

APUNTE DE RADIOTERAPIA

Materia: Medicina Nuclear

Carrera: Bioingeniería

**Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de
San Juan**

Autor: Bioing. Jorge Escobar

ÍNDICE

I. Objetivos	4
II. Introducción	4
1. Historia de la Radioterapia.	4
2. Modalidades de la Radioterapia:	5
3. Etapas en el tratamiento radiante	5
III. Teoría	9
A. Fundamentos radiobiológicos.	9
B. Conceptos de dosis	10
C. Interacción de la radiación indirectamente ionizante con la materia	11
D. Interacción de las partículas cargadas con la materia.	12
E. Dosimetría	16
1. El procedimiento dosimétrico.	16
2. Equipamiento dosimétrico	18
F. Equipamiento en teleterapia	21
G. Métodos de cálculo de dosis.	26
IV. Referencias bibliográficas	36

GLOSARIO

Co^{60}	Isótopo de Cobalto 60
d	Profundidad
Dd	Dosis a profundidad d
DFS	Distancia Fuente Superficie
d_{max}	Profundidad de dosis máxima
ADN	Acido Desoxirribonucleico
D_{ref}	Dosis a profundidad de referencia
D_{rel}	Dosis relativa a una profundidad de referencia en eje central
J	Joules
KeV	Kilo electrón Volt, energía que adquiere un electrón al ser sometido a una diferencia de potencial de 1 kVolt.
Linac	Acelerador Lineal
MC	Monte Carlo
MeV	Mega electrón Volt
MV	Mega Volt
OF	Factor de salida de campo (Output factor)
PDD	Porcentaje de Dosis en Profundidad
PET	Tomografía por Emisión de Positrones
RMN	Resonancia Magnética Nuclear
R	Rango del electrón
TAC	Tomografía Axial Computada
UM	Unidades Monitoras
W	Tungsteno
wc	Tamaño de campo definido por colimadores secundarios a una distancia de la fuente de 100 cm
wp	Tamaño de campo proyectado en la superficie del fantoma
Z	Número Atómico

I. OBJETIVOS

El objetivo de este apunte es conocer los conceptos básicos de la Física de la Radioterapia como modalidad de la Medicina Nuclear. Se desarrollarán aspectos teóricos y prácticos para introducirse en la terminología usada en ésta área y que servirán para realizar algunos de los cálculos de rutina que se llevan a cabo en muchos centros de Radioterapia en la actualidad.

II. INTRODUCCIÓN

En una reciente publicación de la IAEA [1] se analizó como el aumento de la esperanza de vida debido a la eliminación de enfermedades que causan una muerte temprana, hace que la incidencia del cáncer aumente. Esto último ha hecho que el cáncer, como enfermedad potencialmente curable, tenga una repercusión social y económica universalmente aceptada. La radioterapia, como herramienta para tratarlo, se utiliza desde principios del siglo veinte, y ha evolucionado con los avances científicos de la física y de la oncología. Actualmente es una de las modalidades más efectivas de tratamiento para el cáncer, junto con la cirugía y la quimioterapia. El fin de los tratamientos curativos que utilizan radiaciones es impartir la mayor cantidad de dosis en el tumor evitando causar daños inaceptables en los tejidos sanos que lo rodean. Además la radiación se utiliza a menudo como tratamiento paliativo de enfermedades malignas brindando al paciente una mejor calidad de vida.

1. Historia de la Radioterapia.

Las primeras utilizaciones de la radiación con fines terapéuticos comenzaron poco después de que Roentgen descubriera los rayos X, en 1895. a la par de brindar información anatómica de las partes internas del cuerpo de manera no invasora, esta radiación rápidamente mostró ser útil para el tratamiento de lesiones malignas. El primer caso reportado es un tratamiento de cáncer avanzado de mama, en enero de 1896 (Lederman 1981). Por su parte, Marie y Pierre Curie descubrieron el Radio en 1898 y ya en 1904 este isótopo era usado para tratar cáncer de cuello uterino y lesiones de piel. En ese entonces poco se conocía acerca de las propiedades de la radiación y, por consiguiente, su aplicación clínica era totalmente empírica, persistiendo así durante casi treinta años. El primer y segundo Congreso Internacional de Radiología, realizados en 1925 y 1928, constituyeron un avance mayor, ya que de ellos resultó el establecimiento del Roentgen como unidad de exposición (Cohen 1973). La incorporación de esta unidad permitió reportar, comparar y

manejar clínicamente la cantidad de radiación suministrada al paciente. Actualmente la magnitud física que se utiliza para cuantificar la deposición de energía en los tejidos es la dosis absorbida.

2. Modalidades de la Radioterapia:

Existen fundamentalmente dos modalidades de tratamiento radioterápico que se clasifican según la distancia en que esté la fuente de irradiación al área a tratar

Braquiterapia. En este caso la fuente de irradiación está cerca o en el área a tratar. La radiación se administra por medio de la colocación de pequeñas fuentes de material radiactivo en forma de agujas, tubos, alambres o semillas dentro o próximo al volumen de interés. Como material radiactivo se utiliza Iridio 192, Iodo 125, Paladio 103, Cesio 137, entre otros. Se utilizan en forma de colocación intersticial (agujas en el seno de los tejidos) o intracavitaria (tubos ginecológicos intravaginales e intrauterinos). Se distinguen en general cuatro tipos de aplicaciones clínicas, estas son Braquiterapia de Baja Tasa de Dosis, de Alta Tasa de Dosis, de Implantes permanentes y de Fuentes no selladas.

Teleterapia. La fuente de irradiación está a cierta distancia del paciente en equipos de grandes dimensiones, como son las unidades de Cobalto 60 (Co^{60}) y acelerador lineal (Linac). El tipo de radiación puede ser rayos Gamma, rayos X, y electrones, aunque existen unidades que pueden generar otro tipo de partículas tales como neutrones, protones, etc. Para este tipo de tratamiento, que es el más común, los pacientes generalmente acuden diariamente en forma ambulatoria por un período total variable, dependiendo del caso que se esté tratando.

3. Etapas en el tratamiento radiante

El tratamiento como ya se mencionó, además de curar o controlar la enfermedad, debe minimizar los daños en los tejidos normales que rodean el tumor. Diversos estudios han demostrado que la respuesta de los tejidos neoplásicos y los sanos es altamente variable. Más aún, para algunos tejidos la respuesta de los mismos presenta comportamientos pronunciados, es decir, para pequeñas variaciones de la dosis la respuesta del tejido es muy variable [3]. Esto último ha hecho que a lo largo de los años la radioterapia haya puesto especial hincapié en tratar de mejorar la calidad global del tratamiento. Para ello han sido reconocidas una serie de etapas que conducen a que el tratamiento sea exitoso. Estas son llevadas a cabo por un cuerpo interdisciplinario de profesionales altamente entrenados formado por médicos oncólogos radioterapeutas, físicos en radioterapia, dosimetristas, técnicos en radioterapia y enfermeros. Las etapas que se han definido para tratamiento [1] son:

Evaluación clínica del paciente. Esta incluye un completo examen físico y análisis de la información diagnóstica disponible (tomografía axial computada (TAC), rayos X, ecografías, resonancia magnética nuclear (RMN), centellografía, tomografía por emisión de positrones (PET), histopatologías, etc.). El objetivo de ésta es conocer las características biológicas y patológicas del tumor.

Decisión terapéutica. Esta incluye la determinación del objetivo de la terapia (curación o paliación), evaluación de los métodos terapéuticos alternativos y elección de la modalidad terapéutica a ser aplicada en el paciente. Esta puede ser teleterapia o braquiterapia. Se determina el plan de tratamiento a seguir, el cual incluye la dosis total a entregar, el fraccionamiento (dosis por sesión, periodicidad y duración del tratamiento) y tipo de radiación (energía del haz de irradiación).

Localización del volumen blanco. Una vez llevada a cabo la elección de la modalidad de tratamiento radioterápico a llevar a cabo, se localiza el tumor y sus extensiones en relación a los tejidos sanos que los rodean, para de esta forma localizar fácilmente en la planificación el volumen blanco. Esto se logra por medio de exámenes físicos y diagnósticos por imágenes (TAC, PET; RMN, Ecografía, etc).

Planificación del tratamiento. En el caso de teleterapia involucra diversos pasos, el primero de ellos es la simulación y/o localización. Esta se lleva a cabo en un equipo de radiodiagnóstico (simulador) capaz de reproducir la unidad de tratamiento (bomba de Co^{60} o Linac) en términos de sus propiedades geométricas, mecánicas y ópticas. En algunos casos las placas simuladas están siendo reemplazadas por imágenes tomográficas en procesos llamados “simulación virtual”. Esto tiene como principal ventaja la posibilidad de poder definir el volumen blanco en tres dimensiones. También en algunos casos se usa RMN, PET, TAC o algún otro estudio de diagnóstico por imágenes. La TAC también se utiliza como mapa de densidad electrónica para realizar cálculos dosimétrico.

El proceso de simulación permite localizar el tumor y las estructuras sanas que rodean al mismo y con esta información posicionar correctamente al paciente en el tratamiento. En esta parte de la planificación se define el volumen blanco el cual tiene en cuenta el volumen de tumor demostrado, otros tejidos donde se presume la existencia de tumor y los tejidos sanos (sobre todo si éstos pertenecen a órganos de riesgo) que rodean al tumor. . De acuerdo al ICRU [4] los volúmenes de interés en la planificación de tratamiento son definidos como sigue y se ilustran en la Fig. 1.

- Volumen Tumoral Grueso (GTV): es todo lo que se conoce como enfermedad visible macroscópicamente e incluye a los nódulos linfáticos patológicos. Cuando el GTV es

determinado es importante usar una ventana tomográfica para tener una aproximación de la dimensión máxima del tumor y que es considerada la enfermedad potencial macroscópica.

- Volumen Tumoral Clínico: abarca la región del GTV más las regiones que albergan enfermedad microscópicamente potenciales.
- Volumen tumoral de planificación (PTV): provee un margen que rodea el CTV para contemplar variaciones en el posicionamiento y otros movimientos anatómicos durante el tratamiento tales como la respiración. El PTV no contempla los haces de la máquina de tratamiento.
- Volumen de tratamiento (VT): Es el volumen que recibe la dosis prescrita. En general este volumen incluye al PTV.

