica la siguiente ecuación:

$$UM_{1, 2, \dots, n} = \frac{D_t \cdot W_{1, 2, \dots, n} \cdot F_{cal}}{PDP_{modal} \cdot F_{c_1, c_2, \dots, c_n}} \quad (6.6)$$

Donde:  $UM_{1, 2, \dots, n}$  son las unidades monitor para los campos 1, 2, ..., n;  $D_t$  es la dosis a tumor por sesión;  $W_{1, 2, \dots, n}$  es el peso de los campos 1, 2, ..., n en porcentaje normalizado al 100% por ejemplo para dos campos opuestos paralelos se tiene 1:1 = 100%:100%, 1:2 = 34%:66%, etc. y  $F_{c_1, c_2, \dots, c_n}$  es el factor de campo para los campos 1, 2, ..., n respectivamente.

### 6.7. CALCULO DE PLANEACIONES: CAMPOS DIRECTOS Y PARALELOS OPUESTOS EN TECNICA DISTANCIA BLANCO-PIEL FIJA

Para el cálculo se requieren los siguientes datos:

1. Modalidad del tratamiento, es decir, si el tratamiento es con electrones o con rayos X.
2. Energía de la radiación.
3. Profundidad del centro del tumor (d).
4. Tamaño del campo en piel o en tumor.\*
5. Dosis a tumor por campo/sesión.

Si el peso de los campos no es 1:1, entonces se deberá calcular la dosis a tumor por campo/sesión siguiendo el procedimiento descrito en la técnica isocéntrica, ecuación (6.3a).

Los cálculos se realizan siguiendo la presente guía y se anotan en la hoja de planeación anexa.

- a) Seleccionar la modalidad del tratamiento, es decir, rayos X o electrones.
- b) Energía de la radiación.
- c) Calcular la profundidad del centro del tumor (d).

\* El tamaño de campo se define aquí como el área efectiva de irradiación.

- ) Determinar la distancia blanco-piel nominal de tratamiento del acelerador (usualmente es de 100 cm).
- ) Si el tamaño del campo se especifica en tumor será necesario calcularlo en piel, como sigue:

$$\text{lado del campo en piel} = \text{lado del campo en tumor} \frac{100}{100 + d}$$

- ) Una vez especificado el tamaño del campo en piel, calcular el campo cuadrado equivalente en piel aplicando:

$$A = (2LW / [L + W])^2$$

Donde L es la longitud y W es el ancho del campo que tiene la misma razón del área al perímetro, y A es el área del campo cuadrado equivalente.

- g) Se busca el factor de calibración ( $F_{cal}$ ) en el capítulo 5.
- h) Del apéndice I se obtiene el PDP para la profundidad d y el campo cuadrado equivalente en piel.
- i) De la gráfica de factor de campo vs tamaño de campo, obtener el factor de campo ( $F_c$ ), para el campo cuadrado equivalente en piel (apéndice G).
- j) Si el tratamiento es con filtro en cuña, charola portaprotecciones, etc., buscar su factor de transmisión respectivo ( $F_{cu}$ ,  $F_{ch}$ , etcétera).
- k) Establecer el peso de los campos si son diferentes de 1:1.
- l) Calcular la dosis a tumor por campo/sesión en Gy ( $D_{c,s}$ ).
- ll) Calcular las unidades monitor por campo/sesión usando:

$$UM_{c,s} = \frac{100\% \cdot D_{c,s} \cdot F_{cal}}{PDP \cdot F_c \cdot F_{cu} \cdot F_{ch}}$$

Si el tratamiento no lleva filtro en cuña ni charola portaprotecciones, sus factores de transmisión son la unidad.

- m) Calcular la dosis en piel por campo/sesión ( $D_{m\acute{a}x}$ ), angulación estática del gantry y en caso de tratamiento con arco, calcular

el ángulo inicial y final de la pendulación y la rapidez de la pendulación en Gy/grado.

- n) Calcular las unidades monitor total por campo.

*Ejemplo 6.7 (figura 6.6).*

Se calcula el ejemplo 6.1 en técnica distancia blanco-piel de 100 cm, es decir, se desea dar un tratamiento directo de 3.00 Gy en una sesión a 5 cm de profundidad con un tamaño de campo de 10 cm × 5 cm en piel, con rayos X de 8 MV.

- a) El tratamiento es con rayos X.
- b) La energía de los rayos X es de 8 MV.
- c) La profundidad del tumor es de 5 cm.
- d) La distancia blanco-piel es de 100 cm.
- e) El tamaño del campo en piel es de 10 cm × 5 cm.
- f) El tamaño del campo cuadrado equivalente es:

$$A = (2 [10][5] / [10 + 5])^2 \text{ cm}^2 = (6.7 \text{ cm})^2 = 6.7 \text{ cm} \times 6.7 \text{ cm}$$

- g) El factor de calibración es de 109.0 UM/Gy (capítulo 5).
- h) El porcentaje de dosis en profundidad es 88.7% (apéndice I).
- i) El factor de campo ( $F_c$ ) es 0.984 (apéndice G).
- j) El tratamiento es sin filtro en cuña ni charola portaprotecciones.
- k) No se aplica este inciso.
- l) La dosis por campo/sesión es de 3.00 Gy.
- ll) Las unidades monitor por campo/sesión son:

$$UM_{c, s} = \frac{(100\%)(3.00 \text{ Gy})(109.0 \text{ UM/Gy})}{(88.7\%)(0.984)} = 375$$

- m) La dosis en piel ( $D_{\text{máx}}$ ) es 3.75 Gy por campo/sesión y el ángulo del gantry es  $0^\circ$ .
- n) Las unidades monitor por campo total son 375.

*Ejemplo 6.8 (figura 6.7).*

Se calcula el ejemplo 6.2, en técnica distancia blanco-piel fija de 100 cm, es decir, se desea dar 26.00 Gy en 6 sesiones usando campos para-

## HOJA DE PLANEACION

### ACELERADOR LINEAL

Fecha _____ Exp. _____	Dosis tumor por sesión <u>3.00 Gy</u>
Nombre <u>Ejemplo 6.7</u>	Dosis tumor total <u>3.00 Gy</u>
Sexo _____ Edad _____	Curva de dosis modal _____
Diagnóstico _____	Núm. de sesiones <u>1</u>
Región a irradiar _____	Ritmo _____ Turno <u>matutino</u>
Técnica: DBP fija ( X ), isocéntrica ( ) Estática... ( X ), cinética... ( )	NSD <u>300</u> Ret.

#### C a m p o s

Parámetros	I	II	III	IV
Modalidad de trat. (rayos X, electrones)	Rayos X			
Energía de la radiación	8 MV			
Profundidad del tumor	5 cm			
Profundidad del isocentro	---			
Distancia blanco-piel	100 cm			
Tamaño de campo: piel ( X ), isocentro ( )	10 cm X 5 cm			
Cuadrado equiv.: piel ( X ), isocentro ( )	6.7 cm X 6.7 cm			
Factor de calibración (UM/Gy), $F_{cal}$	109.0 UM/Gy			
% de dosis en profundidad (PDP)	88.7%			
Razón máxima de dosis en tejido (RMT)	---			
Factor de campo ( $F_c$ )	0.984			
Angulo del filtro en cuña	---			
Factor de trasm. filtro en cuña ( $F_{cu}$ )	1			
Factor de trasm. charola/mesa ( $F_{ch}$ )	1			
Otros factores de trasm. ( $F_o$ )	1			
Pesca de los campos (1:1, 2:1, etc.)	---			
Contribución total (PDP) a tumor, Iso.	---			
Contribución relativa a 100% por campo	---			
Dosis a tumor por campo/sesión	3.00 Gy			
Unidades monitor por campo/sesión	375			
Dosis a $D_{max}$ por campo/sesión	3.75 Gy			
Angulación estática del gantry	0°			
Angulo inicial de pendulación	---			
Angulo final de pendulación	---			
Razón UM/grado	---			
Total de unidades monitor por campo	375			
Corrección por inhomogeneidad	---			

Observaciones: \_\_\_\_\_

Médico \_\_\_\_\_ Físico \_\_\_\_\_

Figura 6.6.

los opuestos. El tamaño del campo en el centro del tumor es de 16 cm × 12 cm, la separación de los campos es de 22 cm y la profundidad del centro del tumor es la línea media entre los dos campos:

- a) El tratamiento es con rayos X.
- b) La energía de los rayos X es de 8 MV.
- c) La profundidad del tumor es de 11 cm para ambos campos.
- d) La distancia blanco-piel es de 100 cm.
- e) El tamaño del campo en piel es:

$$\begin{aligned}
 &= (16) (100/100 + 11) \text{ cm} \times (12) (100/100 + 11) \text{ cm} \\
 &= 14.4 \text{ cm} \times 10.8 \text{ cm}
 \end{aligned}$$

- f) El tamaño del campo cuadrado equivalente en piel es:

$$A = (2[14.4][10.8] / [14.4 + 10.8])^2 \text{ cm}^2 = 12.3 \text{ cm} \times 12.3 \text{ cm}$$

- g) El factor de calibración es 109.0 UM/Gy (capítulo 5).
- h) El porcentaje de dosis en profundidad es 68.05% (apéndice I)
- i) El factor de campo ( $F_c$ ) es 1.01 (apéndice G).
- j) El tratamiento es sin filtros en cuña ni charola portaprotecciones.
- k) El peso de los campos es 1:1.
- l) La dosis por campo/sesión es 2.17 Gy.
- ll) Las unidades monitor por campo/sesión son:

$$UM_{c,s} = \frac{(100\%) (2.17 \text{ Gy}) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(68.05\%) (1.01)} = 344$$

- m) La dosis en piel ( $D_{m\acute{a}x}$ ) es 3.44 Gy por campo/sesión, los ángulos del gantry son 0 y 180°.
- n) Las unidades monitor total por campo son 2 064.

## 6.8. CALCULO DE PLANEACIONES: CAMPOS MULTIPLES EN TECNICA DISTANCIA BLANCO-PIEL FIJA

En esta técnica el cálculo de las unidades monitor con campos múltiples se describe a través del ejemplo 6.3 y 6.4 en el tratamiento del

## HOJA DE PLANEACION

### ACELERADOR LINEAL

Fecha _____ Exp. _____	Dosis tumor por sesión <u>2.17 Gy</u>			
Nombre <u>Ejemplo 6.8</u>	Dosis tumor total <u>26.00 Gy</u>			
Sexo _____ Edad _____	Curva de dosis modal <u>100%</u>			
Diagnóstico _____	Núm. de sesiones <u>6</u>			
Región a irradiar _____	Ritmo <u>5 sesiones/semana</u> Turno <u>matutino</u>			
Técnica DBP fija ( X ), isocéntrica ( ) Estática... ( X ), cinética... ( )	NSD <u>1.346</u> Ret. _____			
<i>C a m p o s</i>				
Parámetros	I	II	III	IV
Modalidad de trat. (rayos X, electrones)	Rayos X	Rayos X		
Energía de la radiación	8 MV	8 MV		
Profundidad del tumor	11 cm	11 cm		
Profundidad del isocentro	----	----		
Distancia blanco-piel	100 cm	100 cm		
Tamaño de campo: piel ( X ), isocentro ( )	14.4 cm × 10.8 cm			
Cuadrado equiv.: piel ( X ), isocentro ( )	12.3 cm × 12.3 cm			
Factor de calibración (UM/Gy), F <sub>cal</sub> :	109.0 UM/Gy			
% de dosis en profundidad (PDP)	68.05%	68.05%		
Razón máxima de dosis en tejido (RMT)	----	----		
Factor de campo (F <sub>c</sub> )	1.01	1.01		
Angulo del filtro en cuña	----	----		
Factor de trasm. filtro en cuña (F <sub>cu</sub> )	1	1		
Factor de trasm. charola/mesa (F <sub>ch</sub> )	1	1		
Otros factores de trasm. (F <sub>o</sub> )	1	1		
Pesos de los campos (1:1, 2:1, etc.)	1:1	1:1		
Contribución total (PDP) a tumor, Iso.	----	----		
Contribución relativa a 100% por campo	----	----		
Dosis a tumor por campo/sesión	2.17 Gy	2.17 Gy		
Unidades monitor por campo/sesión	344	344		
Dosis a D <sub>máx</sub> por campo/sesión	3.44 Gy	3.44 Gy		
Angulación estática del gantry	0°	180°		
Angulo inicial de pendulación	----	----		
Angulo final de pendulación	----	----		
Razón U M/grado	----	----		
Total de unidades monitor por campo	2 064	2 064		
Corrección por inhomogeneidad	----	----		

Observaciones: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Médico \_\_\_\_\_ Físico \_\_\_\_\_

Figura 6.7

cáncer cervicouterino, utilizando la técnica de cuatro campos (técnica de caja). El mismo procedimiento se aplica para el tratamiento con campos múltiples en otras regiones del cuerpo.

*Ejemplo 6.9 (figura 6.8).*

Se desea dar un tratamiento a pelvis total de 60.00 Gy en 30 sesiones con técnica distancia blanco-piel de 100 cm y cuatro campos (técnica de caja), con rayos X de 8 MV. Las dimensiones anteroposterior y lateral del paciente son 22 cm y 30 cm, así como el tamaño de los campos en piel son 14 cm X 14 cm y 10 cm X 10 cm.

1. Se obtiene el porcentaje de dosis en profundidad por cada campo a tumor utilizando la tabla del apéndice I:

<i>Campo en piel</i>	<i>Prof. a tumor</i>	<i>PDP a tumor</i>	<i>PDP relativo a tumor</i>
I (14 cm X 14 cm)	11 cm	68.7%	28%
II (14 cm X 14 cm)	11 cm	68.7%	28%
III (10 cm X 10 cm)	15 cm	55.1%	22%
IV (10 cm X 10 cm)	15 cm	55.1%	22%
		<u>247.6%</u>	<u>100%</u>

2. Se escoge la curva modal de 90% para prescribir los 60.00 Gy, es decir, la curva del 222.84% (no normalizada).

3. La dosis total al centro del tumor es:

$$D = \frac{(247.6\%)}{(222.84\%)} 60.00 \text{ Gy} = 66.67 \text{ Gy}$$

4. El peso de los campos es 1:1, por lo que la contribución por cada campo es igual, es decir, de 100%:

## HOJA DE PLANEACION

### ACELERADOR LINEAL

Fecha _____ Exp. _____	Dosis tumor por sesión <u>2.00 Gy</u>			
Nombre <u>Ejemplo 6.9</u>	Dosis tumor total <u>60.00 Gy</u>			
Sexo _____ Edad _____	Curva de dosis modal <u>90%</u>			
Diagnóstico <u>CACU</u>	Núm. de sesiones <u>30</u>			
Región a irradiar <u>PLEVIS TOTAL</u>	Ratmo <u>5 sesiones/semana</u>		Turno <u>Vespertino</u>	
Técnica: DBP fija ( X ), isocéntrica ( ) Estática... ( X ), céntrica... ( )	SSD <u>1.758</u> Ret.			
<i>C a m p o s</i>				
<i>Parámetros</i>	<i>I</i>	<i>II</i>	<i>III</i>	<i>IV</i>
Modalidad de trat. (rayos X, electrones)	Rayos X	Rayos X	Rayos X	Rayos X
Energía de la radiación	8 MV	8 MV	8 MV	8 MV
Profundidad del tumor	11 cm	11 cm	15 cm	15 cm
Profundidad del isocentro:				
Distancia blanco-piel	100 cm	100 cm	100 cm	100 cm
Tamaño de campo: piel ( X ), isocentro ( )	14 cm X 14 cm		10 cm X 10 cm	
Cuadrado equiv.: piel ( X ), isocentro ( )	14 cm X 14 cm		10 cm X 10 cm	
Factor de calibración (UM/Gy), F <sub>cal</sub>	100.0 UM/Gy			
% de dosis en profundidad (PDP)	68.7%	68.7%	55.1%	55.1%
Razón máxima de dosis en tejido (RMT)				
Factor de campo (F <sub>c</sub> )	1.017	1.017	1.00	1.00
Angulo del filtro en cuña	NO	NO	NO	NO
Factor de trasm. filtro en cuña (F <sub>cu</sub> )	1	1	1	1
Factor de trasm. charola/mesa (F <sub>ch</sub> )	1	1	1	1
Otros factores de trasm. (F <sub>o</sub> )	1	1	1	1
Pesos de los campos (1:1, 2:1, etc.)	1:1	1:1	1:1	1:1
Contribución total (PDP) a tumor, Iso.	247.6% (100%)		222.84% (90%)	
Contribución relativa a 100% por campo	28%	28%	22%	22%
Dosis a tumor por campo/sesión	0.622 Gy	0.622 Gy	0.489 Gy	0.489 Gy
Unidades monitor por campo/sesión	97	97	97	97
Dosis a D <sub>max</sub> por campo/sesión	0.97 Gy	0.97 Gy	0.97 Gy	0.97 Gy
Angulación estática del gantry	0°	180°	90°	270°
Angulo inicial de pendulación	---	---	---	---
Angulo final de pendulación	---	---	---	---
Razón UM/grado	---	---	---	---
Total de unidades monitor por campo	2910	2910	2910	2910
Corrección por inhomogeneidad	---	---	---	---

Observaciones: \_\_\_\_\_

Médico \_\_\_\_\_ Físico \_\_\_\_\_

Figura 6.8.

