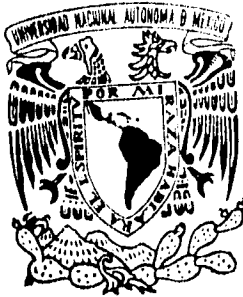


49
201
1



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

" MEDIDAS DE DEPOSITO DE ENERGIA
POR RAYOS X ENTRE 90 Y 300 kVp "

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

F I S I C O

P R E S E N T A

ALFONSO VERDIN TEJADA

DIRECTOR DE TESIS:

DRA. MARIA ESTER BRONFAN SIQUES

DIVISION DE ESTUDIOS PROFESIONALES



MEXICO, D.F. FACULTAD DE CIENCIAS 1996
SECCION ESCOLAR



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



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.



UNIVERSIDAD NACIONAL
AVENIDA DE
MEXICO

M. en C. Virginia Abrín Batule
Jefe de la División de Estudios Profesionales de la
Facultad de Ciencias
Presente

Comunicamos a usted que hemos revisado el trabajo de Tesis: "Medidas de depósito de energía por rayos X entre 90 y 300 kVp"

realizado por ALFONSO VERDIN TEJADA

con número de cuenta 7937120-1 , pasante de la carrera de Física

Dicho trabajo cuenta con nuestro voto aprobatorio.

Atentamente

Director de Tesis
Propietario DRA. MARIA ESTER BRANDAN SIQUES

Propietario DR. JORGE RICKARDS CAMPBELL

Propietario M. EN C. BEATRIZ ELIZABETH FUENTES MADARIAGA

Suplente DR. EUGENIO LEY KOO

Suplente M. EN C. ALICIA ZARZOSA PEREZ

Maria Ester Brandan

George Rickards

Eugenio Ley Koo

Roberto Alejandro Ruelas Mayorga

Consejo Departamental de Ética

DR. ROBERTO ALEJANDRO RUELAS MAYORGA

*Si piensas que estás vencido, lo estás;
si piensas que no te atreves, no lo harás;
si piensas que te gustaría ganar,
pero que no puedes, no lo lograrás;
si piensas que perderás, ya has perdido;
porque en el mundo encontrarás que el
éxito empieza con la voluntad del hombre.*

Este trabajo lo dedico con cariño a:

Mis PADRES,

*En especial a mi Madre, por todo su apoyo y comprensión, sin los
cuales difícilmente sería lo que ahora soy.*

Mi esposa ISELA
y Mi hija JESSICA,

Por su eterno amor y cariño hacia mi.

Mis hermanos,
AMERICA Y BENITO

*Quiénes en todos los momentos difíciles de mi vida han estado
conmigo.*

Mi tío ISAIAS TEJADA GUZMAN,
Mi padrino MACARIO ORTEGA GARCIA

Por su gran confianza hacia mi persona.

A todos mis primos.

Por los momentos compartidos en la vida.

MI agradecimiento sincero a las siguientes personas e instituciones que contribuyeron a la realización de este trabajo:

A la UNAM a quién le debo mi formación académica profesional.

Al Instituto Nacional de Cancerología, por el apoyo recibido para la realización de este trabajo.

A los integrantes del Departamento de Física del Instituto Nacional de Cancerología:

Fis. Miguel Angel Pérez Pastenes
Ing. Gabriel Resendiz González

Al Centro Estatal de Cancerología del Estado de Guerrero, en especial al Dr. Marco Antonio Terán Porcayo, Director.

Al jurado dictaminador de este trabajo:

DRA. MARIA ESTER BRANDAN SIQUES

DR. JORGE RICKARDS CAMPBELL

M.en.C. BEATRIZ ELIZBETH FUENTES MADARTAGA

DR. EUGENIO LEY KOO

M.en.C. ALICIA ZARZOSA PEREZ

por sus valiosas sugerencias.

I N D I C E

	Página
INTRODUCCION.	
CAPITULO 1.	
Conceptos Básicos.	
1.1 Producción de Rayos X	1
1.2 Propiedades de los Rayos X	3
1.3 Interacción de los Rayos X con la materia	3
1.3.1 Efecto Fotoeléctrico	3
1.3.2 Efecto Compton	3
1.3.3 Producción de Pares,	4
1.4 Atenuación de los Rayos X en la materia	4
1.5 Calidad de la radiación X	5
1.6 Factores que afectan la calidad de los Rayos X ..	7
1.6.1 Tensión	7
1.6.2 Filtros	7
1.7 Determinación de la dosis absorbida en aire y agua	8
1.7.1 Exposición	8
1.7.2 Equilibrio Electrónico	8
1.7.3 Kerma	9
1.7.4 Exposición y Kerma	10
1.7.5 Dosis Absorbida	10
CAPITULO 2.	
Depósito de Energía en Medios Dispersores.	
2.1 Geometría de la radiación dispersa y del porcentaje de dosis a profundidad dentro de un medio dispersor	12
2.2 Radiación Retrodispersada (Backscatter BSF) ...	13
2.3 Dependencia del Backscatter con respecto a la energía y tamaño de campo del haz	13
2.4 Distribución de dosis a profundidad	14
2.4.1 Porcentaje de dosis a profundidad (PDP)	14
2.4.2 Región de incremento de dosis inicial	15
2.4.3 Dependencia del PDP con respecto a la distancia fuente superficie (DFP)	16

	Página
2.5 determinación de la Dosis Absorbida utilizando una cámara de ionización	16
2.5.1 Teoría de Cavidades de Bragg-Gray	16
2.5.2 Cavidad de Bragg y Poder de Frenado	19

CAPITULO 3.

Características de la instrumentación utilizada para determinar la dosis absorbida en agua.

3.1 Cámara de Ionización Cilíndrica	22
3.1.2 Factor de Calibración de una cámara de ionización.	22
3.2 Características de una cámara de ionización y de factores de Corrección.	23
3.2.1 Volumen Sensible de la cámara de ionización	23
3.2.2 Espesor y material de la cámara de ionización ..	24
3.2.3 Respuesta en energía de la cámara de ionización	25
3.2.4 Recombinación de Iones	25
3.2.5 Corrección por Polaridad	25
3.2.6 Efectos de tallo	25
3.2.7 Corrección por condiciones ambientales	26
3.3 Electrómetro	26
3.4 Fantoma de Agua	27

CAPITULO 4.

Determinación de dosis absorbida en agua a través de los protocolos del ICRU 23 y el IAEA 277.

4.1 Protocolos de Calibración	28
4.2 Consideraciones para la determinación de la tasa de dosis depositada en aire y agua para el equipo de ortovoltaje	29
4.3 Protocolo del ICRU 23	30
4.3.1 Determinación de la tasa de dosis para rayos X generados por potenciales abajo de 150 kVp	31
4.3.2 Determinación de la tasa de dosis para rayos X generados por potenciales entre 150 y 400 kVp ..	32

	Página
4.4 Protocolo del IAEA 277	32
4.4.1 Determinación de la tasa de dosis para rayos X producidos por potenciales de 100 a 200 kVp	32
4.4.2 Determinación de la tasa de dosis para rayos X producidos por potenciales abajo de 100 kVp	33
CAPITULO 5.	
Determinación Experimental de la Tasa de Dosis para un equipo de Ortovoltaje.	
5.1 Equipo utilizado para la determinación de la tasa de dosis depositada en aire y agua	34
5.2 Arreglos experimentales utilizados en la determinación del depósito de energía en aire y agua	35
5.3 Análisis de los valores obtenidos de las tasas de dosis obtenidas para los dos protocolos	41
5.4 Análisis de las gráficas de porcentajes de dosis a profundidad obtenidas experimentalmente	55
CAPITULO 6.	
Estimación de la dosis en profundidad por medio del análisis del espectro de energía de rayos X.	
6.1 Espectro de emisión de equipos de rayos X	56
6.2 Factores que afectan el espectro de emisión de ... rayos X.	56
6.2.1 Influencia de la corriente de tubo.	57
6.2.2 Influencia del potencial del tubo.	58
6.2.3 Influencia de la filtración añadida.	59
6.2.4 Influencia del material del blanco.	59
6.3 Dosis absorbida en cualquier medio.	60
6.4 Cálculos de dosis en profundidad para un espectro de 100 kVp incidente sobre agua.	62
6.5 Análisis de los resultados obtenidos experimentalmente y con el modelo de atenuación ..	69
CAPITULO 7	
Conclusiones	71

Apéndice 1. Características de Operación del equipo de rayos X. Therapax 300.	73
Apéndice 2. Datos del Certificado de Calibración de la cámara de ionización PTW Freiburg.....	79
Apéndice 3. Datos experimentales para determinar la tasa de dosis con el protocolo ICRU 23 y IAEA	81
Apéndice 4. Resultados experimentales de porcentajes de dosis a profundidad.	92
Apéndice 5. Análisis del espectro de energía con un modelo simple de atenuación.	100
Bibliografía	109

INTRODUCCION.

Los equipos de rayos X de kilovoltaje convencional, es decir aquéllos con energías en el intervalo de 20 kVp a 500 kVp, siguen jugando un papel importante dentro del área de radioterapia, teniendo como ventaja su bajo costo y relativa simplicidad de diseño y operación. La terapia con rayos X puede ser dividida en diferentes áreas dependiendo del potencial acelerador, de manera que se pueden señalar algunas de ellas:

i) Rayos Granz, con intervalo de operación entre los 10 a 20 kVp.

ii) Terapia de Contacto, con intervalo de 40 a 50 kVp con distancias fuente superficie (DFS) de unos pocos centímetros. En este intervalo la disminución de dosis a profundidad es muy rápida y son útiles para profundidades de tratamiento de únicamente 1 a 2 cm.

iii) Terapia Superficial, cuyo intervalo oscila entre los 50 y 150 kVp. La DFS tiene un intervalo de 10 a 30 cm. La profundidad de tratamiento de lesiones es del orden de 5 mm de profundidad, liberando el haz inicial el 90 % por ciento de la dosis dada en la superficie.

iv) Terapia de Ortovoltaje, su intervalo de aplicación está entre los 150 y 500 kVp. La distancia de tratamiento son usualmente de 50 cm DFS, liberándose el 90 % por ciento de la dosis dentro de los 2 primeros centímetros desde la superficie.

Ahora bien el objetivo de esta tesis es determinar experimentalmente la tasa de dosis absorbida por material irradiado (agua) con rayos X generados con potenciales que van desde 90 a 300 kVp. Debido al interés clínico que existe en el depósito de energía con este tipo de radiaciones para tratar neoplasias malignas a nivel de la superficie corporal (piel) el Instituto Nacional de Cancerología adquiere un equipo de estas características, el cual es utilizado para realizar este trabajo.

Para lograr nuestro objetivo existen diferentes protocolos de calibración que sirven de guía para lograr la determinación de la tasa de dosis. En el presente trabajo se utilizará el protocolo del IAEA 277 (1987) y el reporte del ICRU 23 (1973). Ambos protocolos serán comparados en la práctica y se discutirán las ventajas de uno con respecto al otro; los resultados que estos protocolos arrojen serán aceptados en base a la verificación experimental de cada uno de ellos.

Finalmente se determinará experimentalmente el porcentaje de dosis a profundidad y se compararán los resultados con los cálculos teóricos de un modelo simple de atenuación para un caso en particular.

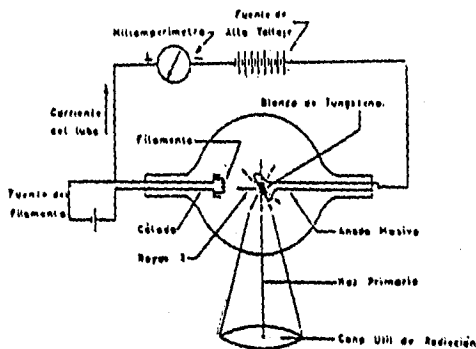
CAPITULO 1

Conceptos Básicos.

1.1 Producción de Rayos X.

Los aparatos de rayos X tienen tres partes fundamentales: el tubo de rayos X, la consola de control y la sección de alta tensión o generador. El tubo de rayos X consta de un cátodo y un ánodo, y dentro del cátodo se encuentra un filamento por el cual pasa una corriente eléctrica que hace que se caliente y emita electrones. A este fenómeno se le conoce como emisión termoiónica.

El ánodo es el lado positivo del tubo de rayos X y tiene tres características: recibe los electrones emitidos por el cátodo, proporciona soporte mecánico al blanco y es un buen conductor térmico; también el blanco es el área del ánodo con el que chocan los electrones procedentes del cátodo. La fig 1.1 ilustra las partes principales de un tubo de rayos X.



La figura 1.1 muestra las partes fundamentales de un tubo de rayos X.