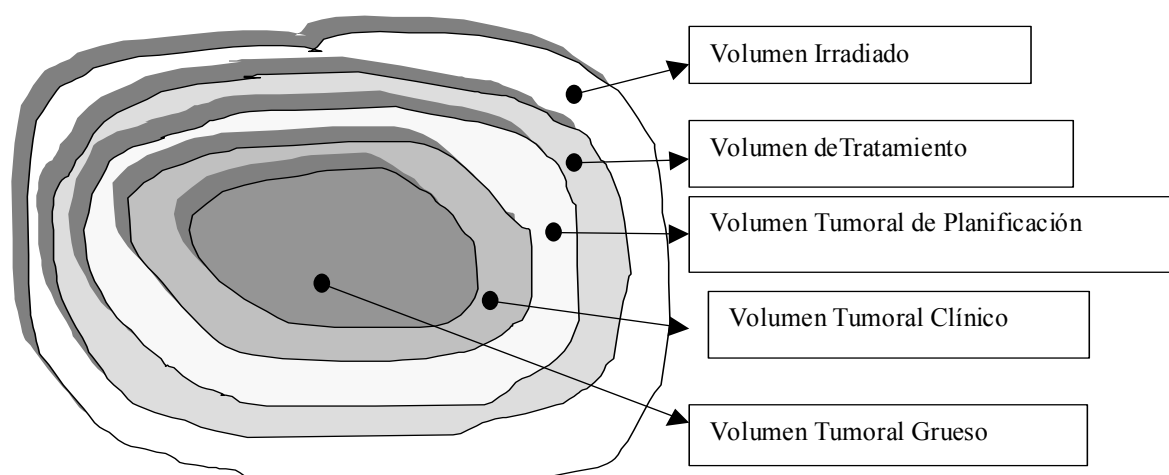


Fig. 1. Ilustración esquemática de los diferentes volúmenes de interés en la planificación, tal como han sido definidos por ICRU.

- Volumen irradiado: es aquel volumen que rodea al VT y que recibe más del 20 % de la dosis prescrita. Debe ser reportado en la planilla física para una evaluación de los órganos de riesgo.

Debido a que la mayoría de las veces el tumor está ubicado a gran profundidad, al penetrar el haz de radiación interactúa con los tejidos sanos que rodean al tumor. Es por ello que en estos casos hace falta combinar campos de irradiación, de forma tal que la

totalidad de la dosis a depositar se concentre en el volumen blanco, y no tanto en los tejidos sanos. Para decidir la técnica de campos múltiples a usar, debe tenerse en cuenta la profundidad del tumor, la tolerancia de los tejidos sanos a ser irradiados y la energía de los fotones con que se irradia. De esta forma la simulación define los campos de entrada de la radiación, su tamaño y dirección.

Con la dosis prescrita en el volumen blanco y órganos de riesgo, el físico en radioterapia y el dosimetrista realizan la segunda etapa de la planificación. En ésta se calcula la distribución de dosis y se determina la relación dosis/tiempo/volumen. La precisión de este cálculo depende de los datos ingresados a la máquina, aproximaciones hechas en los algoritmos de cálculo, datos del paciente que incluyen inhomogeneidades, y la precisión con la cual los parámetros de la máquina de tratamiento tales como simetría y planicidad son mantenidos realizando dosimetrías periódicas. En la última parte de la planificación se calcula el tiempo necesario de cada aplicación (en minutos o en UM) para satisfacer la dosis prescrita.

Los cálculos de distribución de dosis requerida para cada paciente son llevados a cabo por medio de algoritmos de cálculo complejos (se discutirán más adelante). Estos algoritmos pueden ser fórmulas empíricas, semiempíricas o directamente simulaciones aplicando el método de Monte Carlo (MC).

Finalizando la etapa de planificación se simula nuevamente. Se definen las entradas de los campos de irradiación dibujando o tatuando sobre el paciente referencias cutáneas necesarias para la reproducibilidad diaria del tratamiento. El posicionamiento debe ser reproducido durante todo el tratamiento, para lo cual a veces hace falta el uso de accesorios de fijación (máscaras, sacos de vacío, etc.). También debido a que los campos generados por la máquina de tratamiento son generalmente rectangulares, éstos deben conformarse; es decir, darle una forma al campo de irradiación para que el mismo reproduzca en cierta medida la proyección del volumen blanco. Esto se logra utilizando metales pesados, tales como plomo u otras aleaciones similares, moldeados (que conforman al campo) colocados a la salida del haz de irradiación.

Tratamiento: el tratamiento se lleva a cabo por los técnicos radiólogos bajo la supervisión de los médicos y físicos. Por medio de placas radiográficas verificadoras se corrobora el correcto posicionamiento del paciente. El médico evalúa al paciente durante el curso de la terapia para asegurar la respuesta del tumor y la tolerancia al tratamiento. También se llevan a cabo controles dosimétricos para asegurar la calidad de la radiación aplicada en el tratamiento.

III. TEORÍA

A. Fundamentos radiobiológicos.

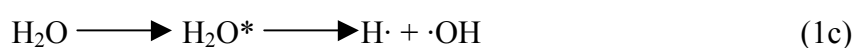
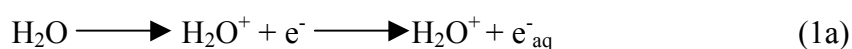
Como ya mencionamos la radioterapia lleva a cabo su objetivo mediante el uso de radiaciones ionizantes. Las radiaciones pueden ser directa e indirectamente ionizantes. El ICRU [2] las define como:

Radiaciones directamente ionizantes. Son partículas cargadas aceleradas, que ceden su energía directamente en la materia, por medio de diversas interacciones coulombianas a lo largo de su camino.

Radiaciones indirectamente ionizante. Son fotones de rayos γ o X, o neutrones (partículas sin cargas), los cuales al atravesar la materia transfieren su energía a partículas cargadas de la misma, en un número relativamente pequeño de interacciones. Luego las partículas cargadas resultantes ceden su energía a la materia.

Dado que las células contienen más de un 70% de agua, la mayor parte de la energía depositada en ellas produce radicales libres los cuales se combinan para formar el peróxido de hidrógeno (H_2O_2), que es el agente oxidante considerado como el mayor responsable en el daño inducido al ADN. El resultado neto de la interacción de la radiación ionizante con el substrato biológico puede reflejarse en alteraciones de las células y función tisular, las cuales pueden evidenciarse horas, días, semanas o aún años más tarde. La radioterapia aprovecha los efectos mencionados de las radiaciones ionizantes para destruir células tumorales y así alcanzar su fin.

Cuando el agua es perturbada por un haz de radiación ionizante, puede ser ionizada como se ve en la ecuación 1a para producir una molécula ionizada de agua H_2O^+ y un electrón. Éste dejará la molécula padre y será capturado por alguna molécula de agua que lo rodee para formar el electrón solvatado (una especie muy reactiva). Por su parte el ión H_2O^+ se rompe para dar un radical hidroxilo y un ión hidrógeno (ecuación 1b), este radical es sumamente reactivo. También como se ve en la ecuación 1c el agua puede ser ionizada para dar dos importantes agentes reactivos ($H\cdot$ y $\cdot OH$). Todos estos agentes atacan la molécula de ADN capturando de la misma los átomos de hidrógeno dejando un sitio radical en la molécula de ADN produciendo esto alteraciones en su estructura .



Debido
al efecto letal
de las

radiaciones en las células de los tejidos expuestos, es importante el conocimiento fehaciente de la dosis recibida en los distintos volúmenes de interés. Por ello es que el cálculo dosimétrico requiere de un alto grado de exactitud para que sea clínicamente aceptable. Esto le ha dado al cálculo de dosis una importancia significativa dentro de la planificación de tratamiento radiante externo.

B. Conceptos de dosis

La radioterapia requiere del conocimiento de la interacción de la radiación con los tejidos para poder así cuantificar la magnitud de los efectos biológicos. El conocimiento de los mecanismos de interacción permite además diseñar estrategias para optimizar el uso de la radiación. La magnitud de los efectos biológicos está relacionada a la dosis impartida en los tejidos. Las estrategias de irradiación están relacionadas a las propiedades de la radiación, a las formas de irradiación y al tipo de patologías a tratar.

En este apartado se explicarán los conceptos de dosis impartida, las propiedades de la radiación y la forma en que ésta deposita la dosis en la materia.

Dosis Absorbida:

La dosis absorbida es relevante a todo tipo de irradiación ya sea directa o indirectamente ionizante [2].

Definición:

La dosis absorbida D puede ser definida en términos de cantidades estocásticas relacionadas con la energía impartida ϵ [2]. La energía impartida por radiación ionizante en un elemento de materia de masa m con un volumen finito V se define como

$$\epsilon = (Ren)_s - (Rsal)_s + (Ren)_c - (Rsal)_c + \sum Q \quad (1)$$

donde, $(Ren)_s$ es la energía radiante de la partícula sin carga que entran en el volumen V .

$(Rsal)_s$ es la energía radiante de todas las partículas sin carga que abandonan el volumen V .

$(Ren)_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que entran en el volumen V .

$(Rsal)_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que abandonan el volumen V .

$\sum Q$ energía neta derivada de las transiciones masa-energía en el volumen V .

de esta manera ahora se puede definir la dosis en algún punto P en el volumen V como:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2)$$

cuya unidad es el Gray, que equivale a $\frac{1J}{Kg}$ donde ε ahora es el valor esperado de energía impartida en un volumen finito durante un intervalo de tiempo, $d\varepsilon$ es la energía para un volumen infinitésimo dV y dm es la masa correspondiente a ese diferencial de volumen [2].

C. Interacción de la radiación indirectamente ionizante con la materia

Cuando un haz de fotones (cuyas energías corresponden a haces de uso clínico) atraviesa un medio, se llevan a cabo diversas interacciones entre éstos y la materia. En estas interacciones se produce transferencia de energía. Dicha transferencia puede producir eyección de electrones de los átomos del medio absorbente, excitación y producción de electrones y positrones. Las partículas cargadas puestas en movimiento pueden producir a su vez ionizaciones, excitaciones y radiaciones electromagnéticas en su camino. En particular, los positrones pueden también ionizar y/o aniquilarse. De esta forma las partículas cargadas van transfiriendo su energía al medio a lo largo de su trayectoria, lo cual deviene en dosis absorbida en el volumen irradiado. El conocimiento de esta cantidad es de importancia primaria en radioterapia, ya que de ella dependen los efectos biológicos de las radiaciones.

La distribución de dosis está relacionada con los distintos procesos por medio de los cuales es absorbida la energía en el medio. En el rango de energías de uso clínico (KeVs-MeVs) existen fundamentalmente cuatro procesos de interacción de los fotones con la materia [6][8] que son desarrollados a continuación. En la Fig. 3 se ilustran los mismos, siguiendo la trayectoria del fotón desde que incide en el fantoma hasta que deposita toda o gran parte de su energía.

Dispersión coherente. Consiste en la interacción de una onda electromagnética y un electrón. El electrón oscilante reirradia la energía a la misma frecuencia que la onda electromagnética incidente. De esta manera la onda emergente tiene la misma longitud de onda que el haz incidente. Como consecuencia el medio no absorbe energía. Este proceso ocurre para materiales de número atómico (Z) alto y energía de fotones baja.

Efecto fotoeléctrico. Es un fenómeno en el cual un fotón interactúa con un átomo y eyecta uno de los electrones orbitales del mismo. En este proceso, toda la energía del fotón incidente es transferida. La energía cinética del electrón eyectado (llamado fotoelectrón) es igual a $E_i - E_b$, donde E_b es la energía de ligadura del electrón y E_i la energía del fotón incidente. Este proceso se ve favorecido por el aumento de Z y con la disminución de la energía del fotón incidente

Efecto Compton. En este caso el fotón interactúa con un electrón libre o ligado. En esta interacción, el electrón recibe algo de la energía del fotón y es eyectado en un cierto ángulo, mientras que el fotón es dispersado en otra dirección. La probabilidad de ocurrencia de este proceso disminuye con la energía.

