

00362
6
2y



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

USO DE COMPENSADORES EN
TRATAMIENTOS MEDICOS
CON RAYOS-X DE ALTA ENERGIA

pos. 1111
8300

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS
(FISICA)

P R E S E N T A:

SUSANA RAMÍREZ Y ANDREW



Director de Tesis: Dra. María Ester Brandan Siqués

México, D.F. agosto de 1998

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

265710



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Dedico esta Tesis a:
mis hijas y amigas, Claudia, Inés, y Patty
y a mi esposo, Manuel.

Agradecimientos

Agradezco a mi directora de Tesis la Dra. María Ester Brandan por su apoyo y acertados comentarios durante la elaboración de este trabajo. Asimismo al Dr. Gary Withnell doy gracias por su paciencia, apoyo, y guía en la realización de esta investigación. Finalmente, agradezco el entusiasmo de Francisco Li Aravena, M.S., por haberme iniciado en este proyecto.

Contenido

a. Agradecimientos y dedicatoria	4
b. Resumen	5
c. Introducción	7

Teoría

I. Efectos de la radiación en materia	9
II. Producción de rayos-X en un acelerador lineal	14
III. Medida de radiación	18
A. Exposición	18
B. Medida de la dosis absorbida.....	19
IV. Fantomas	21
V. Cálculo de la dosis absorbida	22
A. El porcentaje de la dosis en profundidad, %DD.....	24
B. Cociente del Tejido-Aire, TAR.....	26
C. Relación entre TAR y %DD.....	27

Trabajo experimental

VI. Cálculo de la dispersión de la radiación:	
A. El modelo del cociente dispersión-aire, SAR	32
B. Haces uniformes y fantomas homogéneos.....	33
VII. Correcciones por inhomogeneidades	35

VIII. La distribución de la dosis absorbida	36
IX. Planeamiento del tratamiento médico con rayos-X de altas energías	37
X. Diseño de fantomas	39
1. El fantoma de escalones.....	39
2. El fantoma del plano inclinado.....	39
3. El fantoma del pecho.....	42
XI. Construcción de compensadores	44
XIII. Resultados	46
XII. Prueba de los compensadores	53
XVI. Nuevas técnicas para tratar tumores cancerosos	55
XV. Conclusiones	56
Bibliografía	57
Lista de Figuras	60

RESUMEN

Los tumores malignos pueden ser erradicados con radiaciones de altas energías producidas en aceleradores lineales. El propósito principal de la radioterapia es destruir células cancerosas mediante altas dosis de radiación ionizante, evitando al mismo tiempo el daño a los tejidos y órganos sanos. Este trabajo de Tesis consiste en el *diseño, construcción y evaluación de compensadores* usados en tratamientos de radioterapia con fotones de 6 MV de energía para erradicar cáncer de pecho.

La Tesis se inicia con una presentación de la física que existe cuando un haz de fotones, producido por un acelerador lineal, penetra en el cuerpo de un paciente, así como de las aproximaciones usadas en el cálculo de la dosis absorbida por los tejidos en un cierto volumen. Para esto es importante primero saber: a) ¿cómo se producen los rayos-X de altas energías en un acelerador lineal? b) ¿cuáles son las interacciones más importantes entre fotones de alta energía y la materia, en este caso el tejido humano? y c) ¿cuáles son las cantidades relevantes en el cálculo del sistema de planeación para el tratamiento en radioterapia?

Para destruir el poder reproductivo de células cancerosas es necesario impartir la dosis precisa depositada por la radiación ionizante en el volumen de interés del paciente. La medición de esta dosis es en general difícil o incluso imposible de llevar a cabo. Con el uso de fantomas, u objetos similares a la región del cuerpo del paciente, se puede medir directamente dentro del fantoma, por ejemplo un tanque de agua, la dosis absorbida. Esta medida se usaría entonces para el cálculo de planeación. El uso de fantomas es también una buena aproximación para entender la interacción de la radiación ionizante de altas energías con la materia viva.

Sin embargo, debido a la complejidad del problema, por las múltiples interacciones entre una cantidad muy grande de partículas, son necesarias varias aproximaciones, cuidando sin embargo de obtener la precisión deseada del cálculo. El análisis de la dispersión de la radiación que incluya correcciones debido a las inhomogeneidades dentro del volumen de interés, es indispensable para el éxito del tratamiento. Para obtener el óptimo tratamiento es necesaria una uniformidad en la distribución de dosis absorbida dentro del volumen que incluye el tumor maligno.

Los compensadores son excelentes, si su diseño es el adecuado, para obtener una dosis uniforme, sobre todo cuando la superficie y densidad del tejido del paciente son irregulares. En este trabajo se presenta el diseño de

tres fantomas: uno de escalones, otro de plano inclinado y otro con la anatomía del pecho. Estos fantomas fueron utilizados en la calibración del sistema de cómputo, que diseña y construye los compensadores, antes de utilizarlo en la radioterapia de pacientes en la Clínica Dakota en Fargo, North Dakota, Estados Unidos.

Además de comprobar la precisión en el diseño y la fabricación de los compensadores para estos tres fantomas, se verificó el resultado excelente, con solo una diferencia de 3% entre calculada y medida, en la distribución de dosis (para fotones de 6 MV de energía). También se comparó la dosis cuando se usan compensadores, en comparación con la distribución de dosis cuando no se utilizan, pueden resultar áreas con 20% o más de diferencia con la distribución deseada. Como prueba de control de calidad se midió el porcentaje de dosis en profundidad, utilizando dosimetría de película radiográfica, y se comparó con el valor calculado por el sistema de planeación. Esto ayuda a rectificar la precisión del diseño y montaje de cada compensador, antes de usarlo en el tratamiento del paciente.

Para terminar, se discuten algunas de las técnicas recientes más importantes disponibles en la radioterapia de rayos-X de altas energías para el tratamiento médico de tumores cancerosos.

Introducción

Desde el siglo XVII la física médica ha sido un factor muy beneficioso para la medicina. A principios del siglo XX se hizo evidente la participación directa de físicos para resolver problemas relacionados con radiaciones ionizantes aplicadas a la medicina. Desde los inicios de la Física Médica, el área de trabajo del físico médico viene aumentando notablemente. Actualmente incluye el área de radiología, la de radiación no ionizante (ultrasonido, ultravioleta, radiofrecuencia, y de láser), así como también áreas en ciencias de la computación, la electrónica, la resonancia magnética, la ingeniería clínica y otras.

Después del descubrimiento de los rayos-X en 1895 por Wilhelm C. Roentgen, éstos fueron usados por primera vez en el tratamiento de lesiones superficiales cancerosas. Más tarde, con el desarrollo de las unidades de cobalto y los aceleradores lineales, se estableció la radioterapia como método principal para el tratamiento del cáncer. En los últimos diez años, un 50% de los pacientes de cáncer reciben terapia de radiación como parte del tratamiento rutinario (1).

Los tumores malignos pueden ser erradicados mediante su exposición a radiaciones de alta energía producidas en aceleradores lineales. El cambio en las curvas de isodosis debido al contorno irregular de la superficie del paciente o por las inhomogeneidades de los tejidos internos puede corregirse con compensadores. Éstos son diseñados para modular la intensidad de los rayos-X y obtener la forma de las isodosis deseadas dentro del volumen de interés del paciente. Los compensadores se colocan lejos de la superficie del paciente para conservar la región del *build-up* y así evitar el daño a la piel (*skin-sparing*) cuando se emplean fotones de altas energías (> 1 MV).

Antes del uso de la Tomografía Computarizada (*CT scan*) la densidad de los tejidos internos se conocía de forma aproximada y la fabricación de los compensadores era un proceso largo y complicado. Actualmente, con la tomografía se pueden obtener datos de la anatomía del paciente en tres dimensiones así como la densidad de sus tejidos internos. Estos datos, en forma digital, se transmiten a un sistema de planeación, el cual se programa para diseñar el compensador. La fabricación del molde del compensador se realiza con una máquina cortadora automática dirigida directamente por la computadora. Se vacía en este molde una mezcla de gránulos de estaño y cera derretida. Debido a la naturaleza compleja del cuerpo humano, ésta exige que la interacción de los átomos de los tejidos con la radiación sea determinada por medios indirectos. El uso de fantasmas, materiales equivalentes al tejido

humano, proporciona una buena aproximación para medir los efectos de la interacción de fotones de altas energías (6 MV en nuestro caso) con el tejido humano.

Se diseñaron tres fantomas para comprobar la precisión del sistema Theraplan-HEK en el diseño y fabricación de compensadores. Con cámaras de ionización y películas radiográficas se midió y comparó la distribución de la dosis en el plano de compensación con y sin compensadores. Además, se implementó en la Clínica Dakota una prueba de control de calidad para rectificar la precisión en el diseño y montaje de los compensadores antes de ser usados en el tratamiento radiológico real. Se espera que esto beneficiará especialmente a las mujeres, ya que se estima que una de cada ocho mujeres de la población en general contraerá cáncer del pecho en algún momento de su vida.

I. Efectos de la Radiación en Materia.

Los efectos de la radiación en humanos dependen intrínsecamente de la naturaleza de la radiación y la cantidad de energía que reciben los tejidos. En el caso de rayos-X energéticos éstos pueden penetrar a cualquier punto del cuerpo humano y afectar los órganos internos así como al sistema nervioso.

Cuando un fotón interacciona con un átomo puede ser completamente absorbido o dispersado. En este caso la intensidad transmitida $I(x)$ de un haz monoenergético al pasar a través de un material de espesor x , y con una intensidad incidente I_0 está dado por (2)

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}, \quad \text{I.1}$$

donde μ es el coeficiente lineal de atenuación en unidades de cm^{-1} , que depende en general de la energía de los fotones (ya que para fotones con mayor energía éstos tendrán mayor poder de penetración), de la composición atómica y de la densidad ρ del material.

Es conveniente entonces definir un coeficiente másico de atenuación μ/ρ [cm^2/g], que es independiente de la densidad y depende solamente de la composición atómica del material y de la energía del haz incidente. En este caso el espesor del material debe expresarse como $x\rho$ [g/cm^2]. El coeficiente de atenuación representa la fracción de fotones extraídos por unidad de espesor, y la intensidad $I(x)$ son los fotones que no interaccionaron con la materia.

Cuando un rayo-X pasa a través de algún material interacciona con los átomos del medio cediendo energía a la materia. El primer efecto de la transferencia de energía es el desligamiento o ionización de electrones orbitales de los átomos del medio, los que después ionizan los átomos a su alrededor. La energía perdida por el fotón, cuando éste interacciona una o varias veces, se convierte en energía cinética de los electrones. Una fracción de energía es transferida en forma de energía cinética a las partículas cargadas por unidad de espesor del material, y está dado por μ_{tr} , el coeficiente de transferencia de energía, que es

$$\mu_{tr} = (E_{tr}/h\nu)\mu, \quad \text{I.2}$$

donde E_{tr} es el promedio de energía transferida en forma de energía cinética a los electrones, μ es el coeficiente de atenuación de la radiación en el material, $h\nu$ la energía del fotón, ν su frecuencia y h la constante de Planck.

Finalmente, dividiendo por ρ se tiene el coeficiente másico de transferencia de energía μ_{tr}/ρ .

La mayoría de los electrones puestos en movimiento por los fotones sufrirán choques inelásticos (ionizaciones y excitaciones) con los electrones de los átomos en el material. En este caso el coeficiente de absorción de energía está definido por

$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1 - g), \quad 1.3$$

donde g es la fracción de la energía perdida por el proceso de radiación de frenado, o Bremsstrahlung, es decir esta energía no se deposita localmente y no es incluida en el cálculo de energía absorbida localmente. Dividiendo este coeficiente por ρ se obtiene μ_{en}/ρ , el coeficiente másico de absorción de energía.

Las tres interacciones más importantes que ocurren entre la radiación electromagnética y la materia (3) son: a) efecto fotoeléctrico; b) producción de pares; y c) efecto Compton. A partir de los coeficientes de atenuación para cada una de estas tres interacciones se obtiene μ/ρ , el coeficiente másico total de atenuación, o sea

$$\mu/\rho = \tau/\rho + \sigma_c/\rho + \pi/\rho, \quad 1.4$$

donde los coeficientes de atenuación corresponden a: τ , por el efecto fotoeléctrico; σ_c , por el efecto Compton; y π , por producción de pares. Los coeficientes másicos de atenuación dependerán únicamente de la energía del fotón y del número atómico del material. Específicamente:

1. El efecto fotoeléctrico ocurre cuando un electrón orbital absorbe toda la energía del fotón incidente y es expulsado del átomo. Este proceso es el más importante a bajas energías (menos de 50 keV) y para materiales con número atómico grande. Para energías entre 60 keV y 90 keV, para material con número atómico pequeño (agua, tejido humano), el efecto fotoeléctrico y el Compton son de igual importancia.

2. El efecto Compton, Fig. 1, es la interacción que ocurre con mayor probabilidad entre un fotón de rayos-X y un átomo para el intervalo de energías usadas en la terapia con radiación (es decir, 200 keV - 2 MeV). En este proceso el fotón interactúa con un electrón (débilmente ligado) de una capa exterior del átomo, dispersando al fotón reduciendo su energía y siendo el electrón extraído con el resto de la energía perdida por el fotón.