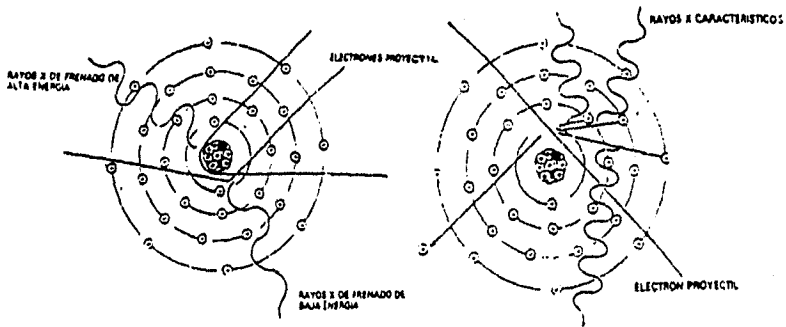
Los electrones que viajan desde el cátodo hasta el ánodo constituyen la corriente del tubo de rayos X, y cuando estos electrones chocan contra los átomos del metal pesado del blanco (generalmente de tungsteno) interaccionan con ellos y transfieren su energía cinética al blanco produciendo calor y rayos X.

La interacción de los electrones que llegan al ánodo se puede clasificar de tres maneras. La primera tiene que ver con la producción de calor, es decir, cuando los electrones provenientes del cátodo interaccionan con los electrones de la capa externa de los átomos del blanco. Estos no les transfieren energía suficiente para ionizarlos, sólo hacen que se trasladen a un nivel más alto de energía, volviendo a su estado de energía normal con emisión de radiación infrarroja.

La segunda interacción tiene que ver con la producción de rayos X característicos. Esta radiación se origina cuando los electrones provenientes del cátodo tienen la suficiente energía para ionizar a los electrones de las órbitas internas de los átomos del blanco; este tipo de interacción produce un hueco temporal en esa órbita hasta que un electrón de una órbita superior baja a ocupar ese hueco.

La transición de un electrón orbital desde una órbita externa hasta otra interna va acompañada por la emisión de un fotón de rayos X característico, el cual tiene una energía igual a la diferencia de las energías de la ligadura de los correspondientes electrones orbitales.

El tercer tipo de interacción se produce cuando los electrones provenientes del cátodo pierden su energía cinética al interaccionar con el campo electrostático del núcleo del átomo blanco, es decir, el electrón disminuye su velocidad y cambia de dirección, reapareciendo esa energía como fotones de radiación electromagnética. A este tipo de radiación se le conoce como rayos X de frenado o bremsstrahlung. La fig. 1.2 ilustra la producción de rayos X y rayos X característicos.



La fig. 1.2 muestra la producción de rayos X y de los rayos X característicos.

1.2 Propiedades de los Rayos X.

Todos los haces de rayos X usados en la práctica del diagnóstico y terapia son haces heterogéneos constituidos por componentes de bajas energías (rayos X blandos) y de altas energías (rayos X duros), siendo el espectro de la radiación continuo. Algunas propiedades de los rayos X son las siguientes:

- a. Gran poder de penetración en la materia.
- b. Pueden hacer que algunas sustancias emitan luz: efecto luminiscente.
- c. Producen cambios en las emulsiones fotográficas, cambio que se revela en un ennegrecimiento después del revelado: efecto fotográfico.
- d. Pueden ionizar los gases: efecto ionizante.
- e. Pueden producir cambios en los tejidos vivos: efecto biológico.

1.3 Interacción de los Rayos X con la Materia.

Las radiaciones electromagnéticas (rayos X o rayos gamma) interactúan indirectamente con la materia a través de los siguientes efectos: Efecto Fotoeléctrico, Efecto Compton y Producción de Pares.

1.3.1 Efecto Fotoeléctrico.

En este efecto el fotón interactúa con electrones más ligados al átomo o que se encuentran en las órbitas más internas. En el proceso una parte de la energía del fotón se utiliza para liberar al electrón, venciendo su energía de amarre y la otra parte de la energía se transfiere como energía cinética del electrón. La probabilidad de interacción fotoeléctrica resulta ser mayor cuanto más elevado es el número atómico y el efecto disminuye cuando la energía de los fotones aumenta.

1.3.2 Efecto Compton.

En este efecto el fotón interactúa con electrones menos ligados al átomo o que se encuentran en órbitas más exteriores. En el proceso parte de la energía del fotón incidente es absorbida por el electrón resultando un fotón de menor energía que el original, lo que se conoce como dispersión de la energía en el material.

La cantidad de energía que el fotón transfiere al electrón en la órbita, está determinada por la energía del mismo y por la geometría de la colisión. La atenuación Compton no depende del número atómico Z del absorbente, sino que depende, junto con la longitud de onda del fotón, del número de electrones por cm^3 del material (densidad electrónica). De ahí que los materiales densos dispersen más que los ligeros, pero como la absorción aumenta con la densidad más que la dispersión, la dispersión desciende en relación a la absorción al aumentar la densidad.

1.3.3 Producción de Pares.

Cuando un fotón con una energía superior a 1.02 MeV penetra en el campo electromagnético que rodea a un núcleo atómico, el fotón se convierte en un par electrón-positrón. Por tanto, en este proceso la energía se convierte en materia. La energía del fotón debe ser igual o mayor a 1.02 MeV y si el fotón que produce un par tiene una energía superior a 1.02 MeV el exceso de tal energía se transfiere al par electrón-positrón en forma de energía cinética.

Es evidente que este proceso tiene también un efecto atenuador sobre los rayos X durante su paso a través de la materia. La producción de pares aumenta con la energía de fotones y cuanto más alto es el número atómico, si bien algunos de los pares electrón-positrón pueden volver a convertirse en radiación electromagnética a través de un proceso de aniquilación.

1.4 Atenuación de los Rayos X en la Materia.

La atenuación de un haz de radiación al incidir sobre un material se lleva a cabo por dos mecanismos: dispersión y absorción. El primero involucra la interacción Compton y el segundo proceso involucra el efecto fotoeléctrico y la producción de pares.

Para poder cuantificar el fenómeno de atenuación es necesario manejar conceptos que involucren las propiedades físicas de los materiales al interactuar con la radiación electromagnética: el coeficiente de atenuación lineal total (μ), el coeficiente de atenuación másico (μ/ρ), el coeficiente másico de transferencia de energía, (μ_{tr}/ρ) y el coeficiente másico de absorción de energía (μ_{ab}/ρ).

El coeficiente de atenuación lineal total (μ) se define como la probabilidad que tiene un fotón de interactuar con el medio irradiado por unidad de longitud; éste valor depende de la energía de los fotones, del número atómico y de la densidad del material.

El fenómeno de atenuación es un proceso que sigue una ley del tipo exponencial, es decir, si se tiene un haz colimado de fotones monoenergéticos con intensidad inicial I_0 , después de atravesar un material de espesor x tendrá una intensidad I de fotones que salen del bloque dada por la siguiente ecuación:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad 1.1$$

La expresión anterior sólo es válida cuando se tienen condiciones de geometría de haz estrecho, es decir el haz de radiación incidente debe estar colimado y la fuente lo más alejada posible del detector, con el material atenuador colocado a la mitad de la distancia fuente-detector.

El coeficiente de atenuación másico (μ/ρ) es simplemente el resultado de dividir el coeficiente de atenuación lineal entre la densidad del material atenuador en cuestión. Otros coeficientes de importancia son:

El coeficiente másico de transferencia de energía (μ_{tr}/ρ), es la probabilidad por unidad de espesor, de que un fotón transfiera su energía a partículas cargadas secundarias tal como electrones.

El coeficiente másico de absorción de energía (μ_{en}/ρ), es el producto del coeficiente de transferencia de energía y $(1-g)$ donde g es la fracción de la energía de partículas cargadas secundarias que se pierde como bremsstrahlung en el material, entonces podemos escribir:

$$\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right) (1-g) \quad 1.2$$

Como muchas interacciones involucran tejido blando u otros materiales de baja Z , en la cual los electrones pierden casi toda su energía por colisiones ionizantes, la componente de bremsstrahlung es despreciable. Entonces $\mu_{en} = \mu_{tr}$ bajo esas condiciones.

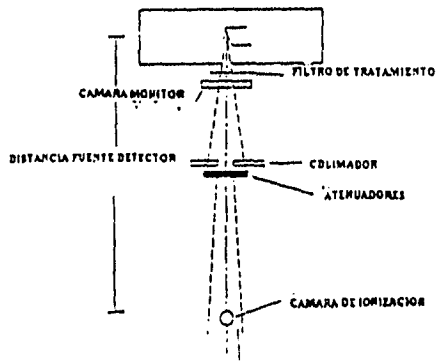
1.5 Calidad de la Radiación X.

La necesidad de especificar la "calidad" de la radiación procede de que los diferentes parámetros requeridos para la determinación de la dosis absorbida dependen de la energía del haz de fotones. Algunos de ellos son los coeficientes másicos de absorción de energía, poderes de frenado de electrones y factores de perturbación.

La capacidad de penetración de un haz de rayos X se denomina calidad de rayos X. La penetración se refiere a la capacidad del haz de rayos X para introducirse en la materia. La calidad de un haz de rayos X se identifica numéricamente mediante la Capa Hemirreductora (CHR). En lo que sigue de este trabajo se va a referir a la calidad del haz en términos de mm de Cu o de mm de Al y éste será el valor de la CHR del haz.

La Capa Hemirreductora es el espesor necesario de material atenuador para reducir la intensidad del haz de radiación a la mitad de su valor original. Para la determinación de la CHR experimentalmente es necesario utilizar un cierto número de condiciones de geometría de haz estrecho, la cual se obtiene al colocar el material atenuante a una distancia que se encuentra a la mitad de la fuente de radiación y de la cámara de ionización, se recomienda una distancia de 100 cm entre fuente y cámara de ionización.

Lo anterior permite que la cámara de ionización esté a unos 50 cm de los materiales atenuantes y evite contribución a la lectura de la tasa de exposición debido a la radiación dispersa desde los atenuadores. Además, para minimizar la radiación dispersa se reduce el tamaño de campo, aunque debe ser lo suficientemente grande de manera que se pueda irradiar perfectamente la cámara de ionización. La fig. 1.3 muestra el esquema experimental para determinar la CHR.



La figura 1.3 muestra el arreglo experimental para determinar la Capa Hemirreductora CHR.

Finalmente, para obtener la CHR se grafica en papel semilogarítmico el espesor de atenuadores colocados (en el eje X) contra la tasa de exposición obtenida por la cámara de ionización (en el eje Y) y se determina sobre el eje "Y" la intensidad de rayos X igual a la mitad de la inicial; se traza una recta paralela al eje "X" desde el punto anteriormente identificado hasta que corte la curva del gráfico y de ahí se traza una vertical hasta que corte con el eje "X": el valor que se lee sobre el eje X será el valor de la CHR.

1.6 Factores que afectan la calidad de los Rayos X.

La calidad de un haz de rayos X está identificada numéricamente con la CHR, pero este valor puede ser afectado por la tensión de funcionamiento del tubo y la filtración del haz útil. Por tanto la calidad del haz de rayos X está influida por la filtración y tensión utilizadas.

1.6.1 Tensión (kVp).

Al aumentar la tensión también lo hace la penetración y por tanto el valor de la CHR. Un aumento de la tensión desplaza el espectro de emisión del haz de rayos X hacia la banda de alta energía, lo que incrementa la energía efectiva del haz y su penetración. La energía máxima que puede tener un rayo X es numéricamente igual a la tensión de pico de operación, de ahí la denominación kVp (del vocablo peak, pico o máximo). En el capítulo 6 se verá más con detalle todo lo referente al espectro de los rayos X.

1.6.2 Filtros.

Los tubos de rayos X para terapia normalmente operan con filtros metálicos externos colocados entre los colimadores para modificar la calidad del haz de radiación, estos filtros eliminan los fotones de baja energía que en nada contribuyen al tratamiento del paciente ocasionando únicamente sobre-exposición a tejidos superficiales.

La selección del material de los filtros deberá permitir el "endurecimiento" del haz sin disminuir considerablemente la intensidad del haz. Lo anterior depende del número atómico Z del filtro, en general los materiales con alta Z son eficientes para endurecer el haz de radiación sin reducir apreciablemente la intensidad del mismo.

Para rayos X de energías menores de 100 kVp se utilizan filtros de baja Z como el aluminio²⁷ y con energías superiores a 100 kVp son necesarios filtros compuestos para remover los rayos X característicos de filtros de baja Z.

1.7 Determinación de la dosis absorbida en aire y agua.

Para poder determinar la dosis absorbida en aire y agua será necesario entender otros conceptos relacionados, como el de exposición, equilibrio electrónico y Kerma.

1.7.1 Exposición.

La exposición en un determinado volumen de aire dV y de masa dm , cuando un haz de rayos X incide sobre éste, será la carga eléctrica dQ liberada de un signo (γ , β sean iones positivos o negativos) y la relación se escribe como

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad 1.3$$

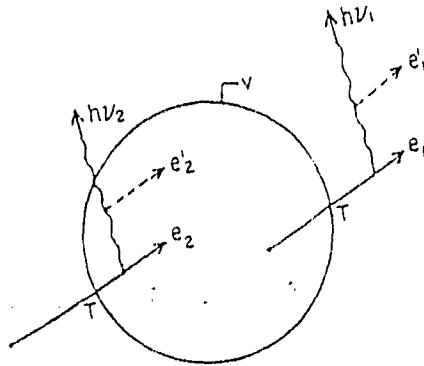
La unidad de la exposición es el coulomb/kg, aunque todavía es utilizado el Roentgen (R), cuya equivalencia con la unidad anterior es : $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$. Es necesario mencionar que este concepto sólo se aplica a radiación electromagnética con energía menor de 3 MeV.