Producción de pares. En este caso el fotón interactúa con el campo electromagnético del núcleo y cede toda su energía en el proceso creando un par electrón - positrón. Ya que la energía másica en reposo del electrón es equivalente a 0,51 MeV, se requiere de una energía mínima de 1,02 MeV (umbral) para crear el par de cargas. Este proceso se ve favorecido por el aumento de la energía del fotón incidente (a partir del umbral) y de Z .

En el rango de energías que se utilizan para tratamientos radiantes, de los cuatro procesos mencionados el que más probabilidad de ocurrencia tiene es el efecto Compton por lo que es el proceso que generalmente más se hace alusión en la bibliografía relacionada a la física en radioterapia.

D. Interacción de las partículas cargadas con la materia.

Las partículas cargadas transfieren su energía de una manera diferente a las de radiaciones sin carga (fotones). Las partículas cargadas tienen campos eléctricos coulómicos e interactúan con los electrones o el núcleo de los átomos que se encuentren en sus trayectorias. Las partículas cargadas son responsables directas de la deposición de energía en el medio (dosis). A continuación se analizan los tipos de interacción y parámetros asociados a la trayectoria de dichas partículas, como rango y equilibrio electrónico.

Las interacciones se pueden caracterizar según el tamaño relativo entre el parámetro de impacto (b) y el radio atómico (a) [2] como se ilustra en la Fig. 2. Las siguientes tres interacciones son las más comunes en radiaciones de uso clínico.

Colisiones suaves ($b \gg a$). Cuando una partícula cargada pasa a una distancia considerable del átomo, la fuerza coulombiana del campo de ésta, afecta a la totalidad del

átomo excitándolo a un nivel más alto de energía y con menor probabilidad se produce ionización por la eyección de un electrón de las capas de valencia.

Colisiones duras o Knock on ($b \sim a$). Cuando el parámetro de impacto es del orden de las dimensiones atómicas es muy probable que la partícula incidente interactúe con un electrón atómico, eyectándolo con una energía cinética considerable, el cual es llamado rayo delta (δ). Este último tiene la suficiente energía para producir otras interacciones. A pesar de que el número de sucesos es menor comparado con las colisiones suaves, las pérdidas de energía de las partículas incidentes en ambos procesos son similares.

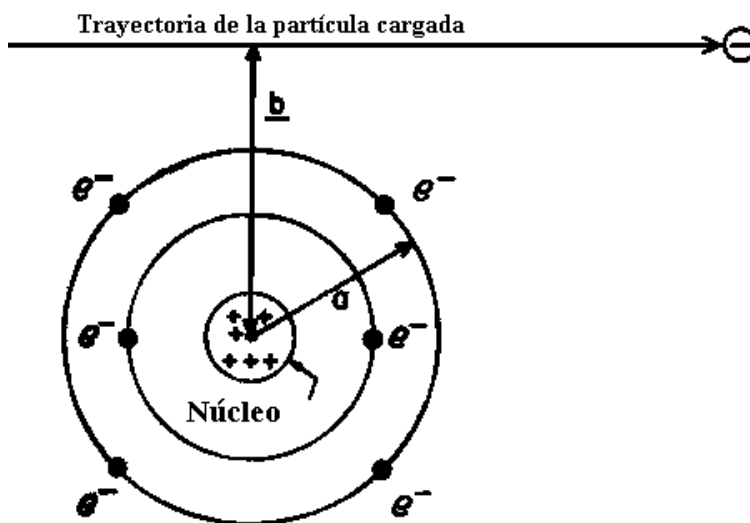


Fig. 2. Diagrama esquemático del parámetro de impacto b vs. el radio atómico a .

Interacción de la fuerza coulombiana con el campo externo del núcleo ($b \ll a$).

Cuando el parámetro de impacto es mucho más pequeño que el radio atómico las fuerzas coulombianas interactúan principalmente con el núcleo. En la mayoría de las interacciones las partículas cargadas incidentes son dispersadas elásticamente sin emisión de rayos X o excitando el núcleo, sufriendo deflexión. En el 2 o 3% de los casos restante en que las partículas pasan cerca del núcleo, ocurren interacciones inelásticas las cuales emiten un fotón de rayos X (radiación de frenado). Las partículas cargadas no sólo son deflectada sino que entregan gran parte de su energía cinética en el proceso de frenado. La sección eficaz por átomo es proporcional a Z^2 y aumenta con la energía incidente.

La trayectoria de las partículas cargadas en un medio es finita y depende de la energía inicial, de la composición del medio y del tipo de partícula. En particular, los electrones (y positrones), por presentar baja masa describen una trayectoria tortuosa,

alcanzando el reposo luego de recorrer un camino dado. Si se proyecta la distancia recorrida en la dirección de incidencia se obtiene el rango proyectado que es el valor esperado de la máxima profundidad de penetración. En la Fig. 4 [8] se ilustra lo mencionado donde las flechas representan las trayectorias e interacción casi continua de los electrones en la materia. La fluencia de electrones y por lo tanto la dosis, se incrementa con la profundidad hasta alcanzar un máximo a la profundidad d_{max} , la cual define la zona de “buildup”. A partir de este punto, si se asume que no existe atenuación, la cantidad de electrones frenados es prácticamente la misma que la puesta en movimiento en un volumen

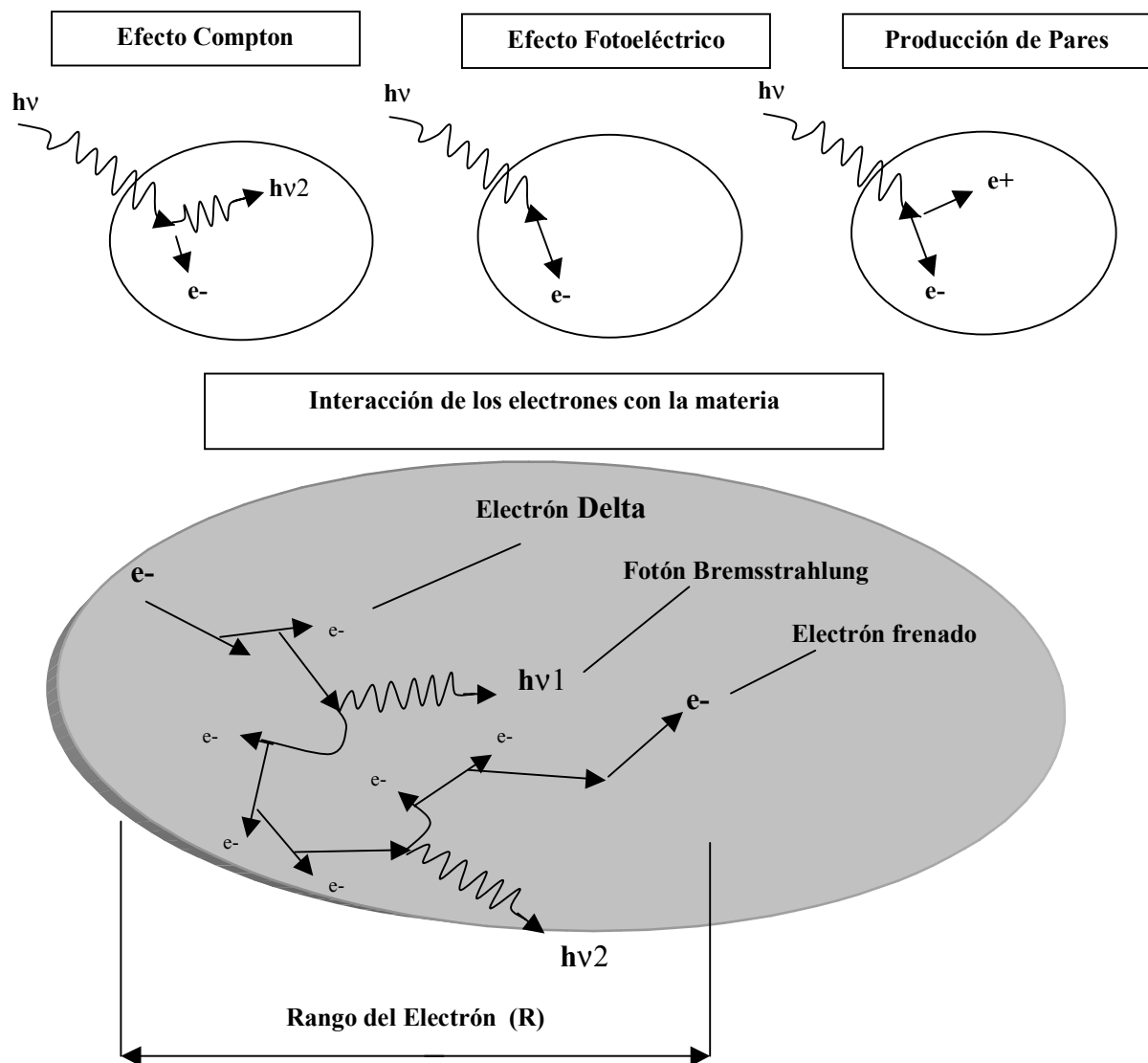


Fig. 3. Ilustración de las distintas interacciones de fotones y electrones dentro de un fantoma.

definido lográndose el llamado *equilibrio electrónico*. Como se ve en la parte superior de la Fig. 4a el equilibrio electrónico comienza en el cuadro *D* donde los electrones generados en el cuadro *A* alcanzan el *rango máximo R*. Esto hace que en la zona de equilibrio electrónico la dosis sea constante con la profundidad. Sin embargo la fluencia de fotones decrece continuamente con la profundidad (por la atenuación del medio) y como resultado la producción de electrones también disminuye. Como se ve en la Fig. 4b el resultado neto de este fenómeno es que más allá de d_{max} la dosis disminuye. En esta región se está en presencia del llamado equilibrio electrónico transiente.