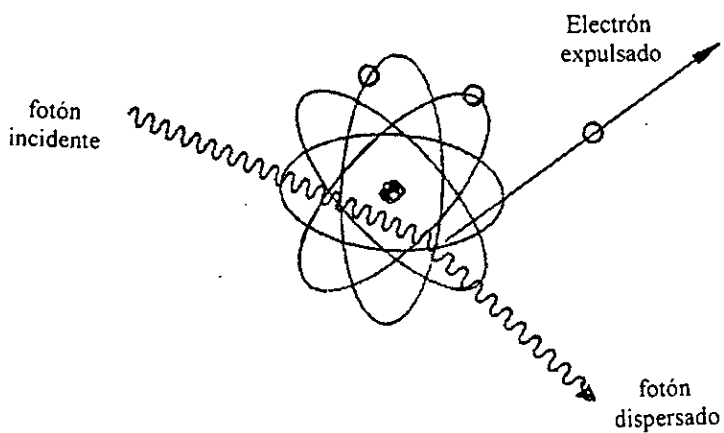


Fig. 1 Efecto Compton

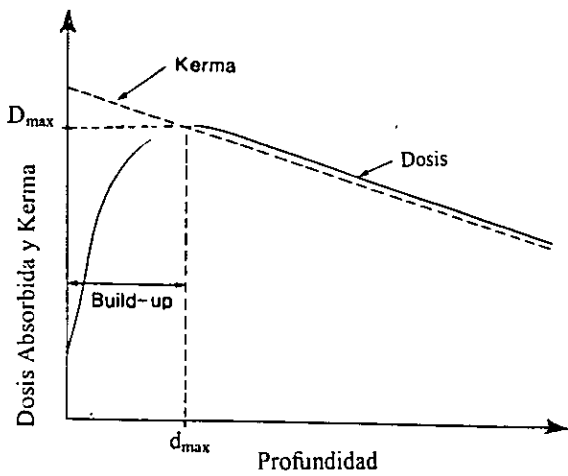


Fig. 2 Gráfica del *Build-up*.

3. La producción de pares resulta cuando la energía del fotón es totalmente absorbida para producir un par electrón-positrón. La producción de pares ocurre únicamente para una energía mayor que 1.02 MeV, ya que ésta es la energía de la masa en reposo del par. Este tipo de interacción empieza a ser importante hacia los 5 MeV, predominando a partir de energías mayores de 10 MeV en materiales con número atómico grande como es el tejido óseo.

Los fotones de alta energía son absorbidos y dispersados cuando penetran en el cuerpo del paciente. Durante esta interacción cierta energía es depositada en cada unidad de masa irradiada. Esta cantidad de energía es la magnitud más importante en radioterapia y se conoce como la dosis absorbida por el tejido irradiado. La distribución de esta dosis a través del volumen irradiado del paciente depende de la trayectoria de la radiación, y ésta se modula al ir pasando a través de los diferentes tipos de tejidos del cuerpo.

La transferencia de energía de un haz de fotones a un medio material ocurre en dos etapas. La primera es la interacción del fotón con el átomo lo que libera a uno o varios electrones. La segunda etapa es la transferencia de energía de electrones de altas energías al medio a través de excitaciones e ionizaciones. La energía cinética transferida a los electrones primarios es K , llamada *Kerma*, con unidades [J/kg], (2) y se define como

$$K = dE_{tr}/dm \quad 1.4$$

donde dE_{tr} es la suma de la energía cinética inicial de todos los electrones liberados por los fotones en un material de masa dm que ocupa un volumen infinitesimal dv . La transferencia de energía K toma lugar en un punto, a diferencia de la dosis absorbida que ocurre a lo largo de la trayectoria del electrón. Para un flujo ϕ de fotones con energía $h\nu$, el Kerma, ver línea punteada en la Fig. 2, está dado por

$$K = \Phi (\mu/\rho) E_{tr}, \quad 1.5$$

donde (μ/ρ) es el coeficiente másico de atenuación para la radiación en el medio (2). La dosis absorbida es la energía que absorbe el medio a través de ionizaciones y excitaciones a lo largo de la trayectoria del electrón. Es imposible predecir cuántas interacciones van a ocurrir, pero al final de varias interacciones se puede calcular la energía promedio transferida, E_{tr} . Sin embargo, para la energía promedio absorbida, E_{ab} , se requiere que exista equilibrio electrónico definido en la sección V. La E_{ab} se analizará con más

detalle en la sección V.

La absorción de la energía de la radiación en los tejidos produce una serie de reacciones químicas que dañan las células. Este es un proceso más químico-biológico que físico (5), y por tanto su análisis cae fuera del objetivo de este trabajo.

II. Producción de rayos-X en un acelerador lineal.

En Inglaterra y EUA se trabajó intensamente durante y después de la II Guerra Mundial en el desarrollo de fuentes de poder de microondas (originalmente para uso en el radar) tales como el magnetrón y el *klystron*. Fue después de la II Guerra Mundial que, primero en Inglaterra (1947) y enseguida en EUA (1948), se construyó exitosamente el acelerador lineal, llamado *linac*, para la terapia médica, empleando la tecnología desarrollada durante la guerra. No fue sino hasta 1953 que el primer paciente fue tratado en Inglaterra.

En los cincuenta se desarrolló también la unidad de cobalto, la que debido a su simplicidad y mínimo mantenimiento resultó mucho más popular que los aceleradores lineales durante varias décadas. Después de veinte años de usarse las fuentes de cobalto, éstas fueron reemplazadas en los países industrializados por los aceleradores lineales ya que éstos producen electrones y también fotones (6). En los aceleradores lineales, Fig. 3, la energía del sistema de potencia exterior se almacena dentro de un modulador. Esta energía se libera por medio de una señal del control del sistema, resultando un pulso de energía de unos cuantos microsegundos de duración, la cual se trasmite al *klystron* (o al magnetrón), y al mismo tiempo a la fuente de electrones del acelerador. La mayoría de los *linacs* para radioterapia funcionan en la banda S de frecuencias, es decir alrededor de los 3,000 MHz. Los electrones al ser emitidos por una fuente, se aceleran a muy altas energías dentro de un tubo lineal por medio de ondas electromagnéticas que pueden ser viajeras o estacionarias. Para las ondas viajeras se requiere que la velocidad de la onda corresponda a la velocidad del electrón, para que éste se mantenga en la cresta de la onda. Al final de la guía es necesario que la onda sea absorbida para evitar que se refleje e interfiera con la siguiente onda que va llegando. Las ondas estacionarias se obtienen a partir de dos ondas viajeras propagándose en direcciones opuestas. Esta combinación de ondas que se propagan hacia adelante y hacia atrás produce las ondas estacionarias (en el espacio) pero que oscilan en el tiempo. Se debe usar un aislante, llamado circulador, para evitar las reflexiones al principio y al final de la estructura, evitando así reflexiones hacia la fuente de poder ya sea el *klystron* o el magnetrón. Actualmente, la mayoría de los *linacs* emplean ondas estacionarias por ser más eficientes.

Existen dos tipos básicos de *linacs* para radioterapia: con diseño de haz desviado o de haz recto. En el caso del haz desviado, después de salir del tubo de aceleración, los electrones son refractados 90° por imanes antes de entrar al cabezal de tratamiento. Para el haz recto no se usan imanes y la cabeza de

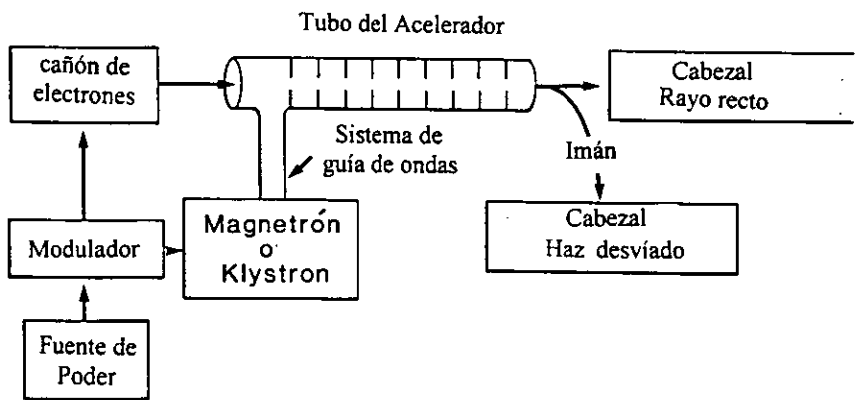


Fig. 3 Acelerador Lineal

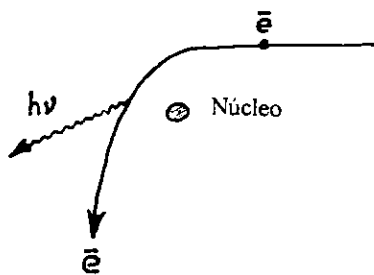


Fig. 4 Efecto Bremsstrahlung

tratamiento es colocada al frente y alineada con el tubo acelerador.

En los últimos años, se han desarrollado sistemas de imanes acromáticos que desvían el haz de electrones 270° . Este diseño proporciona una radiación de electrones más estable y con mejor simetría, en comparación con el de 90° .

En el cabezal de tratamiento del acelerador se encuentran el sistema de disparo de electrones, el modulador, y el sistema de microondas. Es aquí donde se da forma al haz y se determina el tipo de radiación, sean fotones o electrones. El haz acelerado de electrones se puede usar directamente para tratar tumores superficiales, o se hace chocar con un blanco de tungsteno, de un espesor suficiente para absorber casi todos los electrones incidentes, que produce rayos-X, para tratar tumores profundos. Los electrones al pasar a través de un medio interactúan con los átomos debido a la fuerza de interacción de Coulomb, en las siguientes formas: 1) choques inelásticos con electrones atómicos (ionización y excitación); 2) choques inelásticos con el núcleo (radiación de frenado); 3) choques elásticos con electrones atómicos; y 4) choques elásticos con el núcleo.

En un medio con número atómico Z bajo (e.g., agua $Z=7.51$ o tejido humano), los electrones pierden energía principalmente por el proceso de ionización de los átomos. Para materiales con Z grande (e.g., tungsteno $Z=74$) las interacciones de los electrones con la materia producen rayos-X mediante el proceso de radiación de frenado (Bremsstrahlung), Fig. 4, siendo esta interacción más probable que el proceso de ionización. En un acelerador el blanco de tungsteno es enfriado con agua y es de un espesor suficiente para absorber casi todos los electrones incidentes. En el proceso de radiación de frenado un electrón con energía E interactúa con el núcleo y se produce un fotón de energía $h\nu$, justo lo contrario al efecto fotoeléctrico, siendo el electrón desviado con una energía $E - h\nu$ de acuerdo a la teoría general de electromagnetismo de Maxwell (3). La dirección de emisión de los fotones depende de la energía de los electrones incidentes en el blanco. Por otro lado, en un acelerador lineal donde las energías son de millones de voltios los electrones penetran por un lado del blanco de tungsteno y salen fotones principalmente por el otro lado, Fig. 5.

La unidad de millón de voltios MV se emplea como unidad de energía para los fotones, ya que la energía del haz de fotones producido en un acelerador no es uniforme. La unidad de energía MV está relacionada con el voltaje que se aplica a través del tubo de aceleración de electrones que producen el haz de fotones. A diferencia de los fotones, para la radiación de electrones se usa la unidad de millones de electron-volts, MeV, ya que el haz

de electrones del acelerador lineal es prácticamente monoenergético. Al final del tubo acelerador se encuentra el cabezal, aquí se emplea un colimador fijo seguido por un filtro de aplanado (*flattening filter*). Debido a que la intensidad de los rayos-X es una distribución no uniforme con dirección hacia el frente el filtro de aplanado es en forma de un cono sólido, más grueso en el centro que en las orillas, para obtener un haz de fotones más uniforme en energía. El cabezal contiene también un colimador movable consistente de dos pares de bloques (de plomo o de tungsteno) que se pueden mover para producir una variedad de áreas del campo de la radiación.

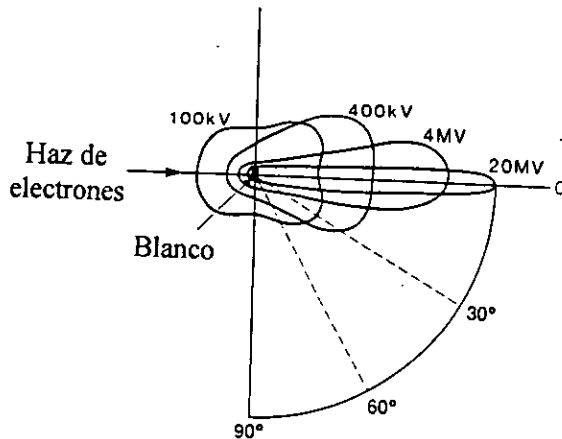


Fig. 5 Distribución angular de los rayos-X alrededor de un blanco delgado.

III. Medida de radiación.

A. Exposición de radiación.

Antes del desarrollo de los aceleradores lineales la unidad de dosis absorbida, llamada dosis del eritema de la piel, para rayos-X con energías de ortovoltaje (es decir, el intervalo de energías entre 200 y 300 kV), era el límite de tolerancia de la piel a la radiación. Esta unidad resultó obsoleta con la utilización de radiaciones de megavoltios para radiaciones de fotones con energías de 1.25 MeV (unidad de cobalto 60) o más, ya que el daño a la piel desapareció debido a la propiedad de *skin-sparing*. Para el uso clínico es importante saber la extensión del daño al tejido vivo debido a la ionización. Se ha encontrado que el daño al tejido es proporcional a la cantidad de ionización por unidad de volumen. Sin embargo, como esto es prácticamente imposible de medir exactamente se define el concepto de exposición de radiación en aire (2) por

$$X = dQ/dm \quad \text{III.1}$$

donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidas en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en un volumen pequeño de aire con masa dm , son completamente parados. Así, en 1928 se adoptó el roentgen (R) como unidad de medida de exposición de radiación para rayos-X, donde

$$1 \text{ roentgen (R)} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg. de aire.} \quad \text{III.2}$$

La exposición de radiación se mide directamente utilizando una cámara de ionización de aire. Esta es esencialmente un capacitor cargado que produce un campo eléctrico fuerte entre las placas. Al colocar la cámara bajo la radiación se mide la corriente entre las placas, o sea el flujo de pares de iones, determinándose así la exposición en un volumen de aire. Ésta será proporcional a la corriente siempre y cuando exista equilibrio electrónico, lo que significa que los electrones creados dentro del volumen pero que se sale de éste, por lo tanto no contribuyen a la corriente se compensan por el número de electrones creados fuera del volumen y que son capturados como corriente en el circuito.