<i>Campo</i>	<i>Dosis relativa a tumor</i>	<i>Dosis total por campo</i>
I	28%	18.67 Gy
II	28%	18.67 Gy
III	22%	14.67 Gy
IV	22%	14.67 Gy

5. El tratamiento será realizado en 30 sesiones, entonces la dosis por campo/sesión es:

$$\text{CAMPOS I y II} \quad D_{c, s} = 18.67 \text{ Gy}/30 \text{ sesiones} = 0.622 \text{ Gy}$$

$$\text{CAMPOS III y IV} \quad D_{c, s} = 14.67 \text{ Gy}/30 \text{ sesiones} = 0.489 \text{ Gy}$$

6. Se obtienen las unidades monitor por campo/sesión aplicando la ecuación (6.4):

$$\text{CAMPOS I y II} \quad \text{UM}_{c, s} = \frac{(100\%) (0.622 \text{ Gy}) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(68.7\%) (1.017)} = 97$$

$$\text{CAMPOS III y IV} \quad \text{UM}_{c, s} = \frac{(100\%) (0.489 \text{ Gy}) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(55.1\%) (1.00)} = 97$$

7. La dosis en piel ( $D_{\text{máx}}$ ), para los campos I y II es de 0.97 Gy y de 0.97 Gy para los campos III y IV por sesión. Los ángulos del gantry son 0, 180, 90 y 270°.

8. Las unidades monitor total por campo son:

$$\text{CAMPOS I, II, III y IV} \quad \text{UM}_t = 2 \ 910$$

En esta técnica también se pueden calcular las unidades monitor con la ecuación (6.6a).

La dosis tumor/sesión es de 60.00 Gy/30 sesiones = 2.00 Gy y la contribución en porcentaje de dosis a tumor en la curva modal de 90% es de 222.84%, entonces las unidades monitor por campo/sesión son:

$$\text{CAMPOS I y II} \quad \text{UM}_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (100\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(222.84\%) (1.017)} = 96$$

$$\text{CAMPOS III y IV} \quad \text{UM}_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (100\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(222.84\%) (1.00)} = 98$$

### Ejemplo 6.10

En este ejemplo se calculan las unidades monitor del ejemplo 6.9, pero considerando el peso de los campos 2:1 a favor de los campos I y II.

1. Del inciso 3 del ejemplo 6.9, la dosis total al centro del tumor es:

$$D = 66.67 \text{ Gy}$$

2. La dosis a tumor/sesión es:

$$D_{t,s} = 66.67 \text{ Gy}/30 \text{ sesiones} = 2.22 \text{ Gy/sesión}$$

3. El peso de los campos es 2:1 (33%:17%), entonces aplicando la ecuación (6.3a), se obtiene la dosis a tumor por campo/sesión:

CAMPOS I y II

$$D_{c,s} = 2.22 \text{ Gy} \frac{33\%}{33\% + 33\% + 17\% + 17\%} = 0.733 \text{ Gy}$$

CAMPOS III y IV

$$D_{c,s} = 2.22 \text{ Gy} \frac{17\%}{33\% + 33\% + 17\% + 17\%} = 0.377 \text{ Gy}$$

4. Las unidades monitor por campo/sesión se calculan aplicando la ecuación (6.4):

CAMPOS I y II

$$\text{UM}_{c,s} = \frac{(100\%) (0.733 \text{ Gy}) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(68.7\%) (1.017)} = 114$$

### CAMPOS III y IV

$$UM_{c,s} = \frac{(100\%)(0.377 \text{ Gy})(109.0 \text{ UM/Gy})}{(55.1\%)(1.00)} = 75$$

5. La dosis en piel ( $D_{\text{máx}}$ ), para los campos I y II es de 1.15 Gy y de 0.74 Gy para los campos III y IV por sesión. Los ángulos de gantry son 0, 180, 90 y 270°.

6. Las unidades monitor total por campo son:

CAMPOS I y II  $UM_{t,c} = 3420$

CAMPOS III y IV  $UM_{t,c} = 2250$

Ahora, las unidades monitor de este ejemplo se calculan con la ecuación (6.6a). La dosis tumor/sesión es de 60.00 Gy/30 sesiones = 2.00 Gy y la contribución del PDP total a tumor en la curva modal de 90% es de 222.84%, entonces las unidades monitor se calculan como sigue:

a) Del inciso 1 del ejemplo 6.9 se muestran los valores del PDP cuando el peso de los campos es 1:1, o sea que cada campo contribuye con un 100% a tumor, pero si ahora consideramos que el peso de los campos es 2:1 (33%:17%), entonces la contribución de cada uno de los campos es:

<i>Campo</i>	<i>PDP a tumor</i>
I	33 de 68.7 = 22.67%
II	33 de 68.7 = 22.67%
III	17 de 55.1 = 9.37%
IV	17 de 55.1 = <u>9.37%</u>
	64.08%

b) La contribución total a tumor en la curva modal de 90% es de 57.67%, entonces las unidades monitor aplicando la ecuación (6.6a) son:

$$\text{CAMPOS I y II} \quad \text{UM}_{c, s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (33\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(57.67\%) (1.017)} = 123$$

$$\text{CAMPOS III y IV} \quad \text{UM}_{c, s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (17\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(57.67\%) (1.00)} = 64$$

### *Ejemplo 6.11*

El ejemplo 6.9 se realiza por medio de la computadora EMI RAD 8, en este ejemplo podemos apreciar la distribución de la dosis en el contorno del paciente, las curvas de isodosis representadas en la distribución son las de 90, 80 y 50% normalizadas a 100% y entre paréntesis se escribe el PDP no normalizado (figura 6.9).

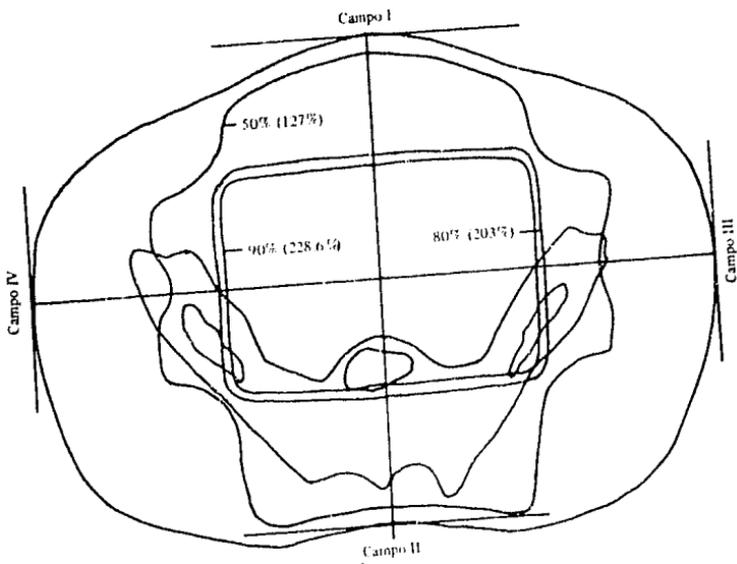
### *Ejemplo 6.12*

El ejemplo 6.10 se realiza por medio de la computadora EMI RAD 8, al igual que en el ejemplo anterior, la distribución de la dosis se ilustra por curvas de isodosis en el contorno del paciente (figura 6.10).

Se escogió para el cálculo de las unidades monitor en la técnica de campos múltiples el ejemplo del tratamiento del cáncer cérvicouterino, debido a que es el de mayor incidencia en la mujer mexicana. Además, los métodos descritos aquí se pueden aplicar a cualquier otro tratamiento con campos múltiples.

## **6.9. CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR CORREGIDAS POR INHOMOGENEIDADES**

Los parámetros que describen la dosis en profundidad (PDP, RTA y RMT) se obtienen usualmente realizando medidas en un medio dispersor homogéneo, como puede ser en un fantoma de agua, pero estas medidas de dosis efectuadas en agua difieren significativamente de la dosis real medida, cuando el haz de rayos X pasa a través de tejido de un paciente; la mayor diferencia ocurre si el haz de radiación atraviesa pulmón sano, el cual tiene una densidad menor de 20 a 30%, respecto



RAD-8 Versión C  
6/29/84  
Size = 50%

Outline No. 49  
Hosp. No. \* Inc  
Name \* Fantoma de pelvis  
Consultant \*  
Site \* Pelvis  
Seq. No.

Normalize dose = 254  
Hot spot dose (at \*H) = 100

Beam No. 1 SSD Linac-RX8MV Photon  
W. = 140 MM                      SSD = 1000 MM  
L. = 140 MM                      ANG = 0 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 100 Norm factor = 100

Beam No. 2 SSD Linac-RX8MV Photon  
W. = 140 MM                      SSD = 1000 MM  
L. = 140 MM                      ANG = 180 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 100 Norm factor = 100

Beam No. 3 SSD Linac-RX8MV Photon  
W. = 100 MM                      SSD = 1000 MM  
L. = 100 MM                      ANG = 90 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 100 Norm factor = 100

Beam No. 4 SSD Linac-RX8MV Photon  
W. = 100 MM                      SSD = 1000 MM  
L. = 100 MM                      ANG = 270 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 100 Norm factor = 100

Campo II

Heterogeneities

A = 1.50  
B = 0.33  
C = 0.33  
D = 0.33  
E = 0.33  
F = 0.33  
G = 0.33  
H = 0.33

CAMPOS I y II

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (100\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(228.6\%) (1.017)}$$

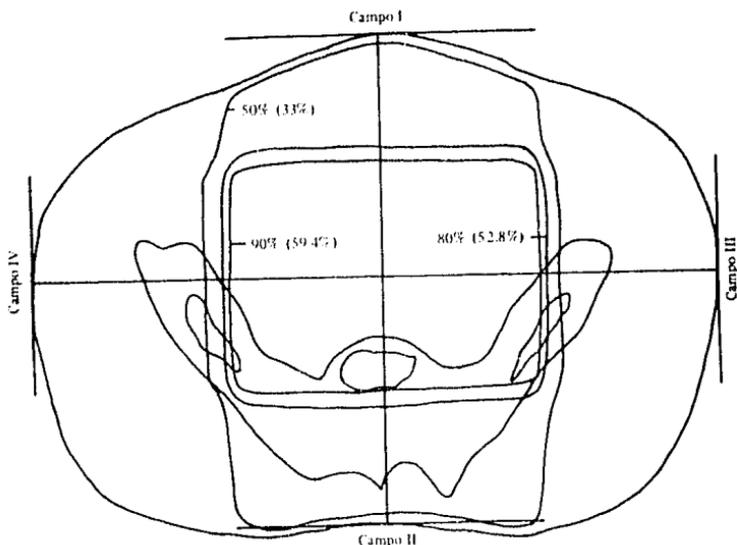
$$UM_{c,s} = 94$$

CAMPOS III y IV

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (100\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(228.6\%) (1.00)}$$

$$UM_{c,s} = 95$$

Figura 6.9.



AD-8 Versión C  
1/29/84  
Dose = 50%

Campo II

Outline No. 49  
Resp. No. \* Inc.  
Name \* Fantoma de Pelvis  
Consultant \*  
Site \* Pelvis  
Seq. No.

Heterogeneities

A = 1.50  
B = 0.33  
C = 0.33  
D = 0.33  
E = 0.33  
F = 0.33  
G = 0.33  
H = 0.33

Normalize dose = 66  
Hot spot dose (at \*H) = 100

CAMPOS I y II

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (33\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(59.4\%) (1.017)}$$

$$UM_{c,s} = 119$$

CAMPOS III y IV

$$UM_{c,s} = \frac{(2.00 \text{ Gy}) (17\%) (109.0 \text{ UM/Gy})}{(59.4\%) (1.00)}$$

$$UM_{c,s} = 62$$

Beam No. 1 SSD Linac-RX8MV Photon  
S<sub>d</sub> = 140 MM SSD = 1009 MM  
S<sub>c</sub> = 140 MM ANG = 0 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 33 Norm factor = 100

Beam No. 2 SSD Linac-RX8MV Photon  
S<sub>d</sub> = 140 MM SSD = 1000 MM  
S<sub>c</sub> = 140 MM ANG = 180 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 33 Norm Factor = 100

Beam No. 3 SSD Linac-RX8MV Photon  
S<sub>d</sub> = 100 MM SSD = 1000 MM  
S<sub>c</sub> = 100 MM ANG = 90 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 17 Norm factor = 100

Beam No. 4 SSD Linac-RX8MV Photon  
S<sub>d</sub> = 100 MM SSD = 1000 MM  
S<sub>c</sub> = 100 MM ANG = 270 DEG  
Wedge = 0  
Weight = 17 Norm factor = 100

Figura 6.10.

del agua; en este caso la dosis real dada a tumor puede exceder a la dosis calculada, hasta en 20%; aunque la densidad del hueso puede ser diferente a la densidad del agua; la diferencia de la dosis calculada y la dosis real raramente exceden de 10%.

Desde hace aproximadamente 25 años han existido diferentes métodos para realizar el cálculo de la corrección de dosis por inhomogeneidades. El más popular ha sido la medida de la dosis de tránsito. Este método consiste en medir la cantidad total de la radiación que es transmitida por un paciente, la cual es comparada con la cantidad total de radiación transmitida en agua usando exactamente el mismo haz de radiación y conjunto experimental.

Con el reciente desarrollo del sistema de tomografía axial computarizada (TAC), el interés por las correcciones por inhomogeneidades del cuerpo humano ha tenido un incremento en dosimetría.