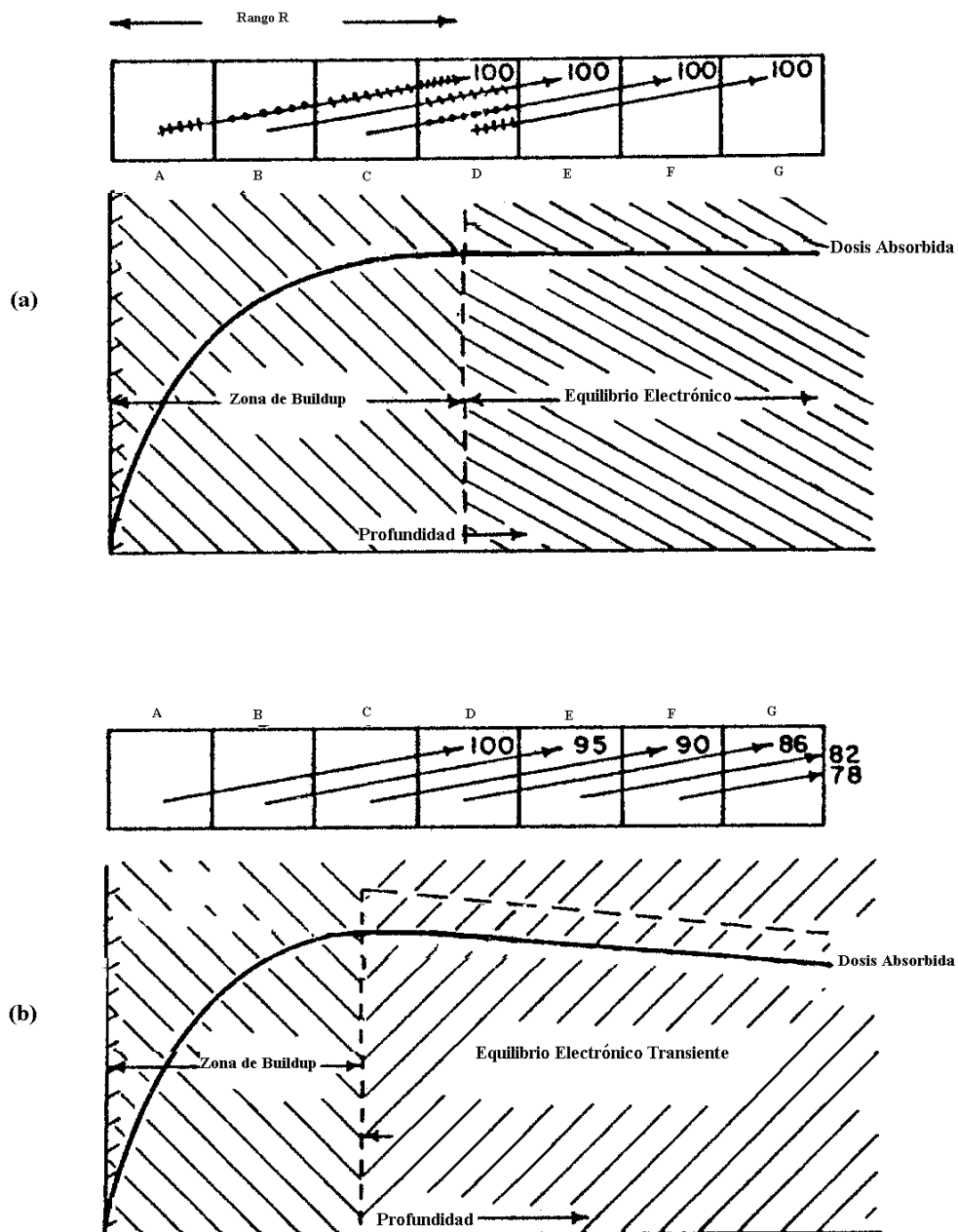


Fig. 4. Gráfica que muestra esquemáticamente por qué la dosis absorbida incrementa con la profundidad y cómo se logra el equilibrio electrónico luego de superar la zona de "buildup".

Los fotones provenientes de la fuente producen una cascada de interacciones en los elementos del cabezal, el aire y el fantoma antes de que su energía sea absorbida en forma de dosis. Las interacciones producidas en los elementos del cabezal y el aire generan fotones dispersados y partículas cargadas, estas últimas contaminan el haz de fotones y contribuyen a la dosis en la zona del “buildup”. Este efecto se lo conoce como *contaminación electrónica*.

E. Dosimetría

1. El procedimiento dosimétrico.

El objetivo de la dosimetría es poder predecir la dosis absorbida en los tejidos, normales y neoplásicos, de los pacientes tratados en radioterapia. Esta se lleva a cabo en dos etapas. La primera consiste en medir con un detector de radiación la dosis depositada en un medio tejido equivalente de dimensiones adecuadas (condición de dispersión total) llamado fantoma. En la segunda etapa se utilizan los datos obtenidos de tales mediciones y los datos del paciente, tales como contorno y localización del área tumoral, para predecir la dosis en algún punto de la geometría del paciente por medio de algoritmos matemáticos (éstos serán descriptos en detalle más abajo).

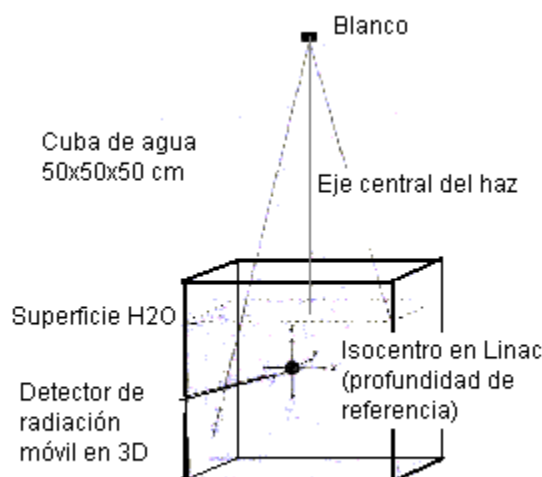


Fig. . 5. Fantoma líquido o fantoma tipo tanque. En el esquema se puede ver como se dispone respecto al haz radiante para llevar a cabo la medición.

La Fig. . 5 muestra la tarea dosimétrica. La dosis es medida en el fantoma (planchas de acrílico, agua o fantoma antropomórfico) y los datos medidos son usados para realizar los planes de tratamiento. La Fig. . 6 también muestra un trabajo de importancia secundaria

en radioterapia esto es el detector radiante usado sobre el paciente durante el tratamiento para verificar la dosis dada al paciente in vivo (dosimetría in vivo).

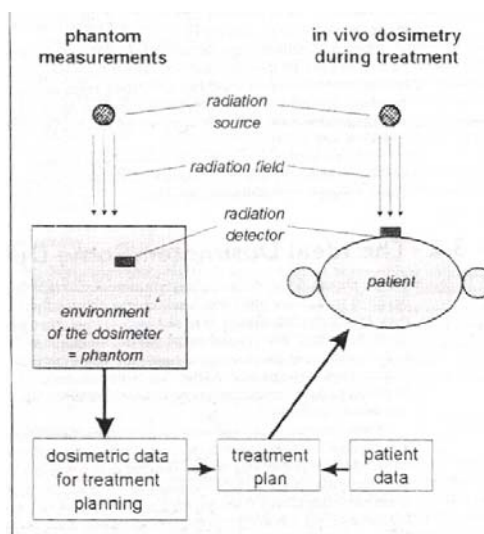


Fig. . 6. Las principales etapas dosimétricas para radioterapia externa.

La dosimetría puede ser dividida en dos ramas diferentes, la primera, dosimetría relativa, es aquella donde la lectura medida en un punto de interés bajo ciertas condiciones de irradiación es comparada con la dosis o lectura en un punto de referencia bajo condiciones de referencia, y la segunda, dosimetría absoluta, donde la lectura es medida en este punto de referencia para luego convertirla en valores de dosis en Gray. Ejemplos de dosimetría relativa son perfiles y mediciones de dosis en profundidad (variando el punto de interés) y determinaciones de factores de tamaño de campo y de cuña (todos variando las condiciones de irradiación). Ya que todas las dosimetrías relativas son establecidas como una razón de dosis entre dos puntos distintos, debe darse especial importancia a la dosimetría absoluta, ya que si la dosis en el punto de referencia no es 1 Gray (Gy), todas las otras mediciones serán incorrectas.

Así, un estricto set de procedimientos es seguido para la calibración de todos los haces de rayos. Un protocolo establece un estándar que asegura que todos los centros que usan el mismo protocolo siguen los mismos procedimientos y usan los mismos sets de datos en sus calibraciones dosimétricas. Desgraciadamente no hay un solo protocolo de calibración, y los diferentes centros en los diferentes países usan diferentes protocolos. Actualmente los protocolos más comúnmente usados son el protocolo de la AAPM 1983 (Task Group 21)[10] y el protocolo de la IAEA de 1990 (Technical Report Series N°277) [11]. Este último actualmente utilizado en Argentina.

Todos los protocolos son basados en la determinación ionométrica de la dosis y asume que el equipo de dosimetría del usuario es calibrado por un Laboratorio Secundario de Calibración o Centros Regionales de Referencia para Dosimetría. Éste refiere sus patrones al Laboratorio Primario de Calibración o Laboratorio Estándar Nacional (NSL) quien determina la dosis por métodos más exactos ya sea usando calorimetría o cámaras de aire libre.

2. Equipamiento dosimétrico

Cuando un haz de fotones interactúa con la materia, imparte energía cinética a las partículas cargadas aparte de excitar y/o ionizar los átomos que son centros de interacción. Debido a que las partículas cargadas interactúan de forma casi continua, la cantidad de ionizaciones y excitaciones que estos producen es considerablemente mayor a la que los fotones producen en sí. El balance de energía que resulta de la ecuación 1 deviene en un incremento de temperatura que es proporcional a la energía impartida ϵ y está asociada a la capacidad calorífica del medio. De este concepto surgen los métodos calorimétricos. Estos métodos son los más exactos y son los que utilizan los laboratorios primarios de calibración dosimétrica [2]. Estos métodos son muy costosos y requieren de configuraciones experimentales muy complejas. Por esto, para uso clínico se utilizan métodos indirectos de medición de dosis tales como densitometría de films, termo luminiscencia, semiconducción, ionometría, etc [2]. De éstos, los más precisos son los métodos ionométricos, y por otro lado los más usados.

Para llevar a cabo las mediciones de los datos necesarios para hacer cálculos dosimétricos, se utiliza el método ionométrico que requiere básicamente de una cámara de ionización y un electrómetro. Una cámara de ionización consiste esencialmente de dos electrodos colectores separados por un medio que puede conducir si se lo ioniza, como por ejemplo el aire. Los electrodos son polarizados por una tensión continua típicamente 300 Volts. El número de cargas colectadas es proporcional al número de electrones liberados por la radiación ionizante, que a su vez es proporcional a la energía absorbida en el volumen activo de la cámara. La eficiencia del dosímetro es función de variables tales como la temperatura y presión a la que se encuentre el aire que contiene. Si éstas están asociadas a las condiciones ambientales se dice que la cámara de ionización es abierta.

Existen distintos tipos de cámaras de ionización [2], las más utilizadas son la cámara tipo dedal y en menor medida la plano paralela y la cámara de extrapolación. Debido al uso generalizado de la cámara dedal, sólo ésta será descripta en detalle en este apunte.

La cámara plano paralela [6] es utilizada para medir haces de electrones aunque también se usa en menor medida para haces de fotones de baja energía. Se llama así porque los electrodos están dispuestos paralelamente y entre ambos se encuentra el gas ionizante. La delgada pared en la ventana de haz permite medir prácticamente en la superficie del fantoma sin una atenuación significativa. En cuanto a la cámara de extrapolación es usada para mediciones especiales de haces partículas beta, haces de fotones de baja energía y electrones. La principal diferencia es que la distancia entre los electrodos paralelos varía con el fin de llevar a cabo la extrapolación.

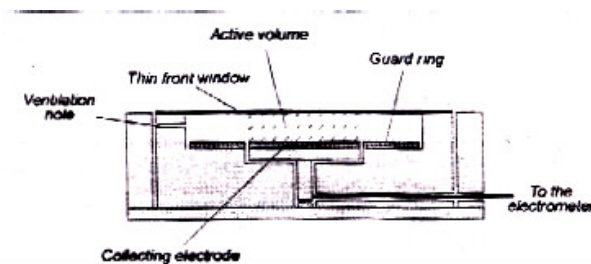


Fig. . 7. Cámara plano paralela y sus principales componentes.