Debido a limitaciones en la construcción de la cámara de ionización, la definición de exposición de radiación, así como la unidad del roentgen, está limitada a energías menores que 3 MeV debido a que los fotones con mayores energías producen trayectorias de electrones con 1.5 m de largo. Además, la

unidad roentgen está definida únicamente para fotones y no para partículas como electrones, protones y neutrones. Actualmente, el concepto de exposición de la radiación es poco útil en radioterapia (7).

B. Medida de la dosis absorbida.

Existen varios métodos para medir la dosis absorbida por un medio: calorimetría, dosimetría química, termoluminiscencia, y película radiográfica. Aquí se presenta el único método recomendado, para determinar la dosis absorbida debida a un haz de fotones de alta energía, por la Asociación Americana de Física Médica, y usado en la Clínica Dakota, el *Task Group 21* (9). Dado que la exposición de radiación mide la cantidad de ionización producida en aire y no la cantidad de energía absorbida en el tejido, es más conveniente definir la dosis absorbida D en un volumen V alrededor de un punto P , a saber,

$$D = dE/dm \text{ [J/kg]}, \quad \text{III.3}$$

donde dE es la cantidad promedio de energía depositada en un volumen V de masa dm .

La unidad tradicional de dosis absorbida es el rad, o sea una absorción de 100 ergios de energía por gramo, o bien

$$\begin{aligned} 1 \text{ rad} &= 100 \text{ erg/g} & \text{III.4} \\ &= 0.01 \text{ J/kg.} \end{aligned}$$

La unidad en el Sistema Internacional (SI) para dosis absorbida es el gray (Gy), definido como

$$1 \text{ Gy} = \text{J/kg} \quad \text{III.5a}$$

lo que cumple la siguiente equivalencia

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad.} \quad \text{III.5b}$$

Es posible relacionar la exposición con la energía absorbida en aire, siempre y cuando exista equilibrio electrónico. La energía promedio W_{air} necesaria para producir un par de iones en aire es casi constante, independiente de la presión del aire y la energía del electrón, e , tiene un valor de

$$W_{\text{air}} = 33.85 \text{ eV/ par de iones}, \quad \text{III.6}$$

ya que $e = 1.602 \times 10^{-19} \text{ C}$ y $1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$, la ecuación III.6 se puede escribir como

$$\frac{W_{\text{air}}}{e} = 33.85 \text{ joule/C}. \quad \text{III.6a}$$

La energía promedio absorbida, dE , que produce una carga dQ en aire por unidad de masa dm , es

$$dE/dm = (dQ/dm) (W_{\text{air}} / e). \quad \text{III.7}$$

Como la dosis absorbida es la energía absorbida por unidad de masa, dE/dm , la ecuación III.1 para exposición, X , y la ecuación III.7 nos dan la dosis absorbida en aire, D_{air}

$$D_{\text{air}} = X(W_{\text{air}}/e). \quad \text{III.8}$$

Sabiendo que $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ y $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg}$ se obtiene

$$D_{\text{air}} = 0.873 (\text{rad/R}) X(\text{R}), \quad \text{III.9}$$

siendo éste el factor de conversión de *roentgen-a-rad* (8).

Para rayos-X con energías entre 2 y 50 MeV se usa el método del *Task Group 21 (9)* para determinar la dosis absorbida en agua. Con este método la cámara de ionización necesita un factor de calibración, que generalmente se evalúa con respecto a la radiación del cobalto 60 (rayos gamma de 1.25 MeV).

IV. Fantomas.

El fantoma se usa en radioterapia para remplazar, en cierta forma, parte del paciente y poder producir los cambios de modulación de un haz de fotones al penetrar sus tejidos. Con el uso de fantomas es posible determinar la distribución de la dosis dentro de un volumen deseado, o evaluar y comprobar el plan del tratamiento en radioterapia (10). Los fantomas son fabricados con materiales de aproximadamente la misma densidad y el mismo número de electrones por gramo que el tejido humano. Los materiales de los fantomas comúnmente usados en la dosimetría son: agua, lucita y poliestireno. La densidad de estos materiales varía entre 1.0 (agua) hasta 1.20 (lucita) siendo por tanto similares a la densidad del tejido humano que varía entre 0.91 (grasa) hasta 1.85 (hueso), todas las cantidades expresadas en unidades de g/cm^3 . Los fantomas de agua son muy populares por tener propiedades similares de absorción y dispersión que los tejidos biológicos. Los fantomas sólidos se usan para evitar problemas de filtración del agua en las cámaras de ionización (10).

V. Cálculo de la dosis absorbida.

Siendo difícil obtener directamente la medida de la distribución de dosis en un volumen de un paciente tratado con radiaciones, el uso de fantomas facilita la obtención de los datos requeridos. En los planes de tratamiento de este trabajo se utiliza la técnica del porcentaje de profundidad, %DD, para lo que se requiere otra cantidad llamada SSD que es la distancia de la fuente a la superficie.

Por otro lado, el acelerador está calibrado para proporcionar 1 cGy (1 rad) por cada unidad del monitor, para la profundidad d_{\max} y área del haz de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, siendo el monitor parte del sistema de control de la computadora donde también se eligen el modo de radiación (o sea, fotones o electrones), la energía de la radiación, y el área del campo. En el tratamiento se requiere calcular la tasa de dosis en algún punto dentro del paciente, es decir, cGy/minuto, o bien cGy/MU donde MU son las unidades del monitor del acelerador. Este cociente de dosis se obtiene usualmente con un fantoma de agua a la profundidad deseada, ya que esta distancia no necesariamente corresponderá a la profundidad d_{\max} en el eje central del haz, donde se obtiene la máxima dosis absorbida (8). Se han propuesto varios métodos para el cálculo de la dosis, a saber, a través de:

- 1) la distancia de la fuente a la superficie, SSD; o bien de
- 2) la distancia de la fuente al eje, SAD,

donde la distancia de la fuente a la superficie es la distancia desde la superficie de salida de los fotones del blanco de tungsteno en el cabezal del acelerador hasta la superficie de entrada del fantoma. La técnica SSD, Fig. 6a, relaciona el cambio de dosis cuando se varían la profundidad y el área del campo manteniendo una SSD fija a lo largo de eje central del haz. La técnica SAD, Fig. 6b, relaciona los cambios de dosis en un punto, en general en el eje de rotación del cabezal del acelerador, cuando se cambian el espesor del tejido y el área del campo irradiado. Estas dos técnicas requieren el valor de la dosis a lo largo de eje central del campo de radiación, así como en algunos puntos fuera del eje central si el campo de radiación es grande e irregular.

Cuando la radiación penetra en el paciente o en el fantoma, la dosis del haz de fotones varía con la profundidad ya que para fotones con mayor energía éstos tendrán mayor poder de penetración ver la ecuación (I.1). Esta variación depende también de la profundidad, área del campo, distancia de la fuente, y del colimador por la variación de dispersión producida por el haz.

También, se han propuesto varios métodos para calcular la variación de la dosis al paciente a lo largo de eje central. Entre las más importantes están: 1) el porcentaje en profundidad de la dosis, %DD; 2) cociente de tejido-aire,

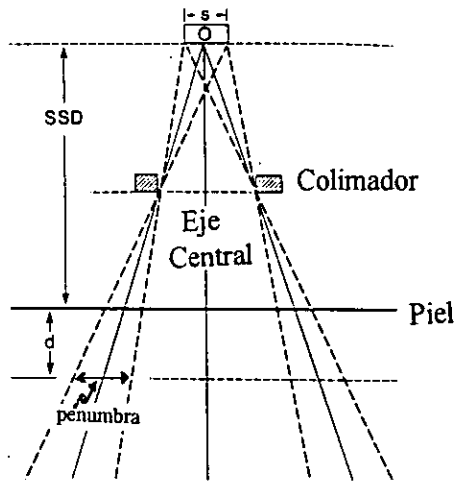


Fig. 6 a Diagrama de SSD y la penumbra.

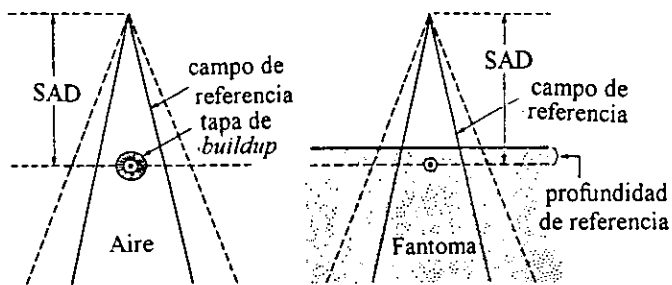


Fig. 6b Uso del método SAD en aire y en un fantoma.
En aire la cámara de ionización tiene una tapa gruesa para el buildup para mantener el equilibrio electrónico.

TAR; 3) cociente del tejido-fantoma, TPR; y 4) cociente máximo-tejido, TMR.

A. El porcentaje de la dosis en profundidad, %DD.

La cantidad %DD, Fig. 7, está definida como

$$\%DD = (D_d/D_{\max}) \times 100\% \quad V.1$$

donde D_d es la dosis absorbida a cualquier profundidad d y D_{\max} es la máxima dosis absorbida a la distancia d_{\max} y sobre el eje central del haz. La dosis D_{\max} es una característica de cada haz de fotones y proviene de la dispersión hacia el frente de los electrones liberados de las órbitas atómicas. El valor de %DD depende de: la energía del haz, la forma y el área del campo de radiación, la distancia de la fuente y el sistema del colimador. La dependencia en energía y profundidad del %DD produce un efecto muy acentuado tanto para los aceleradores lineales como para la unidad de cobalto 60.

La curva del %DD presenta un aumento inicial en la dosis al aumentar la profundidad hasta alcanzar su valor máximo D_{\max} . La región entre la superficie y la profundidad d_{\max} se denomina la región del *build-up*, Fig. 2. En esta región la dosis absorbida es proporcional a la ionización producida en esta área. El valor de la dosis absorbida varía desde cero hasta alcanzar un valor máximo, D_{\max} , a una profundidad d_{\max} . En esta región del *build-up* no existe equilibrio electrónico ya que en un volumen dado el número de electrones puestos en movimiento por las interacciones de los fotones, es diferente al número de electrones que son parados. Estos electrones en movimiento son dispersados en todas direcciones, aumentando su alcance conforme aumenta su energía. Para obtener equilibrio electrónico el porcentaje de la atenuación de los fotones en una distancia igual a la del alcance del electrón debe ser muy pequeña como sucede para energías en el intervalo 0.1 y 0.5 MeV. Para energías mayores el número de trayectorias de electrones aumenta con la profundidad hasta que la distancia sea igual al alcance del electrón, y a partir de ese punto la dosis disminuye con la profundidad debido a la atenuación del haz de fotones (11). Para una distancia mayor que d_{\max} el valor de %DD aumenta con la energía del haz, debido a que el coeficiente lineal de atenuación μ disminuye conforme aumenta la energía y el haz penetrará más. La variación del %DD mas allá de d_{\max} es prácticamente exponencial si se desprecian los efectos debidos a una combinación de la ley del inverso del cuadrado y de la dispersión.

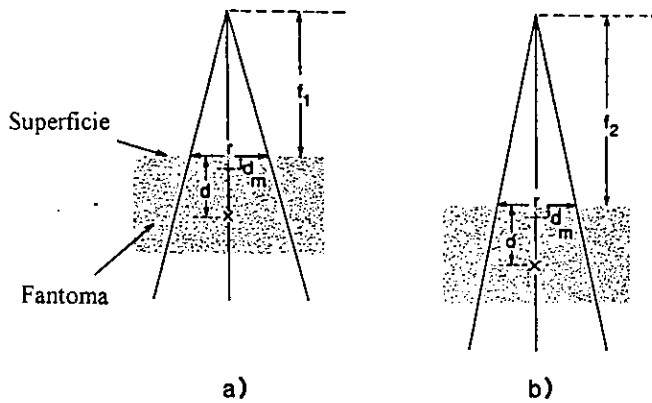


Fig. 7 Cambio del %DD con SSD.
 En la figura (a) $SSD = f_1$, en la figura (b) $SSD = f_2$
 Los tamaños de los campos son iguales, $r \times r$, y las profundidades d son también iguales.