Con el sistema TAC se obtiene mucho más detalle de la densidad y distribución espacial de las inhomogeneidades que son importantes para propósitos radioterapéuticos. Además, los sistemas TAC representan una ventaja en dosimetría, ya que algunos pueden ser conectados directamente a una computadora que realiza la planeación del tratamiento tomando en cuenta la corrección por inhomogeneidades.

Los factores de corrección al cálculo de la dosis cuando el haz de rayos X pasa a través de pulmón y hueso son:<sup>35</sup>

$$F_{\text{hueso}} = 1 - Hx$$

$$F_{\text{pulmón}} = 1 + Px$$

Donde H y P son los valores de corrección por hueso y pulmón por centímetro y x es el espesor de la inhomogeneidad.

Los valores de corrección para hueso y pulmón por centímetro para Co-60 y rayos X de 4, 8 y 25 MV son:

	<i>Co-60 y rayos X 4 MV</i>	<i>rayos X 8 MV</i>	<i>rayos X 25 MV</i>
Pulmón	0.030/cm	0.028/cm	0.020/cm
Hueso	0.037/cm	0.033/cm	0.015/cm

Si se realizan correcciones por inhomogeneidades en el cálculo de dosis, es importante que todas las personas involucradas en la planeación

ón del tratamiento, como el radioterapeuta y el físico tengan conocimiento de estas correcciones, porque la experiencia clínica anticipa ciertas respuestas clínicas con una dosis prescrita, la cual pudo ser corregida o no por inhomogeneidades.

Si el método de cálculo de dosis es cambiado, entonces puede cambiar la dosis dada a tumor, e ir en deterioro del tratamiento del paciente si no se hacen las correcciones adecuadas.

*Ejemplo 6.13*

Se desea dar un tratamiento de 50.00 Gy a tumor con un campo directo en 25 sesiones, el campo utilizado en el tratamiento es de 8 cm X 8 cm a isocentro y la energía del haz de rayos X es de 8 MV (figura 6.11).

El haz de rayos X pasa a través de una inhomogeneidad, por lo que el RMT deberá ser corregido por la inhomogeneidad; el RMT se calcula en los puntos A y B, para después calcular el RMT promedio.

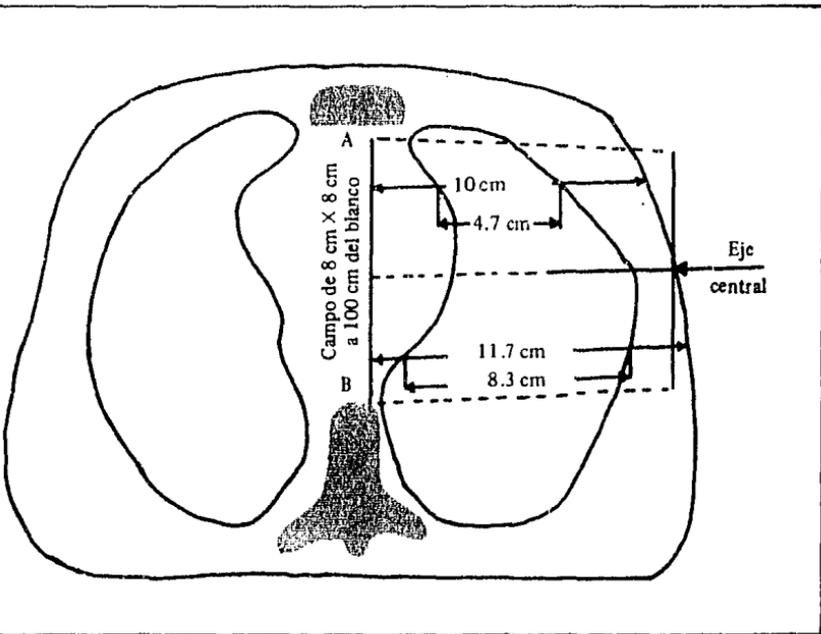


Figura 6.11. Se muestra la distribución de las inhomogeneidades dentro del contorno tomado a un paciente.

Del apéndice H se busca el RMT para un campo de 8 cm X 8 cm para las profundidades de 10 cm (punto A) y 11.7 cm (punto B) obteniéndose 0.808 y 0.764.

Corrección para el punto A

$$F_p = 1 + (0.028)(4.7) = 1.132$$

$$RMT = (0.808)(1.132) = 0.915$$

Corrección para el punto B

$$F_p = 1 + (0.028)(8.3) = 1.232$$

$$RMT = (0.756)(1.232) = 0.931$$

Por tanto, el RMT promedio es 0.923.

La dosis a tumor/sesión es de 2.00 Gy, el factor de campo ( $F_c$ ) es 0.988, entonces las unidades monitor se calculan como sigue:

$$UM_{c, s} = \frac{(2.00 \text{ Gy})(100 \text{ UM/Gy})}{(0.988)(0.923)} = 221$$

## 6.10. CALCULO DE LAS UNIDADES MONITOR PARA DISTANCIAS MAYORES QUE LA DEL ISOCENTRO

El campo máximo disponible en los aceleradores lineales para uso médico es de 35 cm X 35 cm o 40 cm X 40 cm a un metro del blanco (isocentro) si se necesita un campo mayor que éstos, entonces se requiere extender la distancia blanco-piel que se usará. Se puede adoptar una distancia blanco-piel estándar de 150 cm y obtener un campo máximo de 52 cm X 52 cm o 60 cm X 60 cm.

A la distancia blanco-piel de 150 cm el tamaño del campo en piel es 1.5 veces mayor que el campo en piel a la distancia blanco-piel de 100 cm. El campo a isocentro (señalado en los controles del tamaño del campo) está dado por:

$$\text{lado del campo a isocentro} = \frac{\text{lado del campo en piel a 150 cm}}{1.5}$$

Se debe estimar el tamaño del campo cuadrado equivalente a la profundidad de tratamiento para el cálculo de unidades monitor, éste se puede estimar aplicando:

$$\text{lado cuadrado equivalente} = \frac{2AB}{A + B}$$

Donde: A y B son los lados del campo rectangular.

Se debe considerar un factor de corrección para distancias mayores que la del isocentro (este factor es nominalmente la ley del inverso cuadrado).<sup>29</sup> Este factor es la calibración de las unidades monitor para distancias mayores que la del isocentro.

El factor de calibración se obtiene seleccionando: 100 unidades monitor en la consola de tratamiento del acelerador y el campo de 35 cm X 35 cm a isocentro y se mide con una cámara de ionización bajo condiciones de equilibrio electrónico la dosis promedio respectiva 100 unidades monitor para diferentes distancias blanco-cámara (DBC) mayores que 100 cm. El factor de calibración se obtiene tomando la razón de las unidades monitor y la dosis medida en Gy para las diferentes distancias. En la obtención del factor de calibración se tomaron en cuenta los conceptos presentados en el apéndice B.

**Factores de calibración para rayos X de 8 MV  
del acelerador lineal de electrones para uso médico**

$F_{cal} (UM/Gy)$	DBC (cm)
207	150
223	155
237	160
252	165
267	170
282	175
297	180

Los valores del factor de calibración de las unidades monitor son válidos para campos mayores de 35 cm X 35 cm.

Las unidades monitor están dadas por:

$$UM_{c, s} = \frac{D_{c, s} \cdot F_{cal}}{RMT}$$

No se requiere un factor de campo para el cálculo de las unidades monitor por ser una constante para campos grandes y está incorporada en el factor de calibración.

Para la irradiación de cuerpo entero se calibran las unidades monitor a la distancia blanco-piel de tratamiento y se aplica el mismo procedimiento aquí descrito para el cálculo de las unidades monitor.

El cálculo de dosis se realiza solamente en el eje central.

Para la técnica distancia blanco-piel fija se sigue el mismo procedimiento descrito anteriormente y se utiliza el porcentaje de dosis e profundidad en vez de la razón máxima de dosis en tejido.

#### *Ejemplo 6.14*

Se desea dar un tratamiento de 20.00 Gy a tumor con campos paralelos opuestos en 20 sesiones, con un campo de 26 cm × 30 cm a tumor con rayos X de 8 MV, la separación de los campos opuestos es de 20 cm.

- a) El campo en piel a 150 cm del blanco es:

$$26(150/160) \text{ cm} \times 30(150/160) \text{ cm} = 24.4 \text{ cm} \times 28 \text{ cm}$$

- b) El campo a isocentro (100 cm) es:

$$24.4/1.5 \text{ cm} \times 28/1.5 \text{ cm} = 16.3 \text{ cm} \times 18.7 \text{ cm}$$

- c) El lado del campo equivalente en tumor es:

$$\frac{2 \times 26 \times 30 \text{ cm}^2}{26 \text{ cm} + 30 \text{ cm}} = 28 \text{ cm}$$

- d) El RMT para un campo de 28 cm × 28 cm a una profundidad de 10 cm es 0.855.

) La dosis a tumor por campo/sesión es:

$$D_{c, s} = \frac{20.00 \text{ Gy}}{20 \times 2} = 0.5 \text{ Gy}$$

) Las unidades monitor son:

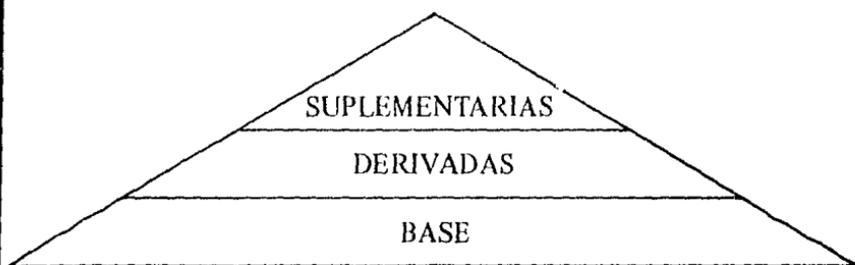
$$UM_{c, s} = \frac{(0.5 \text{ Gy}) (237 \text{ UM/Gy})}{0.855} = 139$$

Este ejemplo es solamente ilustrativo ya que los factores de calibración de las unidades monitor son válidos para campos mayores de 35 cm × 35 cm.

## Apéndice A

### SISTEMA INTERNACIONAL DE UNIDADES DE MEDIDA (SI) PARA RADIACIONES IONIZANTES

El Sistema Internacional de Unidades de Medida consta de siete unidades base que junto con dos unidades suplementarias proporcionan un conjunto de unidades de referencia de las cuales pueden derivarse otras unidades.<sup>9, 31, 34, 45</sup>



#### Unidades base

<i>Cantidad</i>	<i>Nombre</i>	<i>Símbolo</i>
longitud	metro	m
masa	kilogramo	kg
tiempo	segundo	s
corriente eléctrica	ampere	A
temperatura termodinámica	kelvin	K
intensidad luminosa	candela	cd
cantidad de materia	mole	mol

## UNIDADES SUPLEMENTARIAS

Las unidades suplementarias ocupan una posición no definida y la CGPM (Conferencia General de Pesas y Medidas) no ha decidido si se agregan a las unidades base o a las unidades derivadas. Existen solamente dos de estas unidades: la unidad de ángulo plano, el radian (rad) y la unidad de ángulo sólido, el esterradian (sr). Justamente como las unidades base, las unidades suplementarias pueden ser usadas para formar unidades derivadas, por ejemplo, el lumen y el lux.

## UNIDADES DERIVADAS

Del producto de la multiplicación de una unidad base por sí misma, o combinando dos o más unidades base por simple multiplicación o división es posible formar un grupo numeroso de unidades derivadas del SI; por ejemplo, la unidad derivada de volumen es el metro cúbico y la unidad derivada de velocidad es el metro por segundo, etcétera.

Entre las unidades derivadas se encuentran las unidades utilizadas en radiaciones ionizantes.

### UNIDADES DE MEDIDA EN RADIACIONES IONIZANTES

<i>Cantidad</i>	<i>Unidad SI</i>	<i>Símbolo</i>
energía	joule	J
dosis absorbida	gray	Gy
dosis equivalente (sievert)		Sv*
carga eléctrica	coulomb	C
actividad	becquerel	Bq
exposición	coulomb/kg	C/kg

\* El sievert no es una unidad del Sistema Internacional de Unidades de Medida.

$$\begin{aligned} 1 \text{ joule} &= 1 \text{ m}^2 \text{ kg/s} \\ 1 \text{ gray} &= 1 \text{ J/kg} \\ 1 \text{ becquerel} &= 1 / \text{s} \\ 1 \text{ coulomb} &= 1 \text{ As} \\ 1 \text{ sievert} &= 1 \text{ J/kg} \end{aligned}$$

La diferencia entre el gray y el sievert es la siguiente: el gray es una medida de la dosis absorbida en el medio dispersor por cualquier tipo de radiación ionizante, en cambio el sievert es la dosis absorbida que toma en cuenta la calidad de la radiación, la rapidez de la dosis y el fraccionamiento con el cual se administró la dosis y se utiliza para fines de protección radiológica.

## PREFIJOS SI

Para algunos propósitos las unidades base y las derivadas del SI resultan inadecuadas para la práctica por ser muy pequeñas o demasiado grandes, y para evitar esta dificultad el SI incorpora una serie de prefijos, por medio de los cuales es posible formar múltiplos y submúltiplos decimales de las unidades SI.

### Múltiplos

<i>Factor</i>	<i>Prefijo</i>	<i>Símbolo</i>
$10^{18}$	exa	E
$10^{15}$	peta	P
$10^{12}$	tera	T
$10^9$	giga	G
$10^6$	mega	M
$10^3$	kilo	k
$10^2$	hecto	h
$10^1$	deca	da

### Submúltiplos

<i>Factor</i>	<i>Prefijo</i>	<i>Símbolo</i>
$10^{-1}$	deci	d
$10^{-2}$	centi	c
$10^{-3}$	mili	m
$10^{-6}$	micro	$\mu$
$10^{-9}$	nano	n
$10^{-12}$	pico	p
$10^{-15}$	femto	f
$10^{-18}$	atto	a

rad  
rem  
curie  
roentgen

} no son unidades SI

*Viejas unidades*

*Unidades SI*

rad  
rem (nueva unidad sievert)  
curie  
roentgen

gray  
becquerel  
coulomb/kg

<i>Conversiones entre rad y gray</i>					
1 rad	=	$10^{-2}$ Gy	100 mrad	=	1 mGy
1 rad	=	$10^{-2}$ J/kg	5 rad	=	5 cGy
100 rad	=	1 Gy	200 rad	=	2 Gy
1 Gy/s	=	100 rad/s	100 mrad/h	=	0.278 $\mu$ Gy/s
1 Gy/s	=	$3.6 \times 10^5$ rad/h	10 mrad/h	=	27.8 nGy/s
1 rad/h	=	2.78 $\mu$ Gy/s	1 mrad/h	=	2.78 $\mu$ Gy/s
<i>Conversiones entre rem y sievert</i>					
1 rem	=	$10^{-2}$ J/kg	1 rem	=	1 cSv
1 rem	=	$10^{-2}$ Sv	1 rem	=	1 mSv
1 Sv	=	100 rem	5 rem	=	5 cSv
1 rem/h	=	2.78 $\mu$ Sv/s	1 Sv/s	=	100 rem/s
<i>Conversiones entre curie y becquerel</i>					
1 Ci	=	$3.7 \times 10^{10}$ /s	1 Ci	=	$3.7 \times 10^{10}$ Bq
1 Bq	=	1/s	1 Ci	=	37 GBq
1 Bq	=	$2.7 \times 10^{-11}$ Ci	100 mCi	=	3.7 GBq
1 Ci	=	$3.7 \times 10^{10}$ Bq	1 mCi	=	37 MBq
1 Ci	=	37 GBq	100 $\mu$ Ci	=	3.7 MBq
100 Ci	=	37 TBq	1 $\mu$ Ci	=	37 kBq
<i>Conversiones entre roentgen y coulomb/kg</i>					
1 C/kg	=	3876 R	1 mR	=	0.258 $\mu$ C/kg
1 R	=	$2.58 \times 10^{-4}$ C/kg	10 mR	=	2.58 $\mu$ C/kg
1 R	=	0.258 mC/kg	100 mR	=	25.8 $\mu$ C/kg
1 R	=	258 $\mu$ C/kg	1 000 mR	=	258 $\mu$ C/kg
1 C/kgs	=	3 876 R/s	100 mR/h	=	7.17 $\mu$ C/kgs
1 C/kgs	=	14 mR/h	10 mR/h	=	717 pC/kgs
1 000 mR/h	=	71.7 $\mu$ C/kgs	1 mR/h	=	71.7 pC/kgs

En este apéndice se presentó solamente un resumen del Sistema Internacional de Unidades de Medida en radiaciones ionizantes.