El principio de funcionamiento de la “cámara dedal” [6] es ilustrado en la Fig. 5. En la Fig. 5A se muestra una esfera de aire con una cavidad también de aire en su interior. Si se asume que la esfera es irradiada uniformemente con un haz de fotones y además la distancia entre la capa de aire y la cavidad interna es igual al rango máximo de electrones en aire, se puede asumir que la cantidad de electrones que entran en la cavidad es igual al número de electrones que la abandonan (equilibrio electrónico). Se asume también que es posible medir la cantidad de partículas cargadas producidas dentro de la cavidad debidas a electrones generados en el volumen de aire que rodea dicha cavidad. Con esta medición y conociendo el volumen de la cavidad es posible obtener toda la información necesaria para llevar a cabo los métodos de cálculo semiempíricos utilizando fórmulas empíricas . Si la capa de aire de la Fig. 5A es compactada a una pared sólida como se ve en la Fig. 5B, se tiene una cámara dedal. Aunque la pared sea sólida es equivalente al aire, es decir que los fotones interactúan de la misma forma en ambas capas. Ya que la densidad de la pared aire-equivalente es mucho mayor que la del aire, el espesor requerido para conseguir equilibrio electrónico es menor. La Fig. 5C muestra una cámara típica de dedal, llamada así por su forma. La superficie interna de la misma está recubierta de un material conductor

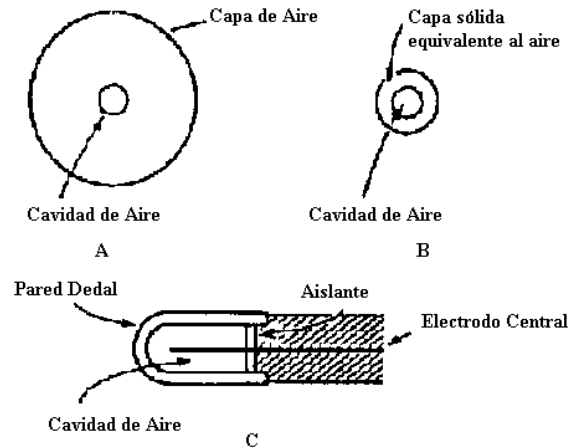


Fig. . 8. Diagrama esquemático que ilustra la naturaleza de la cámara de ionización. A, Capa de aire junto a la cavidad de aire. B, Pared sólida de aire-equivalente con la cavidad de aire. C, Cámara de ionización "tipo dedal".

que forma uno de los electrodos. El otro es una varilla de grafito o aluminio sostenida en el centro del dedal pero aislada del mismo. Se aplica entre los electrodos un voltaje adecuado para que puedan coleccionar los iones.

El electrómetro es el dispositivo que suministra el voltaje a la cámara de ionización para coleccionar la carga producida. Las mismas son medidas en unidades de coulombs y leídas en el display (analógico o digital). Debido a las pequeñas corrientes proporcionadas por la cámara de ionización, se lo puede pensar como un voltímetro de muy alta impedancia. Existen distintos diseños con mayor o menor sensibilidad y consecuentemente precisión. La mayoría, sin embargo, utilizan amplificadores operacionales, por su alta impedancia de entrada [2], lo cual los hace compatibles con casi cualquier tipo de cámara de ionización.

El método ionométrico se puede utilizar para realizar dosimetrías absolutas y relativas. La dosimetría absoluta permite conocer la dosis absorbida en un medio sometido a radiaciones. Utilizando una cámara de ionización se puede relacionar la dosis absorbida en un punto en un medio, en ausencia de la cámara, con la carga coleccionada. Dicha relación depende del medio irradiado, del tipo de radiación, de la geometría de la irradiación, de los materiales de la cámara, etc y la misma está detallada en los distintos protocolos arriba mencionados. Por otro lado como ya se dijo la dosimetría relativa cuantifica los cambios relativos de dosis por cambios de configuración del sistema que se estudie. En el caso de irradiación con fotones, en condiciones de equilibrio electrónico y asumiendo que no cambia la eficiencia del instrumento, la relación de dosis producida al irradiar dos

configuraciones es el cociente de lecturas del instrumento (electrómetro). Esto es debido a que para fotones los factores que llevan los valores de las lecturas a valores de dosis son los mismos tanto para numerador como para el denominador, por lo que se cancelan. Esto es aplicable a las funciones que abajo se describirán en los algoritmos de cálculo semiempírico para obtener el tiempo de irradiación de los pacientes.

F. Equipamiento en teleterapia

Las aplicaciones de radioterapia externa normalmente están dadas por una combinación de haces de fotones (o campos de fotones) de alta energía dirigidos desde distintas direcciones al área a irradiar. Como se vió, el tipo de interacción con la materia y con ello el detrimento de los tejidos está fundamentalmente dado por la energía del haz de radiación a utilizar. A su vez dependiendo de la energía a aplicar para cada tratamiento es el equipo a utilizar. Así se pueden clasificar[6]

a) Equipos de baja energía:

También llamada de terapia superficial. El principio de funcionamiento de estos al igual de los equipos de rayos X convencionales. Operan con tubos con potenciales picos varían entre 50 y 150 kV. Por su baja energía son rápidamente atenuados por el medio por lo que se usan para irradiar lesiones de menos de 5 mm de profundidad.

b) Equipos de media energía (Ortovoltaje).

Trabajan en el rango de 150 a 500 KV aunque los equipos existentes operan entre 200 y 300 kV. Son utilizados para lesiones de hasta 3 cm de profundidad.

Cabe aclarar que los rangos mencionados pueden variar ligeramente según la fuente de información y pueden haber solapamiento en función del tipo de filtración del haz en cuestión.

c) Equipos de megavoltaje.

Esta clasificación corresponde a los equipos cuyos haces son generados por frenado de electrones correspondientes a un potencial acelerador nominal mayor que 1 MV. También entran en este grupo los equipos que utilizan isótopos radioactivos como fuentes, los más utilizados son el cobalto 60 y el cesio 137, aunque el uso de este último no se recomienda en teleterapia y ha caído en desuso.

El espectro del haz de Co^{60} tiene dos picos, a 1,17 y a 1,33 MeV, dando una energía de fotón media de aproximadamente 1,25 MeV y considerando al haz de esta fuente monoenergético. Los haces de rayos X generan un espectro polienergético dado fundamentalmente por los fotones producidos por procesos de frenado. A estos haces se

los refiere con la energía máxima de dicho espectro en MV para fotones y MeV para electrones. A su vez evaluar la calidad del haz y su poder de penetración se utilizan índices de calidad como es el D20/10 para haces de fotones de megavoltaje y el HVL (half value layer o capa hemirreductora) para haces de baja y media energía. El factor de calidad D20/10 es el cociente de las funciones *PDD* evaluadas a 20 y 10 cm de profundidad respectivamente, para campo cuadrado de 10 cm de lado y *DFS*=100 cm. El factor HVL se define como el espesor material (Al o Cu) requerido para atenuar la intensidad de un haz a la mitad de su valor.

En este apunte sólo se describirán las características técnicas más importantes de los equipos de megavoltaje por ser los más utilizados.

La máquina de irradiación consta de diversas partes [6][8], en general se puede una máquina de irradiación está compuesta por la unidad de mando y el dispositivo de irradiación propiamente dicho. Este último está compuesto por el gantry (el cual monta al cabezal) y la camilla. El movimiento rotacional del gantry, junto a los movimientos de la camilla, tiene la función de hacer pasar el haz de irradiación por el volumen a tratar, según las especificaciones de la planificación.

El cabezal consiste de una gruesa capa de material de blindaje de alto peso atómico (Pb, W, o una aleación de ambos), y según se ve en la Fig. 9. Este contiene la fuente, el filtro aplanador, las cámaras de monitoreo (en el caso de Linacs), los colimadores primarios (fijos) y secundarios (móviles), y el sistema de luz localizadora de campo.

El filtro aplanador tiene la función de atenuar el haz en la parte central y en menor medida en la periferia, de uniformizar el haz sobre el plano perpendicular al eje del haz. Este filtro es generalmente de plomo, aunque el tungsteno, uranio, acero y aluminio o aleaciones de éstos también son utilizados. El filtro aplanador cumple la función de forma tal que la intensidad del haz en el sentido transversal sea uniforme.

Los sistemas de colimadores utilizan dos pares de mordazas de plomo, tungsteno o uranio los cuales proveen aperturas rectangulares que van desde 3x3 a 40x40 cm² proyectado a una distancia de 80 cm (Telecobaltoterapia) y 100 cm (Linac) desde la fuente. Para el caso de haces de electrones se agrega a lo expuesto un sistema de colimación auxiliar que se extiende hasta la piel del paciente, esto es debido al gran poder de dispersión que tiene los electrones.

Las cámaras monitoras que constan de diversas cámaras de ionización, se usan para monitorear la tasa de dosis, la dosis integrada y la simetría del haz. Ya que las cámaras están en un campo de alta intensidad de irradiación y que el haz es pulsado, es importante

asegurarse que la eficiencia de las cámaras permanece independiente de la tasa de dosis. Un voltaje de entre 300 y 1000 Volts es aplicado a través de los electrodos de las cámaras.

La definición del tamaño de campo es provista por el sistema de luz localizadora en el cabezal del equipo. Una combinación de espejos y una fuente de luz localizadas en el espacio entre las cámaras y las mordazas proyectan un haz de luz como si este fuera emitido desde la fuente. Los colimadores primarios son los encargados de eliminar la mayor cantidad de radiación que emite la fuente en direcciones distintas a la del haz clínico.

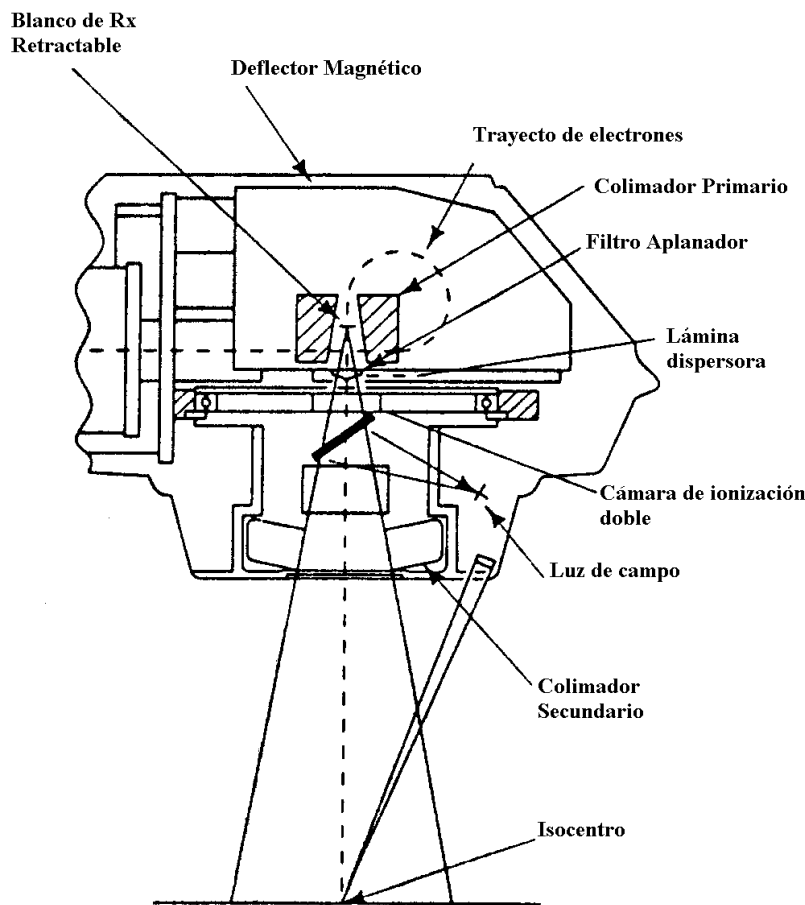


Fig. 9. Diagrama esquemático del cabezal de una máquina de irradiación.