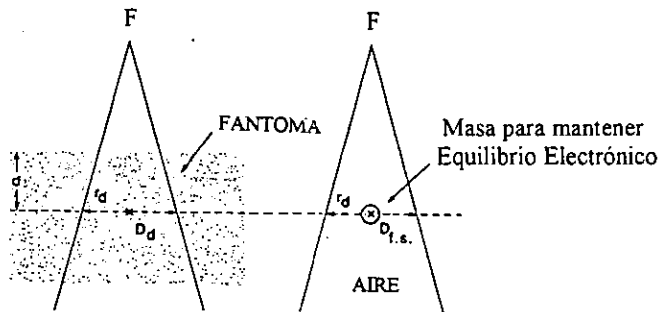


Fig. 8 Definición de TAR el cociente de tejido-aire. $TAR(d, r_d) = D_d/D_{f.s.}$

B. El Cociente del Tejido-Aire, TAR.

El TAR, o el cociente tejido-aire de la dosis absorbida, Fig. 8, está definido como el cociente de la dosis D_{tejido} en un punto dentro del tejido a la dosis en aire en un punto similar, o sea

$$\text{TAR} = D_{\text{tejido}}/D_{\text{aire}}. \quad \text{V.2}$$

Este cociente, independiente de SSD, nos proporciona el cambio en la dosis en un punto debido solamente a la dispersión y atenuación del haz por el tejido comparado con la dosis en aire en el mismo punto rodeado por una pequeña masa (para mantener equilibrio electrónico). Este cociente tejido-aire nos da la atenuación de la radiación primaria y el *build-up* (12). Los valores de TAR, Fig. 8, se encuentran en tablas para energías hasta 4 MV (8). Para energías mayores no es posible obtener equilibrio electrónico al hacer la medida en aire, es decir que dentro de un volumen dado la ionización perdida no es compensada por la ionización ganada. Para estas energías se introduce el concepto de TPR, o el cociente tejido-fantoma, (Fig. 9), definido como

$$\text{TPR} = D/D_{\text{ref}}, \quad \text{V.3}$$

donde D es la dosis medida en un punto P dentro del fantoma y D_{ref} es la medida en el fantoma en algún punto de referencia. El TPR es una cantidad básica e importante que incluye la dispersión producida por el colimador y por el fantoma. Si se elige el punto de referencia como la profundidad donde ocurre la dosis máxima, D_{max} , se obtiene otra cantidad, TMR, que es el cociente máximo-tejido

$$\text{TMR} = D/D_{\text{max}}. \quad \text{V.4}$$

Estas dos cantidades, TPR y TMR, varían con la energía del haz, el área del campo y la profundidad en el tejido. El valor del cociente tejido-aire se obtiene de los cocientes tejido-fantoma y de la TMR. Ambos mantienen las mismas propiedades del TAR pero las medidas se limitan a un fantoma en lugar de aire (13). El valor del cociente tejido-aire se obtiene de los valores tejido-fantoma mediante la siguiente relación,

$$\text{TAR}(d, r) = \text{TPR}(d, d_{\text{max}}, r) \times \text{BSF}(d_{\text{max}}, r), \quad \text{V.5}$$

donde el factor de retrodispersión, BSF, o *backscattering factor*, es simplemente el TAR a la profundidad d_{\max} de máxima dosis, es decir, es el cociente de la dosis en tejido a la dosis en aire a la profundidad de la dosis máxima en el eje central del haz. Específicamente,

$$\text{BSF} = D_{\max}/D_{fs} \quad \text{V.6}$$

donde D_{\max} es la dosis máxima y D_{fs} es la dosis en el espacio libre (7).

Para radiaciones en el intervalo de megavoltios el BSF tiene un valor menor que el BSF para energías menores que 1 MV, alcanzando BSF el valor mínimo de uno para haces de fotones con energía de 8 MV. Este aumento en la dosis, $D_{\max} > D_{fs}$, es debido a la dispersión de la radiación por las capas de tejido por arriba y por debajo del punto de D_{\max} ,

C. Relación entre TAR y %DD.

Esta relación se obtiene aplicando la ley del inverso del cuadrado para el punto Q con área del campo r_d a una profundidad d y en el punto P a la profundidad d_{\max} . Fig. 9b, donde D_{fs} es la dosis en el espacio libre, r es el área del campo en la superficie del fantoma, y f es la distancia SSD (la distancia de la fuente a la superficie del fantoma). Esto da

$$D_{fs}(Q)/D_{fs}(P) = (f + d_{\max})^2/(f + d)^2. \quad \text{V.7}$$

Con la definición de TAR se tiene que

$$\text{TAR}(d, r_d) = D_d(Q)/D_{fs}(Q), \quad \text{V.8}$$

donde la relación

$$D_{\max}(P) = D_{fs}(P) \text{BSF}(r) \quad \text{V.9}$$

conduce a

$$\%DD(d, r, f) = \text{TAR}(d, r_d) [1/\text{BSF}(r)][D_{fs}(Q)/D_{fs}(P)]. \quad \text{V.10}$$

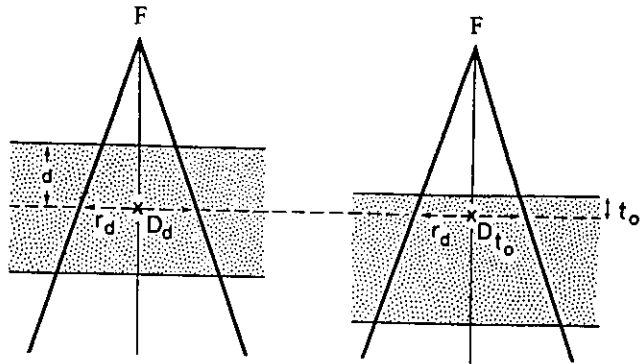


Fig. 9a TPR tasa de tejido-fantoma TMR tasa de tejido-máxima

En el caso que la profundidad de referencia sea igual a la distancia máxima $t_0 = d_{max}$ resulta $TMR(d, r_d) = TPR(d, r_d)$.

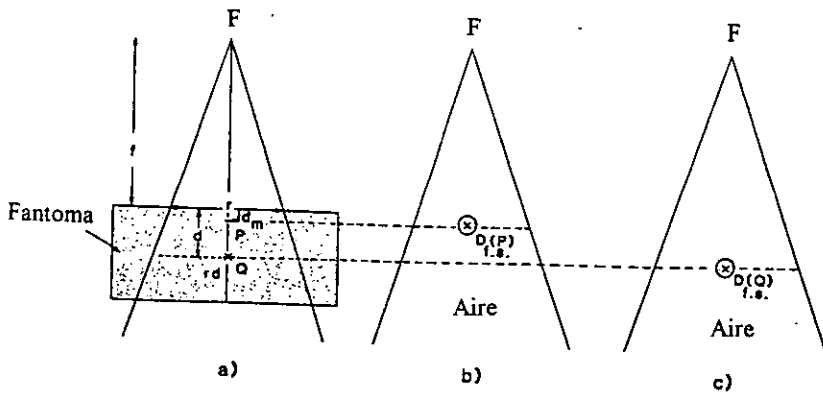


Fig. 9b Relación entre TAR y %DD.

Utilizando las ecuaciones (V.8), (V.9) y (V.10) se llega finalmente a la relación entre %DD y TAR, Fig. 9b, a saber,

$$\%DD(d, r, f) = TAR(d, r_d)[1/BSF(r)][(f + d_{max})^2/(f + d)^2]. \quad V.11$$

Esta relación resulta útil para energías mayores que 4 MV cuando no se puede medir directamente el TAR (8).

En el caso de aceleradores se calculan las unidades del monitor requeridas para determinar la dosis en cGy prescrita al tumor. Los factores debidos al área del campo deben incluirse en el cálculo de %DD, TAR, TMR, o TPR. También hay que incluir factores de atenuación debido a la presencia de objetos que modulan el haz de fotones, objetos tales como cuñas, charolas, y compensadores. Objetos tales como bloques ayudan a limitar el contorno del área del haz y deberán ser incluidos también. En la *Clinica Dakota* se normaliza el rendimiento (*output*) del acelerador para un área del campo de 10 x 10 cm² y para la profundidad d_{max} . Los cálculos se realizan como sigue para las distintas técnicas.

Para SSD:

$$MU = \frac{\text{Dosis al tumor}}{(\%DD) (S_{cp}) (\text{charola}) (\text{cuña}) (IVS)} \quad V.12$$

Para SAD:

$$MU = \frac{\text{Dosis al tumor}}{(TMR) (S_{cp}) (\text{charola}) (\text{cuña}) (IVS)} \quad V.13$$

donde S_{cp} es el factor debido al área del campo, y los factores de atenuación de charola y de cuña representan el cambio de transmisión del haz de fotones debido a la presencia de estos objetos en el haz de acuerdo con la expresión I.1 evaluada para cada uno de estos objetos. En ausencia de estos objetos los valores de los factores de atenuación son iguales a uno. El factor cuadrado inverso, IVS, es el efecto debido a la ley del cuadrado inverso para fuentes puntuales de radiación cuando la distancia es diferente de la distancia estándar SSD o SAD.

Trabajo experimental

Un haz de radiación al penetrar en una superficie irregular del cuerpo y/o al pasar a través de tejidos con diferentes densidades produce una distribución de dosis no uniforme comparada con la distribución de un haz abierto en un fantoma con una superficie plana y con densidad uniforme. El uso de compensadores fue introducido para corregir la irregularidad de la superficie de la piel en los pacientes. Las primeras técnicas incluían la construcción de compensadores individuales utilizando algún aparato mecánico manual, para medir las profundidades a lo largo de la superficie irregular del tejido faltante. Se construían manualmente compensadores que tenían la misma forma pero tamaño reducido del tejido faltante. El uso rutinario de éstos fue inicialmente limitado debido al gran esfuerzo requerido para diseñar y fabricar compensadores individuales para cada paciente (14).

Actualmente, el uso de compensadores resulta una rutina simple debido a los adelantos en la tecnología de la computación. El sistema de compensador utilizado en esta Tesis es el modelo MCP-70-SE (HEK Medical Systems, West Germany) (15) donde el cortador del molde de los compensadores es controlado por el sistema de tratamiento del Theraplan (Theratronics, Ottawa, Canada). Las imágenes de tomografía computarizadas proporcionan datos del contorno del cuerpo y las diferentes densidades internas en tres dimensiones. Estos datos, en forma digital, pueden conectarse a un sistema de planeamiento del tratamiento, el que se puede programar para diseñar el compensador. Los datos del haz de radiación, tales como el área del campo, y la energía de los fotones varían dependiendo del tamaño y profundidad del tumor a tratar. Estos datos son empleados en el cálculo de la dosis absorbida en puntos dentro del paciente. El programa de cómputo de este sistema para calcular la dosis usa el método del cociente tejido-aire equivalente (16), que es una modificación para medios inhomogéneos del modelo semi-empírico del método basado en el cociente dispersión-aire, SAR desarrollado por J. R. Cunningham (17), el cual se presenta a continuación.

El sistema HEK (15) de compensado usado en esta Tesis utiliza el método de cortar el negativo del compensador en un molde. Estos negativos son rellenados con una mezcla de cera caliente y gránulos de estaño. La forma del compensador va a depender de la atenuación del haz debido al tejido del paciente, las irregularidades de su superficie, densidad del tejido, así como también del tamaño y profundidad del área a tratar. El diseño y la fabricación de los compensadores fue verificado midiendo la distribución de dosis para superficies irregulares y materiales inhomogéneos, comparando la

distribución de dosis compensada medida con la distribución de dosis calculada. Los resultados obtenidos muestran que los compensadores construidos aquí corrigen las no-uniformidades en la distribución de dosis debido a irregularidades en la superficie del paciente e inhomogeneidades internas, además de evitar al paciente el recibir altas dosis.

VI. Cálculo de la dispersión de la radiación.

A. El modelo del cociente dispersión-aire SAR.

Cualquier haz de radiación se puede descomponer en dos partes: el haz primario de radiación y la parte dispersada. Para obtener la dosis en un punto en un medio se calcula la suma de la dosis primaria y la dosis debida a la dispersión. Para haces de fotones con energías de megavoltios es conveniente, para simplificar los cálculos, considerar la dispersión debido al colimador como parte del haz primario, ya que la dispersión del haz en un punto, P dentro de un fantoma resulta de mayor importancia. Se define entonces la dosis primaria efectiva como la dosis debida a los fotones originales y también a los fotones dispersos por el sistema del colimador; o también, como la dosis en una área a una cierta profundidad cuando el volumen de dispersión se reduce a cero.

Se usó el sistema de planeación Theraplan/TP-11 (17), desarrollado en el Instituto de Cáncer de Ontario en Toronto, Canadá (Theraplan). El problema de calcular la dosis absorbida en un punto dentro de un medio debido a su interacción con un haz de fotones energéticos no tiene una solución exacta. La aproximación empleada en este método es suficientemente general para permitir calcular los tratamientos en condiciones diversas. En este modelo (18) se usa el concepto del SAR, el cociente dispersión-aire, para calcular la dosis dispersada en un medio. SAR se puede definir como la tasa de la dosis dispersada en un punto en un fantoma a la dosis en aire en el mismo punto. La dosis puede ser calculada como la suma de dos términos: la dosis debida a la interacción de los fotones primarios cercanos al punto P mas la dosis debida a los fotones que interaccionan primero en cualquier lugar diferente al punto P y que han sido dispersados una o varias veces antes de interaccionar en el punto P, Fig. 10.

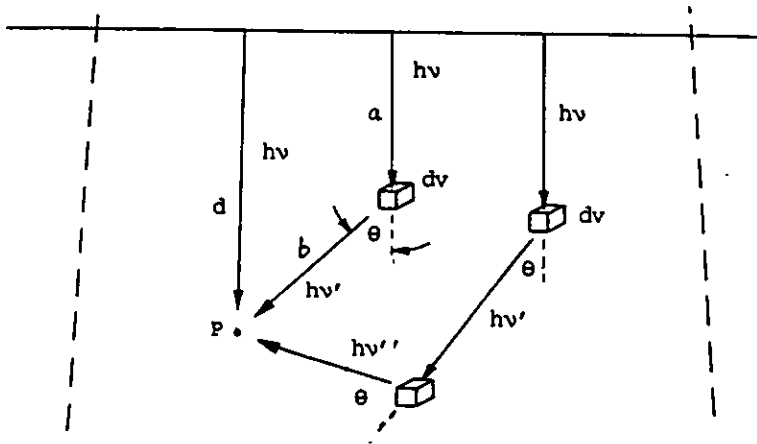


Fig. 10 Cálculo de la radiación primaria y dispersada.