## Apéndice B

### PROFUNDIDAD TRANSITORIA DE EQUILIBRIO DE PARTICULAS CARGADAS (EPC)

En teoría, la profundidad transitoria de equilibrio de partículas cargadas (EPC) es la región en la cual un número idéntico de electrones son frenados y a la vez puestos en movimiento en un mismo volumen.<sup>7</sup>

Si el alcance promedio de los electrones secundarios que fueron puestos en movimiento es muy corto comparado con la trayectoria media de los fotones primarios y si además no hay una apreciable pérdida de la cantidad de energía en las interacciones, entonces el EPC se presenta sobre toda la región de influencia de la energía de los fotones, esta región puede definirse como el lugar en donde el kerma es idéntico a la dosis absorbida (figura 4.1).

Antes de la profundidad de EPC, más electrones son puestos en movimiento que los que son frenados, esta región es conocida como la región de incremento y en ella la dosis no es proporcional al kerma debido a la atenuación del haz primario. Sin embargo, un estricto equilibrio de partículas cargadas no puede ser alcanzado uniformemente en esta región, pero puede existir una condición transitoria de equilibrio de partículas cargadas; esta condición se logra si la energía de los fotones primarios es tal que el alcance de los electrones secundarios liberados en el medio es comparable a la trayectoria media de los fotones. En esta región la dosis absorbida no es igual al kerma, pero es linealmente proporcional a él y sólo sigue la atenuación exponencial del flujo de fotones. Si los electrones pierden una cantidad aprecia-

ble de energía en un número pequeño de interacciones, entonces la diferencia entre el kerma y la dosis pueden ser significativas; sin embargo, esto no es el caso para energías de fotones para uso médico, los cuales inciden en un medio dispersor de bajo número atómico.

Se sigue entonces que en la región transitoria de EPC, la energía absorbida decrece exponencialmente con la profundidad paralela a la energía liberada en el medio. Finalmente cualquier modificador del haz en su trayectoria producirá dispersión de partículas dando como resultado una mayor influencia en la dosis en la región de incremento.

Para una distancia blanco-piel infinita, la divergencia del haz o la componente de los electrones primarios presentes en el haz incidente tienen un pequeño efecto sobre la medida de la dosis en el medio dispersor. La profundidad de dosis máxima a una distancia blanco-piel infinita puede ser considerada como una posición antes de la cual existe un transitorio equilibrio de partículas cargadas; esto por supuesto es verdadero solamente si la razón de la dosis absorbida y el kerma permanece constante con la profundidad, lo cual es razonable suponer sobre las profundidades prácticas que se encuentran en radioterapia.

La profundidad transitoria de equilibrio de partículas cargadas puede definirse como la profundidad de dosis máxima sobre el eje central del haz bajo condiciones de buena geometría; por definición de buena geometría, ésta se alcanza cuando la radiación dispersa no afecta al punto en el cual se hace la medición de la dosis.<sup>24</sup> Para propósitos de dosimetría se logra cuando un cambio en el tamaño del campo o un cambio de la distancia blanco-piel no afecta la localización de la profundidad de dosis máxima y la curva de atenuación del haz de rayos X.

F. Bagne,<sup>7</sup> realiza mediciones de la profundidad transitoria de equilibrio de partículas cargadas para diferentes energías de aceleradores lineales en la modalidad de rayos X.

## Apéndice C

### VERIFICACION DE LA SIMETRIA Y APLANAMIENTO DEL CAMPO DE RADIACION CON TECNICA DE PELICULA

La verificación de la simetría y aplanamiento del campo de radiación por medio de película y densitómetro representa una alternativa cuando no se dispone de un fantoma con movimientos automáticos.

Las pruebas de simetría y aplanamiento del campo de rayos X se realizan con la película X-OMAT-TL de Kodak o equivalente. La película se coloca dentro de un fantoma de placas de acrílico como se indica en la figura C.1. La distancia blanco-superficie (DBS) es de 90 cm, la distancia blanco-isocentro (DBI) es de 100 cm, la película se coloca a 10 cm de profundidad (d), el ángulo del gantry a  $0^\circ$ , el ángulo del colimador a  $0^\circ$  y el tamaño del campo A que se desea verificar se selecciona a isocentro.

La película se expone a una dosis de 0.10 Gy (10 rad) a isocentro para obtener una densidad óptica en la película entre 1.5 y 3.5 (región de linealidad de dosis vs densidad óptica en este tipo de película) sobre el eje central. Además esta prueba permite verificar simultáneamente el tamaño real del campo de radiación a isocentro.

La película se revela manualmente siguiendo el procedimiento establecido para este tipo de película, cuidando que la densidad óptica de la película ya revelada esté entre 1.5 y 3.5 sobre el eje central; también se puede revelar la película en un procesador automático.

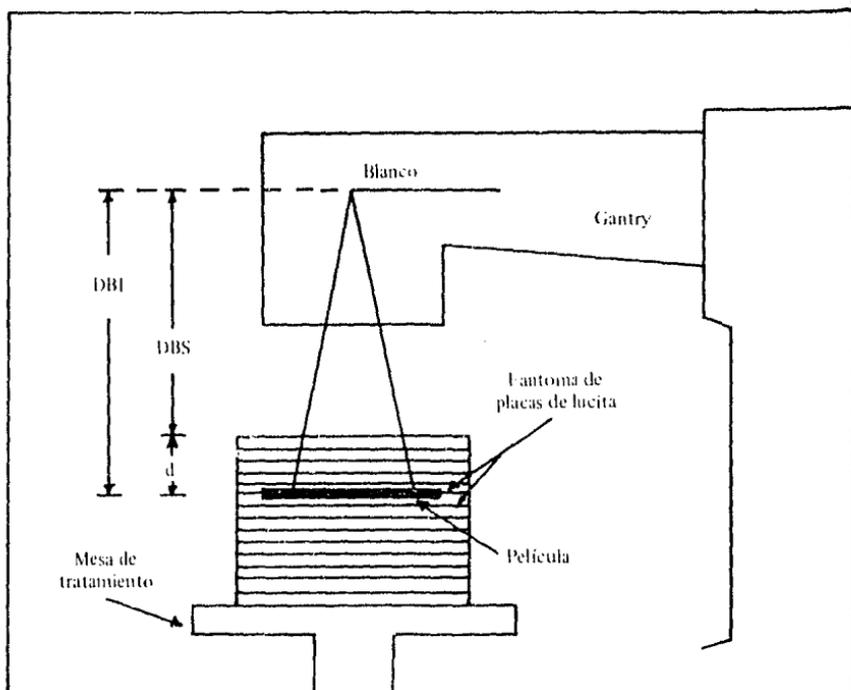


Figura C.1. Arreglo experimental para exponer la película al campo de radiación para obtener su perfil y verificar la simetría y aplanamiento del campo A.

Una vez revelada la película se procede a realizar las mediciones de la densidad óptica con un densitómetro de un milímetro de diámetro de abertura, a través del campo de radiación impreso en la película, anotando los valores de densidad óptica con su respectiva distancia al eje central. Con los datos obtenidos se realizan las pruebas de simetría y aplanamiento, así como el tamaño real del campo de radiación; estas pruebas se pueden realizar analíticamente, es decir, sin representar los datos gráficamente. Las pruebas de simetría y aplanamiento se efectúan con los procedimientos ya descritos en el capítulo 3; pero para estimar el tamaño real del campo de radiación A, se aplica una regresión lineal de la densidad óptica (DO) normalizada al 100% con la distancia al eje central de cada medida posterior a los puntos que definen el perfil del campo de radiación (80% DO) y se calcula el valor esperado  $\bar{Y}$  (50% DO) para cada uno de los semiejes G, T, A y B, el tamaño real del campo de radiación se obtiene de la suma  $\bar{Y}_G$  ó  $A + \bar{Y}_T$  ó B

emplo

Se verifica la simetría, aplanamiento y tamaño real del campo de rayos X en el eje G-T para un campo A de 20 cm X 20 cm a isocentro. Los datos obtenidos de las lecturas de la densidad óptica del perfil del campo de radiación se presentan en la tabla C.1, en esta tabla se

Tabla C.1. Valores obtenidos para verificar la simetría, aplanamiento y tamaño real del campo de rayos X de 8 MV en el eje G-T, para un campo de 20 cm X 20 cm

Medida	DEC (cm)	Densidad Óptica		Densidad óptica normalizada al eje central (%)	
		Eje G	Eje T	Eje G	Eje T
1	eje central	2.90	2.90	100.0	100.0
2	0.5	2.92	2.91	100.7	100.0
3	1.0	2.94	2.92	101.4	100.7
4	1.5	2.93	2.93	101.0	101.0
5	2.0	2.95	2.94	101.7	101.4
6	2.5	2.96	2.96	102.1	102.1
7	3.0	2.98	2.96	102.8	102.1
8	3.5	2.98	2.97	102.8	102.4
9	4.0	3.00	2.97	103.4	102.4
10	4.5	3.01	2.97	103.8	102.4
11	5.0	2.99	2.97	103.1	102.4
12	5.5	3.00	2.98	103.4	102.8
13	6.0	3.01	2.96	103.8	102.1
14	6.5	3.01	2.96	103.8	102.1
15	7.0	3.01	2.96	103.8	102.1
16	7.5	3.00	2.94	103.4	101.4
17	8.0	2.97	2.93	102.4	101.0
18	8.5	2.95	2.90	101.7	100.0
19	9.0	2.92	2.84	100.7	97.9
20	9.2	2.85	2.66	98.3	91.7
21	9.4	2.48	1.86	85.5	64.0
22	9.6	2.10	1.33	72.2	45.9
23	9.8	1.51	1.01	52.1	34.8
24	10.0	1.15	0.84	39.7	30.0
25	10.2	0.88	0.74	30.3	25.5

presentan los valores de densidad óptica (normalizados y no normalizados) en función de la distancia al eje central (DEC) y en la figura C.2 se presenta su gráfica.

La verificación del aplanamiento del perfil se realiza aplicando la siguiente ecuación:

$$A_p = \frac{\text{Valor máx. sup.} - \text{Valor mín. inf.}}{2}$$

$$A_p = \frac{103.8\% - 97.9\%}{2} = 2.95\%$$

La verificación de la simetría se realiza sobre el perfil del campo de rayos X que corresponde de la medida 1 a la 19, entonces la asimetría del campo está dado por:

$$A_s = 1/19(G_1 + G_2 + G_3 + \dots + G_{19}) - (T_1 + T_2 + T_3 + \dots + T_{19}) 100\%/100\%$$

$$A_s = 1/19 (1\ 945.8 - 1\ 926.3) 100\%/100\%$$

$$A_s = 1.03\%$$

El tamaño real del campo de rayos X se determina de la tabla C.2 de la cual se obtienen los valores de la distancia al eje central (DEC) y su respectiva densidad óptica normalizada de los puntos posteriores al perfil del campo (80% DO), es decir:

<i>Semieje G</i>		<i>Semieje T</i>	
<i>DEC</i>	<i>DO</i>	<i>DEC</i>	<i>DO</i>
9.2	98.3	9.2	91.7
9.4	85.5	9.4	64.0
9.6	72.5	9.6	45.9
9.8	52.1	9.8	34.8
10.0	39.7	10.0	30.0
10.2	30.3	10.2	25.5

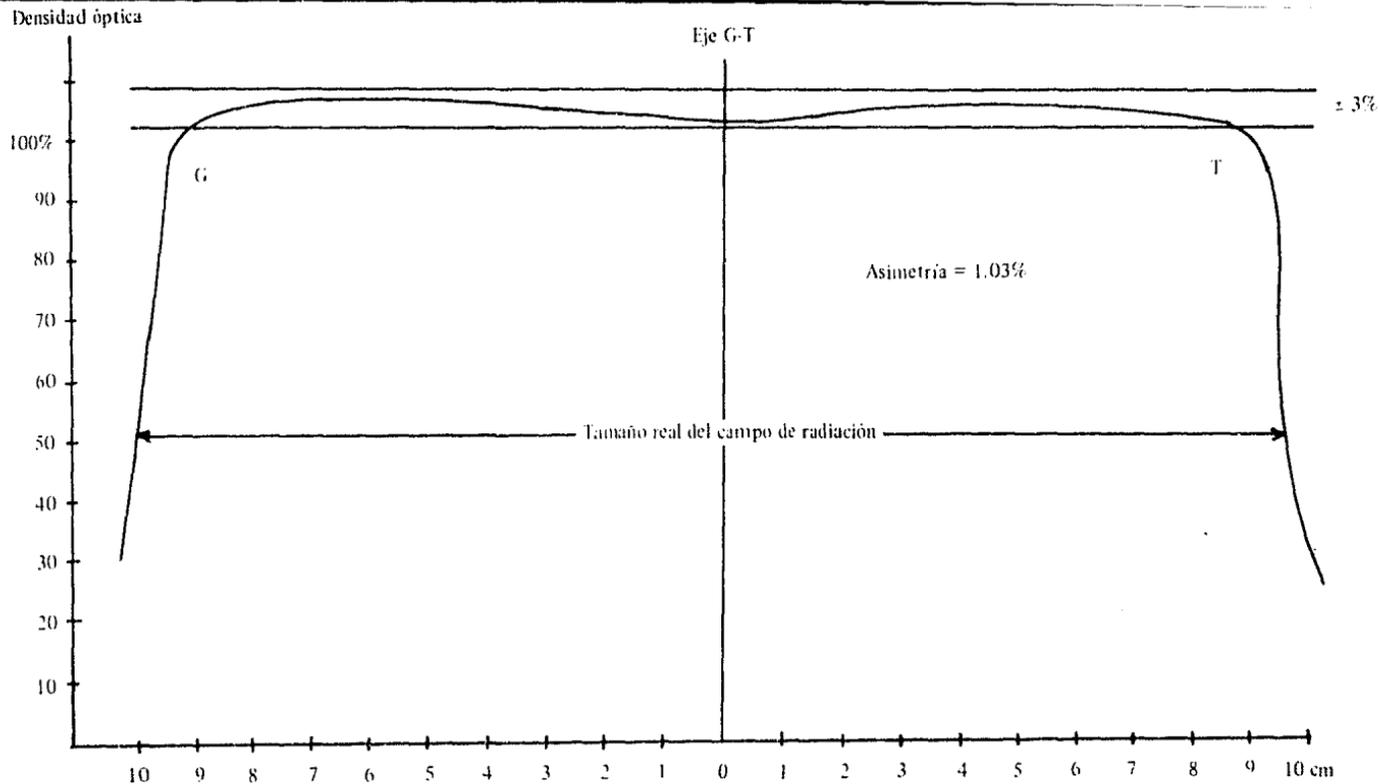


Figura C.2. Gráfica del perfil del campo de radiación de 20 cm  $\times$  20 cm, medido a 10 cm de profundidad en la película, para verificar la simetría y aplanamiento del haz de rayos X de 8 MV.