1.7.2 Equilibrio Electrónico.

El equilibrio electrónico existe dentro de un volumen V , si para cada electrón con una energía dada que sale de dicho volumen existirá otro electrón con la misma energía que entra al mismo volumen. La exposición y el equilibrio electrónico guardan la siguiente relación:

Si existe equilibrio electrónico dentro de una masa dm de aire de volumen dV y que es irradiada con un haz de fotones de energía menor de 3 MeV, cada electrón con energía cinética T que salga de V se verá compensado por un electrón con la misma energía entrando a V .

Así toda la ionización dentro de V es generada por los electrones entrantes, donde la medida de esta carga y su cociente entre la masa del aire es equivalente a la medida de la exposición promedio dentro de V . De la figura 1.4 podemos ver que si existe equilibrio electrónico el electrón e_1 debe salir del volumen V con una energía cinética T igual a la energía con que entra el electrón e_1 , donde si el electrón e_1 emite un rayo X de frenado con energía $h\nu_1$, el electrón e_2 debe también emitir otro rayo X con energía $h\nu_1$, pero para que el equilibrio electrónico permanezca, el rayo X con energía $h\nu_1$ debe salir del volumen V sin producir otro electrón secundario e_2 .



La figura 1.4 ilustra el concepto de equilibrio electrónico.

1.7.3 Kerma.

El kerma es el valor promedio esperado de la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo la energía por pérdidas radiativas, pero excluyendo la energía transferida de una partícula en otra. La expresión matemática para el kerma será:

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

donde dE_{tr} es la suma de la energía cinética inicial de todas las partículas cargadas ionizantes liberadas por partículas no cargadas en un material de masa dm .

Para un haz de fotones que atraviesan un medio, el kerma en un punto es directamente proporcional a la fluencia de energía y está dada por:

$$K = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad 1.5$$

Como el kerma se puede dividir en dos partes, kerma de colisión (K^{col}) si la energía se gasta en excitación o ionización y kerma radiativo (K^{rad}) si la energía se gasta en producir fotones de donde podemos escribir:

$$K = K^{col} + K^{rad} \quad 1.6$$

con ambas partes definidas como sigue^{1,1}:

$$K^{col} = \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad 1.7$$

y

$$K^{rad} = \psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \left(\frac{g}{1-g} \right) \quad 1.8$$

1.7.4 Exposición y Kerma.

La exposición es la ionización equivalente del kerma de colisión (K^{col}) en aire. La exposición puede ser calculada a partir del K^{col} por conocimiento de la carga de iones producida por unidad de energía depositada por los fotones. Entonces tenemos que la exposición es:

$$X = (K^{col})_{aire} (e/\bar{W}) \quad 1.9$$

de donde ^{1,1}:

$$X = \psi_{aire} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire} (e/\bar{W})_{aire} \quad 1.10$$

1.7.5 Dosis absorbida.

La dosis absorbida por un elemento finito de volumen dV será el valor esperado de la energía impartida por la radiación en el medio irradiado por unidad de masa. Matemáticamente se puede expresar como^{1,1,1,1}:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad 1.11$$

donde, $d\bar{E}$, es la diferencia entre las energías de las partículas cargadas y no cargadas que entran y salen de dV .

La unidad de la dosis absorbida es el gray (Gy), donde, 1 Gy = 1 Joule/kg.

Sóloamente bajo condiciones de equilibrio electrónico la dosis absorbida será igual al kerma de colisión, es decir $D = K^{col}$.

Una vez que hemos llegado a este punto, podemos calcular la dosis que se deposita en un elemento finito de aire como resultado de una exposición X. Si se satisface la condición de equilibrio electrónico, en este volumen de aire podemos establecer lo siguiente^{1,11}:

$$D_{\text{aire}} = X(\bar{W}/e)_{\text{aire}} \quad 1.12$$

donde la Exposición X está dada en C/Kg, la expresión $(\bar{W}/e)_{\text{aire}}$ tiene unidades de J/C y la Dosis en Gy.

El factor \bar{W} es la energía promedio que se necesita para producir un par iónico en un gas, este factor no toma en cuenta la energía gastada por pérdidas radiativas, ni los pares iónicos formados por interacciones de los fotones generados como consecuencia de estas pérdidas radiativas (bremsstrahlung), con los átomos del medio.

Para aire seco tenemos que $\bar{W} = 33.97$ eV/pair iónico^{1,11}, entonces el cociente de $(\bar{W}/e)_{\text{aire}} = 33.97$ J/C. Esto significa que para el aire seco es necesario tener, en promedio, una energía de 33.97 joules para liberar una carga eléctrica igual a 1 coulomb, sin tener pérdidas radiativas.

Si la dosis en aire se expresa en rads y la exposición en Roentgens la expresión para la dosis en aire queda:

$$D_{\text{aire}} = 0.876X \quad 1.13$$

lo anterior es válido sólo si existe equilibrio electrónico.

La exposición y la dosis absorbida en agua están relacionadas por la siguiente expresión^{1,11}:

$$D_{\text{agua}} = X(\bar{W}/e)_{\text{aire}} (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, aire}} \quad 1.14$$

donde,

D_{agua} es la dosis absorbida en agua,

$(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, aire}}$ es el cociente de los coeficientes másicos de absorción de energía entre agua y aire promediado sobre el espectro de fotones.

Si se utiliza el Kerma en aire para encontrar la dosis absorbida la expresión estará dada por^{1,11}:

$$D_{\text{agua}} = K(1-g) (\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{agua, aire}} \quad 1.15$$

donde,

K es el kerma en aire y, g es la corrección debido al bremsstrahlung perdido; para bajas energías $g = 0$.

CAPITULO 2

Depósito de Energía en Medios Dispersores.

2.1 Geometría de la radiación dispersa y del porcentaje de dosis a profundidad dentro de un medio dispersor.

Cuando un haz de rayos X incide sobre un medio dispersor tal como tejido corporal o agua, la radiación es absorbida y dispersada por los procesos descritos en el capítulo anterior. En la figura 2.1 que se muestra a continuación, el punto P1 sobre un medio dispersor tal como agua, recibe radiación primaria no atenuada más la radiación dispersa desde la mitad del ángulo sólido alrededor de P1. El punto Q a la profundidad d recibe radiación primaria atenuada, más la radiación dispersa de todas direcciones.

Ahora bien, es posible montar un sistema de medición experimental de manera que se pueda determinar la dosis absorbida en cualquier punto dentro del medio dispersor; estas medidas involucran los conceptos de radiación retrodispersada (backscatter, BSF), porcentaje de dosis a profundidad (DDP) y funciones de dispersión, los cuales serán discutidos a continuación.

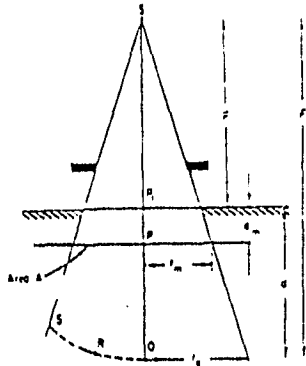


Figura 2.1 Diagrama que ilustra la geometría de la radiación retrodispersada y el porcentaje de dosis a profundidad.

2.2 Radiación Retrodispersada (Backscatter BSF).

Los efectos de la radiación dispersa son muy significativos para haces de rayos X producidos en el intervalo del kilovoltaje pico utilizado en radiodiagnóstico y terapia. La radiación retrodispersada es un parámetro que cuantifica el incremento de la dosis de radiación en la superficie de un medio dispersor como agua o tejido.

El BSF está definido como el cociente de una cantidad de radiación en un punto de referencia sobre la superficie del medio dispersor y sobre el eje central del haz, a la cantidad equivalente en la misma posición pero sin el medio dispersor.

Experimentalmente el BSF puede obtenerse al determinar el cociente de exposición o de kerma en aire usando la siguiente relación:

$$BSF = \frac{[X(\frac{\mu}{\rho})_{\text{agua,aire}}]_{\text{fotone}}}{[X(\frac{\mu}{\rho})_{\text{agua,aire}}]_{\text{aire}}} \quad 2.1$$

X es la exposición y $(\mu/\rho)_{\text{agua,aire}}$ es el cociente del coeficiente de absorción másico promediado para agua y aire.

2.3 Dependencia de la radiación dispersada con respecto a la energía y tamaño de campo del haz.

La dependencia del BSF con respecto a la calidad de la radiación es una función complicada. Para rayos X de bajas energías, la dispersión de fotones emerge en la misma dirección del haz y también hacia atrás, lo cual contribuye a pequeños incrementos del BSF, para pequeños tamaños de campo. De la figura 2.2 podemos observar que el BSF tiende a un máximo conforme aumenta la calidad del haz entre 0.6 y 0.8 mm de Cu, dependiendo también del tamaño de campo.

Cuando la energía de los fotones aumenta, allí está una gran tendencia de los fotones para ser dispersados en la misma dirección frontal del haz, lo cual tiende a disminuir el BSF. Finalmente a muy alta calidad (10 mm de Cu), todos los fotones son dispersados en la misma dirección del haz y el BSF se hace muy pequeño. (Ver figura 2.2).

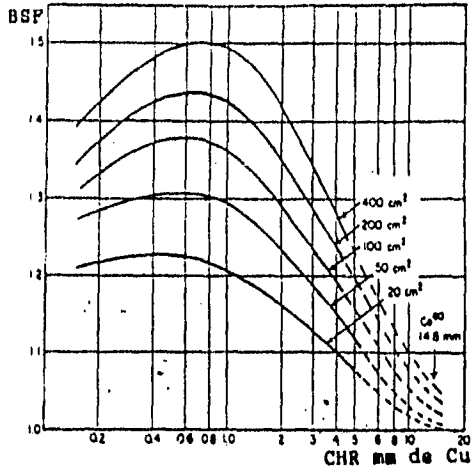


Figura 2.2 Variación del factor de retrodispersión BSP con la calidad de la radiación para un número de tamaños de campo.

2.4 Distribución de dosis a profundidad.

Cuando un haz de fotones incide sobre un medio dispersor tal como agua, la dosis absorbida varía con la profundidad, la energía del haz, tamaño de campo y distancia desde la fuente a la superficie.

2.4.1 Porcentaje de dosis a profundidad. (PDP).

Un camino para caracterizar la distribución de dosis sobre el eje central es normalizar la dosis en profundidad con respecto a la dosis a una profundidad de referencia. El PDP puede ser definido como el cociente expresado como un porcentaje de la dosis absorbida a cualquier profundidad d a la dosis absorbida en una profundidad de referencia fija d_0 a lo largo del eje central del haz. Entonces podemos escribir:

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \cdot (100) \quad 2.2$$

Para rayos X en el intervalo de 90 kVp hasta 300 kVp la profundidad de referencia es usualmente la superficie, $d_0 = 0$. Para altas energías la profundidad de referencia es situada en la posición de el máximo de dosis absorbida es decir $d_0 = d_{max}$. En la práctica clínica, el máximo de dosis absorbida sobre el eje central es llamada la dosis máxima, D_{max} . Entonces:

$$D_{max} = \frac{D_d}{P} \cdot (100) \quad 2.3$$

2.4.2 Región de incremento de dosis inicial.

Como se ve en la figura 2.3 el PDP decrece con la profundidad más allá de la profundidad de dosis máxima. También se puede ver que existe un incremento de la dosis inicial (build up) el cual será más pronunciado cuando la energía es aumentada.

En el caso de rayos X de bajas energías (90 a 300 kVp) no hay región de incremento, es decir, la máxima dosis se encuentra en superficie. Esto se explica como sigue:

a. Cuando los haces de fotones de alta energía entran al medio irradiado, los electrones son liberados con gran velocidad, siendo expulsados desde la superficie y las capas subsecuentes.

b. Estos electrones depositan su energía a una distancia determinada a partir de su lugar de origen.

c. De los dos incisos anteriores, la fluencia de electrones y de aquí la dosis absorbida, incrementa con la profundidad hasta que alcanza un máximo. Sin embargo la fluencia de energía de fotones continuamente decrece con la profundidad y como resultado, la producción de electrones también decrece con la profundidad. El efecto neto es que más allá de una cierta profundidad la dosis eventualmente empieza a decrecer.

De los tres puntos anteriores se puede explicar el fenómeno del build up en términos de dosis absorbida y del kerma. El kerma, como se vio anteriormente, representa la energía transferida de fotones hacia los electrones. El Kerma es máximo en la superficie y decrece con la profundidad por el decremento en la fluencia de energía de los fotones. (Ver figura 2.3)

Dosis Absorbida y Kerma

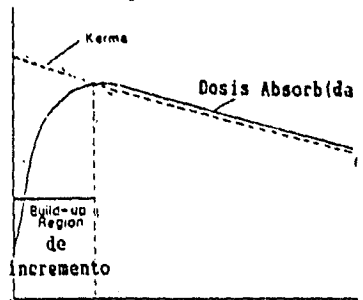


Figura 2.3 Gráfica esquemática de la dosis absorbida y el kerma de colisión como función de la profundidad.