B. Haces uniformes y fantomas homogéneos.

La dosis en un punto P dentro de un fantoma homogéneo, sobre el eje central del haz de radiación, se calcula como

$$D(d) = D_{fs}(d) \{TAR(d, 0) + SAR(d, r)\} \quad \text{VI. 1}$$

donde $D_{fs}(d)$ es la dosis en el espacio vacío sobre el eje central a una profundidad d , $TAR(d, 0)$ (cociente tejido-aire, Fig. 8), es la atenuación del haz debido al material del fantoma a la profundidad d , y $SAR(d, r)$ definido como el cociente de la dosis dispersada en un punto en el fantoma a la dosis en el espacio libre en el mismo punto, depende de la energía del haz, la profundidad y área del campo, pero es independiente de la distancia SSD igual que en el caso del TAR. Con la relación TAR, dada en V.2, se pueden describir los efectos de atenuación y dispersión del haz de fotones; estos dos efectos pueden ser separados, es decir, si el área del haz de fotones se aproxima a cero, el volumen de dispersión se aproximará a cero quedando únicamente el haz primario. El cociente de dispersión-aire para un haz de tamaño finito es

$$SAR(d, r_d) = TAR(d, r_d) - TAR(d, 0) \quad \text{VI.2}$$

donde $TAR(d, 0)$ está dado para un campo de radiación de área 0×0 , y r_d es el radio de un campo circular de radiación a una profundidad d . El cociente $TAR(d, 0)$ no se puede medir directamente. Se obtiene graficando el TAR para pequeños campos de radiación y extrapolando a cero.

Un haz con un campo irregular puede representarse como la suma de sectores de haces circulares (19). La dispersión total en un punto dentro ó fuera del haz de radiación en términos del SAR es,

$$SAR(d, r) = \Delta\theta/2\pi \sum_{i=1}^n SAR(d, r_i) \quad \text{VI.3}$$

donde r_i es la distancia del punto a la orilla del haz, d es la profundidad, $\Delta\theta$ es el ancho del sector, y n es el número de sectores que se necesitan para describir el haz.

La ecuación VI.1 es válida únicamente para puntos en el eje central del haz. Para calcular puntos cercanos a la orilla del haz es necesario modificar la

dosis primaria para así incluir el efecto de la penumbra (Fig. 6a) producida por la presencia del colimador y el tamaño de la fuente no puntual. La dosis total en el punto P es

$$D(d) = D_{fs} [f(d, x, y) \text{TAR}(d, 0) + \text{SAR}(d, r)] \quad \text{VI.4}$$

donde D_{fs} es la dosis en el espacio vacío en el eje central a una profundidad d y $f(d, x, y)$ es una función empírica que representa en forma adecuada los datos experimentales (ya que la dispersión debida al colimador o filtros es muy complicada de calcular) que depende de la posición con valor máximo de uno en el eje central.

El sistema de tratamiento del Theraplan considera como una primera aproximación los fotones primarios y los fotones que han sido dispersados una sola vez (Fig. 10) se calcular la dosis en el punto P

$$D_p = \phi [e^{-\mu d} (\mu/\rho) E_{ab} + \int_V e^{-\mu a} N_e (d\sigma/d\omega) (e^{-\mu' b/b^2}) (\mu'/\rho) E'_{ab} dV], \quad \text{VI.5}$$

donde ϕ es el flujo de los fotones incidentes, las exponenciales representan la atenuación de los fotones durante su trayectoria, el coeficiente (μ/ρ) expresan la probabilidad de la interacción de los fotones, $(d\sigma/d\omega)$ es la sección transversal de los fotones dispersados a través del ángulo θ , N_e es la densidad local de electrones y las energías E_{ab} y E'_{ab} son el promedio de las energías absorbidas debido a las interacciones (del haz primario y primera dispersión) de los fotones. En la ecuación (VI.5) se pueden separar en las componentes de la dosis primaria y la dispersada, en la misma forma que la ecuación (VI.4), dada por

$$D_p = \phi e^{-\mu z} (\mu/\rho) E_{ab} [e^{-\mu(d-z)} + \int_V e^{-(a-z)} N_e (d\sigma/d\omega) (e^{-\mu' b/b^2}) (m'/m) (E'_{ab}/E_{ab}) dV], \quad \text{VI.6}$$

donde $\phi e^{-\mu z} (\mu/\rho) E_{ab}$ es prácticamente la dosis en el espacio vacío, $e^{-\mu(d-z)}$ es la dispersión del área-cero, y la integral es la primera parte de la dispersión del SAR, el cociente de la dispersión-aire, en tanto que z es la profundidad necesaria para obtener el equilibrio electrónico.

VII. Correcciones por heterogeneidades.

Los efectos de un tejido heterogéneo pueden separarse en dos: 1) los cambios en la absorción del haz primario y su correspondiente componente de dispersión; y 2) los cambios en el flujo del haz de electrones secundarios. Para radiaciones producidas por un acelerador, donde la interacción debido al efecto Compton es predominante, la atenuación de un haz en un material depende de la densidad de electrones.

El programa TP-11 usa una expansión modificada de la ley de potencia o la técnica de Batho (20) para corregir la distribución de dosis no uniforme debido a la presencia de tejido heterogéneo. Con esta técnica se calcula un factor de corrección, CF, en el punto P, suponiendo que solo se tienen interacciones del tipo Compton (Fig. 11)

$$CF = [\text{TAR}(d_2+d_3, r_d)/\text{TAR}(d_3, r_d)]^{\rho_e-1}, \quad \text{VII.1}$$

donde r_d es el área del campo en el punto P y ρ_e es la densidad electrónica de la heterogeneidad relativa a la del agua que vale 1. Este factor de corrección depende de la posición de la inhomogeneidad relativa al punto P pero no depende de d_1 , su distancia relativa a la superficie.

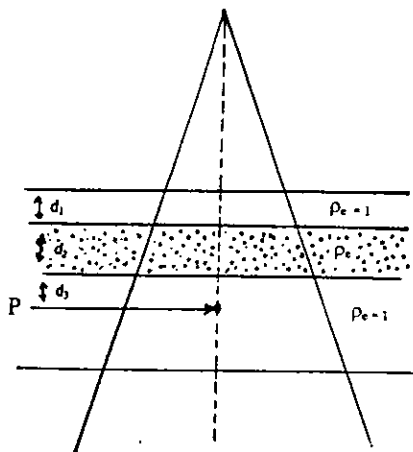


Fig. 11 El punto P está en un fantoma inhomogéneo. La radiación que llega a este punto depende de todos los elementos de volumen irradiados dV .

VIII. La distribución de la dosis absorbida.

Como hemos discutido, la medida directa de la distribución de dosis en el paciente debido a la radiación que recibe durante un tratamiento es generalmente imposible. Los valores de la distribución de dosis son medidos en fantasmas. Estas medidas se utilizan en el cálculo de dosis del sistema de planeación para predecir la distribución de dosis en el paciente.

Las curvas de isodosis son todos los puntos con el mismo valor de dosis debido a un campo de radiación. La forma de las curvas de isodosis depende de la calidad de la radiación, del tamaño de la fuente, del colimador del haz y de la distancia SSD.

Para energías de megavoltios la dispersión fuera del campo de radiación es mínima debido a la dispersión predominantemente hacia el frente, dependiendo más del colimador que de la energía.

En general la penumbra es la región en la orilla del campo de radiación Fig. 6a. La penumbra de transmisión es el efecto producido en una región irradiada por los fotones que son transmitidos a través de la orilla del bloque del colimador. Los efectos debido a los parámetros: tamaño de la fuente y SSD producen una variación de la dosis en las orillas del campo de radiación, dando lugar a la región que se conoce como la penumbra geométrica Fig. 6a.

IX. Planeamiento del tratamiento médico con rayos-X de altas Energías.

El sistema Theraplan calcula el plan del tratamiento empleando dosis relativas a una dosis de referencia. Las tomografías obtienen el perfil y densidades internas de un paciente. Estos datos, junto con el método del cociente de tejido-aire permiten calcular la dosis absorbida en puntos dentro del paciente. Primero se seleccionan puntos dentro del tumor, se define un plano con estos puntos con dosis constante. Este plano es el plano de compensación, aquel donde se desea que el valor de las dosis sean iguales. Al determinar que el cociente de las dosis absorbidas reales a las dosis absorbidas tienen el valor constante deseado, el programa de la computadora del sistema Theraplan determina el espesor t necesario del compensador dado por

$$t = \ln(D_{\text{real}}/D_{\text{des}})/\mu , \quad \text{IX.1}$$

donde μ es el coeficiente lineal de atenuación del material del compensador (17). El porcentaje de la dosis, %DD, a una profundidad es afectado por la presencia del compensador en la trayectoria del haz. Este efecto y la perturbación de la dosis superficial debido al compensador, fueron investigados midiendo el factor del %DD para un haz de fotones de 6 MV de energía con $12 \times 12 \text{ cm}^2$ de área. Se usó una cámara de ionización Marcus (PTW, Freiburg, W. Germany) de placas paralelas en un fantoma de agua, a diferentes profundidades indicadas en la primera columna de la Tabla I. Se escogieron los espesores de los filtros de 1 cm y 2 cm ya que se espera que los compensadores van a variar su espesor desde 0.0 cm a no más de 2 cm. Los filtros, fabricados con el mismo material utilizado en los compensadores (cera caliente y gránulos de estaño entre 0.75 mm y 0.99 mm), de 1 cm y 2 cm de espesor (columna cuarta y quinta) se colocaron a la misma distancia que los compensadores (70 cm) sobre una charola de acrílico. En la tercera columna se tienen los valores del %DD modificado por la presencia de la charola en comparación a los valores de la segunda columna donde no hay charola. En la Tabla I se observa una pequeña variación entre los valores del %DD de la columna cuarta comparada con los valores de la quinta. Sin embargo, no se introdujo ninguna corrección ya que se consideró que este efecto es despreciable.

Tabla I Valores del %DD para un campo de 12 x 12 cm², rayos-X de 6 MV, y 100 cm SSD.

profundidad (cm)	abierto	3/16" charola de acrilico	1 cm	2 cm
			estaño-cera + charola	estaño-cera + charola
%DD				
0.3	72.1	74.3	71.4	69.0
0.5	84.9	86.7	84.7	83.5
1.5	100.0	100.0	100.0	100.0
5	86.8	86.8	87.2	87.2
10	68.0	68.0	68.5	68.3
15	52.3	52.3	52.8	53.1
20	40.1	40.0	40.6	40.8
23.5	33.1	33.2	33.7	33.9

X. Diseño de fantomas.

Para la verificación del diseño y la construcción de los compensadores en condiciones semejantes a casos clínicos. Se diseñaron tres fantomas empleando material que se encuentra comúnmente en cualquier departamento de terapia de radiación: A) los escalones; B) el ángulo de 30° ; y B) el pecho. Dos de los fantomas se diseñaron únicamente con superficies irregulares (los escalones y el ángulo de 30°), con el tercer fantoma se imita la forma y densidad de un pecho. Se comparó, en los tres fantomas, la distribución de dosis obtenida por la irradiación con un haz de fotones abierto con la distribución de dosis compensada.

1. El fantoma de escalones.

Para crear un contorno irregular se usaron 6 bloques de 15cm x 15cm x 5cm de poliestireno cada uno simulando tres escalones, Fig. 12. Por debajo del tercer escalón se colocó un bloque de acrílico 34cm x 34cm x 7cm para obtener una buena contribución del efecto de dispersión. Este fantoma puede representar irregularidades semejantes a las que se tienen cuando se irradia el cuello de un paciente. El diseño del compensador, se discute con más detalle en la siguiente sección. Se calcula en la computadora la distribución de dosis eligiendo el plano de compensación a 15 cm de profundidad de la superficie de entrada de haz (para que sea uniforme a esta profundidad), es decir por debajo del tercer escalón. Las dosis son calculadas eligiendo varios puntos en el plano de compensación. Estas dosis se comparan con las dosis medidas en puntos similares, utilizando dosimetría de película radiográfica. Dosis puntuales son leídas con un densitómetro manual de películas, TBX, Tobias Associates Inc.

2. El fantoma del plano inclinado.

Este fantoma fue creado inclinando el cabezal, durante el tratamiento, 30° con respecto al eje central del haz de fotones, Fig. 13. El haz se hizo incidir oblicuamente en un fantoma de agua de 1m x 1m x 1m. Se escogió el plano de compensación paralelo a la superficie y a una profundidad de 11.5 cm. Con este haz oblicuo se obtiene un efecto irregular de la superficie; en este caso no hay inhomogeneidades. Este fantoma de plano inclinado semeja al caso clínico del torso de un paciente masculino en el tratamiento de cáncer en los pulmones. Se utilizó dosimetría con cámara de ionización. Las coordenadas verticales y horizontales de la cámara de ionización dentro del tanque de agua se obtienen utilizando simple trigonometría, a saber

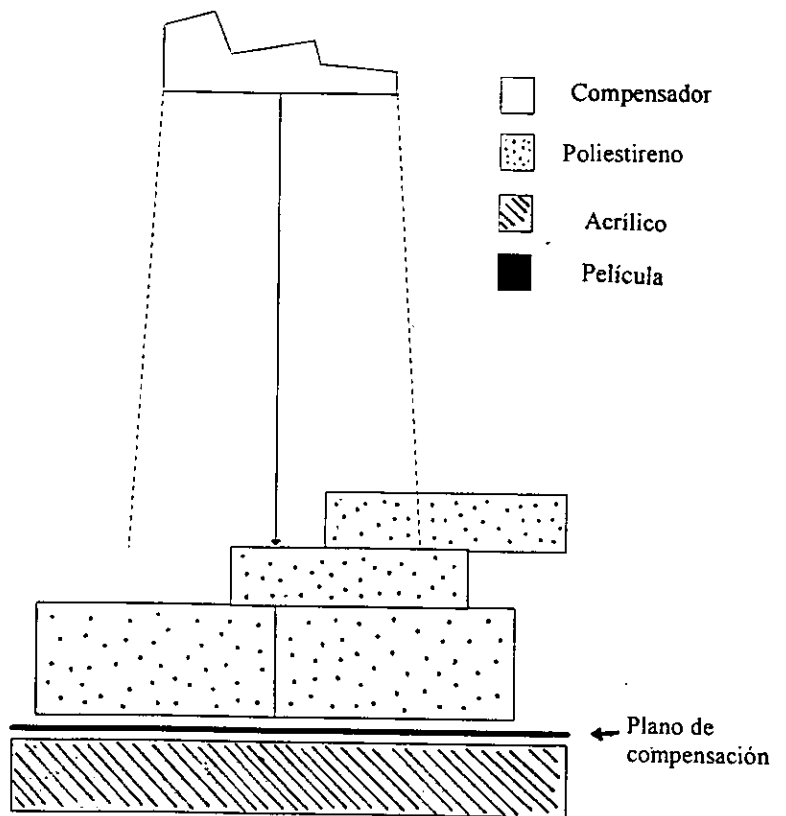


Fig. 12 Fantoma de escalones.