La fuente puede ser de rayos X, electrones, o de rayos γ .

Fuente de Rayos γ Esta última es una fuente isotópica de Co^{60} producida al irradiar Co^{59} con neutrones en un reactor. La fuente o pastilla (Fig. 10), usualmente en la forma de cilindros (rods), discos o pallets, es doblemente encapsulada por acero inoxidable de forma tal de evitar cualquier fuga del material radiactivo. Una fuente típica tiene un diámetro de 1 a 2 cm y es contenida en el llamado "sourcehead" o cabezal de la fuente. Este consiste de

una cámara de acero rellena con plomo y un dispositivo que posiciona la pastilla en la ventana del cabezal (mirando al paciente) por donde el haz útil sale.



Fig. 10. Esquema de fuente de cobalto

Existen distintos métodos de movimiento de fuente, los arreglos más importantes se pueden ver en la Fig. 11. En el primero la fuente es montada en una rueda de algún metal pesado que puede ser rotado 180 grados para mover la fuente desde la posición “off” a la posición “on” tal como muestra la figura de abajo. En el otro arreglo la fuente es montada en un cilindro de metal pesado que se desplaza en forma horizontalmente para poner la pastilla en posición “on”. Generalmente estos dos sistemas son movidos neumáticamente. Todas las máquinas poseen un sistema a prueba de fallas que devuelve la pastilla a la posición “off” en caso de interrupción de la fuente de alimentación del equipo.

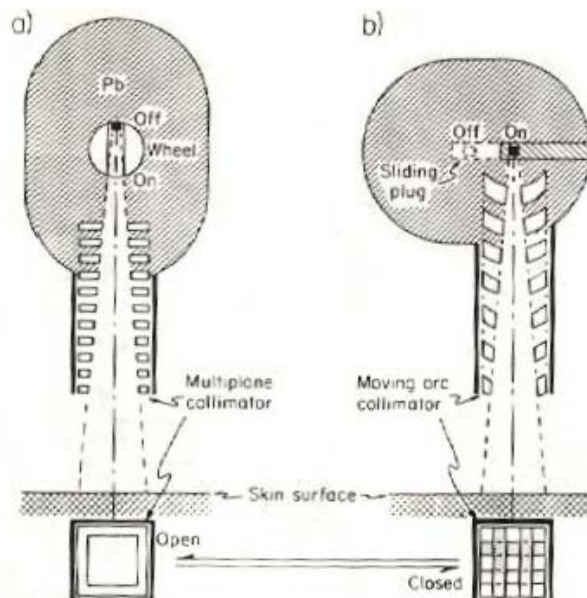


Fig. 11. Representación esquemática de los sistemas más comúnmente usados por las máquinas de isotópicas para posicionar la fuente.

Fuente de rayos x y electrones. Estos rayos son generados por la fuente del acelerador lineal [6]; ésta es un dispositivo que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas tales como electrones a altas energías a través de un tubo lineal. Posee un dispositivo que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas (en este caso electrones) a altas energías a lo largo de la estructura aceleradora. Un cañón de electrones inyecta un pulso de electrones en el tubo acelerador. Este tubo es una estructura de guía de ondas en el cual la energía es transferida a los electrones por los campos de radiofrecuencias suministrados por una fuente de microondas. El generador de microondas es generalmente un válvula llamada magnetrón, en algunos aceleradores de muy alta energía (>15MeV) se utilizan una válvula klystron (amplificador de microondas) lugar de magnetrón. La inyección de electrones y la radicación de microondas se producen en forma pulsante, de modo que los electrones de alta velocidad entran a la guía de ondas al mismo tiempo en que son energizados por las microondas. Tanto en la válvula magnetrón como en el klystron, se usa una gran corriente de electrones de energía relativamente baja para excitar oscilaciones en una serie de cavidades acopladas. La energía de estas cavidades pasa a la guía de ondas (también es una serie de cavidades acopladas) donde se usa para acelerar una pequeña corriente de electrones hasta energía muy altas. Se podría decir por lo tanto que el magnetrón o el klystron y la guía de ondas son, respectivamente, el primario y el secundario de un transformador bastante complejo.

La guía de onda consta de una serie de discos con separaciones crecientes entre ellos que forman las cavidades de la estructura aceleradora en la que se aplicó alto vacío. El tamaño de las cavidades y la frecuencia de microondas deben ser tales que el electrón es acelerado en el espacio entre cavidades; o sea que el campo eléctrico tiene la dirección correcta cuando el electrón sale de la cavidad. El electrón es transportado por la onda en forma análoga al deportista que viaja en la cresta de una ola. Los electrones son acelerados hasta velocidades cercanas a la de la luz en los primeros 30 cm de la guía. Cuando el haz de electrones emerge de la guía de ondas, es deflectado por un campo magnético y dirigido hacia el paciente (para haces de electrones) o a un blanco de alto número atómico como el tungsteno para producir rayos x por frenamiento (bremstrahlung). La eficiencia de producción aumenta rápidamente con la energía de los electrones incidente y por lo tanto sólo se requiere una corriente de agua refrigerante para controlar la temperatura del blanco. Para una dada energía de electrones, el espectro de rayos x producido depende del espesor y número atómico del blanco. La energía máxima de los rayos x es igual a la

energía del haz de rayos x e igual a la energía del haz de electrones incidentes, esta energía es la que caracteriza al haz. Finalmente el haz de fotones o electrones (según cada caso) entra al cabezal para ser dirigido hacia zona que se desee irradiar.

El haz de electrones de alta energía a su vez puede ser usado para tratar tumores superficiales, o puede ser dirigido para impactar en un blanco (ánodo) para producir rayos x y tratar tumor profundos.

El haz de electrones de alta energía puede, a su vez, ser usado para tratamiento superficial de tumores, o bien bombardear el blanco (generalmente W) y así producir los rayos X usados para tratamiento de lesiones profundas.

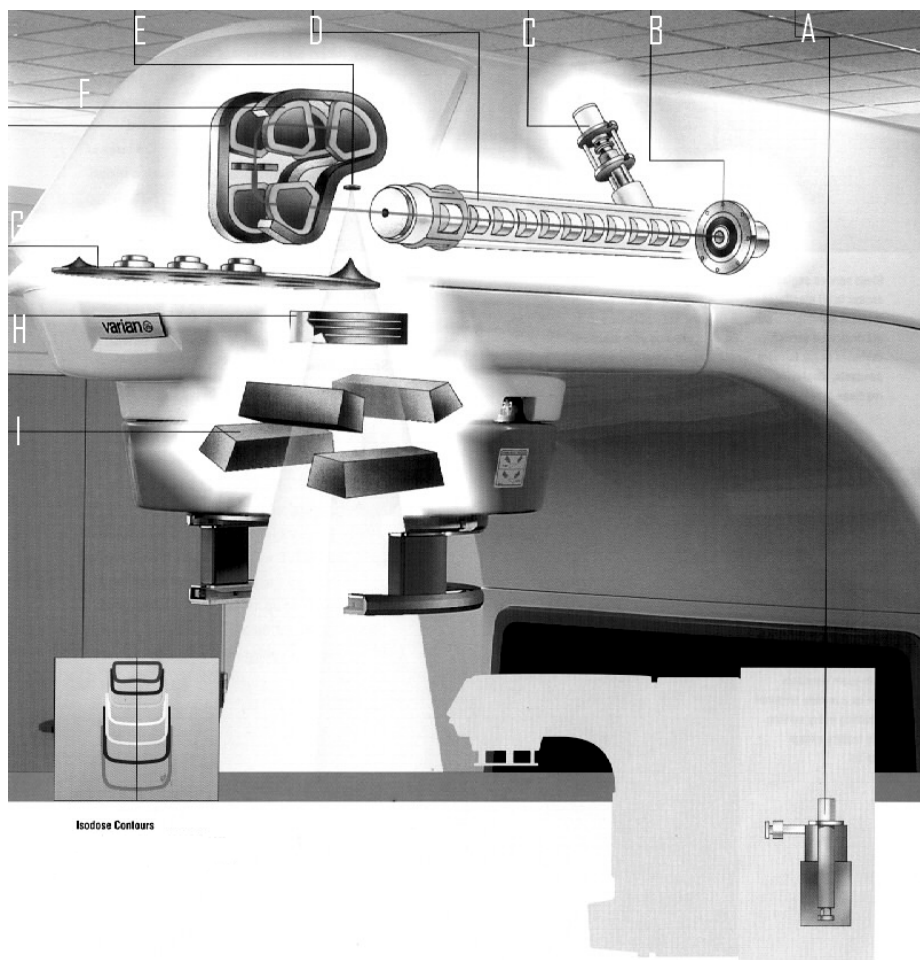


Fig. 12. Representación esquemática de un Linac. A: fuente de alimentación del Klystron. B: Cañón de electrones. C: Klystron. D: Guía aceleradora de onda. E:Blanco de Tunsteno. F:Magneto deflector de haz de e^- . G:Carrusel con filtros aplanadores (Rx) y láminas difusoras (e^-). H:Cámaras monitoras. I:Sistema de colimadores.

G. Métodos de cálculo de dosis.

La distribución de dosis en un fantoma o paciente generalmente se obtiene sumando las contribuciones de cada haz de irradiación. De esta manera el cálculo dosimétrico se

limita a predecir la dosis producida por un haz en ciertas condiciones dadas. Para el caso de teleterapia, dichas condiciones están relacionadas a las variables del equipo de irradiación en sí, a la geometría y composición del medio a irradiar, y a las variables que resultan de la combinación paciente-equipo. Dentro de las variables inherentes al equipo está el potencial de aceleración (como energía nominal)*, los materiales y geometría del cabezal y demás elementos del hardware. En cuanto al medio a irradiar éste puede tener cualquier forma y además presentar composición variable (medio heterogéneo). De acuerdo a como se disponga el paciente o fantoma en el equipo resultarán variables tales como distancia fuente superficie (*DFS*) a lo largo del eje de simetría del haz, tamaño y forma de campo en superficie y orientación del medio respecto del haz.