La dosis absorbida primero aumenta con la profundidad, como se puede ver de la figura 2.3. Este incremento es debido a la alta velocidad de los electrones expulsados en diferentes profundidades que viajan hacia adentro del medio dispersor. Como resultado se tiene un incremento (build up) electrónico con la profundidad.

Sin embargo, como la dosis depende de la fluencia electrónica, ésta alcanza un máximo en una profundidad aproximadamente igual al alcance de electrones en el medio. Más allá de esta profundidad la dosis decrece así como el kerma, resultando en una disminución de la producción de electrones secundarios y de aquí un decremento neto en la fluencia de electrones.

2.4.3 Dependencia del PDP con respecto a la distancia fuente superficie (DFS).

En la fig. 2.1 se muestra cómo el porcentaje de dosis a profundidad depende de manera algo complicada de la distancia fuente superficie, F. Si la radiación primaria es la única contribución, la dosis D_d en un punto Q a cualquier profundidad d cm abajo de la superficie del medio dispersor deberá estar relacionada a la dosis D_s en el punto de referencia P, a una distancia $d_1 < d$ abajo de la superficie, por la siguiente relación:

$$D_d = D_s \cdot e^{-\mu(d-d_1)} \left[\frac{(F+d_1)}{(F+d)} \right]^2 \quad 2.4$$

donde μ es el coeficiente de atenuación (en cm^{-1}) y el término de la exponencial da la atenuación de la radiación que pasa a través de $(d-d_1)$ cm de un medio dispersor. El segundo término da la reducción por la ley del inverso cuadrado; resalta el hecho que los puntos P y Q son respectivamente $(F+d_1)$ y $(F+d)$ cm desde la fuente, (ver la figura 2.1). Usando la ec. 2.2 y 2.4, el porcentaje de dosis es:

$$P(I_s, d, F, K_s) = 100 \cdot e^{-\mu(d-d_1)} \cdot \left[\frac{(F+d_1)}{(F+d)} \right]^2 \cdot K_s \quad 2.5$$

donde K_s es el factor de dispersión.

2.5 Determinación de la Dosis Absorbida utilizando una cámara de ionización.

2.5.1 Teoría de Cavidades de Bragg-Gray.

Para determinar la dosis absorbida en un medio dispersor como agua utilizando una cámara de ionización, es necesario utilizar la teoría de cavidades de Bragg-Gray. Si tenemos un medio que es irradiado por un haz de fotones como el que se muestra en la figura 2.4, se producirán electrones con una determinada energía; estos electrones viajarán a través del medio dispersor depositando su energía y provocando más ionizaciones.

Si se produce una pequeña cavidad en el medio y se llena de gas, los electrones generados en el medio producirán ionización en el gas originando absorción de energía en el mismo. Si se colecta la carga generada en el gas y se conoce la energía necesaria para producir un par de iones, la dosis absorbida por el gas estará dada por la relación:

$$D_{gas} = J_{gas} (\bar{W}/e) \quad 2.6$$

donde:

D_{gas} = dosis absorbida por el gas en la cavidad
(energía/ unidad de masa)

J_{gas} = número de pares de iones creados por unidad de masa del gas dentro de la cavidad.

\bar{W}/e = energía promedio para formar un par de iones.

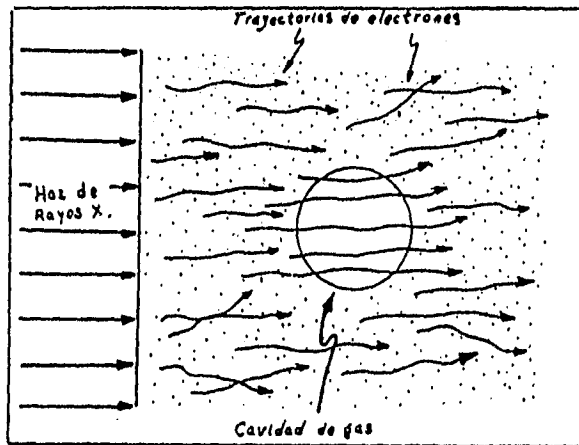


Figura 2.4 La figura muestra una cavidad de gas dentro de un medio homogéneo que es irradiada por un flujo de electrones.

La ecuación anterior da la energía transferida al gas en la cavidad y lo que se busca es la dosis absorbida en el medio que rodea el gas y que es expuesta a la misma fluencia de electrones. Como la cavidad se supone tan pequeña que no afecta el espectro de electrones, el gas de la cavidad tendrá la misma fluencia de electrones que la pared, entonces podemos escribir:

$$\frac{D_{pared}}{D_{gas}} = \frac{\int_{E_{min}}^{E_{max}} \left(\frac{d\Phi(E)}{dE} \right)_{pared} S_{ion}(E)_{pared} dE}{\int_{E_{min}}^{E_{max}} \left(\frac{d\Phi(E)}{dE} \right)_{pared} S_{ion}(E)_{gas} dE} = \left(\frac{\bar{S}}{Q} \right)_{pared} \quad 2.7$$

donde,

$d\Phi/dE$

representa el espectro de la fluencia de electrones, es decir el número de electrones por intervalo de MeV con energía E que cruzan por unidad de área y tiene unidades de $(\text{MeV cm}^2)^{-1}$.

S_{ion} es el poder de frenado másico dado por $S_{ion} = 1/Q \cdot (dE/dl)_{ion}$ y representa la pérdida de energía por unidad de espesor, y tiene unidades de $\text{MeV cm}^2/\text{gr}$.

$(\bar{S}/Q)_{pared}$
 $(\bar{S}/Q)_{gas}$

Se le conoce como el cociente promedio del poder de frenado y representa el cociente de las dos integrales y la barra significa que está promediado sobre el espectro de fotones y de electrones en el medio. Ambas integrales involucran la fluencia de electrones en la pared, y lo único que cambia es el poder de frenado másico.

E_{max} es la máxima energía de los electrones secundarios.

E_{min} es la energía de un electrón que cruza la cavidad.

Finalmente, a partir de 2.6 y 2.7, se puede escribir la siguiente ecuación para determinar la dosis en la pared (medio):

$$D_{med} = J_{gas} \left(\frac{W}{e} \right) \left(\frac{\bar{S}}{Q} \right)_{gas}^{medio} \quad 2.8$$

El producto de $J_{gas}(W/e)$ es la energía absorbida por unidad de masa de la cavidad de gas.

2.5.2 Cavity de Bragg y Poder de Frenado.

Para poder determinar la dosis absorbida utilizando una cavity de Bragg se deben tener las siguientes características:

1. La cavity de gas debe encontrarse dentro de un medio homogéneo.
2. Debe ser lo bastante pequeña para no perturbar:
 - la fluencia de fotones o electrones
 - al espectro de fotones o electrones
3. Debe ser lo bastante grande para que toda la energía de los - electrones secundarios sea completamente absorbida dentro del gas.

Las características mencionadas anteriormente aparentemente nos llevan a una paradoja, que es resuelta por el formalismo de Spencer-Attix de la siguiente manera: se debe considerar al espectro de electrones formado por dos componentes, una rápida y otra lenta, donde,

Componente Rápida:

Está formada por todos los electrones que salen de la interacción inicial fotón-electrón con una energía más grande que Δ , y son considerados parte de los electrones frenados del espectro.

Componente Lenta:

Son todos los electrones que salen de la interacción con una energía menor que Δ , y son considerados "localmente depositados".

donde, Δ : es la energía de un electrón el cual apenas atraviesa la cavity de gas. Para cámaras de ionización deberá tener un valor del orden de la energía de un electrón que solamente cruza la cavity.

El valor de Δ , para aplicaciones de cavidades en una cámara de iones deberá ser entre 10 y 20 keV. Por ejemplo para $\Delta = 10$ keV, se tiene un alcance aproximadamente de 3 mm de aire.

Ahora bien, con respecto al poder de frenado, que se refiere a la pérdida de energía de los electrones por unidad de longitud de trayectoria de un material, se tiene que el uso de cocientes de poderes de frenado en la fórmula de Bragg-Gray 2.7, es necesaria para determinar el promedio de los cocientes de poderes de frenado para espectros de electrones puestos en movimiento por espectros de fotones en los materiales concernientes.

Se han trabajado diferentes teorías de los cocientes de poderes de frenado para cavidades llenas de aire dentro de un medio, tales como agua bajo condiciones de radiación de electrones, siendo una buena aproximación dada por el formalismo de Spencer-Attix donde se define una nueva cantidad restringida, es decir:

$$\frac{\bar{L}}{Q} = \frac{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) \frac{L}{Q}(E) dE}{\int_{\Delta}^{E_0} \Phi(E) dE} \quad 2.9$$

donde,

$\Phi(E)$ es el espectro de la fluencia de electrones.

\bar{L}/Q es el poder de frenado másico restringido con (Δ) como energía límite.

Aquí los electrones primarios o electrones liberados por fotones producen ionización y electrones secundarios o rayos delta, donde los efectos posteriores son cuantificados por el formalismo de Spencer-Attix por el uso de una energía límite arbitraria, Δ , ya mencionado anteriormente.

Abajo de este límite las transferencias de energía son consideradas disipativas, esto es, los electrones secundarios de energía menor que Δ , disipan su energía cerca de la posición de su origen. Entonces, cuando se realiza la integración se obtiene la energía depositada en la cavidad por la fluencia de electrones.

Por tanto, al aplicar el formalismo de Spencer-Attix a la teoría de cavidades se tiene que la dosis absorbida en un medio dispersor es:

$$D_{med} = D_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{Q} \right)_{gas}^{med} \quad 2.10$$

donde,

$(\bar{L}/Q)_{gas}^{med}$ es el cociente promedio de poder de frenado de colisión másico restringido, el cual está promediado sobre el espectro de electrones secundarios, (ver la ecuación 2.9.).

Ahora bien, para determinar la dosis absorbida con una cámara de ionización patrón en el medio en el cual se está irradiando, se mide la carga producida por una irradiación efectuada sobre la cámara y utilizando las ecuaciones 2.9 y 2.10 se calcula la dosis en la pared de la cámara y luego se relaciona ésta dosis con la recibida por el medio.

Si se supone que las dimensiones de la cámara son lo suficientemente pequeñas y su composición no es muy diferente de la del medio, de manera que el espectro de fotones no cambia con la colocación de la cámara en el medio. Más sin embargo, la dosis absorbida en la pared puede ser diferente de la dosis absorbida en el medio.

Por lo que el cociente de la dosis en los dos materiales expuestos al mismo espectro de fotones debe ser igual al cociente de la parte del kerma por colisión en los mismos siempre que exista equilibrio electrónico. Por lo tanto^{9,10}:

$$\frac{D_{\text{medio}}}{D_{\text{pared}}} = \frac{K_{\text{medio}}}{K_{\text{pared}}} = \frac{\int_0^{h\nu_{\text{max}}} \left(\frac{d\Phi(h\nu)}{d(h\nu)} \right)_{\text{medio}} \left(\frac{\mu(h\nu)}{\rho} \right)_{\text{medio}} \bar{E}_{\text{en}}^{\text{medio}}(h\nu) dh\nu}{\int_0^{h\nu} \left(\frac{d\Phi(h\nu)}{d(h\nu)} \right)_{\text{medio}} \left(\frac{\mu(h\nu)}{\rho} \right)_{\text{pared}} \bar{E}_{\text{en}}^{\text{pared}}(h\nu) dh\nu} = \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{med.}} / \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{par.}}$$

2.11

Finalmente, para determinar la dosis en agua se utilizan las ecuaciones anteriores para tener:

$$D_{\text{agua}} = J_{\text{gas}} \left(\frac{W}{e} \right) \left(\frac{L}{\rho} \right)_{\text{pared}} \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{pared}} / \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{agua}} \quad 2.12$$

donde,

$\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{pared}}^{\text{agua}}$ es el coeficiente promedio de absorción másico de energía.

CAPITULO 3

Características de la instrumentación utilizada para determinar dosis absorbida en agua.

La evidencia clínica en radioterapia exige una exactitud mejor que el $\pm 5\%$ en la dosis entregada a un volumen tumoral. Esta necesidad de exactitud en la dosis absorbida lleva al físico de hospital a realizar una determinación correcta de la tasa de dosis emitida por los equipos de rayos X utilizados para terapia de neoplasias malignas, siendo el método más común utilizando una cámara de ionización.

3.1 Cámara de Ionización Cilíndrica.

La cámara de ionización es un instrumento de campo diseñado de manera que se aproxime a la realización física de una cavidad de Bragg-Gray⁽⁶⁾. Por lo general, tiene la forma de una cámara cilíndrica de muy pequeño volumen, (el cual se especifica más adelante), terminada en una cúpula cónica o semiesférica con un electrodo central cilíndrico, concéntrico con el externo.

La cámara de ionización sirve para medir la dosis absorbida en un punto en el interior de un material de interés desimétrico, generalmente el agua, en niveles de radioterapia. En algunos casos el electrodo central, que en teoría debiera ser del mismo material que las paredes, se hace de aluminio para compensar cierta falta de electrones secundarios producidos por fotones de bajas energías y mejorar así la respuesta con la energía.