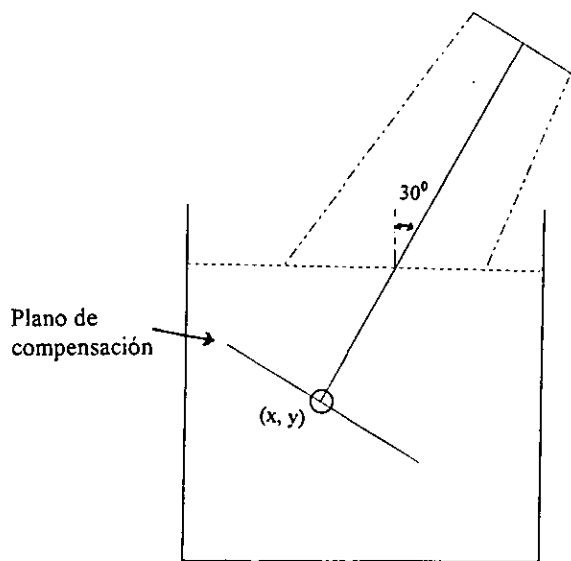


Fig. 13 Fantoma del plano inclinado.

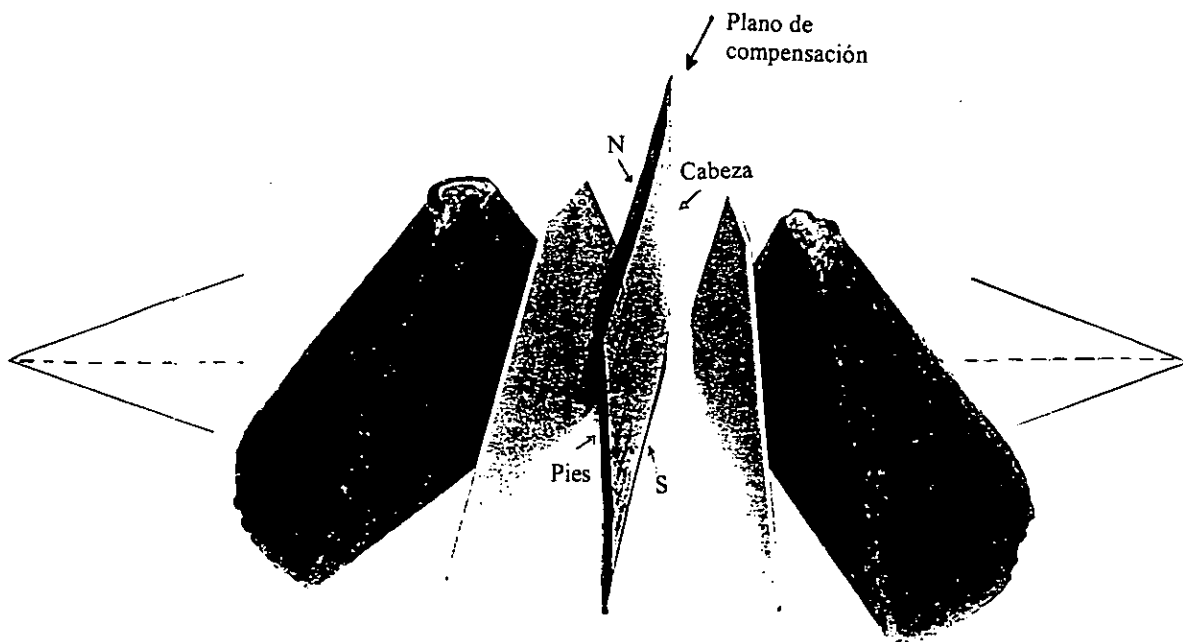


Fig. 14 Fantoma del pecho.

$$\begin{aligned} x &= x' + d \cos(180^\circ - \theta), \\ y &= y' + d \sin(180^\circ - \theta). \end{aligned} \quad \text{X.1}$$

donde (x, y) son coordenadas en el sistema de referencia Cabezal-fantoma de agua, y (x', y') , θ son las coordenadas utilizadas en el programa del Theraplan.

3. El fantoma del pecho.

Antes de implementar el uso de compensadores en la *Clinica Dakota*, normalmente se usaba una combinación de cuñas, de 30 grados y 45 grados para tener la óptima distribución de dosis en el área central del pecho. Sin embargo, se aceptaban dosis altas indeseables en las partes superior e inferior del pecho, debido a que el pecho es menos grueso en esas áreas. En general, una cuña es un objeto sólido, con densidad grande, de forma de plano inclinado, y con un ángulo definido, puede ser construida de plomo, latón o plomo. Con el uso de compensadores se pueden evitar las áreas de dosis altas en el pecho cuando se usan cuñas y al mismo tiempo obtener una distribución de dosis uniforme en el tratamiento.

Antes de usar en forma rutinaria los compensadores en los tratamientos de radiación de los pacientes con cáncer en el pecho, se vio la necesidad de investigar la distribución de dosis en una situación lo más semejante a la realidad clínica. Por esta razón se diseñó un fantoma de forma y densidad similar al pecho, Fig. 14. El fantoma del pecho se construyó empleando un cono de plástico para moldearlo; se vaciarón dentro del cono una mezcla de parafina derretida y cuentas de poliestireno. Se colocaron en el plano central transversal al cono dos hojas delgadas (0.055 pulgadas de espesor) de acrílico antes de vaciar la mezcla. Esto permitió separar fácilmente, después de enfriado, el fantoma del pecho en dos partes iguales, resultando las superficies centrales totalmente planas. Esto ayuda a obtener un buen contacto con las superficies de las películas radiográficas.

La densidad del fantoma del pecho se aproximó a la de un pecho real midiéndose los números tomográficos (llamados números CT) de 12 pacientes. Estos números están relacionados a los coeficientes de atenuación y pueden variar desde -1000 para aire hasta +1000 para hueso, donde el cero corresponde al agua. Los números tomográficos normalizados de esta manera se llaman números de Hounsfield, H

$$H = \frac{\mu_{\text{piel}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \times 100 \quad \text{X.2}$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal y la unidad de Hounsfield representa un cambio de 0.1% respecto del coeficiente de atenuación del agua (8).

Utilizando la opción de "CT scan" en el sistema de planeación del Theraplan pudimos obtener las imágenes tomográficos en el monitor de la computadora. Seleccionando diferentes áreas del pecho de los pacientes: central, superior, e inferior se obtuvieron los números de las tomografías de 12 pacientes con cáncer de esta Clínica. Los resultados se presentan en la Tabla II.

Para decidir el tamaño óptimo de las cuentas de poliestireno para la construcción del fantoma, se moldearon varios bloques con parafina derretida y cuentas de diferentes tamaños de diámetro. Las cuentas de 5 mm de diámetro resultaron tener el número tomográfico (-102) siendo éste el más aproximado al promedio de los números tomográficos medidos de los 12 pacientes.

Tabla II CT # del tejido del pecho de 12 pacientes

Región del pecho	promedio CT #	Intervalo de variación
superior	-99	-79 a -110
central	-87	-65 a -104
inferior	-94	-66 a -109
pecho entero	-93	-65 a -113

XI. Construcción de los compensadores.

Los compensadores son objetos que modulan los haces de radiación, y en un principio fueron utilizados para corregir únicamente irregularidades en las superficies de los pacientes. El diseño y la construcción de los compensadores han sido muy variados, desde el uso de máquinas manuales (21), técnica fotográfica (22), películas radiografías (23) y otros métodos. Los compensadores han sido fabricados con una amplia variedad de materiales como plomo, aluminio, latón y cera (24), (25) y (26). Con el uso de radiografías la compensación debido a tejidos heterogéneos se aproximó a las densidades. Sin embargo, hasta hace poco tiempo el uso individual de compensadores fue muy limitado por el gran esfuerzo requerido para su diseño y construcción.

Actualmente con el desarrollo de la tomografía computarizada y sistemas acoplados a computadoras, el diseño y construcción de compensadores puede ser una rutina. Sin embargo antes de implementar el uso de compensadores en un centro de radioterapia es crucial la verificación del proceso de diseño y fabricación de los mismos (27), e igual de importante es implementar un método rutinario de verificación individual de los compensadores antes de ser usados en el tratamiento con radiaciones de los pacientes. También es esencial elegir el material correcto para su construcción. Con materiales muy densos se pueden producir cambios no deseables en la distribución de dosis debido a errores aparentemente insignificantes en los compensadores. En el caso de materiales poco densos se requiere una cantidad enorme de material para corregir irregularidades que son significativas, haciéndolos poco prácticos para la fabricación de los compensadores.

El sistema HEK (15) de compensado usado en esta Tesis utiliza el método de cortar el negativo del compensador en un molde. En el primer corte, el programa del compensador calcula los valores de las dosis para todos los puntos definidos en el plan. Estas dosis son sin compensador (campo abierto), con el mínimo de profundidad de corte y material de compensación presente. El programa reporta el mínimo y máximo de dosis presente en todos los puntos. El programa calcula la cantidad de material de compensación necesaria para minimizar la dosis primaria en todos los puntos elegidos, entonces calcula nuevamente la dosis en todos los puntos, basándose en la primera aproximación de la forma del compensador. Los puntos son evaluados otra vez y el programa ejecutará hasta tres cortes, o parará si la diferencia de la dosis es menor que el 1% a través del volumen.

El molde se construye en un bloque de estereoespuma (*Styrofoam*) para

después ser rellenado con una mezcla de cera caliente y gránulos de estaño, entre 0.75 mm y 0.99 mm de diámetro. La ventaja de usar este material es que no es tóxico y es reusable. Con tomografías se obtuvo la densidad y perfil del fantoma del pecho y el del escalón. Para el plano inclinado los datos del área del campo, profundidad y energía se dieron manualmente a la computadora. Estos datos fueron transmitidos al sistema de planeamiento del tratamiento de la dosis compensada y el diseño del compensador para cada uno de estos tres tratamientos.

En los fantasmas de escalón y plano inclinado no existen inhomogeneidades y para obtener uniformidad en las isodosis se corrigió únicamente por la presencia de superficies irregulares. Por lo tanto la forma de los compensadores simula los volúmenes faltantes de los fantasmas para obtener una superficie plana, los volúmenes de los compensadores son menores por estar colocados lejos de la superficie del fantoma (70 cm), además su forma toma en cuenta la divergencia del haz. Para el fantoma del pecho se construyeron dos fantasmas uno para cada haz, ya que el tratamiento de cáncer de mama generalmente incluye dos haces paralelos. Cada uno de estos compensadores también son similares al volumen de tejido faltante de los lados del fantoma del pecho, pero además estos compensadores incluyen las inhomogeneidades internas del fantoma. Resultan también tener un volumen reducido comparado con los volúmenes faltantes e incluyen en su forma compensar por las divergencias de los haces. La forma y grueso de los compensadores van a variar dependiendo de las irregularidades de las superficies, inhomogeneidades internas, profundidad del plano compensado, área del campo del haz, y energía de los fotones.

XII. Resultados.

Los resultados de la implementación de compensadores se verificaron utilizando dos tipos de dosimetría: películas radiográficas y cámara de ionización.

En el fantoma de escalones y pecho se utilizó dosimetría de película y con el fantoma del plano inclinado cámara de ionización. En los tres casos se compararon las distribuciones de dosis con y sin compensador. En el caso de dosimetría de película se utiliza película radiográfica, Kodak X-Omat V, que es una película transparente bañada con una emulsión que contiene cristales muy pequeños de plata y bromo. Al irradiar una película radiográfica con un haz de fotones, cambia la composición química formándose lo que se conoce como una "imagen latente." Después, al revelar la película los cristales afectados por la radiación se reducen a granos pequeños de plata metálica. Finalmente, al fijar la película los granos que no fueron afectados por la radiación se desprenden por el líquido fijador. La plata metálica que no se afectó por el fijador causa manchas oscuras de diferentes intensidades en la película dependiendo de la cantidad de plata depositada y por lo tanto de la energía absorbida de la radiación.

Con un densitómetro se mide la intensidad de las manchas negras en la película para determinar la densidad óptica, OD, que se define como

$$OD = \log I_0/I_t \quad \text{XII.1}$$

donde I_0 es la intensidad de luz medida sin película, e I_t es la intensidad transmitida a través de la película (2). El densitómetro consiste de una fuente de luz que pasa a través de un orificio pequeño dirigiéndose a un detector fotocelular que mide la intensidad transmitida a través de la película. Antes de tomarse las lecturas de las películas se calibra a cero el densitómetro. La calibración se obtiene leyendo la densidad óptica de una película no irradiada o expuesta a la luz, únicamente revelada. Así se obtiene una lectura directa de la densidad óptica evitando tener que restar la lectura de la densidad óptica de la película no irradiada. La gráfica de Densidad Óptica Total, como función de la dosis, Fig. 15, se llamada la curva de H-D. Las películas radiográficas (irradiadas con un haz de fotones de 6 MV de energía) tienen dos características importantes: velocidad y linealidad. Se escogió para nuestra dosimetría película Kodak X-Omat V por poseer un intervalo de respuesta lineal con la dosis relativamente amplia, para así evitar correcciones al convertir la densidad óptica en dosis cuando se usa la región no lineal.