Se aplica una regresión lineal de DEC vs DO para cada uno de los semiejes G<sub>x</sub> y T y se calculan los valores esperados para una densidad óptica de 50%, es decir:

$$\bar{Y}_G (X = 50 \% DO) = 9.9 \text{ cm}$$

$$\bar{Y}_T (X = 50 \% DO) = 9.7 \text{ cm}$$

Por tanto, el tamaño real del campo de radiación en el eje G-T es de

$$\bar{Y}_G + \bar{Y}_T = 9.9 \text{ cm} + 9.7 \text{ cm} = 19.6 \text{ cm}$$

El tamaño del campo de rayos X por verificarse de 20 cm X 20 cm se fijó con los controles indicadores digitales de tamaño de campo en isocentro. De los resultados obtenidos vemos que es necesario hacerles una pequeña corrección a los controles.

## Apéndice D

**Tabla D.1. Factores de conversión de dosis  $C_{\lambda}$ , para mediciones de la dosis en agua, poliestireno y acrílico.<sup>4</sup>**

<i>Energía</i>	<i>Agua</i>	<i>Poliestireno</i>	<i>Acrílico</i>
Cs-137	0.95	0.94	0.95
Co-60	0.95	0.94	0.95
Rayos X (MV)			
2	0.95	0.94	0.95
4	0.94	0.93	0.94
6	0.94	0.93	0.93
8	0.93	0.93	0.92
10	0.93	0.92	0.92
12	0.92	0.92	0.91
14	0.92	0.92	0.91
16	0.91	0.92	0.91
18	0.91	0.92	0.91
20	0.90	0.92	0.90
25	0.90	0.92	0.92
30	0.89	0.91	0.89
35	0.88	0.90	0.89
40	0.88	0.90	0.88
45	0.87	0.91	0.89
50	0.87	0.91	0.89

## Apéndice E

### GENERALIDADES DE LA PLANEACION DEL TRATAMIENTO

#### INTRODUCCION

El uso de radiaciones ionizantes en el tratamiento radical o paliativo de pacientes con cáncer requiere del conocimiento exacto de la magnitud de la dosis absorbida en el volumen tumoral.<sup>19</sup>

La precisión requerida en radioterapia es probablemente la más crítica de todas las disciplinas oncológicas.<sup>18</sup> Predicciones basadas en nuestro entendimiento de la biología del cáncer nos indican que pequeñas diferencias en la dosis dada al volumen tumoral puede tener efectos profundos en la probabilidad de la cura final.

La precisión en radioterapia se requiere en diferentes direcciones. La primera precisión es el conocimiento exacto de la dosis prescrita y para lograr este conocimiento se necesita de una evaluación continua de los resultados finales del tratamiento y de la investigación clínica para definir exactamente como sea posible la dosis apropiada que se dará al paciente. Desafortunadamente nuestro conocimiento en esta área es limitado.<sup>15</sup> La práctica general se resume a dar una dosis tolerante a través del tejido sano adyacente al tumor y rogar que ésta sea la suficiente para el control del tumor. Una segunda precisión involucra la física de radiaciones y las matemáticas aplicadas a radioterapia, es decir, se requiere de cierta precisión y exactitud para medir los diferentes parámetros del haz de radiación, así como el cálculo de la

atenuación del haz a través del paciente hasta llegar al tumor; en estas áreas se puede alcanzar una precisión bien definida.

La precisión y exactitud es más crítica en el manejo de tumores de cabeza y cuello donde la órbita, cerebro y espina cervical se localizan y se necesita un alto grado de precisión en el posicionamiento e irradiación del paciente. En cambio en el tratamiento del tórax, abdomen y pelvis generalmente se requiere de localización con rayo láser.

Asimismo se entiende por optimización de la dosis la obtención de la máxima curabilidad o paliación del tumor con las mínimas secuelas al tejido sano; además sólo se puede hablar de optimización de la dosis dada a tumor cuando previamente se ha efectuado la planeación del tratamiento.

## PLANEACION DEL TRATAMIENTO

Se entiende por planeación del tratamiento la definición del volumen blanco, análisis de alternativas, selección y verificación del plan, dosimetría y optimización del mismo, así como su evaluación; pero para llegar a la planeación del tratamiento se requiere de la evaluación clínica de la enfermedad y localización del tumor (figura E.1.<sup>11</sup>).

El tratamiento radioterapéutico del cáncer es un trabajo multidisciplinario donde cada uno de los integrantes del departamento de radioterapia juega un papel importante en la planeación, aplicación y evaluación del tratamiento del paciente (figura E.2).

La figura E.1 representa un resumen de la trayectoria que debe seguir un paciente al ingresar al servicio de radioterapia.

La figura E.2 permite conocer las funciones que desempeña el personal adscrito a los departamentos de radioterapia y física, en los esquemas de tratamiento de pacientes con radiaciones ionizantes, de la misma figura vemos el papel tan importante que tiene el físico en la lucha contra el cáncer.

Las figuras E.1 y E.2 representan la sistematización de un servicio de radioterapia.

## REPRESENTACION DE LA DISTRIBUCION DE LA DOSIS POR CURVAS ISODOSICAS

La distribución de la dosis dentro de una área o volumen puede ser representada por un arreglo de números o por un conjunto de con-

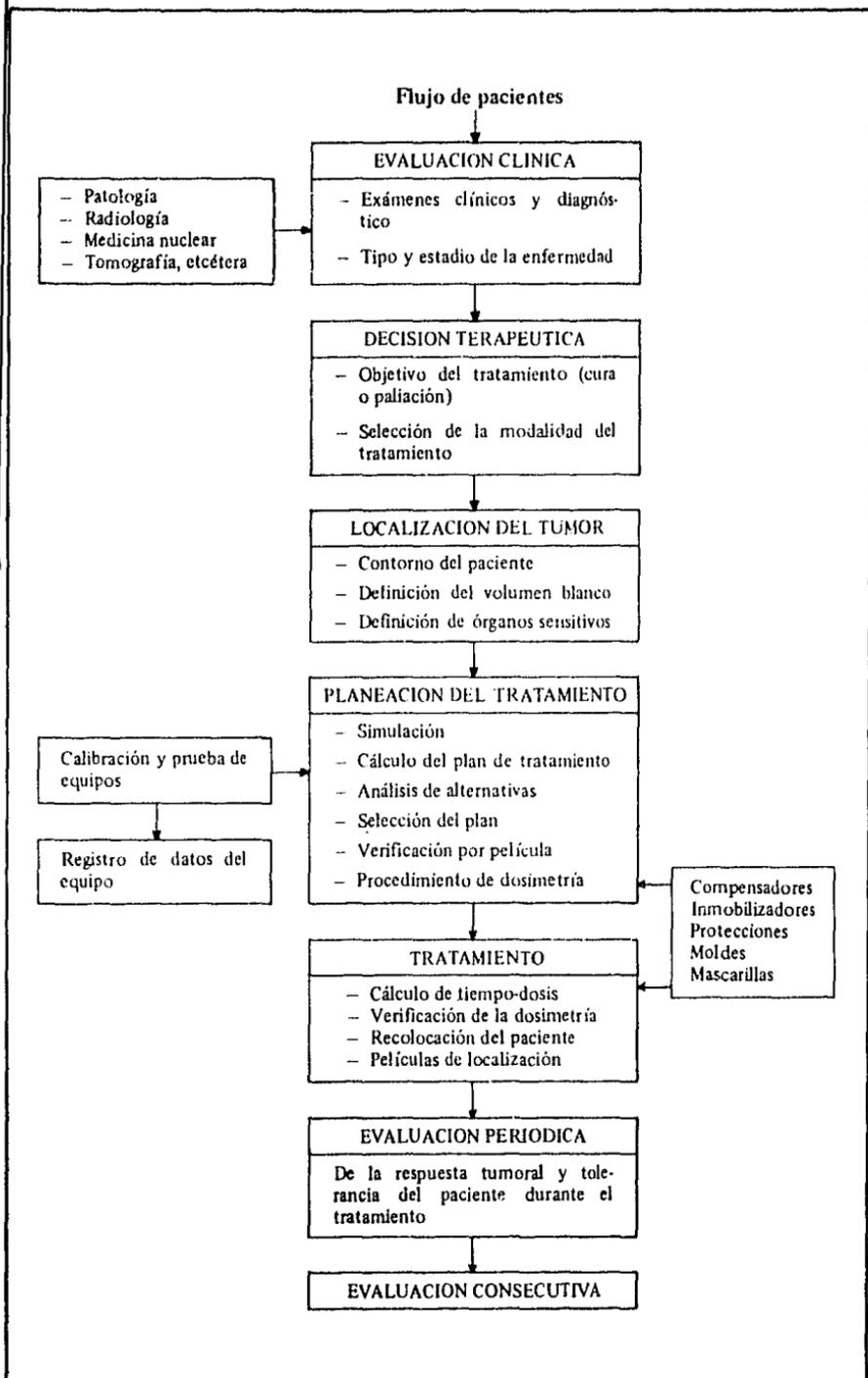


Figura E.1. Carta simplificada de un servicio de radioterapia.

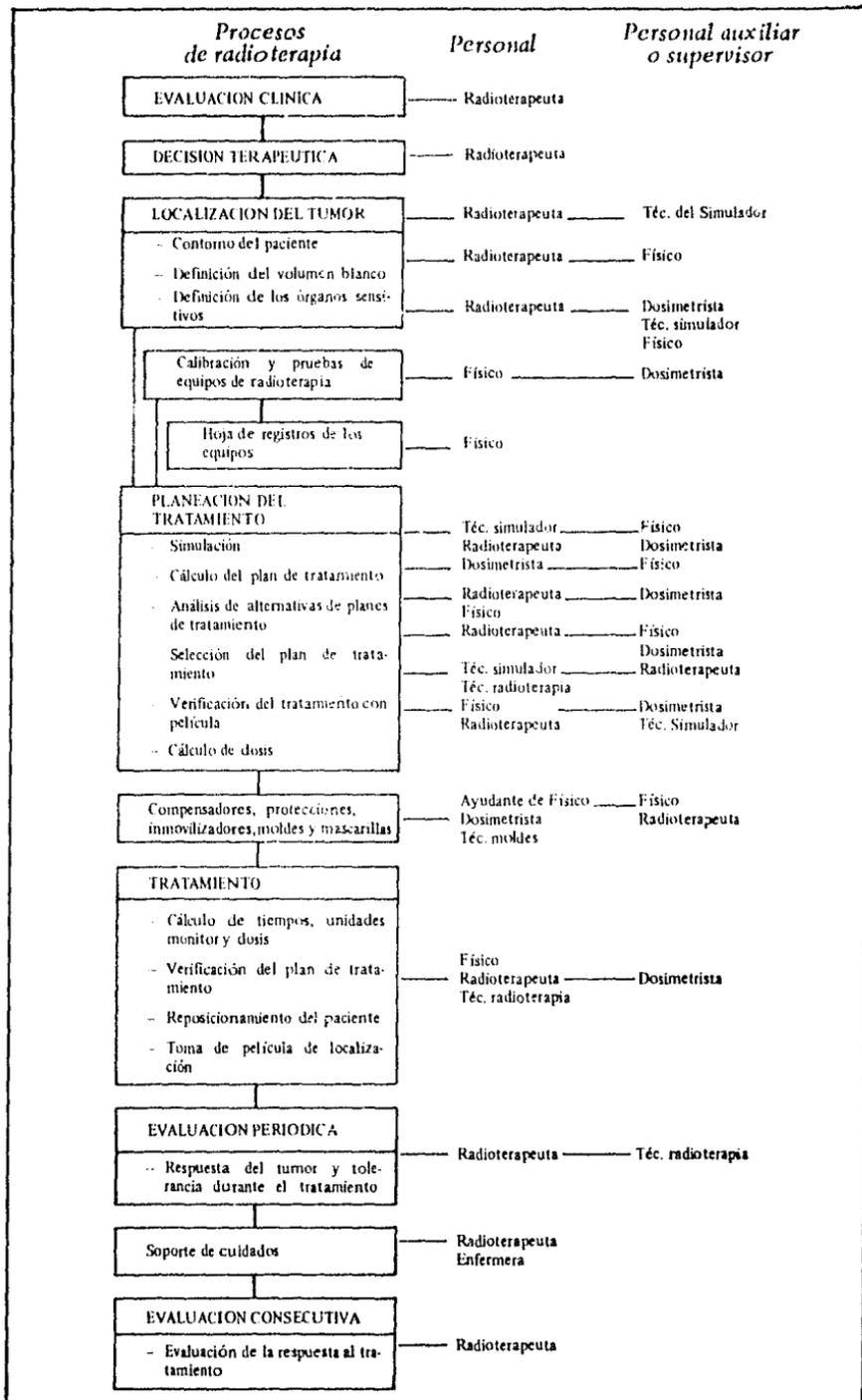


Figura E.2. Funciones del personal en radioterapia.

ornos de isodosis. Las curvas de distribución de isodosis se pueden representar en diferentes formas:<sup>42</sup>

1. Las curvas pueden representarse por líneas de igual dosis en gray, por ejemplo 10 Gy, 5 Gy, 1 Gy, etcétera.
2. Las curvas se pueden representar por líneas de igual dosis normalizadas a una dosis dada, designándoles como 100% a cada uno de los campos o especificando el peso de los mismos si no son iguales sus contribuciones al tumor. Por ejemplo 170, 160%, etcétera (ejemplos 6.5, 6.6, 6.11 y 6.12).
3. Las curvas pueden representarse por líneas de igual dosis, relativas a la dosis máxima dentro del volumen de interés, es decir, la región para la cual se desea dar una dosis tumor específica para propósitos terapéuticos; esta dosis máxima se designa como 100%, así las curvas de isodosis se pueden representar como 90, 80%, etcétera (ejemplos 6.5, 6.6, 6.11 y 6.12).

#### **DEFINICION DE DOSIS MAXIMA**

La dosis máxima (100%) ocurre hablando estrictamente en un punto o algunas veces en una pequeña área. Sin embargo, no siempre es posible localizar la posición exacta de este punto de dosis máxima (relativa a la dosis dada) con una exactitud mayor de 1 o 2%; es por eso que se designa a 100% como 2% menos de la máxima dosis estimada en el volumen de interés.

Debemos tomar en cuenta que 100% de dosis no es sinónimo de dosis tumor; en esta sección el tumor se considera dentro de la curva isodósica de 90%. El lector es libre de definir la dosis tumor para propósitos de tratamiento como el mínimo (90%), el máximo (100%) o el promedio (95%); la más frecuentemente usada es la curva modal o algún otro valor. Algunos lectores prefieren extender los límites al contorno de 80% cuando no se dispone de una computadora que optimice el plan de tratamiento.