La cámara de ionización funciona mediante el campo eléctrico establecido por la alta tensión aplicada a uno de sus electrodos. Este electrodo colecta la carga eléctrica que es proporcional a la dosis absorbida en aire en un punto bien determinado de su interior, gracias a los electrones secundarios generados casi en su totalidad en las paredes de la cámara o en el medio que la rodea.

3.1.2 Factor de Calibración de una cámara de ionización.

El factor de calibración puede ser proporcionado por un Laboratorio Nacional de Metrología. El factor de calibración de una cámara de ionización es el cociente entre el valor verdadero de la magnitud a medir y el valor indicado en las condiciones de referencia.

Las condiciones de referencia son el conjunto de magnitudes de influencia para las cuales el factor de calibración es válido sin necesidad de más factores de corrección. Estos factores de corrección incluyen factores ambientales (temperatura, humedad, presión, efecto de polaridad etc.).

El factor de calibración da la exposición (o Kerma en aire) dividido por la lectura del instrumento y corregida por las condiciones de medida. Este factor de calibración es determinado en la posición del centro de la cámara, en ausencia de la cámara, es decir, la exposición o kerma en aire para la situación en la cual la cámara no está presente. Los dos factores de calibración están relacionados por:

$$N_x = N_x(\bar{W}/e) \frac{1}{(1-g)} \quad 3.1$$

donde,

N_x es el factor de calibración de exposición

$$(\bar{W}/e) = 33.97 \text{ J/C,}$$

g es la fracción de energía de electrones secundarios que es convertida bremsstrahlung en aire.

3.2 Características de una Cámara de ionización y factores de corrección.

Cuando se utilice una cámara de ionización, es necesario siempre tener en cuenta las siguientes características y factores de corrección en la instrumentación:

- a. Volumen sensible de la cámara de ionización;
- b. Espesor y materiales de los que está constituida la cámara;
- c. Respuesta con la energía de la cámara (factores de corrección);
- d. Recombinación de iones;
- e. Corrección por polaridad;
- f. Efecto de tallo;
- g. Condiciones ambientales: presión, temperatura y humedad.

3.2.1 Volumen sensible de la cámara de ionización.

Es común utilizar cámaras cilíndricas para determinar la tasa de dosis para haces de rayos X de calidades de entre 2 mm de Al y 3 mm de Cu. El volumen de la cámara debe de ser aproximadamente de 0.1 a 1.0 cm³, de tal manera que tenga una sensibilidad adecuada para las tasas de dosis comúnmente usadas en radioterapia de bajas energías^{1,2,3}.

Estos requisitos se cumplen con cámaras cilíndricas con un diámetro interno que no sobrepase los 7 mm y una longitud interna de 25 mm como máximo^(1,11). Para determinar la tasa de dosis de los distintos dispositivos restrictores del haz (conos) para los equipos de rayos X utilizados en terapia, se debe asegurar que se cubra el total del volumen sensible de la cámara de ionización por la porción uniforme del campo de radiación modificado por el aplicador o cono. En la figura 3.1 podemos ver la estructura interna de una cámara de ionización cilíndrica.

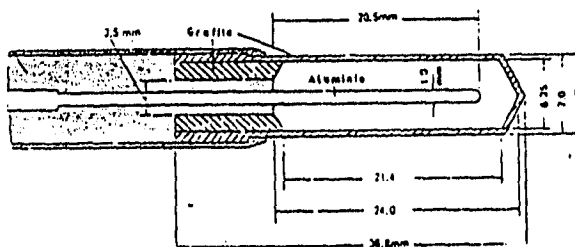


Figura 3.1 La figura ilustra la estructura interna de una Cámara de Ionización Cilíndrica.

3.2.2. Espesor y material de la cámara de ionización.

El material de la pared de la cámara debe ser seleccionado con un número Z efectivo comparable al del aire, debiendo evitarse materiales con alto número atómico ya que presentan una gran sección de absorción fotoeléctrica asociado con los rayos X de bajas energías. La pared de una cámara de ionización calibrada sirve para^(1,11):

- a. definir un volumen de aire del cual se colecta la ionización;
- b. proveer un equilibrio electrónico;
- c. al medir en aire, se eviten electrones secundarios de otras fuentes de radiación, colimadores, soportes de cámara, etc., que puedan penetrar a la cámara y causar ionización dentro de su volumen definido.

3.2.3 Respuesta en energía de la cámara de ionización.

El factor de calibración de exposición de una cámara no será constante sobre un amplio rango de radiación primaria, porque los materiales de la pared de la cámara y el electrodo no son equivalentes a aire, y el espesor de la pared puede exceder el valor requerido para el equilibrio electrónico para bajas energías que resulten con atenuación fotónica significativa en la pared^{1,2,3}.

Si la cámara se va a usar para rayos X de energías medias (CHR de 2 mm de Al a 3 mm de Cu), la respuesta a Kerma en aire en unidades de división de escala o unidad de carga no debe variar más del $\pm 2\%$ ^{1,2,3}. Esto se puede conseguir si el espesor de la cámara es menor de 0.1 g/cm² (1 mm), y si la pared de la cámara está hecha de materiales "equivalentes a aire".

Se debe asignar un factor de calibración de la cámara para una combinación dada de una cámara y un electrómetro para la calibración de radiación de máquinas terapéuticas con una calidad de radiación especificada.

3.2.4. Recombinación de iones.

La recombinación de iones dentro de la cámara de ionización puede llevar a lecturas de baja ionización. La recombinación es una función del voltaje a través de los electrodos de la cámara; para ser aceptable en el uso clínico, la cámara debe tener una pérdida por recombinación menor del 1% sobre la operación de la tasa de dosis dada por el fabricante^{1,2,3}.

3.2.5. Corrección por polaridad.

Los efectos de polaridad han sido reportados para algunas cámaras de rayos X de bajas energías. Ciertas consideraciones de polaridad deben ser más importantes para cámaras convencionales de 0.6 cm³. Los efectos de polaridad deben ser investigados para determinar su magnitud, y las correcciones de polaridad deben ser consideradas necesarias, promediándose los valores positivos y negativos, y expresando la lectura correcta corregida.

3.2.6. Efectos de tallo.

La radiación incidente sobre el tubo de la cámara de ionización puede aumentar la lectura. Este efecto es probablemente debido a la carga introducida en los aislantes dentro del tubo durante la irradiación. La magnitud del efecto tallo del tubo, varía con la longitud del tubo irradiada, pudiéndose determinar experimentalmente. Este efecto deberá ser menor del 1% a 2% de corrección^{1,2,3}.

3.2.7. Corrección por condiciones ambientales.

Para una cámara de ionización que no sea sellada, su respuesta es afectada por cambios de presión y temperatura ambiental. Entonces, a las cámaras de ionización no selladas y que son calibradas en Laboratorios Nacionales de Metrología, se les pueden aplicar las medidas hechas a presión y temperatura específica (20°C y 760 mm de Hg) por lo que debe corregirse la masa de gas dentro del volumen sensible por temperatura, presión y condiciones de humedad según la fórmula (1.13):

$$P_{pc} = \frac{P_o(273.2+T)}{P(273.2+T_o)} \quad 3.2$$

donde,

P_o = presión de la cámara en condiciones de referencia;

T_o = temperatura de la cámara en condiciones de referencia;

P = presión de la cámara en las condiciones de calibración del haz de rayos X;

T = temperatura de la cámara en las condiciones de calibración del haz de rayos X;

3.3 Electrómetro.

El electrómetro es un instrumento de medida de corrientes eléctricas muy pequeñas cuyo funcionamiento depende de la interacción entre partículas cargadas y un campo eléctrico, sin intervención de un campo magnético. Se usa para medir las corrientes del orden de 10^{-9} a 10^{-11} A que suministran los detectores de radiación, en especial los que se basan en la ionización de un gas (1.14).

Idealmente, el electrómetro debe tener una lectura digital y debe de tener una resolución de cuatro dígitos. El cambio en la respuesta debido a la falta de estabilidad a largo plazo no debe de exceder del +/- 5 % por año. El electrómetro y la cámara de ionización se deben calibrar como una unidad. Otras características deseables son:

- a. un rápido tiempo de calentamiento,
- b. la escala de lectura debe ser lineal,
- c. la sensibilidad debe ser independiente de condiciones ambientales.

3.4 Fantoma de agua.

El fantoma o maniquí es un paralelepípedo recto de dimensiones variables, hecho de material plástico y dispuesto con puntos referenciales en algunas de sus caras interiores para que pueda colocarse un detector o varios detectores simultáneamente. El fantoma se utiliza para dispersar y absorber la radiación de interés.

Dependiendo de la naturaleza y la energía de la radiación de que se trate se eligen las dimensiones externas de manera que desaparezca la influencia de las paredes y el campo de radiación que se establece en el seno del detector sea todo lo parecido que se pueda al que se tendría en el material que el fantoma sustituye y simula.

Para ello, el material del fantoma debe poseer cinco parámetros básicos de interacción con la radiación muy próximos a los de ese material. Estos parámetros son: el coeficiente de atenuación, el coeficiente de absorción, el poder de frenado, el poder de dispersión angular y la densidad.

Para simular tejido biológico, el agua es un excelente material de maniquí. En casos muy particulares hay gran interés en utilizar maniqués que simulen también los contornos del cuerpo a irradiar y de hecho se fabrican maniqués antropomórficos, con regiones de diferente composición y densidad, simulando cada tejido particular, músculo, hueso, pulmones, etcétera. La figura 3.2 muestra un fantoma como el utilizado en este trabajo para determinar la dosis absorbida en agua.

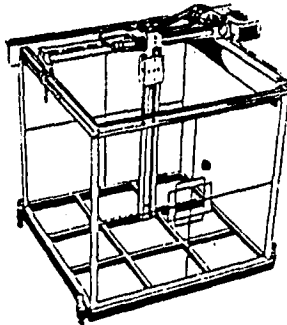


Figura 3.2 La figura muestra la forma general de un fantoma para determinar la dosis en agua.

CAPITULO 4

Determinación de dosis absorbida en agua a través de los protocolos ICRU 23 y el IAEA 277

4.1 Protocolos de Calibración.

Un Protocolo tiene el propósito de describir detalladamente toda la metodología y procedimientos que permitirán, con la mayor exactitud y precisión, determinar la dosis absorbida de un haz de radiación. También, un protocolo proporciona valores de coeficientes de interacción física (poderes de frenado, coeficiente de absorción másico etc.) y los factores de corrección de la cámara de ionización que se está utilizando.

La utilización de un determinado protocolo en particular, dependerá de las necesidades de las instituciones en los países donde los documentos se escribieron. Los protocolos existentes han sido desarrollados sobre un período de más de 20 años. Los primeros protocolos simplificaban todos los factores de corrección en un factor "C" para haces de fotones, es decir:

$$D_{agua} = M \cdot N_x \cdot C_x \quad 4.1$$

donde;

M es la lectura del instrumento,

N_x es el factor de calibración para exposición en aire, y

C_x convierte la exposición a dosis absorbida y tiene unidades de cGy/R.

Este método fue introducido por el protocolo HPA (Inglaterra), y recomendado por el ICRU 14. Pero C tiene una desventaja ya que su valor depende del tamaño, la forma y la composición de la cámara de ionización, siendo además ignorados o no entendidos algunos factores de corrección utilizados para obtener C_x.

En 1985 los protocolos HPA (Inglaterra) y SSRBRP (Suiza) usaron factores de calibración N_k de kerma en aire en combinación con un factor combinado "C" para la conversión y corrección de un número limitado de cámaras de ionización. Estos protocolos, que fueron llamados protocolos N_k, tienen la desventaja de no permitir una gran selección de cámaras de ionización.

En cambio, los protocolos NACP (Noruega), IAEA (Austria), AAPM (Estados Unidos) y CFMRI (Francia) utilizan N_k y son más flexibles en la selección de las cámaras de ionización. El protocolo Italiano utiliza el factor N_k pero solamente un tipo particular de cámara de ionización. El factor N_k se obtiene a partir de N_k a partir de la siguiente expresión:

$$N_D = N_K(1-g) K_{acc} K_M$$

4.2

El principal factor que influye en la selección del protocolo a utilizar en la determinación de la tasa de dosis es el tipo de servicio de calibración provisto por el Laboratorio Nacional de Dosimetría y de la disponibilidad de distintos tipos de cámaras de ionización. A continuación damos una lista de los diferentes protocolos de dosimetría existentes en el mundo para rayos X,

- AAPM** Asociación Americana de Física en Medicina. (Estados Unidos).
- AIFP** Asociación Italiana de Física Biomédica. (Italia).
- CFMRI** Comité Francés de Medidas de Radiaciones Ionizantes (Francia).
- HPA** Asociación de Físicos de Hospital. (Inglaterra).
- IAEA** Agencia Internacional de Energía Atómica.
- ICRU** Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación.
- NACP** Asociación Nórdica de Física Clínica (Países Nórdicos).
- SEFM** Sociedad Española de Física Médica.
- SSRBEP** Sociedad Suiza de Radiación, Biología y Física de Radiaciones. (Suiza).

En este trabajo se utiliza el protocolo del IAEA y del ICRU 23 debido a que los factores de calibración de las cámaras de ionización son trazables a sus laboratorios primarios y secundarios de dosimetría y además proporcionan los factores de corrección y conversión aplicados a las lecturas de dosis de la cámara de ionización en este trabajo.