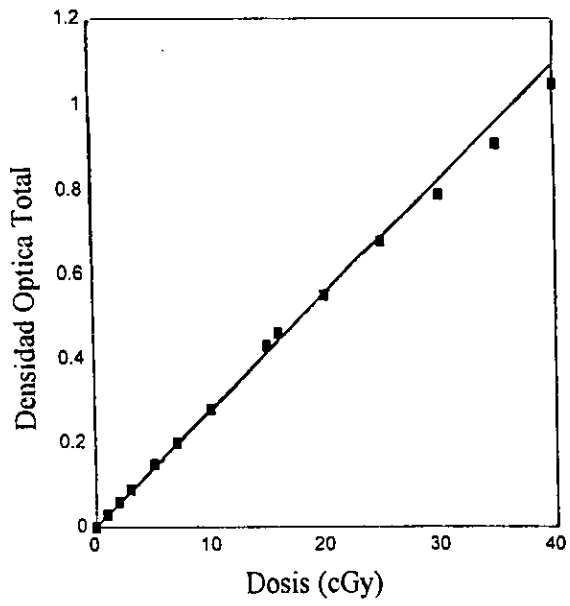


Fig. 15 Calibración de la película

La gráfica de Densidad Óptica Total, H-D se obtuvo irradiando varias película Kodak X-Omat V, una hoja de película fue cortada en cuatro partes y luego selladas nuevamente para evitar la exposición a la luz. Se irradió cada pedazo de película con fotones de 6 MV de energía, un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y a una profundidad de 1.5 cm correspondiente a la distancia máxima para esta energía, entre bloques de agua sólida. Las dosis se variaron desde uno hasta 40 cGy. Los resultados se grafican en la Fig. 15 donde se muestra el intervalo lineal para la curva de densidad óptica total, entre 0 y 25 cGy. Las dosis usadas (~20 cGy) en el planeamiento del tratamiento para los fantasmas de escalón y pecho se restringieron a la zona lineal de la curva H-D; usando siempre el mismo tipo de película.

Para el cálculo del plan de tratamiento del fantoma de los escalones se escogió $d = 15 \text{ cm}$, la superficie inferior del último escalón como el plano de compensación (donde la dosis es máxima e igual a la calculada teóricamente en el plan), y el área del campo fue 20 cm de largo por 26 cm de ancho con una radiación de fotones de 6 MV de energía. Las medidas de las curvas de isodosis se obtuvieron en este plano de dosis constante. Se obtuvieron dos exposiciones de películas utilizando la misma energía y área de campo que en el plan. Se hizo una exposición sin usar el compensador, o sea con campo abierto, y otra con compensador. Fueron leídas las dosis relativas en las películas con un densitómetro manual de películas, TBX, Tobias Associates Inc. Los resultados se presentan en las Figs. 16a y 16b. Como se observa, el compensador proporciona una uniformidad de la dosis a través del plano de compensación escogido.

Para verificar la construcción del compensador del plano inclinado se midió la dosis utilizando la cámara de ionización PTW. El plano de compensación fue escogido en el planeamiento del tratamiento fue a una profundidad $d = 11.5 \text{ cm}$ y área del campo de 20 cm de largo por 20 cm de ancho utilizando fotones de 6 MV de energía. La dosimetría se efectuó en un fantoma de agua utilizando una cámara de ionización Marcus (PTW, Freiburg, W. Germany) de placas paralelas. Los resultados se muestran en la Fig. 17 con campo abierto (con desviaciones de más del 20%) y con compensador para su comparación. Los resultados también son excelentes ya que el compensador corrige la no-uniformidad de las dosis con un error máximo del 3% en el centro y menos del 5% en los bordes del área del haz.

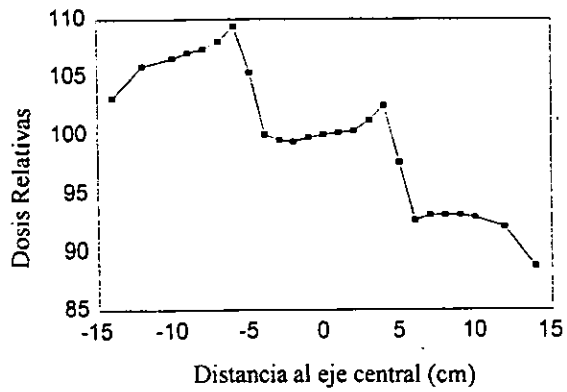


Fig. 16a Campo abierto, fantoma de escalones.

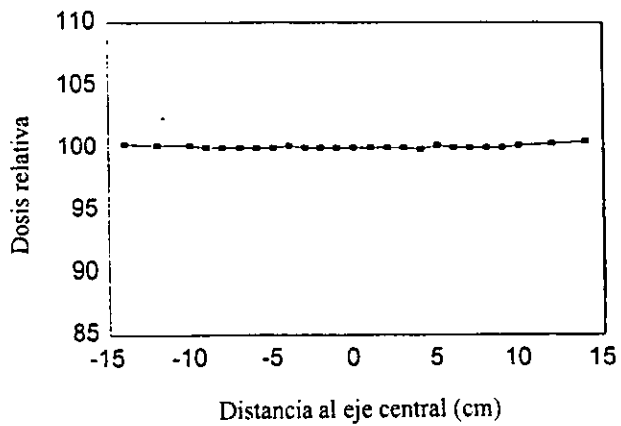


Fig. 16b Con el compensador, fantoma de escalones.

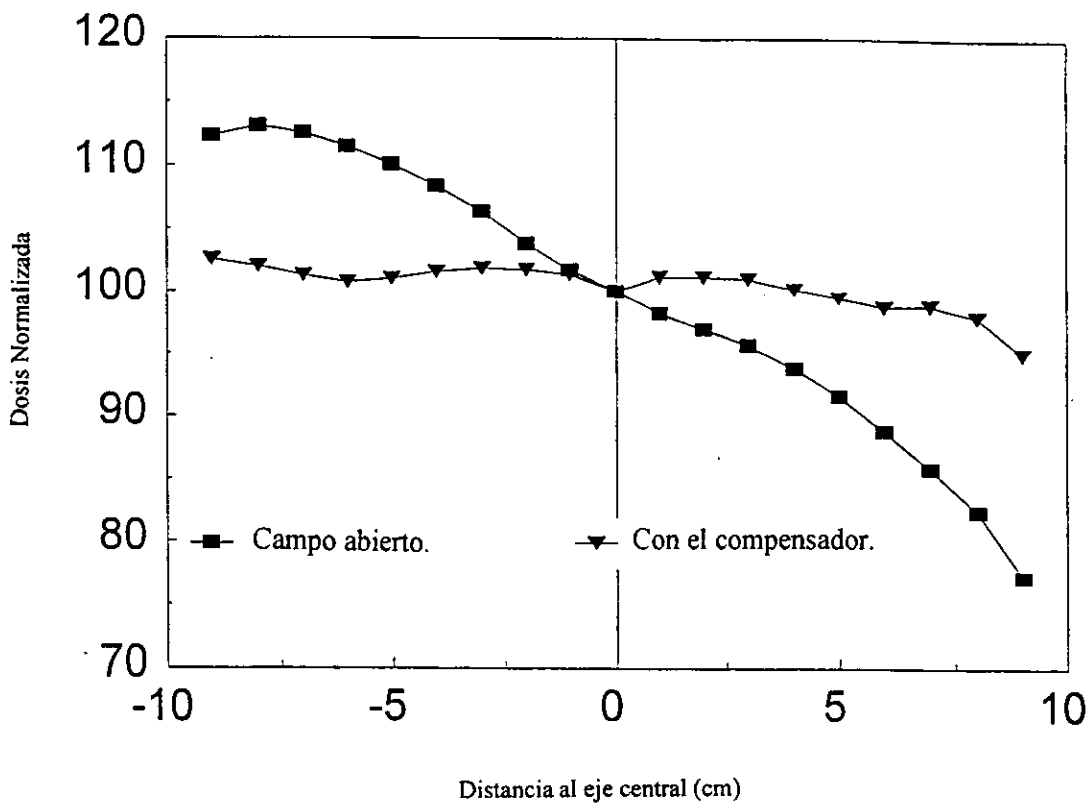


Fig. 17 Fantoma de plano inclinado.

El fantoma del pecho, Fig. 14 fue expuesto en el acelerador Siemens KD a un par de haces de fotones paralelos, opuestos en dirección y con energías de 6 MV. El área de los campos fue de 20 cm de largo y 12 cm de ancho cada uno, utilizando la abertura asimétrica al eje central del colimador. Se obtuvieron tres exposiciones diferentes del fantoma del pecho: 1) campo abierto, 2) con cuñas y 3) con el compensador. Ver Figs. 18a, 18b, y 18c. El sistema de Theratronics posee un densitómetro de barrido de superficie que se instala en la parte superior de un fantoma para agua pero vacío, por encima del cual se coloca una placa de poliestireno sobre la cual se colocan las películas para obtener las lecturas. Este densitómetro está conectado al programa de la computadora, el que calcula la conversión de densidad a dosis. Se colocó una película de verificación en el plano central del fantoma del pecho y perpendicular al eje central del haz, el cual se escogió como el plano de compensación. Se tomaron incrementos de las lecturas cada 1 mm de intervalo a lo largo del eje primario (en la dirección norte-sur de la película radiográfica cuando fue irradiada). En el eje secundario (a lo largo cabezapies de la posición del paciente) los intervalos de las lecturas fueron de 2 mm, es decir en la dirección que va de la parte anterior a la posterior. Todas las lecturas de las películas se transformaron en dosis relativas a través del algoritmo de la transformación de densidad óptica a dosis utilizando la lectura sin exposición de la película como calibración.

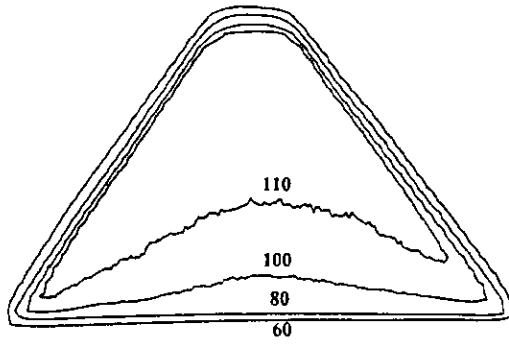


Fig. 18a Campo abierto, fantoma de pecho.

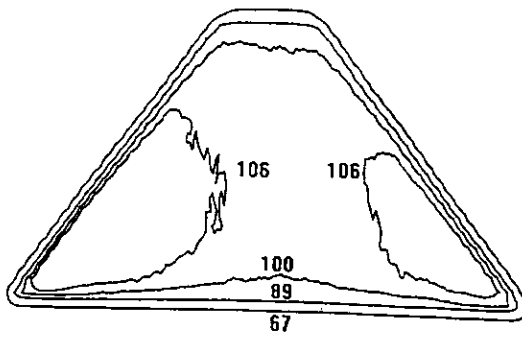


Fig. 18b Con cuñas, fantoma de pecho.

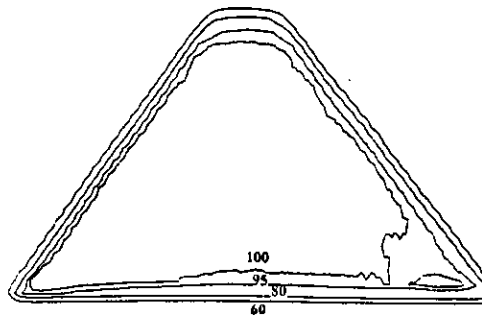


Fig. 18c Con compensador, fantoma de pecho.

XIII. Prueba de los compensadores.

Antes de incorporar los compensadores en los tratamientos de los pacientes se reconoció la necesidad de verificar que la distribución de dosis obtenida con el compensador corresponde con la distribución calculada por el sistema de planeamiento. Un método para verificar la construcción de los compensadores es comparar las dimensiones físicas del molde del compensador con la gráfica de las capas del compensador calculado para el plan del tratamiento (27). En el negativo del molde se mide la profundidad de cada capa y se compara con la distancia entre las curvas de las capas correspondientes en la gráfica del compensador, así se puede obtener una cierta verificación de la precisión en la construcción de los compensadores. Sin embargo, otros factores como el vaciado de la mezcla de cera y las esferas de poliestireno y la precisión del montado del compensador en el cabezal pueden afectar la precisión del tratamiento. El método de control de calidad usado aquí para cada uno de los compensadores, después de que han sido construidos y colocados en la trayectoria del haz, consiste en calcular nuevamente el plan del tratamiento escogiendo esta vez la opción de apagar la corrección del contorno del paciente. Esto simula para el haz de entrada una superficie plana para el paciente, resultando así una distribución de dosis compensada. La dosis compensada así calculada es comparada con las medidas obtenidas de una película irradiada en un fantoma de bloques de lucita, utilizando la misma energía de fotones, área de campo, y profundidad del plano de compensación de dosis.