Para hacer una radioterapia exitosa, es necesario un alto grado de exactitud en la entrega de dosis al paciente y así conocer el tiempo en que el paciente está expuesto a la irradiación. Existen diversos pasos involucrados en la determinación exacta de la dosis entregada. El cálculo de la dosis en un punto específico del paciente es uno de estos pasos. Tal cálculo es llevado a cabo con algoritmos computacionales de planificación de tratamiento o con procedimientos manuales. Los primeros cuentan con un sistema de adquisición de datos dosimétricos, un sistema de adquisición y procesamiento de imágenes de pacientes, y algoritmos de cálculo y métodos de representación de distribuciones de curvas isodósicas para evaluar la dosis en todos los puntos del volumen irradiado. Respecto de los procedimientos de cálculos manuales, llamados así por la sencillez con que pueden ser ejecutados, utilizan funciones radioterápicas obtenidas de datos medidos y relacionándolas entre sí por medio de distintos algoritmos son capaces de predecir la dosis en algún punto de interés.

Si bien existen muchos formalismos de cálculo, se describirán sólo la técnica SSD y la técnica isocéntrica introducidas por Khan para cálculos en aceleradores lineales. Para conocer el tiempo de tratamiento de un paciente se parte conociendo la tasa de dosis en condiciones de referencia establecidas en la dosimetría absoluta y los factores (funciones radioterápicas) que afectan a esta tasa en cualquier otra condición distinta a la de referencia, estos factores son obtenidos en la dosimetría relativa. El formalismo DFS fija e isocéntrico son respectivamente:

* El potencial de aceleración para haces de fotones de alta energía está relacionado a la diferencia de potencial asociada a la energía cinética de los electrones acelerados y en unidades de mega voltios (MV).

$$Tpo = \frac{TD * 100}{k * (\%DD) * OF * (SSDfactor) * Fcuña * Fbandeja} \quad (3)$$

$$Tpo = \frac{TD}{k * TMR * OF * SADfactor * fcuña * fbandeja} \quad (4)$$

donde

Tpo (unidades de tiempo). Es el tiempo en unidades del equipo de irradiación en cuestión a las debe estar expuesto el paciente para que el punto a dosar reciba la dosis prescrita por el médico radioterapeuta.

TD (Gray). Es la dosis tumoral que prescribe el médico radioterapeuta.

K (Gray/unidades de tiempo). es la tasa de dosis medida en un punto dado que fuera establecido previamente como de referencia, esto es profundidad de referencia (d_{ref}), tamaño de campo de referencia (w_{ref}) y distancia fuente superficie de referencia (DFS_{ref}). Estas condiciones están en función del protocolo de calibración utilizado para llevar a cabo la dosimetría absoluta.

(%DD). Porcentaje de dosis en profundidad o $PDD(DFS, wd, d)$. Es una cantidad que expresa el porcentaje de dosis absorbida a cualquier profundidad respecto a la dosis absorbida a una profundidad de referencia a lo largo del eje central del haz, en un medio homogéneo (generalmente agua) [13, 15]. Se puede expresar como:

$$PDD(d, wp, DFS, E) = 100 \cdot \frac{D_d}{D_{ref}} \quad (5)$$

donde D_d es la dosis a profundidad d para un tamaño de campo proyectado en la superficie del fantoma (wp) y D_{ref} es la dosis a una profundidad de referencia conveniente y el mismo tamaño de campo en superficie, para una calidad del haz dada. Las variables en juego son la profundidad (d), el tamaño del campo, la distancia entre la fuente la superficie a irradiar (DFS) y la energía del haz a irradiar o calidad del haz (E).

El comportamiento del PDD depende de las siguientes variables:

Calidad del haz y profundidad. Cuando un fotón de alta energía penetra el paciente o el fantoma, son eyectados electrones de alta energía cinética tanto desde la superficie como las capas subyacentes. Cada uno de estos electrones termina de depositar toda su energía mediante los procesos descritos a una distancia significativa de su origen. Debido a lo mencionado la fluencia de electrones y por lo tanto la dosis generalmente aumentan hasta

alcanzar dicha distancia (d_{max}) la cual se conoce como zona de “buildup”. A partir de esta profundidad la fluencia empieza a disminuir por el frenado de los electrones generados en la superficie y la atenuación del haz de fotones por lo que la dosis también disminuye. Analizando la ecuación y teniendo en cuenta que la dosis a partir de la zona de “buildup” disminuye, se puede concluir que el *PDD* también disminuirá con la profundidad, tal como se puede apreciar en la Fig. 13 [6].

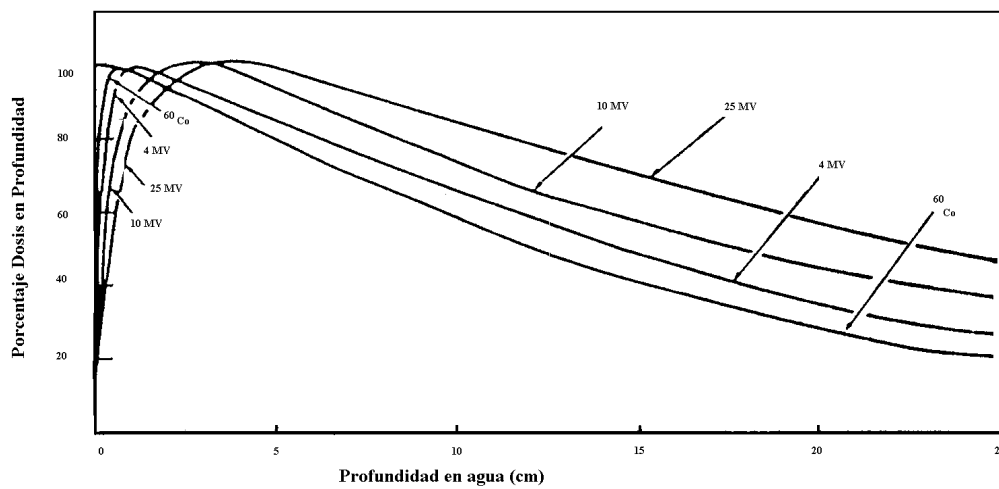


Fig. 13. Gráfica de los *PDD* en función de la profundidad para las distintas calidades de haz y campo de 10 x 10 cm².

El espesor de la zona de “buildup” aumenta a medida que los fotones son de mayor energía (por el consecuente mayor poder de penetración), con lo que d_{max} aumentará. Esto hace que a medida que la energía aumenta (manteniendo las otras variables constantes), el *PDD* también lo haga.

La Fig. 13 muestra como para haces de menor energía las curvas de *PDD* caen más rápidamente que las de alta energía, a medida que aumenta la profundidad.

Tamaño de campo. A medida que el área del campo aumenta, la dosis a una dada profundidad también lo hace. Esto se debe al incremento en la radiación dispersada en el medio por el incremento del volumen irradiado. El *PDD* aumenta primero rápidamente y

luego más lentamente a medida que el tamaño del campo se incrementa. La variación del PDD con el área depende también de la calidad del haz. Como muestra la Fig. 15 [8] a medida que la energía aumenta, las curvas de $PDDs$ para los distintos campos tienden a aproximarse unas con otras. Esto se debe a que la dispersión ocurre hacia adelante, en menor proporción en sentido lateral y aún menor hacia atrás a medida que la energía aumenta. La Fig. 14 [8] ilustra esta distribución angular de los fotones dispersados en función de la energía. Dichas distribuciones se obtienen a partir de las secciones eficaces de dispersión Compton calculada con la ecuación de Klein-Nishina [8].

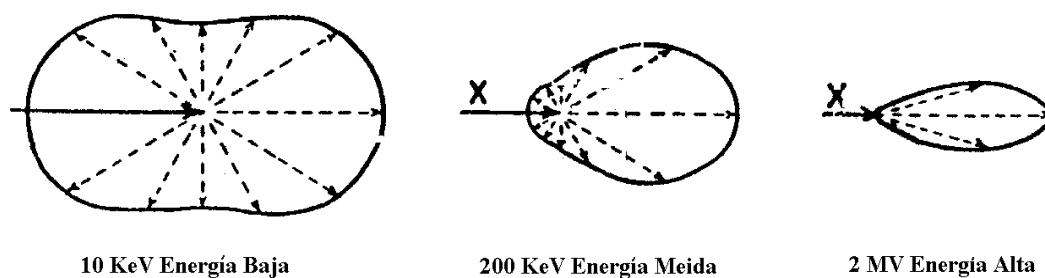


Fig. 14. Diagrama polar mostrando la distribución angular de la radiación dispersa para tres calidades de energías diferentes, calculada con la fórmula de Klein-Nishina. La equis sobre la recta indica que el haz de fotones corresponde a radiación X.

En general la variable tamaño de campo se define en la superficie del fantoma o paciente. Una particularidad que tiene esta función es que dada una forma de campo proyectada sobre la superficie, no depende de la distancia del sistema de colimación a la fuente; ésto es, un dado campo definido por los colimadores secundarios define un PDD similar al obtenido conformando el campo con bloques accesorios.

Distancia fuente superficie (DFS). Supongamos un haz de irradiación tal como se esquematiza en la Fig. 16 [8]. Sea SI una fuente de irradiación puntual, DFS la distancia fuente superficie, P y Q dos puntos sobre el eje central del haz separados a una distancia d . Si se colima el haz de forma tal de generar un campo de área A_p en un plano ortogonal al eje del haz y que contenga al punto P , se observa, por similitud de triángulos, que en un plano paralelo que contiene el punto Q el área de campo es

$$A_q = A_p \cdot \left(\frac{DFS + d}{DFS} \right)^2 \quad (6)$$

Si se desprecia la atenuación en el medio toda la radiación que pasa por el área Ap debe pasar por el área Aq , por consiguiente, la intensidad del haz, ésto es, partículas por unidad de área que pasan por el punto Q es

$$Iq = Ip \cdot \left(\frac{DFS}{DFS + d} \right)^2 \quad (7)$$

donde Iq e Ip representan la intensidad de haz en el punto Q y P , respectivamente. La ecuación (7) representa la ley del cuadrado de la distancia.

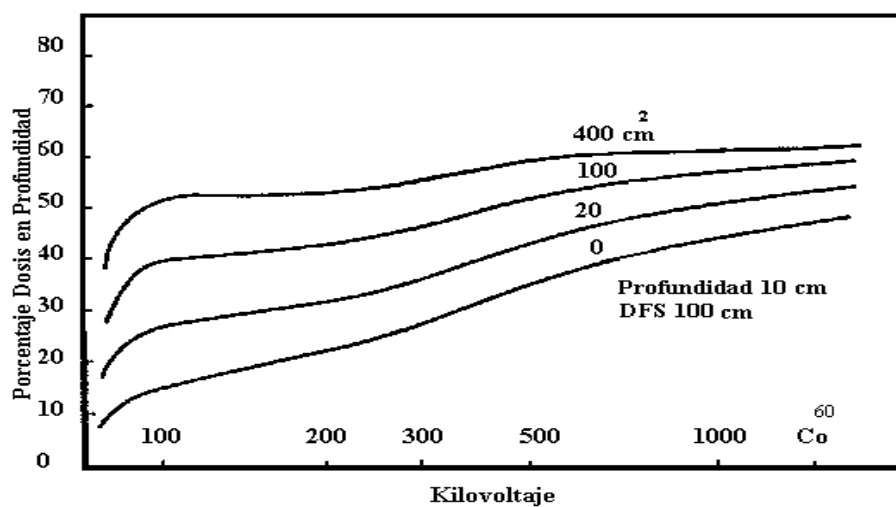


Fig. 15. Gráfica de PDD en función de la calidad de radiación para distintos tamaños de campo. La unidad en la que se expresan los tamaños de campo es cm^2 .