4.2 Consideraciones para la determinación de la tasa de dosis depositada en aire y agua para el equipo de Ortovoltaje.

1. Para la determinación de la dosis absorbida en aire de haces clínicos de rayos X de baja energía, el centro de la cámara deberá estar localizado a 2 cm abajo de la parte inferior del aplicador, en el centro del campo.
2. Cuando las lecturas no puedan ser directas, por la geometría de los aplicadores (dispositivos restrictores del haz) o debido a la alta tasa de exposición, las lecturas de la exposición deberán ser realizadas a otras distancias.

3. Para encontrar la tasa de exposición para algunas distancias fuentes-superficie o para otras distancias experimentales, es recomendable graficar el recíproco de la raíz cuadrada de la tasa de exposición contra la distancia medida.

4. La determinación de la dosis en agua debe ser necesariamente a la profundidad referida de acuerdo a cada una de las calidades del haz de rayos X. Para rayos X generados por potenciales de entre 150 kVp y 300 kVp, el ICRU 23 y el IAEA 277 proponen 5 cm de profundidad en agua.

5. El tamaño de campo para realizar la determinación de dosis debe ser el de cada aplicador (cono) en cuestión con sus respectivas distancias de tratamiento.

6. En este trabajo será necesaria la determinación experimental del porcentaje de dosis en profundidad por un barrido con la cámara de ionización a lo largo del eje central del haz de radiación y la comparación del porcentaje de dosis relativo al máximo de la profundidad referida a punto efectivo de medida hasta una profundidad de por lo menos 14 cm.

7. En este trabajo se utiliza una cámara de ionización cilíndrica cuyo factor de calibración del conjunto electrómetro-cámara es bien conocido, el cual ha sido determinado por un laboratorio secundario. Dicho factor no deberá tener más de un año de haberse realizado al momento de la dosimetría.

4.3 Protocolo del ICRU 23

Este protocolo utiliza una cámara de ionización para determinar la dosis absorbida, en términos de la conversión de la exposición en aire por medio de un coeficiente F. La característica especial para la dosimetría de rayos X producidos por bajo kilovoltaje es que, para bajas calidades del haz, la medida debe ser hecha en aire libre, y para rayos X de altas energías, las medidas deben ser hechas con la cámara de ionización colocada dentro de un fantoma de agua a la profundidad de 5 cm.

El ICRU 23 sugiere que la calibración en aire libre sea alrededor de los 150 kVp, pero el límite no es rígido. Sin embargo, para altas calidades, la dosis a profundidad a 5 cm es relativamente baja. Por ejemplo, a 140 kVp, una calidad de haz de aproximadamente 3 mm de Al de CHR tiene un PDP de aproximadamente 20 % a 30 % a esta profundidad, dependiendo del tamaño de campo.

El interés clínico en este haz es usualmente a la superficie, por tanto se puede inferir que para estas circunstancias la determinación precisa de la tasa de dosis debe de ser medida en aire. Similarmente, para energías más altas puede sugerirse que las medidas tendrán que ser realizadas a 2 cm de profundidad más que a 5 cm.

4.3.1 Determinación de la tasa de dosis para rayos X generados por potenciales abajo de 150 kVp.

En este intervalo de energía las medidas deben ser hechas con una cámara de ionización colocada al aire libre sobre el eje central del haz. La razón de esta recomendación es que la experiencia muestra que es difícil usar una cámara de ionización para medidas en la superficie de un fantoma. La dosis absorbida D en la superficie del fantoma está entonces relacionada a la lectura de la cámara de ionización, M , por el factor BFS. Utilizando la ecuación 2.12 del capítulo 2 y la ecuación 4.1, la dosis en agua quedaría determinada como sigue:

$$D_{\text{agua}} = Mk_1 k_2 N_x F \frac{(f+x)^2}{f^2} BSF \quad 4.3$$

donde,

D_{agua} es la dosis absorbida en agua en posición del centro de la cámara de ionización, cuando la cámara está en el aire libre sobre el eje central del haz.

M es la lectura del instrumento.

N_x es el factor de calibración de exposición determinado por el Laboratorio Nacional de Metrología para la calidad de radiación en cuestión y bajo condiciones ambientales especiales.

k_1 es el factor de corrección para diferencias de temperatura y presión. Este factor queda incluido en el factor C de corrección de la ecuación 4.1.

k_2 es el factor de corrección para diferencias entre la calidad del haz usado para la calibración y de la que se obtiene del equipo en condiciones normales de operación en el hospital. Este factor queda incluido en el factor C de corrección de la ecuación 4.1.

F es el factor que convierte desde la exposición a dosis absorbida en agua. F depende de la calidad de la radiación y es definido como:

$$F = 2.58 \times 10^{-4} (W/e)_{\text{aire}} (\bar{\mu}/Q)_{\text{agua, nize}}(r) \cdot (100) \quad 4.4$$

donde el valor de 2.58×10^{-4} convierte la exposición de Roentgens a C/kg.

r es un factor de corrección "por desplazamiento" de el punto efectivo de medida de la cámara de ionización que se considera menor del 1 %.

El factor de 100 es necesario para hacer la derivación original para la cual la unidad de dosis absorbida fue el rad = .01 Gy.

f es la distancia fuente píet.

x es la distancia al final del aplicador (cono) y el centro de la cámara de ionización.

4.3.2 Determinación de la tasa de dosis para rayos X generados por potenciales entre 150 y 300 kVp.

Para estas calidades, la dosis absorbida en agua se obtiene de la exposición medida con la cámara de ionización la cual está colocada sobre el eje del haz a una profundidad de 5 cm en un fantoma con agua. La dosis absorbida estará dada por:

$$D_{\text{agua}} = M k_1 k_2 N_x F \quad 4.5$$

donde D_{agua} , M , k_1 , k_2 , N_x , F tienen el mismo significado dado en la expresión anterior 4.3.

Todas las constantes utilizadas para los cálculos de la dosis están tabulados en el protocolo correspondiente, por lo que únicamente se incluyen los valores expresados en estos protocolos.

4.4 Protocolo del IAEA 277.

Este protocolo proporciona la metodología necesaria para la determinación exacta de la dosis absorbida en agua procedente de haces de radiación usados en radioterapia, proporcionando los mejores valores para los coeficientes de interacción física (por ejemplo \bar{W}/e , y poderes de frenado $S_{\text{agua, aire}}$) y para los factores de corrección (P_u , K_m , K_{att}) que permitirán, con la exactitud esperada, determinar la dosis absorbida en un haz de radiación.

4.4.1 Determinación de la tasa de dosis para rayos X producidos por potenciales de 100 a 280 kVp.

Este protocolo recomienda que para rayos X generados con potenciales en el intervalo de 100 a 280 kVp (0.17 a 3.37 mm de Cu de CHR), puede usarse un procedimiento semejante al ICRU 23, pero será necesario utilizar una cámara calibrada en términos de kerma en aire.

Podemos obtener la ecuación general para la dosis en agua y a punto efectivo de medida utilizando la ecuación 2.12 del capítulo 2 y la ecuación 4.1 resultando:

$$D_{\text{agua}} = M_u N_x K_1 P_u (\bar{P}_{\text{en}}/Q)_{\text{agua, aire}} \quad 4.6$$

donde,

D_{agua} , es la dosis en agua a cierta profundidad en el punto efectivo de medida.

M_u , es la lectura del detector corregida por los factores ambientales. M_u es igual a $M \cdot K_p$, es decir la lectura del electrómetro multiplicada por el factor de corrección de presión y temperatura del conjunto electrómetro-cámara.

N_p , es el factor de calibración dado por el laboratorio y está dado en unidades de Kerma en aire. Este factor ha de tomarse para la calidad de la radiación del haz primario.

\bar{W}/e , es la energía necesaria para producir un par ión.

g , es la fracción de la energía de las partículas cargadas que se pierden por bremsstrahlung.

K_u , es el factor de corrección que toma en cuenta el cambio de respuesta de la cámara de ionización debido al cambio en la distribución espectral entre la calibración en aire y la medida a la profundidad de referencia.

$(\bar{\mu}_{\text{en}}/Q)_{\text{agua, aire}}$, es la razón de coeficientes másicos de absorción de energía entre agua y aire promediados sobre la influencia espectral de energías en el fantoma a la profundidad de referencia.

P_u , es el factor de perturbación de la cámara determinado a partir de la calidad del haz y el material de la pared de la cámara. Corrige el remplazamiento de agua por un volumen de aire en la forma de la cámara de ionización.

4.4.2 Determinación de la tasa de dosis para rayos X producidos por potenciales abajo de 100 kVp.

El IAEA 277 recomienda que la dosis calculada deberá ser medida con la cámara de ionización colocada en el aire y junto con la aplicación del factor de retrodispersión. En este caso, no se requiere el factor de P_u . La dosis absorbida se encuentra con la siguiente expresión:

$$D = M_u N_K K_u (\bar{\mu}_{\text{en}}/Q)_{\text{agua, aire}} BSF \quad 4.7$$

Todas las constantes utilizadas para los cálculos de la dosis están tabulados en el protocolo correspondiente, por lo que únicamente se incluyen los valores expresados en estos protocolos en los resultados del capítulo siguiente.

CAPITULO 5

Determinación Experimental de la Tasa de Dosis para un Equipo de Ortovoltaje.

5.1 Equipo Utilizado para la determinación de la tasa de dosis depositada en aire y agua.

Se trabajó con un equipo Therapax 300 DLX propiedad del Instituto Nacional de Cancerología el cual se utiliza para dar tratamientos de terapia a pacientes aquejados de neoplasias malignas a nivel de piel. (En el apéndice 1 se dan las características generales del equipo Therapax 300 empleado).

La instrumentación empleada para medir la tasa de dosis fue la siguiente:

1 Cámara de Ionización PTW-Freiburg Tipo N 30001-0064. (En el apéndice 2 se presenta el certificado de calibración de la Cámara de Ionización).

1 Electrómetro marca KEITHLEY modelo 35614.

1 Fantoma PTW-WATER con sistema de barrido PTW MP2 y graficador marca Rikadenki.

2 Termómetros.

1 Barómetro

La instrumentación mencionada anteriormente es la necesaria para determinar la tasa de dosis producida por el equipo de Ortovoltaje. El fantoma PTW-WATER es empleado para determinar la dosis depositada en agua. Los termómetros y el barómetro proporcionan los datos de temperatura y presión para aplicar los factores de corrección a las lecturas de la cámara de ionización que son registradas en el electrómetro.

El sistema de barrido es empleado para posicionar la cámara de ionización dentro del fantoma y poder hacer los recorridos a profundidad en el mismo, para obtener los datos del porcentaje de dosis a profundidad. El graficador nos permite obtener la gráfica producida por los datos registrados en el electrómetro cuando la cámara de ionización es colocada en el fantoma PTW-WATER.

5.2 Arreglos experimentales utilizados en la determinación del depósito de energía en aire y agua.

Los arreglos experimentales utilizados para obtener los datos y constantes para determinar la tasa de dosis depositada en aire y agua son los que se proponen en los protocolos del capítulo anterior. Es decir, para determinar la tasa de dosis en aire en el intervalo de energía de 90 a 150 kVp, el arreglo experimental propuesto por el ICRU 23 es el siguiente:

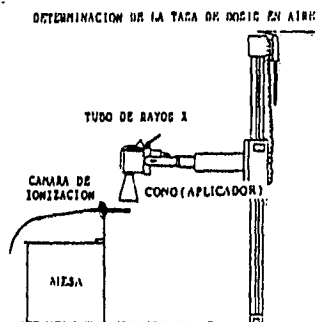


Figura 5.1 Arreglo experimental propuesto por el ICRU 23 para determinar la tasa de dosis en aire para el intervalo de energía entre 90 y 150 kVp.

Como se puede observar en la figura 5.1, la cámara de ionización debe ser colocada a 2 cm abajo de la parte extrema final del aplicador (cono) y sin capuchón de equilibrio electrónico. Además deberá estar colocada en el centro de campo del aplicador.

Para este arreglo se determinaron las tasas de dosis para los filtros 2, 3, y 4, correspondientes a las energías de 90 kVp, 100 kVp y 135 kVp.

Para determinar la tasa de dosis en agua el ICRU 23 y el IAEA 277 proponen el siguiente arreglo experimental:

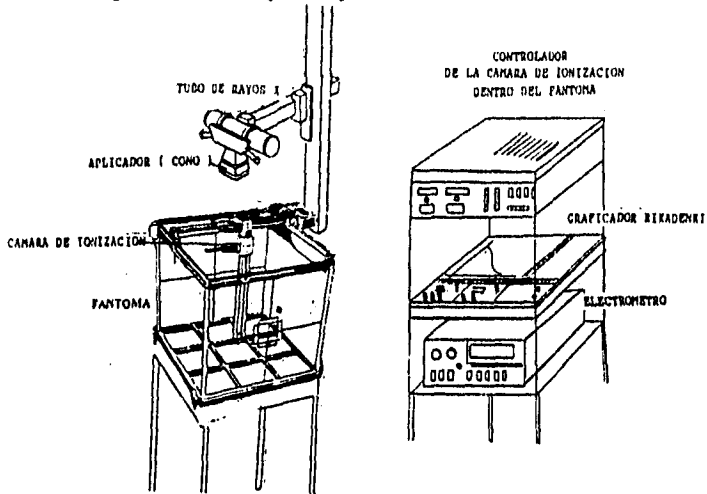


Figura 5.2 Arreglo experimental propuesto por el ICRU 23 y el IAEA 277 para determinar la tasa de dosis en agua para el intervalo de energía entre 150 kVp y 300 kVp.