En la parte superior de la Tabla III se muestran las condiciones de un plan de tratamiento donde la energía de los fotones es 6 MV, la profundidad del plano compensado es de 10.3 cm, el área del campo del haz de $19 \times 16 \text{ cm}^2$, la SSD o la distancia de la fuente a la superficie del paciente, de 100 cm. Las coordenadas de entrada del haz en la superficie del paciente son con relación al CA, o el punto en el eje central del haz, con ángulo 0° del cabezal, a la distancia SSD, y profundidad d cero. Las coordenadas del cabezal del acelerador se pueden relacionar con las coordenadas de la computadora para el plan del tratamiento que usa diferente sistema de referencia. La *Distance off CA*, por otro lado, corresponde a puntos en el plano escogido como plano compensado en el plan de tratamiento del paciente. La película es irradiada con el compensador, energía, profundidad, y área de campo según el plan. Las medidas de la densidad óptica de la película, Film R, fueron obtenidas manualmente utilizando un densitómetro TBX, Tobias Associate Inc. La sexta columna de la Tabla III corresponde a las medidas de OD de la quinta columna menos la base de fondo = 0.17, ésta se obtiene por la diferencia entre

la medida del densitómetro sin película y de una película sin irradiar. Las últimas dos columnas contienen dosis relativas, ya que el sistema Theratronics de planeación calcula dosis relativas a la dosis correspondiente a una profundidad y un campo rectangular de referencia. Es conveniente normalizar las medidas de la película irradiada con el valor medido de otra película que ha sido irradiada con la misma energía, área de referencia de 10 cm x 10 cm, y profundidad d_{max} . Al comparar los valores de las dosis relativas se desea obtener no más del 5% de diferencia entre ellas. En este caso se observa que las dosis medidas y las calculadas no difieren en más del 3%. Este resultado significa que el compensador construido para este tratamiento corrige las no-uniformidades en la distribución de dosis debido a irregularidades en la superficie del paciente e inhomogeneidades internas, además de evitar al paciente el recibir altas dosis.

Tabla III Ejemplo de una prueba de calidad. Comparación de dosis medidas y calculadas para el rayo compensado que atraviesa un fantoma con superficie plana.

Tratamiento Tangencial del Pecho		Paciente: xxxxxxxx	
Verificación del Compensador con Dosimetría		Fecha: xxxxxxxx	
		Haz: KD 6X	
Película Radiográfica en un Fantoma de Poliestireno (base de fondo = 0.17)		Tamaño del campo: 19 x 16 cm ² SSD: 100cm	
Coordenadas de Entrada del Haz (cm)			
		X	Y
Campo Tangencial Medio:		-1.8	14.6
Campo Tangencial Lateral:		12.7	-0.4
Angulo del Cabezal:		136	
Coordenadas de Referencia:		5.45	7.10
Distancia Fuera del Eje Central del Haz			
+=cabeza -=-pies	+=anterior -=-post.	Coord. Theraplan X Y	Lect. Película OD
		Corregido OD	Medido Dosis(%)
		Calculado Dosis(%)	
		Referencia	1.29
			1.12
			100
4	1	6.2	7.8
	3	7.6	9.2
	5	9.0	10.6
0	2	6.9	8.5
	4	8.3	9.9
	6	9.8	11.3
-4	1	6.2	7.8
	3	7.6	9.2
	5	9.0	10.6
			1.15
			0.98
			1.08
			0.91
			1.03
			0.86
			1.09
			0.92
			1.05
			0.88
			0.99
			0.82
			1.04
			0.87
			1.02
			0.85
			0.96
			0.79
			87.5
			90.3
			81.7
			76.4
			82.3
			78.1
			71.9
			78.6
			76
			69.1

XIV. Nuevas técnicas para tratar tumores cancerosos.

Pocos fueron los avances desde el inicio de los aceleradores lineales. Pero a partir de 1990 las nuevas características de los aceleradores lineales han proporcionado una increíble capacidad en los tratamientos. Los más recientes aceleradores tienen colimadores de hojas múltiples, tiempo real de imágenes de radiografías, cuñas dinámicas y la facultad de registrar y verificar cada tratamiento. Todas estas opciones son totalmente computarizadas y por primera vez los aceleradores proporcionan una terapia dinámica y conformacional. Esto implica que el acelerador y la cama del paciente se mueven automáticamente durante el tratamiento para crear una distribución de dosis uniforme, en tanto que el haz toma la forma y volumen del tejido a curar, con la ventaja de no irradiar los tejidos sanos alrededor de este volumen. Esta idea fue desarrollada teóricamente en los años 1940 y 1950 en varios países de Europa, en EUA y en Japón. Algunas de estas técnicas fueron usadas durante ese tiempo pero no tuvieron éxito debido a la falta de computación del sistema de aceleradores. Con el nuevo colimador de hojas múltiples y unidades de terapia computarizadas la radioterapia dinámica conformacional es ya una tecnología real ya que es posible obtener planes de tratamientos muy sofisticados gracias al progreso de cómputo asociado a los sistemas de planeamiento.

Actualmente casi todos los sistemas que utilizan computadoras para planear tratamientos son capaces de calcular dosis en 3 dimensiones (3-D), lo cual es necesario para poder utilizar la terapia Conformacional con haces múltiples estacionarios en diferentes planos o utilizando métodos dinámicos. Pocas instituciones de investigación en los países industrializados usan 3-D para campos de radiación muy grandes. Sin embargo, para campos pequeños el uso de la Radio Cirugía Esterotáctica es muy factible para muchas instituciones. Esta técnica se utiliza para pequeñas lesiones en el cerebro, asegurando la precisión del tratamiento. Con la llegada de estos aceleradores modernos el uso de los compensadores se volverá obsoleto. Sin embargo, pocos centros de radioterapia pueden adquirir estos sistemas debido al costo tan alto de estos productos. Mientras tanto el uso de compensadores puede solucionar muchos problemas originados por la falta de uniformidad en la distribución de dosis, además de ser una técnica relativamente económica para cualquier centro de radioterapia (28).

XV. Conclusiones.

Actualmente existen pocos reportes sobre el diseño y construcción de compensadores basados en un sistema de computación tomográfica para el tratamiento oncológico rutinario con fotones de altas energías (27, 29, 30). El objetivo de esta Tesis fue verificar el sistema de planeamiento y construcción de compensadores que existe en la Clínica Dakota antes de ser utilizado en el tratamiento de los pacientes con cáncer. Para su verificación se construyeron tres fantasmas para simular diferentes situaciones clínicas comunes en el tratamiento de radiaciones como son: cáncer en la tráquea o el esófago (fantoma de escalón), cáncer en los pulmones (fantoma del plano inclinado) y cáncer del pecho (fantoma del pecho). Además, es importante utilizar materiales apropiados para la fabricación de los compensadores tales como una mezcla de granulos de estaño y cera, para evitar errores en la atenuación debido a pequeños defectos de fabricación del compensador.

Hasta el momento la única prueba para verificar sistemáticamente cada compensador antes de su uso médico es medir las profundidades de los moldes y comparar en la gráfica del compensador con las profundidades obtenidas con el sistema de planeamiento. Pero este método no es satisfactoriamente confiable ya que ignora la variación que puede existir en el vaciado de los compensadores así como su posición durante el tratamiento. En contraste, el método de verificación presentado aquí concretamente usa película radiográfica y recalcular el plan del tratamiento, en esta forma se puede confiar totalmente en los resultados obtenidos ya que se puede comparar valores de dosis calculados con valores de dosis medidos, se desea que no exista mas de un 5% de diferencia entre éstos. En nuestro caso se obtuvieron diferencias no mayores que el 3%.

Finalmente, el uso de fantasmas es crítico para simular situaciones similares a las reales en la verificación del funcionamiento del sistema de compensación, antes de ser empleado rutinariamente al tratar al paciente. Los fantasmas descritos en esta Tesis son relativamente fáciles de reproducir en cualquier departamento de radioterapia.

Bibliografia

1. Brodsky, A. et al, "History of the medical uses of radiation: Regulatory and voluntary standards of protection," *Health Phys.* **69**, 783 (1995).
2. Attix, F.H., *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, (John Wiley and Sons, Inc., NY, 1986).
3. Jackson J.D., *Classical Electrodynamics*, 2nd edition, (John Wiley & Sons, NY, 1975).
4. Cember, H., *Introduction to Health Physics*, Pergamon Press, Elmsford, NY (1983).
5. Orton, C.G., "Uses of therapeutic X rays in medicine," *Health Phys.* **69**, 663 (1995).
6. Karzmark, C.J., N.C. Pering, "Electron linear accelerators for radiation therapy: History, principles and contemporary developments," *Phys. Med. Biol.* **18**, 321 (1973).
7. Johns, H.E., and J.R. Cunningham, *The Physics of Radiology*, 4th Ed. (Charles C. Thomas, Inc., Springfield, Illinois, 1983).
8. Khan, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, 4th ed., (Williams and Wilkins, Baltimore, 1984).
9. American Association of Physicists in Medicine, "RTC Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photons and electron beams," *Med. Phys.* **10**, 741 (1983).
10. Constantinou, C., F.H. Attix, B.R. Paliwal, "A solid Phantom material for radiotherapy x-ray and gamma-ray beam calibrations", *Med. Phys.* **9**, 436 (1982).

11. Katharina, E.S., and E.B. Podgorsak, "Buildup region and depth of dose maximum of megavoltage X-ray beams," *Med. Phys.*, **21**, 411 (1994).
12. D.E. Velkley, D.J. Manson, J.A. Purdy and G.D. Oliver, "Build-up region of megavoltage Photon radiation sources," *Med. Phys.* **12**, 592 (1985).
13. Dawson, D.J., "Tissue maximum ratios for high-energy X rays," *Med. Phys.* **4**, 423 (1997).
14. Ellis, F., E.J. Hall, and R. Oliver, "A compensator for variations in tissue thickness for high energy beams," *Br. J. Radiol.* **32**, 421 (1959).
15. MCP-70-SE-System, HEK GmbH, West Germany.
16. Sontag, M.R. and J.R. Cunningham, "The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium," *Radiology* **129**, 787 (1978).
17. Theraplan/Tp-11, Therapla VO5B/TP-11 VO9B, User's Manual, Part 4, 147 (1993).
18. Cunningham, J.R., "Scatter Air Ratios," *Phys. Med. Biol.* **17**, 42 (1972).
19. Clarkson, J.R., A note on depth doses in fields of irregular shape. *Br. J. Radiol* **14**, 265 (1941).
20. J.F. Batho, "Corrections in Cobalt-60 Beam Therapy," *J. Canadian Association Radiology*, **15**, 79 (1964).
21. Van de Geijn, J., "The construction of individualized intensity modifying filters in cobalt 60 teletherapy," *Brit. J. Radiol.* **38**, 865 (1965).
22. Lam, W.C., et al, "Tissue compensator fabrication using a simple photographic technique," *Radiology* **149**, 322-323 (1983).
23. Ellis, F., A. Feldman and R. Oliver, "Compensation for tissue inhomogeneity in cobalt 60 therapy," *Brit. J. Radiol.* **37**, 795 (1964).
24. Ellis, F., E.J. Hall and R. Oliver, "A compensator for variations in tissue

- thickness for high energy beams," Brit. J. Radiol. 32, 421 (1959).
25. Khan, F.M., V.C. Moore and D.J. Burns, "The construction of compensators for cobalt teletherapy," Radiology 96, 187 (1970).
 26. Boge, R.J., R.W. Edland and D.C. Matthes, "Tissue compensators for megavoltage radiotherapy fabricated from hollowed Styrofoam filled with wax," Radiology 111, 193 (1974).
 27. Jursinic, P.A., M.B. Podgorsak, & Bhudatt R.P., "Implementation of a 3-D dose compensation system based on computed tomography generated surface contours and tissue inhomogeneities," Med. Phys., 21, 357 (1994).
 28. Withnell, G., Conversación privada.
 29. Mageras, R.M., et al "Compensators for three-dimensional treatment planning," Med. Phys. 18, 133 (1991).
 30. Cardelli, G.A., S.N. Rao, and D. Cail, "Investigation of the relative surface dose from Lipowitz-metal tissue compensators for 24- and 6-MV photon beams," Med. Phys. 18, 282 (1991).

Lista de Figuras

- Fig. 1 Efecto Compton.
- Fig. 2 Buildup, Kerma, y Dosis.
- Fig. 3 Acelerador Lineal. Partes principales de un acelerador.
- Fig. 4 Efecto de frenado (Bremsstrahlung).
- Fig. 5 Distribución angular de los rayos-X alrededor de un blanco.
- Fig. 6a Diagrama de SSD y Penumbra. La SSD es la distancia de la fuente a la superficie de la piel.
- Fig. 6b SAD, distancia de la fuente a un punto en aire. Uso del método SAD en aire y en un fantoma. En aire la cámara de ionización tiene una tapa gruesa para mantener el equilibrio eléctrico.
- Fig. 7 Cambio del %DD con SSD. En la figura (a) $SSD = f_1$, en la figura (b) $SSD = f_2$. Las áreas de los campos son iguales, $r \times r$, y las profundidades d son también iguales.
- Fig. 8 Definición de TAR el cociente de tejido-aire. $TAR(d, r_d) = D_d / D_{fs}$.
- Fig. 9a TPR, cociente de tejido-fantoma y TMR cociente de tejido-máxima. En el caso que la profundidad de referencia sea igual a la distancia máxima $t_0 = d_{max}$ resulta $TMR(d, r_d) = TPR(d, r_d)$.
- Fig. 9b Relación entre TAR y %DD.
- Fig. 10 Cálculo de la radiación primaria y dispersada.
- Fig. 11 Cálculo de la radiación primaria y dispersada en un medio Inhomogéneo.
- Fig. 12 Fantoma de escalones.
- Fig. 13 Fantoma del plano inclinado.

Fig. 14 Fantoma del pecho.

Fig. 15 Calibración de la película.

Fig. 16 Dosis relativas del fantoma de escalón. a) campo abierto.
b) campo compensado.

Fig. 17 Dosis Normalizadas del fantoma del plano inclinado. Comparación de las dosis entre campo abierto y con compensador.

Fig. 18 Comparación de las isodosis del fantoma del pecho entre: a) campo abierto; b) con cuñas; y c) con compensador.

Tabla I 100 SSD. Valores del %DD para $12 \times 12 \text{ cm}^2$, con un haz de 6 MV.

Tabla II CT # del tejido del pecho de 12 pacientes.

Tabla III Ejemplo de una prueba de calidad. Comparación de dosis medidas y calculadas para el haz compensado incidente a un fantoma con superficie plana.