Si el haz es atenuado con un coeficiente lineal μ y se combinan estos dos efectos sin tener en cuenta los efectos en la zona de “buildup” y dispersión en fantoma, se obtiene:

$$\frac{Iq}{Ip} = 100 \cdot \left(\frac{DFS}{DFS + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu d} \quad (8)$$

Si se asume que la dosis en un punto es proporcional a la intensidad del haz, se observa en la ecuación 7 que el PDD aumenta con la DFS .

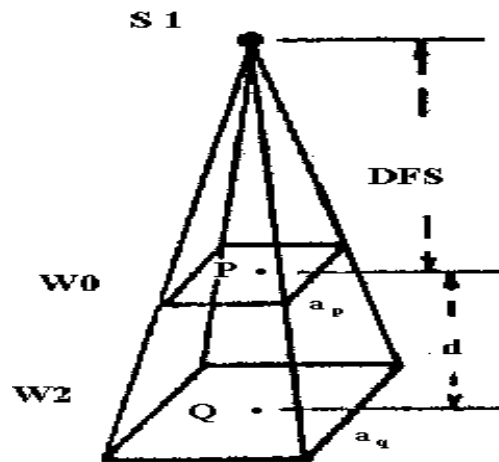


Fig. 16. Diagrama que ilustra la dependencia del porcentaje dosis profundidad para diferentes distancias fuente superficie.

La función *PDD* se determina experimentalmente para cada máquina de irradiación. Si bien esta función ha sido históricamente definida con profundidad de normalización correspondiente a la del máximo de dosis, d_{max} [6], los procedimientos modernos recomiendan una profundidad de normalización de 10 cm [9]. A esta profundidad se la denomina profundidad de referencia y es la que se usa en este trabajo. Esto soluciona el inconveniente que origina el cambio de d_{max} con el tamaño de campo.

Conocida la dosis en un punto con profundidad d_{ref} es posible predecirla a otra profundidad con la aplicación de la función *PDD* para las condiciones distancia fuente superficie, energía, tamaño y forma de campo dadas.

El establecimiento de la dosis absorbida en la profundidad de referencia exige el conocimiento de su dependencia con las variables tamaño de campo, forma de campo, distancia fuente superficie, medio irradiado, constitución del cabezal del equipo de irradiación y energía del haz. Respecto de esta última, para haces polienergéticos se asocia el espectro de energía con parámetros específicos tales como el megavoltaje asociado y/o el índice de calidad

TMR(d,wc). Tissue Maximum Ratios. Se define como la razón entre la dosis para un dado punto a una profundidad dada d y para un tamaño de campo wc y para una dada energía de haz de irradiación a lo largo del eje central D_d respecto de la dosis para la profundidad en donde la dosis es máxima para igual tamaño de campo y energía D_{ref} . (ver Fig. 17). Se puede expresar como

$$TMR(d, wd, E) = \frac{D_d}{D_{ref}} \quad (9)$$

El concepto de *TMR* está basado en asumir que la contribución de dispersión fraccional a la dosis en profundidad en un punto es independiente de la divergencia del haz y depende sólo del tamaño de campo en el punto y la profundidad del tejido subyacente. La Fig. 18 muestra datos de *TMR* para un haz de fotones de 10 MV. La curva para tamaño de campo de 0x0 muestra una abrupta caída con la profundidad causada enteramente por radiación primaria. Además también se puede ver como aumenta para iguales profundidad el *TMR* con el tamaño de campo, ésto se debe al incremento en la radiación dispersada en el medio por el incremento del volumen irradiado.

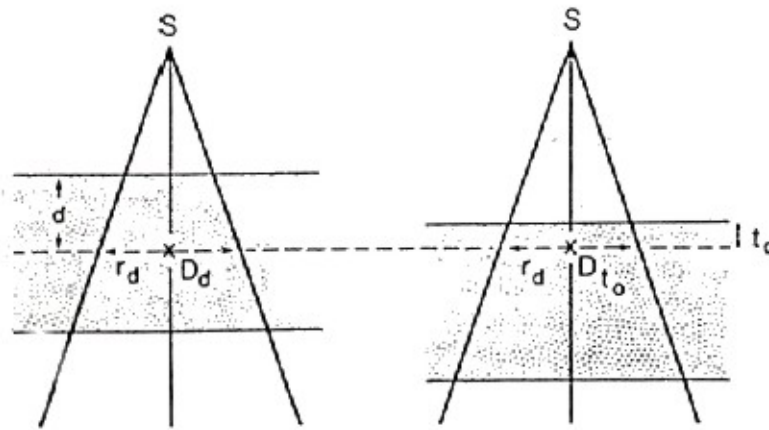


Fig. 17. Diagrama que ilustra las definiciones de tissue-maximum ratio (TMR). $TMR(d,wc)=D_d/D_{ref}$, donde D_d es la dosis para el tamaño de campo r_d y a la profundidad d y D_{ref} es la dosis para el tamaño de campo r_d a la profundidad t_0 (profundidad de dosis máxima). S es la fuente puntual.

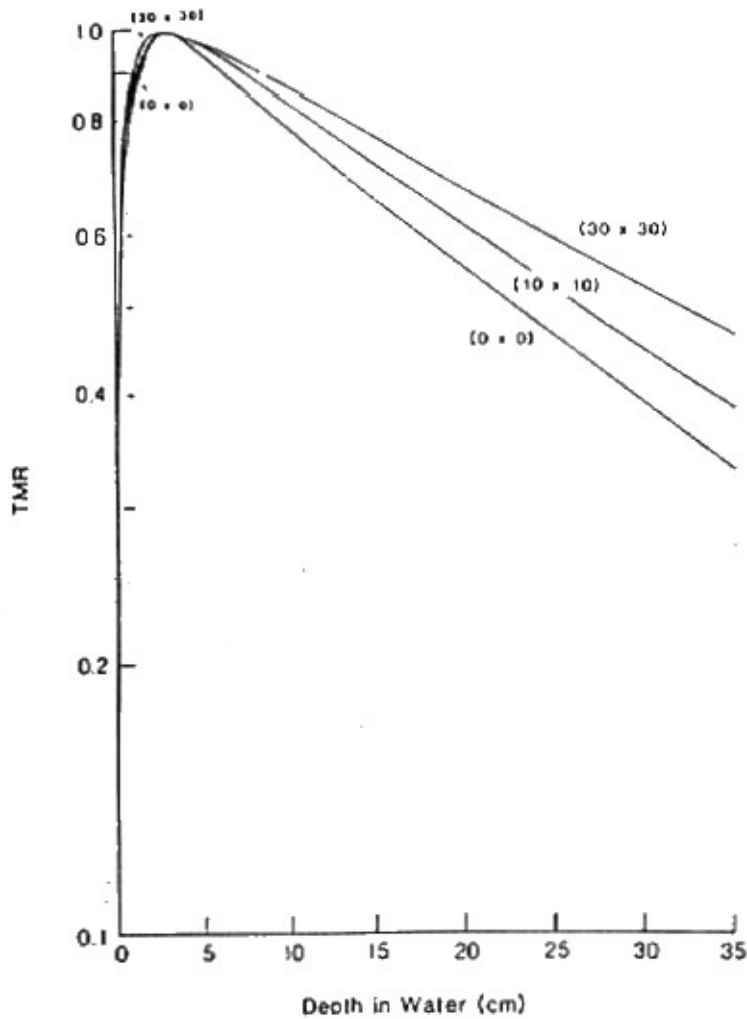


Fig. 18 Gráfica de TMR para un haz de rayos x de 10 MV en función de la profundidad para una selección dada de campos.

OF .Outup Factor o Factor de salida de campo. Esta es la función que describe el comportamiento de la dosis en la profundidad de referencia y en función de las variables mencionadas se denomina “factor de salida de campo”, también conocida como “output factor” [6, 8]. La mayoría de los métodos de cálculo exigen medirla a una *DFS* específica, para cada energía de haz por lo que estas variables se consideran fijas en su formulación

La función *OF* se define como [6][8]

$$OF[w_c, w_p] = \frac{D[w_c, w_p]}{D[10,10]} \quad (10)$$

donde w_c representa el tamaño y forma de campo definido por los colimadores secundarios (generalmente campos rectangulares) a una distancia de 80 cm (TCT) o 100 cm (Linac) desde la fuente y w_p representa el tamaño y forma del campo generado por un

sistema accesorio de colimación (bloques) evaluado en la superficie del fantoma o en isocentro. $D(wc, wp)$ representa la dosis en la profundidad de referencia y en eje central para los tamaños de campos wc y wp , y $D(10,10)$ la misma dosis pero para campo de referencia cuadrado y de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ cada uno. Normalmente se escoge una DFS de trabajo de 80 o 100 cm, además los campos tabulados son definidos por el sistema de colimación secundario de la unidad de tratamiento por lo que la función pasa a tener sólo como variable a wc .

El OF es una función que cuantifica como varía la dosis en un punto para un dado tamaño de haz por lo que a medida que el área o volumen que éste contemple la contribución de fotones dispersos en el medio es mayor al punto en cuestión y así el OF aumenta con el tamaño de campo.

El OF es medido al igual que todos los otros factores a una profundidad tal que la influencia de electrones contaminantes se haga despreciable. Si bien esta profundidad está en función del rango de los electrones involucrados se generaliza a 5 o 10 cm.

Fcuña y Fbandeja. Estos factores cuantifican la atenuación que sufre al haz al interponer en su camino una bandeja portabloques de conformación o una cuña compensadora.

SADfactor. Este factor corrige el rendimiento del haz por influencia de la atenuación por cuadrado de distancia o ley del cuadrado de distancia, ya discutida en el $\%DD$.

IV. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] International Atomic Energy Agency (IAEA), August 1998, Design and Implementation of a Radiotherapy Programme.
- [2] F H Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, 1ªEd (Wiley & Sons) USA, 1986.
- [3] American Association of Physicists in Medicine, Comprehensive Quality Assurance for Radiation Oncology (AAPM), Report 46, USA, 1994.
- [4] International Commission on Radiological Units and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy, ICRU Report 50. Bethesda, Maryland: ICRU, 1993.
- [5] International Commission on Radiological Units and Measurements. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X- or gamma-rays in radiotherapy procedures, ICRU Report 24. Bethesda, Maryland: ICRU, 1976.
- [6] F. M. Khan, The Physics of Radiation Therapy, 2nd edition, (Williams & Wilkins, Baltimore, 1994).
- [7] M. J. Day and E. G. Aird, "Central axis depth dose data for use in radiotherapy: 1996," Br. J. Radiol. Suppl. 25, 138-151 (1996).
- [8] H. E. Johns and J. R. Cunningham, The Physics of Radiology, 4th edition, (Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1983).
- [9] J. L. M. Venselaar, Accuracy of dose calculations in megavoltage photon beams, 1st edition, (Tilburg, The Netherlands, November 2000).
- [10] AAPM American Association of Physicists in Medicine. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Task Group 21. Med. Phys. 10 (1983) 741-771.
- [11] IAEA International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in photon and electron beams, Technical Report 277. IAEA, Vienna (1990).