#### **CONSIDERACIONES PARA LA PLANEACION DEL TRATAMIENTO**

Algunas consideraciones que deben tomarse en cuenta en la planeación del tratamiento se presentan a continuación:<sup>42</sup>

1. En la terapia convencional de rayos X de 200-250 kV, el factor limitante es usualmente la tolerancia de la piel; además el porcentaje de dosis en profundidad que contribuye cada campo al tumor es pequeño (15-40%), así que se requiere de varios campos para el tratamiento. Sin embargo, usando radiación de alta energía, el problema se simplifica grandemente; la tolerancia de la piel ya no es un factor limitante (siempre y cuando no se exceda la tolerancia de los tejidos vecinos a la piel) y un máximo de seis campos son necesarios para el tratamiento; en la mayoría de los casos solamente tres o cuatro campos dan una distribución de la dosis satisfactoria.
2. El uso de un número pequeño de campos juntamente con la virtual eliminación de la tolerancia de la piel como factor limitante, da al radioterapeuta mucho más libertad en la planeación del tratamiento.
3. La exactitud del direccionamiento del haz de radiación es probablemente más importante con rayos X de alta energía que con rayos X de 250 kV.
4. En ausencia de bolus o aplicadores de cera los campos oblicuos deben ser compensados o corregidos.
5. Por otra parte, las correcciones para el tamaño del cuerpo y composición son pequeñas y fáciles de aplicar para rayos X de alta energía.
6. Un importante desarrollo de hace dos décadas es el uso de planes de tratamiento precalculados, es decir, las cartas de distribución de dosis pueden ser aplicadas con o sin corrección a un gran número de pacientes que requieren un plan de tratamiento individual.
7. El uso de computadoras en el plan de tratamiento ha venido revolucionando el concepto de planeación del tratamiento.

## PLANES DE TRATAMIENTO PRECALCULADOS

1. Cuando dos campos oblicuos (especialmente con cuñas) son aplicados unilateralmente a un paciente, la distribución isodósica es independiente del contorno del paciente, siempre y cuando se llene el espacio entre la superficie y la entrada de los haces con cera (bajas energías) o con un compensador (altas energías). Si se prepara una serie de cartas de distribución de dosis para diferentes tamaños de campo y otros parámetros, se puede encontrar una

distribución adecuada para cualquier paciente con un tumor susceptible de abordarse con esta técnica. Esta técnica fue introducida para filtros con cuña usados con rayos X de 250 kV, pero es más versátil con rayos X de alta energía.

2. En la irradiación tangencial de las paredes de la mama, la distribución de la dosis en un paciente individual es determinada por sólo dos parámetros geométricos: la separación entre los dos campos opuestos y la curvatura de la pared de la mama. Así una serie de planes de tratamiento pueden ser preparados para diferentes valores de esos parámetros.
3. En la teleterapia de los parametrios, suplementaria a la terapia intracavitaria con radium o cesio, se usan campos opuestos solamente y los parámetros son el tamaño del campo y la separación entre los campos opuestos.
4. Cuando se usan tres o más campos en la irradiación de ambos lados del cuerpo, el tamaño y la forma del paciente es una variable que actúa contra el uso de planes precalculados. Sin embargo, tales planes pueden todavía ser usados si siguen el principio de igual contribución de cada uno de los campos al centro de convergencia, esto es, la dosis aplicada se incrementa con la distancia superficie-centro del tumor.

## LA COMPUTADORA EN LA PLANEACION DEL TRATAMIENTO

En la actualidad solamente un pequeño número de centros de radioterapia tienen acceso a una computadora; esta proporción da la posibilidad de que un solo centro de computación ofrezca servicio a un cierto número de instituciones que carecen de computadora. Asimismo el uso de computadoras en la planeación del tratamiento es ampliamente debatida; pero más allá de estos comentarios, las computadoras tienen las siguientes funciones en radioterapia:

Primero. Las computadoras pueden manejar una gran cantidad de información comparada con la que puede manejar el ser humano.

Segundo. El uso de las computadoras para la planeación del tratamiento con campos múltiples no es solamente su uso más importante, sino también son ampliamente usadas en la dosimetría de implantes de fuentes radiactivas incluyendo la dosimetría intracavitaria; además se

pueden realizar planeaciones con haces en movimiento, dosimetría de campos irregulares y otras funciones más.

Tercero. No cabe duda que los planes de tratamiento precalculados tienen un lugar importante en teleterapia, especialmente cuando más y más instituciones construyen en un periodo sus propias bibliotecas o manuales de planes de tratamiento usando las computadoras.

En la planeación del tratamiento al menos cinco funciones de la computadora pueden ser consideradas:

1. La computadora optimiza la planeación para cada paciente tomando en cuenta las características (incluyendo la composición del cuerpo) específicas del individuo.
2. Investigación de nuevas técnicas para la planeación del tratamiento, tal como algoritmos para ecuaciones que describan los campos de radiación y la modificación de los mismos por factores físicos, geométricos y anatómicos.
3. El resultado del efecto de los diferentes parámetros sobre la distribución de la dosis en un volumen de interés como resultado de la suma de varios campos o planes de tratamiento.
4. Para analizar tratamientos ya realizados y compararlos estadísticamente con los resultados clínicos.
5. Para la preparación de una biblioteca o atlas de planeaciones para tratamientos precalculados.

Cada una de las funciones anteriores de la computadora en la planeación del tratamiento tiene sus propios defensores y la discusión sobre este tema no duda del uso continuo por muchos años de la computadora. No es propósito de esta sección defender cualquier posición; sin embargo, en el curso del uso de las computadoras han surgido nuevas ideas relacionadas con el tema y se pueden hacer los siguientes comentarios:

- a) La acumulación de miles de planes de tratamiento no necesariamente nos guían a un mejor entendimiento del juego de los diferentes parámetros que se presentan en la planeación; el problema real no es la producción de más y más cartas isodósicas para el análisis práctico de datos. Un conjunto completo de cartas isodósicas contiene mucho más información para más propósitos. Cuando una radioterapeuta examina un modelo de distribución de curvas de isodosis para adecuarla a un paciente en particular,

él extrae cierta información del modelo, tal como la posición y tamaño de la región de 90, 80%, etc., y la dosis a unos cuantos puntos e ignora el resto de la información.

- b) Muchas de las mismas consideraciones anteriores surgen con los planes de tratamiento precalculados. Si hay una docena de planes para escoger uno no hay problema; sin embargo, si hay cientos de alternativas para el plan de tratamiento, la eficacia del proceso de selección dependerá del método de clasificación adoptado. Una clasificación basada en los parámetros de entrada (tamaño del campo, energía del haz, etc.) es improbable que sea satisfactorio y una clasificación de los parámetros de salida, es decir, de la distribución de dosis obtenida en una región del cuerpo, se reduciría otra vez al problema de la extracción de las características básicas de los modelos de distribución de dosis.
- c) En algunas ramas de la ciencia y la medicina, así como en dosimetría, las computadoras pueden resolver problemas que de otra forma serían insolubles. Sin embargo, este no es el caso en la planeación del tratamiento con campos múltiples; en este campo la principal ventaja de la computadora es que el tiempo de espera entre la formulación de la prescripción de un tratamiento y la producción de un plan de distribución de dosis optimizado puede ser prácticamente eliminado. Mientras que la planeación del tratamiento manual se basa en una distribución idealizada en un medio homogéneo, quizá realizada con una corrección inadecuada para pulmón y otros tejidos, ésto no puede representar una ventaja frente al tratamiento optimizado individual planeado con la computadora.
- d) La computadora promete ser de gran valor en el uso de toda la información contenida en las cartas isodósicas para la estimación de la dosis integral con campos múltiples.

Día a día se va optimizando la planeación del tratamiento con la aparición de nuevas tecnologías, así por ejemplo, en la actualidad, algunos tomógrafos computarizados traen consigo una computadora adicional que permite realizar la planeación del tratamiento en forma directa con la información que le entrega el tomógrafo y esto representa una gran ventaja en la dosimetría por la corrección de inhomogeneidades del cuerpo del paciente, además minimiza los errores humanos en la localización exacta del área del volumen tumoral.

## Apéndice F

### INCERTIDUMBRES EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES CON ACELERADORES LINEALES DE ELECTRONES

#### FUENTES DE ERROR

Para prescribir una dosis a tumor con una exactitud de  $\pm 5\%$ , debemos tener en cuenta las fuentes comunes de errores para poder minimizarlas. Las cuatro áreas donde los errores pueden ocurrir son:<sup>35</sup>

1. Calibración del acelerador lineal de electrones (calibración de las unidades monitor).
2. Cálculos de dosis (planeación del tratamiento).
3. Factores físicos del tratamiento.
4. Ejecución diaria del tratamiento.

#### CALIBRACION DEL ACELERADOR LINEAL

Obviamente, si se comete un error durante la calibración de las unidades monitor, la dosis prescrita a tumor no se podrá dar con la exactitud requerida.

La calibración de las unidades monitor se debe realizar periódicamente como se indica en el capítulo 3.

La medición de la dosis se debe realizar como lo especifican los protocolos hechos para este fin (bibliografía, capítulo 4) y con una

cámara de ionización previamente calibrada en un centro regional de calibración secundario; esta cámara deberá ser calibrada al menos cada dos años. La respuesta de la cámara de ionización deberá ser verificada periódicamente con una fuente radiactiva calibrada de referencia para detectar un posible mal funcionamiento de la misma.

Sin embargo, con una cámara de ionización recientemente calibrada, la dosis absorbida en agua se determina con una exactitud de  $\pm 3\%$  para rayos X de alta energía.

## CALCULOS DE DOSIS (PLANEACION DEL TRATAMIENTO)

Se pueden llegar a cometer errores aritméticos cuando se utilizan ecuaciones para el cálculo de la dosis absorbida en el medio disperso.

Los errores cometidos al realizar la lectura de los valores de dosis en profundidad y otras tablas de dosimetría provocan inexactitudes en el cálculo de la dosis absorbida, por eso todos los cálculos deberán verificarse cuando menos dos veces (de ser posible por dos personas diferentes) antes de iniciar el tratamiento. El uso de computadora minimiza los errores antes descritos, siempre y cuando los algoritmos y los datos sean alimentados en forma correcta a la computadora.

Los datos tomados del paciente, tal como medidas del espesor de la piel, medidas de la distancia blanco-piel, medidas del contorno, localización del haz en la posición de entrada, tamaño del campo y otros parámetros deberán determinarse con mucho cuidado para minimizar los posibles errores.

Como todas las tablas de dosis en profundidad han sido generadas a partir de mediciones en un medio dispersor homogéneo (agua), inexactitudes de dosimetría pueden ocurrir durante el tratamiento debido a inhomogeneidades, por lo que se deberán hacer correcciones por inhomogeneidades en la trayectoria del haz.

## FACTORES FISICOS EN EL TRATAMIENTO

Después de haber sido instalada una unidad de radioterapia, se deberá efectuar una serie de pruebas de aceptación como se describió en el capítulo 3. Asimismo se deberá desarrollar rutinariamente un monitoreo de varios parámetros del acelerador que pueden contribuir

la incertidumbre en la dosis absorbida en tumor, como se describió en el capítulo 3. El control de estos parámetros dentro de los límites establecidos nos aseguran un tratamiento en el cual los errores por factores físicos se minimizan.

## EJECUCION DIARIA DEL TRATAMIENTO

Cuando los cálculos de dosis han sido realizados y doblemente verificados, entonces el paciente ya puede iniciar el tratamiento. Inexactitudes en la dosis dada a tumor pueden ocurrir debido a la incorrecta selección de las unidades monitor, por el uso del filtro en la fuente equivocado, por la colocación errónea de la distancia blanco-piel y otros parámetros involucrados en la ejecución del tratamiento.

Durante el tratamiento del paciente se deberá revisar periódicamente la hoja de tratamiento para asegurarse que la dosis acumulada dada al tumor es la correcta. Cualquier cambio en los factores del tratamiento, tal como tamaño de campo, DBP o fraccionamiento de la dosis prescrita, se deberán de recalcular las unidades monitor.

## COMBINACION DE PEQUEÑOS ERRORES

Considerando que en la terapia clínica se realiza un excelente trabajo en el control de los factores físicos, entonces a continuación se hace una estimación de la incertidumbre en la dosis dada a tumor en el tratamiento del paciente:

1. La calibración del acelerador está dentro de  $\pm 3\%$ .
2. La distancia blanco-piel es determinada dentro de 0.5 cm, dando un error de  $\pm 1\%$ .
3. El campo cuadrado equivalente es determinado con suficiente exactitud y contribuye con error en la dosis en profundidad de  $\pm 1\%$ .
4. El espesor del paciente se determina dentro de 0.5 cm y contribuye con un error en la dosis en profundidad de  $\pm 3\%$ .
5. Los valores de porcentaje de dosis en profundidad se determinan con una exactitud de  $\pm 2\%$ .
6. La variación de la dosis en profundidad a través del volumen tumoral es de  $\pm 3\%$ .

7. Las correcciones por inhomogeneidad del tejido se hacen dentro de  $\pm 2\%$ .
8. Los cálculos de dosis están dentro de  $\pm 1\%$ .
9. Todos los factores físicos son controlados y no se introduce un error significativo.

Combinando esos errores cuadráticamente da un error mayor de  $\pm 6\%$ , el cual es justamente superior al requerido en el tratamiento del paciente ( $\pm 5\%$ ).