Como se puede observar en la figura 5.2, la cámara de ionización debe ser colocada a 5 cm de profundidad a partir de la superficie del agua. El aplicador (cono) debe ser colocado a la superficie del agua. Un termómetro debe estar dentro del fantoma y el otro colocado afuera del fantoma; el primero corrige la lectura del electrómetro junto con el valor de la presión y el segundo corrige el factor de corrección de la consola de control del equipo Therapax 300 DLX. Es importante mencionar que la cámara de ionización deberá estar protegida contra el agua.

Este mismo arreglo experimental es utilizado para determinar el porcentaje de dosis a profundidad (PDP); salvo que la cámara de ionización es colocada a la superficie del agua y con el sistema de barrido bajada a la profundidad de 14 cm aproximadamente.

Los datos experimentales son obtenidos para cada filtro, cono y los distintos parámetros de kilovoltaje y corriente con los que dispone el equipo.

Es importante mencionar además que todas las constantes y variables involucradas en las tablas de datos tienen el mismo significado mencionados en el capítulo anterior. Únicamente falta aclarar los siguientes factores de corrección:

τ es la corrección por tiempo muerto que se hace al mecanismo de tiempo que controla la emisión de radiaciones en el equipo. Esto es debido a que pudiera ocurrir un mal funcionamiento del reloj de conteo del equipo cuando éste emite radiación. Por medio de este factor de corrección pueden detectarse y corregirse los valores de lectura del equipo.

Este método es conocido como de irradiación múltiple y consiste en comparar la lectura del conjunto de medida en una irradiación prolongada con las múltiples irradiaciones de corta duración que lleven aproximadamente a la misma lectura acumulada final. Si M_1 es la lectura del instrumento para una sólo irradiación con un tiempo ajustado t_1 , y M_2 la lectura integrada de las n irradiaciones de corta duración que totalizan un tiempo ajustado t_2 , se tendrá:

$$\tau = \frac{M_1 t_1 - M_2 t_2}{M_1 n - M_2} \quad 5.1$$

Para τ positivo, el tiempo efectivo de irradiación se obtiene sumando, al tiempo ajustado en el temporizador de la unidad, la cantidad τ . Si τ es negativo, hay que restar esta cifra del tiempo indicado en el temporizador de la unidad para conocer el tiempo efectivo de irradiación.

Otra consideración muy importante es que el equipo tiene dos modalidades para el conteo del tiempo empleado en los tratamientos. Uno es el tiempo de tratamiento dado en minutos y décimas de minuto, y el segundo es el tiempo de tratamiento expresado en Unidades Monitor (UM). Algunos equipos están calibrados de fábrica para que 100 UM correspondan a 100 cGy, es decir, una 1 UM es igual a 1 cGy.

En este trabajo se utilizará la unidad de UM como tiempo para dar los tratamientos y se determinará su relación con la tasa de dosis depositada en agua y aire. Es decir, se determinará cuál es la tasa de dosis dada por 100 UM de tratamiento, para cada protocolo en cuestión. Finalmente mencionamos que la expresión (UM + τ) es el tiempo en Unidades Monitor del equipo ya corregido por el tiempo muerto del equipo.

$(\bar{\mu}_a)_{\text{tejido}}$ es el coeficiente de absorción másico promediado de agua a tejido. Es el factor que corrige la conversión de la dosis en agua a tejido muscular. Este factor se multiplica por el valor obtenido para la tasa de dosis en agua para el protocolo del ICRU 23 y IAEA 277.

A continuación mostramos los resultados obtenidos por ambos protocolos, así como las gráficas de los porcentajes de dosis a profundidad. Los valores experimentales obtenidos se dan en los Apéndice 3 y 4 de este trabajo.

PROTOCOLO DEL IAEA

TASA DE DOSIS DEPOSITADA EN TEJIDO EXPRESADA EN (cGy / mln)

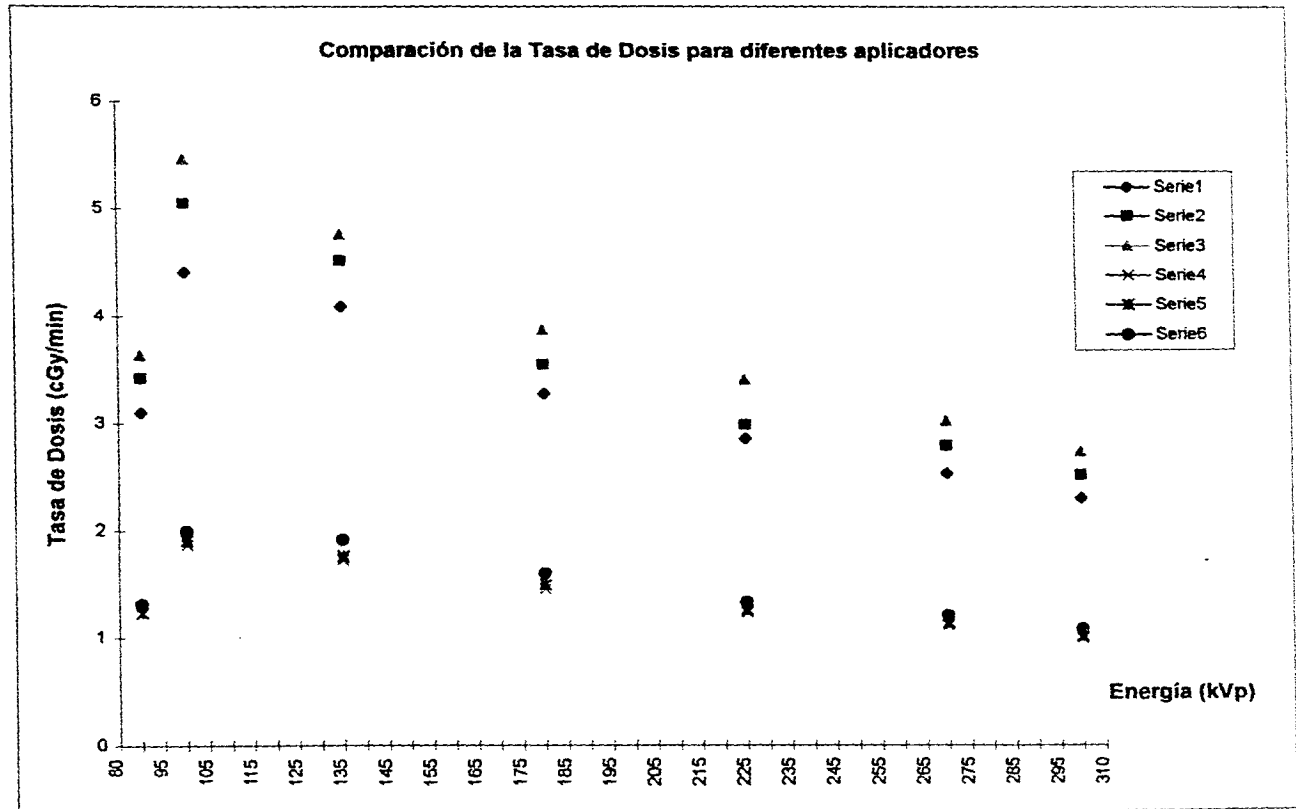
	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
FILTROS	ENERGIA	DFP	DFP	DFP	DFP	DFP	DFP
		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
FILTRO 2	90 kVp	3.1012	3.4255	3.6395	1.2274	1.2342	1.3183
FILTRO 3	100 kVp	4.4153	5.0527	5.4606	1.8748	1.9141	1.9964
FILTRO 4	135 kVp	4.1044	4.5167	4.7602	1.7402	1.7769	1.9196
FILTRO 5	180 kVp	3.2884	3.5473	3.8796	1.4709	1.5114	1.6155
FILTRO 6	225 kVp	2.8637	2.9908	3.4090	1.2459	1.2762	1.3500
FILTRO 7	270 kVp	2.5332	2.7899	3.0222	1.1192	1.1485	1.2221
FILTRO 8	300 kVp	2.3022	2.5153	2.7351	0.9996	1.0233	1.0914

PROTOCOLO DEL ICRU 23

TASA DE DOSIS DEPOSITADA EN TEJIDO EXPRESADA EN (cGy / min)

	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
FILTROS	ENERGIA	DFP	DFP	DFP	DFP	DFP	DFP
		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
FILTRO 2	90 kVp	3.8977	4.1578	4.3505	1.5668	1.5794	1.6379
FILTRO 3	100 kVp	3.8389	4.1147	4.3616	1.5844	1.6076	1.6740
FILTRO 4	135 kVp	3.5452	3.7330	4.0119	1.4920	1.5274	1.5940
FILTRO 5	180 kVp	3.0534	3.2938	3.5697	1.3586	1.4197	1.5001
FILTRO 6	225 kVp	2.7638	2.8862	3.2897	1.2024	1.2317	1.3040
FILTRO 7	270 kVp	2.4845	2.7358	2.9967	1.0978	1.1264	1.1986
FILTRO 8	300 kVp	2.4242	2.4972	2.7205	0.9924	1.0158	1.0870

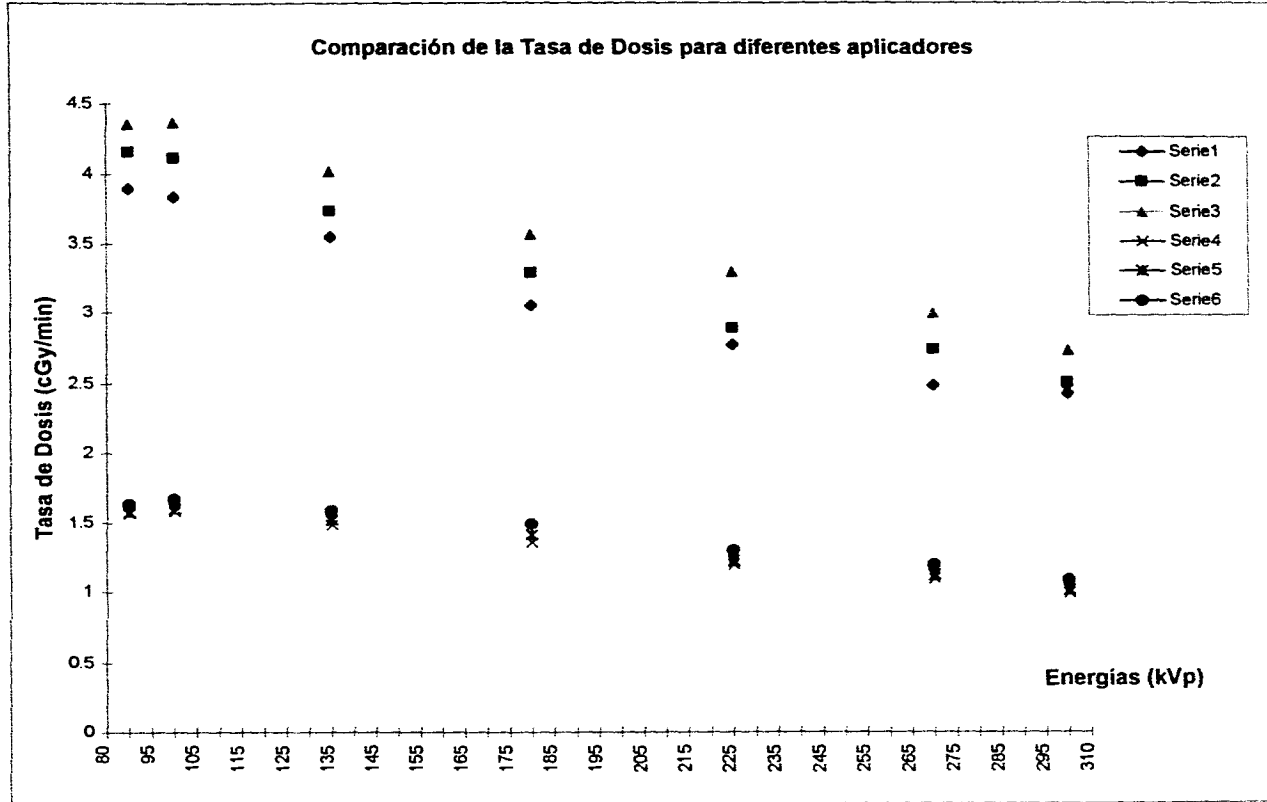
Tasa de Dosis obtenida con el protocolo del IAEA 277



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono de 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

Tasa de Dosis obtenida con el protocolo del ICRU 23



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono de 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

5.3 Análisis de los valores obtenidos de las Tasas de dosis para los dos protocolos.

Los valores de la Tasa de dosis para los aplicadores (conos) con una distancia fuente-superficie (DFS) de 50 cm, son menores que para DFS a 30 cm de distancia. Una comparación entre dos distancias foco superficie (DFS), de 30 y 50 cm demuestra que de acuerdo a la ley del cuadrado inverso de la distancia, la tasa de dosis será menor a 30 cm que a 50 cm en un 36 % por ciento, siendo la diferencia experimental observada del 40 % por ciento.