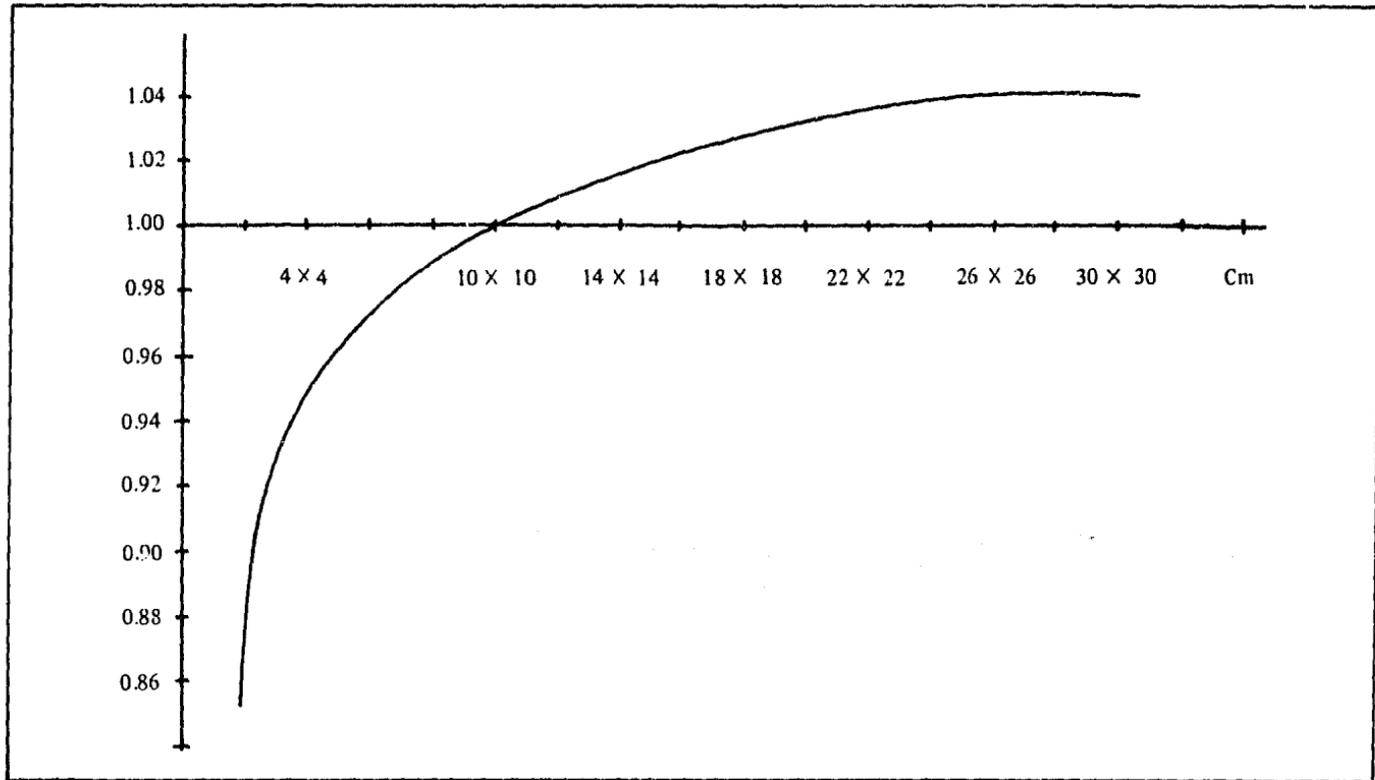


Figura 6.1. Gráfica del factor de campo ( $F_c$ ) en función del tamaño del campo de radiación, para rayos X de 8 MV.

## Apéndice H

<i>Campo (cm<sup>2</sup>)</i>													
<i>Prof. (cm)</i>	<i>4<sup>2</sup></i>	<i>6<sup>2</sup></i>	<i>8<sup>2</sup></i>	<i>10<sup>2</sup></i>	<i>12<sup>2</sup></i>	<i>14<sup>2</sup></i>	<i>15<sup>2</sup></i>	<i>16<sup>2</sup></i>	<i>18<sup>2</sup></i>	<i>20<sup>2</sup></i>	<i>22<sup>2</sup></i>	<i>25<sup>2</sup></i>	<i>30<sup>2</sup></i>
1	0.892	0.899	0.905	0.909	0.914	0.917	0.920	0.921	0.926	0.930	0.931	0.931	0.931
2	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
3	0.990	0.990	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991
4	0.960	0.966	0.968	0.969	0.970	0.970	0.971	0.971	0.972	0.972	0.972	0.973	0.974
5	0.930	0.938	0.941	0.943	0.946	0.948	0.949	0.950	0.952	0.953	0.954	0.955	0.957
6	0.898	0.910	0.916	0.920	0.922	0.926	0.927	0.928	0.931	0.933	0.934	0.934	0.936
7	0.866	0.880	0.889	0.895	0.899	0.902	0.903	0.904	0.906	0.908	0.910	0.912	0.917
8	0.833	0.850	0.862	0.869	0.874	0.878	0.880	0.882	0.884	0.887	0.889	0.893	0.896
9	0.806	0.822	0.834	0.843	0.850	0.856	0.858	0.860	0.864	0.867	0.870	0.874	0.878
10	0.775	0.794	0.808	0.818	0.825	0.831	0.834	0.837	0.841	0.846	0.848	0.853	0.857
12	0.718	0.739	0.756	0.766	0.776	0.784	0.787	0.790	0.796	0.800	0.805	0.811	0.818
14	0.665	0.684	0.702	0.717	0.729	0.737	0.741	0.744	0.750	0.757	0.763	0.770	0.777
15	0.640	0.660	0.679	0.695	0.706	0.715	0.720	0.723	0.730	0.735	0.740	0.746	0.754
16	0.614	0.635	0.654	0.667	0.680	0.690	0.694	0.699	0.707	0.714	0.721	0.730	0.736
18	0.568	0.590	0.610	0.624	0.637	0.647	0.652	0.657	0.666	0.673	0.678	0.686	0.696
20	0.527	0.547	0.566	0.582	0.595	0.606	0.611	0.615	0.623	0.631	0.638	0.647	0.658
22	0.488	0.506	0.523	0.541	0.556	0.568	0.574	0.578	0.586	0.593	0.600	0.608	0.620
24	0.452	0.469	0.487	0.503	0.517	0.528	0.533	0.538	0.547	0.555	0.563	0.574	0.587
26	0.420	0.436	0.452	0.468	0.481	0.492	0.497	0.502	0.512	0.521	0.529	0.540	0.551
28	0.388	0.405	0.420	0.436	0.449	0.460	0.466	0.470	0.480	0.488	0.495	0.505	0.518
30	0.362	0.375	0.390	0.405	0.418	0.429	0.434	0.440	0.450	0.458	0.465	0.474	0.486
35	0.298	0.312	0.325	0.338	0.349	0.360	0.364	0.369	0.378	0.384	0.392	0.402	0.415

Tabla H.1. Valores de RMT (razón máxima de dosis en tejido) para rayos X de 8 MV.

## Apéndice I

<i>Prof. (cm)</i>	<i>Campo (cm<sup>2</sup>)</i>												
	$3^2$	$4^2$	$5^2$	$6^2$	$7^2$	$8^2$	$9^2$	$10^2$	$12^2$	$15^2$	$20^2$	$25^2$	$30^2$
1	91.4	91.1	91.4	91.5	91.7	92.2	92.3	92.7	93.1	93.9	95.0	95.0	95.0
2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3	96.8	97.2	97.2	97.3	97.1	97.2	97.2	97.1	97.2	97.0	97.1	97.3	97.2
4	92.0	92.4	92.7	92.9	92.9	93.2	93.2	93.2	93.2	93.2	93.5	93.8	93.8
5	87.3	87.8	88.3	88.6	88.7	89.1	89.0	89.1	89.3	89.5	89.9	90.2	90.3
6	82.6	83.2	83.9	84.4	84.4	85.0	85.1	85.2	85.5	85.9	86.4	86.6	86.8
7	78.1	78.8	79.5	80.3	80.5	81.0	81.2	81.3	81.8	82.2	82.7	83.2	83.4
8	73.8	74.7	75.5	76.4	76.5	77.0	77.5	77.5	78.2	78.7	79.3	79.8	80.1
9	69.8	70.7	71.6	72.5	72.8	73.3	73.9	74.0	74.7	75.3	76.1	76.8	76.9
10	66.0	66.8	68.0	68.7	69.2	69.9	70.4	70.5	71.2	72.1	72.9	73.6	73.8
12	59.1	59.9	60.9	61.9	62.4	63.2	63.7	64.0	64.9	65.6	66.9	67.7	68.0
14	52.8	53.7	54.6	55.5	56.2	57.1	57.6	57.9	58.9	59.7	61.2	62.0	62.4
15	49.9	50.7	51.8	52.7	53.3	54.0	54.7	55.1	56.1	57.1	58.4	59.4	59.8
16	47.1	48.1	49.0	50.0	50.5	51.3	52.0	52.4	53.4	54.5	56.0	56.9	57.2
18	42.1	43.1	44.0	44.9	45.6	46.3	47.0	47.3	48.5	49.6	51.0	52.0	52.4
20	37.8	38.6	39.5	40.4	41.0	41.8	42.4	42.8	43.9	45.0	46.5	47.6	48.1
22	34.0	34.7	35.5	36.3	37.0	37.6	38.2	38.9	39.8	40.9	42.4	43.5	44.0
24	30.4	31.1	31.9	32.7	33.3	34.0	34.6	35.2	36.1	37.2	38.8	39.8	40.2
26	27.4	28.0	28.7	29.4	30.1	30.8	31.2	31.8	32.7	33.8	35.3	36.3	36.8
28	24.6	25.2	25.9	26.6	27.2	27.8	28.3	28.8	29.7	30.7	32.2	33.2	33.7
30	22.2	22.7	23.3	24.0	24.5	25.1	25.6	26.0	26.9	28.0	29.3	30.3	30.8
35	17.1	17.5	18.1	18.6	19.1	19.6	20.0	20.5	21.1	22.0	23.3	24.1	24.6

Tabla I.1. Valores PDP (porcentaje de dosis en profundidad) para rayos X de 8 MV y distancia blanco-piel de 100 cm.

## Apéndice J

<i>Prof.</i> <i>(cm)</i>	<i>Campo (cm<sup>2</sup>)</i>												
	$3^2$	$4^2$	$5^2$	$6^2$	$7^2$	$8^2$	$9^2$	$10^2$	$12^2$	$15^2$	$20^2$	$25^2$	$27^2$
1	95.9	95.1	95.1	95.1	95.3	95.6	96.1	96.3	96.7	97.0	97.6	97.8	97.8
2	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
3	96.1	96.3	96.3	96.4	96.3	96.5	96.4	96.5	96.4	96.4	96.5	96.7	96.8
4	91.0	91.4	91.7	91.8	91.9	92.1	92.1	92.3	92.3	92.2	92.6	92.9	93.0
5	86.2	86.7	87.0	87.3	87.5	87.9	87.9	88.2	88.3	88.4	88.8	89.3	89.4
6	81.3	82.1	82.5	82.9	83.3	83.7	83.8	84.2	84.4	84.5	85.2	85.7	85.8
7	76.8	77.6	78.2	78.7	79.1	79.6	79.9	80.3	80.6	80.7	81.6	82.1	82.3
8	72.4	73.3	74.1	74.6	75.2	75.7	76.0	76.4	76.9	77.1	78.2	88.7	78.8
9	68.5	69.4	70.1	70.7	71.4	71.9	72.2	72.7	73.2	73.6	74.8	75.4	75.6
10	64.5	65.4	66.3	67.1	67.7	68.2	68.7	69.2	69.8	70.3	71.4	72.2	72.4
12	57.5	58.4	59.2	60.1	60.9	61.5	62.0	62.6	63.3	63.8	65.3	66.1	66.3
14	51.3	52.1	53.0	53.8	54.6	55.4	55.9	56.4	57.3	57.8	59.6	60.5	60.6
16	45.8	46.6	47.4	48.3	49.1	49.8	50.4	51.0	51.9	52.4	54.4	55.2	55.4
18	40.9	41.7	42.5	43.3	44.1	44.8	45.4	45.9	46.9	47.5	49.5	50.5	50.7
20	36.6	37.2	38.1	38.9	39.6	40.3	40.9	41.5	42.4	43.0	45.0	46.0	46.2
22	32.7	33.3	34.1	34.9	35.6	36.3	36.9	37.4	38.4	39.0	40.9	42.0	42.2
24	29.3	29.9	30.6	31.4	32.0	32.7	33.2	33.8	35.7	35.3	37.3	38.3	38.5
26	26.2	26.8	27.5	28.2	28.9	29.4	30.0	30.5	31.4	32.0	33.9	34.8	35.1
28	23.6	24.1	24.7	25.4	26.0	26.6	27.1	27.6	28.4	29.0	30.9	31.8	32.0
30	21.2	21.7	22.2	22.9	23.4	24.0	24.5	24.9	25.7	26.3	28.0	29.0	29.3
35	16.3	16.7	17.2	17.7	18.2	18.6	19.0	19.4	20.1	20.6	22.3	23.0	23.2

Tabla J.1. Valores de PDP (porcentaje de dosis en profundidad) para rayos X de 8 MV y distancia blanco-piel de 90 cm.

## BIBLIOGRAFIA

1. Alba A.F. *Aceleradores de Partículas*, Monografía, núm. 7, Secretaría General de la OEA, Washington, D.C., E.U.A. 1971.
2. American Association of Physicists in Medicine. "Code of Practice for X-Ray Therapy Linear Accelerator", *Medical Physics*, vol. 2, núm. 3, E.U.A., 1975.
3. American Association of Physicists in Medicine. "A Protocol of the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams", *Medical Physics*, vol. 10, núm. 6, E.U.A., 1983.
4. American Association of Physicists in Medicine. "Protocol for the Dosimetry of X-and Gamma-Ray Beams with Maximum Energies Between 0.6 and 50 MeV", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 16, núm. 3, pp. 379-396, Londres, Inglaterra, 1971.
5. Bagne, F. "A Method for Calculating Megavoltage X-Ray Dose and Dose Parameters", *Medical Physics*, vol. 7, núm. 6, E.U.A., 1980.
6. Bagne, F. "Choice of Reference Point in Megavoltage Dosimetry", *Medical Physics*, vol. 6, núm. 6, E.U.A., 1979.
7. Bagne, F. *Medical Physics*, vol. 6, p. 510, E.U.A., 1979.
8. Beams, J.W. y Snoddy, L.B. "The Production of High Velocity Ions and Electrons", *Physical Review*, vol. 44, p. 784, E.U.A., 1933.
9. Bureau International des Poids et Mesures. *Le Systeme International de Unites (SI)*, 3a. ed., Sevres, Francia, 1977.
10. Bureau of Radiological Health. *The Use of Electron Linear Accelerators in Medical Radiation Therapy*, Overview Report Number 1 Market and Characteristics, PB-246225, E.U.A., 1974.

11. Committee for Radiation Oncology Studies. *Criteria for Radiation Oncology in Multidisciplinary Cancer Management*, Grant, Ca., E.U.A., 1981.
12. Dawson, D.J. "Tissue-Maximum Ratios for High-Energy X Ray", *Medical Physics*, vol. 4, núm. 5, E.U.A., 1977.
13. Dobson, J. y cols. "Megavoltage Radiation Therapy Equipment: Performance Characteristics and Operational Cost", *Applied Radiology*, vol. 6 núm. 2, E.U.A., 1977.
14. Faiz, M.K. y cols. "Revision of Tissue Maximum Ratios and Scatter Maximum Ratios Concepts for Cobalt-60 and Higher Energy X Ray", *Medical Physics*, vol. 7, núm. 3, E.U.A., 1980.
15. Fletcher, G.H. y Shukousky, L.J. "The Interplay of radiocurability and Tolerance in the Irradiation of Human Cancer", *J. Radiol. Electrol.*, vol. 56, p. 383, E.U.A., 1975.
16. Fullerton, G.D. *Principles of Operation of Linear Accelerators*, Department of Therapeutic Radiology, University of Minnesota, E.U.A., 1978.
17. Greening, J.R. *Fundamentals of Radiation Dosimetry*, Medical Physics, Handbook 6, Adam Hilger LTD, Londres, Inglaterra, 1981.
18. Hendrickson, F.R. "Precision in Radiation Oncology", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, vol. 8, núm. 2, pp. 311-342, E.U.A., 1982.
19. Herring, D.F. y Compton, D.M.J. "The Degree of Precision Required in Radiation Dose Delivered in Cancer Radiotherapy", *British Journal of Radiology*, Special Report Series núm. 5, paper núm. 10, Londres, Inglaterra, 1971.
20. Hospital Physicists Association. "A code Practice for the Dosimetry of 2 to 35 MV X-Ray and Caesium-137 and Cobalt-60 Gamma-Ray", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 14, núm. 1, pp. 1-8, Londres, Inglaterra, 1969.
21. Hospital Physicists Association. "Revised Code of Practice for the Dosimetry of 2 to 25 MV X-Ray, and of Caesium-137 and Cobalt-60 Gamma-Ray Beams", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 28, núm. 10, pp. 1097-1104, Londres, Inglaterra, 1983.
22. ICRU. *Radiation Dosimetry X-Ray and Gamma-Ray with Maximum Photon Energies Between 0.6 and 50 MV*, Report 14, ICRU Publications, Washington, D.C., 1969.
23. Ising, G., *Ark. Math. Astron. Phys.*, vol. 18, núm. 30, fascículo 4, p. 45, Stockholm, 1925.
24. Johns, H.E. y Cunningham, J.R. *The Physics of Radiology*, 3rd. ed., Charles C. Thomas Publisher, Springfield Illinois, E.U.A., 1971.

25. Karzmark, C.J. y Pering, N.C. "Electron Linear Acceleration Therapy: History, Principles and Contemporary Developments", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 18, pp. 321-354, Londres, Inglaterra, 1973.
26. Kinsey, B.B. "Attempts at Disintegration Using Lithium Ions", *Physical Review*, vol. 50, p. 386, E.U.A., 1936.
27. Kutcher, G. y cols. "High Energy Photon Dose Measurements Using Exposure Calibrate Ionization Chamber", *Medical Physics*, vol. 4, núm. 5, E.U.A., 1977.
28. Latorre, E.T. *Primer of Medical Radiobiology*, Year Book Medical Publishers Inc. Chicago, E.U.A., 1975.
29. London Hospital. *Isocentric Treatment and Dosimetry Using 8 MV X-Ray on the SL75*, Report núm. 1461, Londres, Inglaterra.
30. Marbach, J.R. y Almond, P.R. *Medical Physics*, vol. 4, p. 310, E.U.A., 1977.
31. National Bureau of Standards. *NBS Guidelines for Use of the Metric System*, US Department of Commerce, E.U.A., 1975.
32. NCRP. *Dosimetry of X-Ray and Gamma-Ray Beam for Radiation Therapy in the Energy Range 10 KeV to 50 MeV*, Report núm. 69, Washington, D.C., E.U.A., 1981.
33. Nordic Association of Clinical Physics. *Procedures in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies Between 1 and 50 MeV*, Acta Radiológica, Reprint in Stockholm, 1979.
34. Secretaría de Patrimonio y Fomento Industrial. *Sistema General de Unidades de Medida Sistema (SI) de Unidades*, NOM-Z-1, México, 1979.
35. Saylor, W.L. y cols. *Dosage Calculations in Radiation Therapy*, Urban and Shwarzenberg, Baltimore-Munich, 1979.
36. SCRAD. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 16, núm. 3, Londres, Inglaterra, 1971.
37. Sloan, D.H. y Coaters, W.M. "Recent Advances in the Production of Heavy High Speed Ions without the Use of High Voltages", *Physical Review*, vol. 46, núm. 7, p. 539, E.U.A., 1934.
38. Sloan, D.H. y Lawrence, E.O. "The Production of Heavy High Speed Ions without the Use of High Voltages", *Physical Review*, vol. 38, p. 2021, E.U.A., 1931.
39. Stanley, L.M. y Blewett, J.P. *Particle Accelerators*, McGraw-Hill Book Company Inc., Nueva York, E.U.A., 1962.

40. U.S. Department of Health, Education and Welfare. *The Use of Electron Linear Accelerators in Medical Radiation Therapy: Physical Characteristics* Bureau of Radiological Health, Rockville Maryland, E.U.A., 1974.
41. Vandyk, J. Practical Dosimetric Consideration of 10 MV Photon Beam *Medical Physics*, vol. 4, núm. 2, E.U.A., 1977.
42. Webster, E.W. y Tsien, K.C. *Atlas of Radiation Dose Distributions*, International Atomic Energy Agency, Viena, 1965.
43. Wideröe, R. *Arch. Elektrotech.*, vol. 21, p. 387, Estocolmo, 1928.
44. Wootton, P. y cols. "Code of Practice for X-Ray Therapy Linear Accelerators, part I: Information for Radiation Oncologist and Hospital Administrators, part II: Instalation and Performance Measurements for X-Ray Linac", *Medical Physics*, vol. 2, pp. 110-121, E.U.A., 1975.
45. World Health Organization. *The SI for the Health Professions*, Geneva, 1977.
46. Zúñiga, P. *Consideraciones generales sobre la selección de aceleradores lineales para uso médico*. V Reunión Anual de Trabajo de la Sociedad Mexicana de Seguridad Radiológica, Querétaro, Qro., México, 1981.

## INDICE DE MATERIAS

### A

Acelerador lineal, de electrones, 5  
  características técnicas de un, 20  
  costo del, 26  
  de ondas, estacionarias, 7, 8  
  viajeras, 6, 8, 10  
  disponibles en el mercado, 27  
  espacio e instalaciones para un, 25  
  factores en la selección de un, 19  
  funcionamiento de un, 8  
  infraestructura de apoyo para el,  
    24  
  mantenimiento del, 26  
  modalidad de operación de un, 23  
  moderno, 4  
  operación del, 15, 24  
  profundidad de calibración del,  
    63  
  pruebas de aceptación de un, 35  
  rango de energías deseables en el,  
    23  
  seguridad radiológica en el, 19  
  selección del, 15  
  stanford, 4  
  tipos de, 6, 24  
  ventajas en el uso de un, 17  
  tipo Isig-Wideröe, 2  
Alineación, del, campo, de luz, 40  
  de radiación, 39  
  óptico, 40

  centro del campo de radiación,  
    41  
  distanciador óptico, 38  
  tamaño real del campo de radiación,  
    40  
  de la, cruz de alambre, 37  
  de los controles de tamaño de campo,  
    40  
  mesa de tratamiento, 42  
Alvarez-Panofsky, acelerador lineal  
  de, 5  
Antecedentes de los aceleradores lineales, 1

### B

Beams, J. W., 4  
Blanco del haz de electrones, 10, 12,  
  13  
Bobina, de centrado del haz, 9, 10  
  de enfocamiento del haz, 9, 10  
Bomba de iones del acelerador, 9, 10  
Bragg-Gray, teoría de, 57, 62

### C

$C_{\lambda}$ , 59  
  situaciones especiales de, 59  
  tabla de, 131

Cámara de, deflexión del haz. 10, 12  
 ionización, 10, 13, 14  
 capuchón de, equilibrio electrónico de la, 61  
 Campo, de radiación, 13  
 alineación del, 39  
 aplanamiento del, 13, 22, 42, 43  
 cono aplicador del, 14  
 simetría del, 42  
 sistema de referencia del, 38  
 tamaño del, 20  
 eléctrico, 6, 7, 11  
 Cañón de electrones, 5, 9, 10  
 Carga electrónica, 57  
 Cavidad de, aceleración, 7  
 acoplamiento, 7  
 la cámara, 58  
 Colimación sistema de, 13  
 Colimador, fijo, 10  
 móvil, 10, 13  
 radiación de fuga del, 46  
 Compton, dispersión, 55  
 Criterio para adquirir equipos adicionales, 17  
 Criterio para reemplazar equipos, 16  
 Cuadrado equivalente, 99, 115

## D

Dispersión Compton, 55  
 Dosimetría de rayos X, 53  
 Dosis, absorbida en agua, 57  
 de referencia, 46  
 en un medio dispersor, 54  
 estabilidad de la, 22  
 factor de conversión de, 58  
 máxima, 56, 57, 93, 137  
 medición, de la, 57, 62  
 de los parámetros de la, 64  
 nominal estándar (NSD), 82  
 porcentaje en profundidad de la, 55  
 rapidez de, 18, 20, 22

## E

Electrodo de aceleración, longitud del, 2  
 Electromagnética, onda, 6, 12

Electrones, primarios, 54  
 secundarios, 54  
 Emergencia, paro de, 20  
 Energía, cinética, 3  
 de calibración, 58  
 de los electrones, 11  
 Equilibrio, de partículas cargadas, 57, 123  
 electrónico, 39  
 Equipos de radioterapia, 16  
 carga de trabajo de los, 17  
 criterio para, adquirir nuevos, 17  
 reemplazar, 16  
 vida promedio de los, 16  
 Errores en el tratamiento, 143  
 Estructura de aceleración, 8  
 Exactitud y precisión en el tratamiento, 134  
 Exponencial, atenuación, 55

## F

Factor de, calibración, 58, 61  
 campo, 80, 97  
 valores del, 147  
 perturbación, 60  
 retrodispersión, 64  
 Fantoma de agua, 64  
 Filtro, de aplanamiento, 13, 14  
 en cuña, 21  
 Física, departamento de, 24-134  
 Fotones, primarios, 54  
 secundarios, 54

## G

Gantry, 37, 47, 48  
 Generador de radiofrecuencia, 10  
 Geometría, condiciones de buena, 124  
 Greene-Massey, 60  
 Guía de onda, de aceleración, 5, 6, 7, 9, 10, 11  
 rectangular, 5, 6, 7

## H

Hansen, W. W., 4  
 Haz de, electrones, 7, 13

agrupado, 11  
 agrupamiento del, 9  
 aplanamiento del, 14  
 campos magnéticos en el, 12  
 corriente del, 9  
 cono aplicador del, 14  
 energía ganada por el, 11  
 filtro de aplanamiento del, 14  
 intensidad del, 14  
 inyección del, 9  
 penetración en tejido del, 18  
 producción del, 14  
 transporte y aceleración del, 11  
 ventana para el, 10  
 rayos X, 13  
   absorción del, 18  
   aplanamiento del, 13  
   atenuación efectiva del, 58  
   energía del, 46  
   filtro de aplanamiento del, 14  
   intensidad del, 13  
   poder de penetración del, 18  
   producción del, 13  
   simetría y aplanamiento del, 22, 42  
 Histórico, aspecto, 1

## I

Incertidumbre en el tratamiento, 143  
 Iones, fuente de, 2  
   haz de, 2  
 Ising, Gustaf, 1  
 Isocentro, alineación de la cruz de  
   alambre con el, 37  
   del campo de rayos X, 22  
   de la mesa de tratamiento, 22  
   mecánico, 22  
   verificación del, 36  
 Isodosis, curva de, 94, 95, 110, 111,  
   134

## K

Kerma, 123  
 Kensey, B. B., 4  
 Klystron, 4, 7, 12

## L

Lawrence, E. O., 3

## M

Magneto de deflexión, 10, 12  
 Magnetron, 4, 7, 8, 10, 12  
 Masa del electrón, 11  
 Medición de la dosis, a otras profun-  
   didades que  $D_{\text{máx}}$ : 63  
   en tejido, 62  
 Mesa de tratamiento, 26  
   alineación de la, 42  
   rotación de la, 21

## N

NSD (dosis nominal estándar), 82

## O

Onda electromagnética, 5, 7, 9, 12  
 Oscilador de radiofrecuencia, 2

## P

Panofsky-Alvares, acelerador de, 5  
 Pared de la cámara de ionización, de  
   acrílico, 61  
   de carbón, 61  
 Partículas cargadas, equilibrio de, 123  
 Penumbra del haz, 22, 42  
 Planeación del tratamiento, 79  
   cálculo, de las unidades monitor en  
   la, 79  
   en técnica, DBP fija de la, 96, 102  
   isocéntrica de la, 82, 88  
   consideraciones para la, 137  
   generalidades sobre la, 133  
   la computadora en la, 139  
   precalculados, 138  
 Porcentaje de dosis, 55, 64, 93  
   curva de, 56  
   mediciones experimentales del, 68  
   tabla del, 69, 151, 153  
 Profundidad, de calibración, 63  
   transitoria de partículas cargadas,  
   123  
 Protección radiológica, 20, 24  
   circuitos de interconexión de, 23

Pruebas de, aceptación, 35, 36  
aplanamiento del haz, 42, 43  
rutina, 35, 50  
simetría del haz, 42, 44

## R

Radiación de fuga, 13, 22, 46, 47  
Radioterapia, servicio de, 135  
carta simplificada de, 135  
funciones del personal de, 136  
Rapidez de dosis, 18  
calibración del monitor de, 48  
Razón, dispersión-aire, 67  
máxima de, dispersión, 67  
dosis en tejido, 64, 80  
tejido-aire, 64  
Región de incremento, 55, 56, 93

## S

Seguridad radiológica, 24  
Sloan-Coates, 3  
Sloan, D. H., 3  
Sloan-Lawrence, 3  
Stanford, acelerador lineal de, dos  
millas de, 5  
mark I, 4  
mark II, 5  
mark III, 5  
grupo de, 5

## T

Tabla de razón máxima de dosis en  
tejido, 70, 147  
Tamaño del campo, en piel, 99  
en isocentro, 83  
Técnica, isocéntrica, 72, 79  
distancia blanco-piel fija, 74, 93  
Teoría, de Bragg-Gray, 57  
de la relatividad, 3, 11  
Tratamiento, con rayos X, 13  
campos grandes para, 18

con electrones, 14  
de arco, 22  
modalidad del, 13, 14  
técnicas de, 18  
Tugsteno, blanco de, 13

## U

Unidades, de medida del SI, 119  
conversiones de, 122  
de base, 119  
derivadas, 120  
en radiaciones ionizantes, 122  
prefijos de, 121  
suplementarias, 120  
monitor, 48  
cálculo, con campos múltiples de  
las, 88, 97  
corregido por inhomogeneidades  
de las, 109  
en técnica, DBP fija de las, 93,  
96, 102  
isocéntrica de las, 79, 81  
para distancias mayores que iso-  
centro de las, 114  
por computadora de las, 92  
calibración de las, 71, 72, 74  
factor de calibración de las, 76, 78

## V

Varian, Hnos., 4  
Velocidad, de fase, 6, 9  
de la luz, 11  
Ventana para el haz de electrones, 10  
Verificación, del aplanamiento del  
haz, 43  
de la, energía del haz, 46  
penumbra, 42  
con película de la simetría y apla-  
namiento del haz, 125  
rapidez de la dosis, 48  
simetría del haz, 44  
Voltaje pico, 3  
Volumen blanco, 134  
Wideröe, Rolf, 1, 3

## CONCLUSIONES

En el presente trabajo se logró integrar los procedimientos para los criterios de selección, pruebas de aceptación, la dosimetría, la calibración y la planeación del tratamiento en el uso de aceleradores lineales de electrones en la modalidad de rayos X, para el tratamiento de pacientes con cáncer.

Este estudio cubre las necesidades básicas de los departamentos de física y radioterapia que tiene o tendrá un acelerador lineal de electrones en los aspectos de enseñanza y aplicación diaria.

Podría decirse que aun cuando existen diferentes métodos para la calibración, la verificación de los parámetros más importantes de los aceleradores lineales de electrones para uso en radioterapia y el cálculo de dosis, en este estudio se proponen técnicas desarrolladas con recursos propios y modestos con que cuenta una institución en un país en vías de desarrollo y que instituciones similares podrían aplicar, permitiendo así que el físico y el médico radioterapeuta tengan el conocimiento de los diferentes parámetros necesarios para realizar una dosimetría adecuada del haz de rayos X y de esta forma utilizar los datos obtenidos para la planeación del tratamiento que seguirá el paciente con cáncer.

Finalmente los objetivos que se propusieron al realizar este trabajo han sido alcanzados y se espera que este trabajo sea de utilidad a los lectores interesados en esta especialidad de la ciencia.

La lucha contra el cáncer continúa.