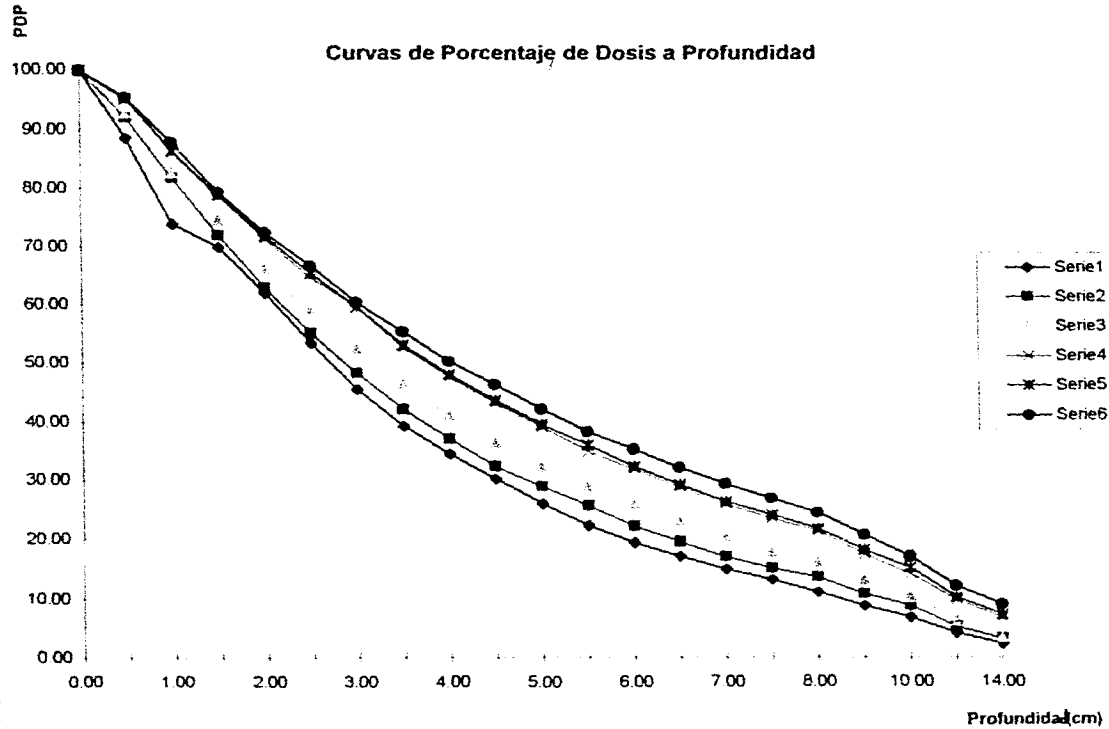
Comparando las gráficas de las tasas de dosis obtenidas por los dos protocolos, se puede ver que la tasa de dosis es mayor a menor energía del haz, esto refleja que los efectos de radiación dispersa son más notorios para bajas calidades de haz. La radiación dispersa es intensa para los rayos X producidos en el intervalo de energía de 100 kVp, disminuyendo el efecto para altas calidades de radiación X.

Al comparar los resultados obtenidos con los dos protocolos, se observa que los valores encontrados con el protocolo del IAEA son mayores numéricamente que los del ICRU 23 y esto se debe a que la determinación de la tasa de dosis de todos los filtros con el reporte del IAEA fue realizada en agua. Por lo que, para los filtros 2,3, y 4, se determinó el depósito de energía en agua en el cual la tasa de dosis se incrementa por efecto de dispersión de la radiación.

Se tomó la decisión de determinar la tasa de dosis en agua, debido a las condiciones en que serán dados los tratamiento de las neoplasias. Es decir, los aplicadores (conos) serán colocados a contacto del paciente (sobre la piel), por lo que es mejor conocer la respuesta del depósito de la dosis en tejido que en aire.

El protocolo del IAEA proporciona factores de corrección y de conversión más precisos para calcular la tasa de dosis depositada en tejido que el protocolo del ICRU 23, por lo que los resultados obtenidos por el protocolo del IAEA serán los utilizados para los tratamientos de los pacientes.

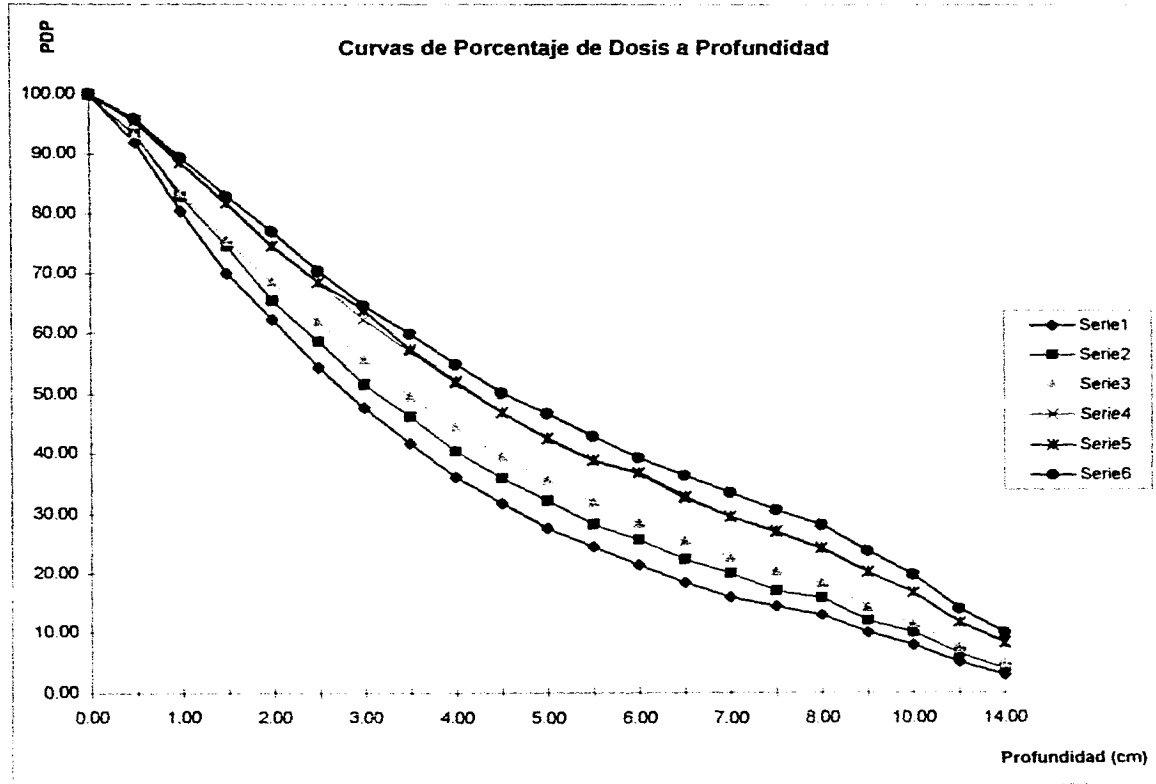
FILTRO 2



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

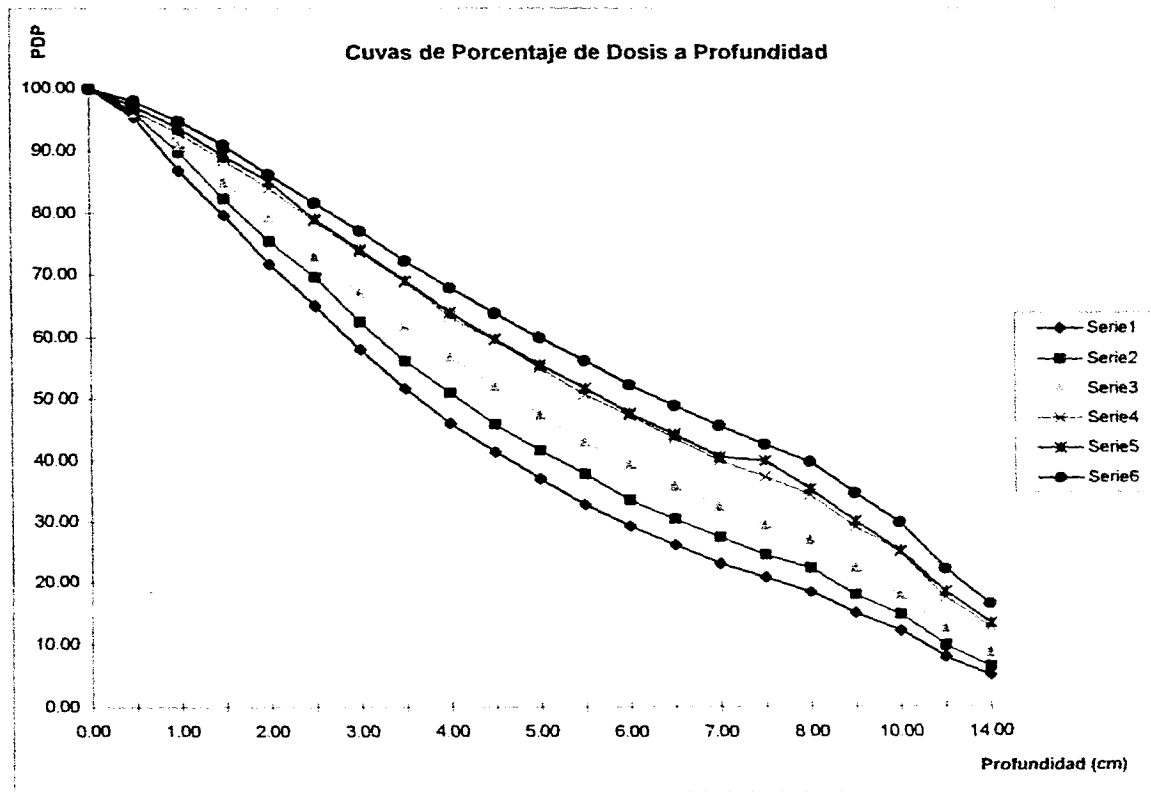
FILTRO 3



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

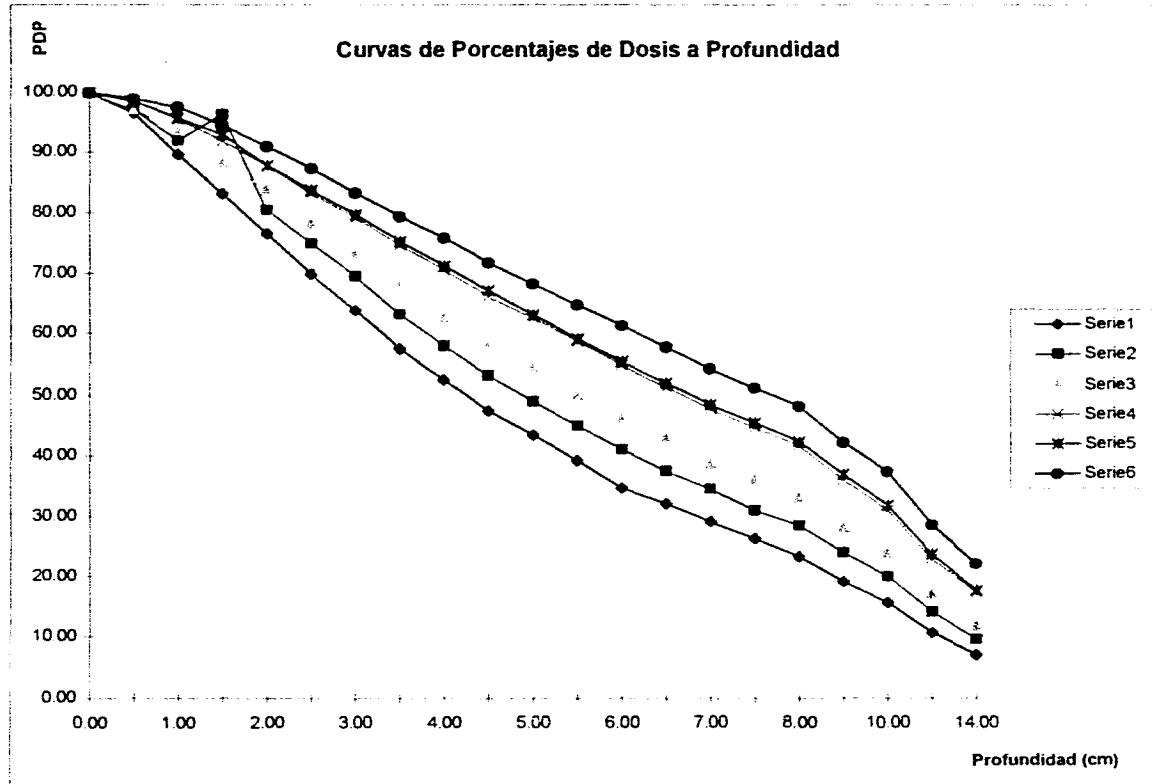
FILTRO 4



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

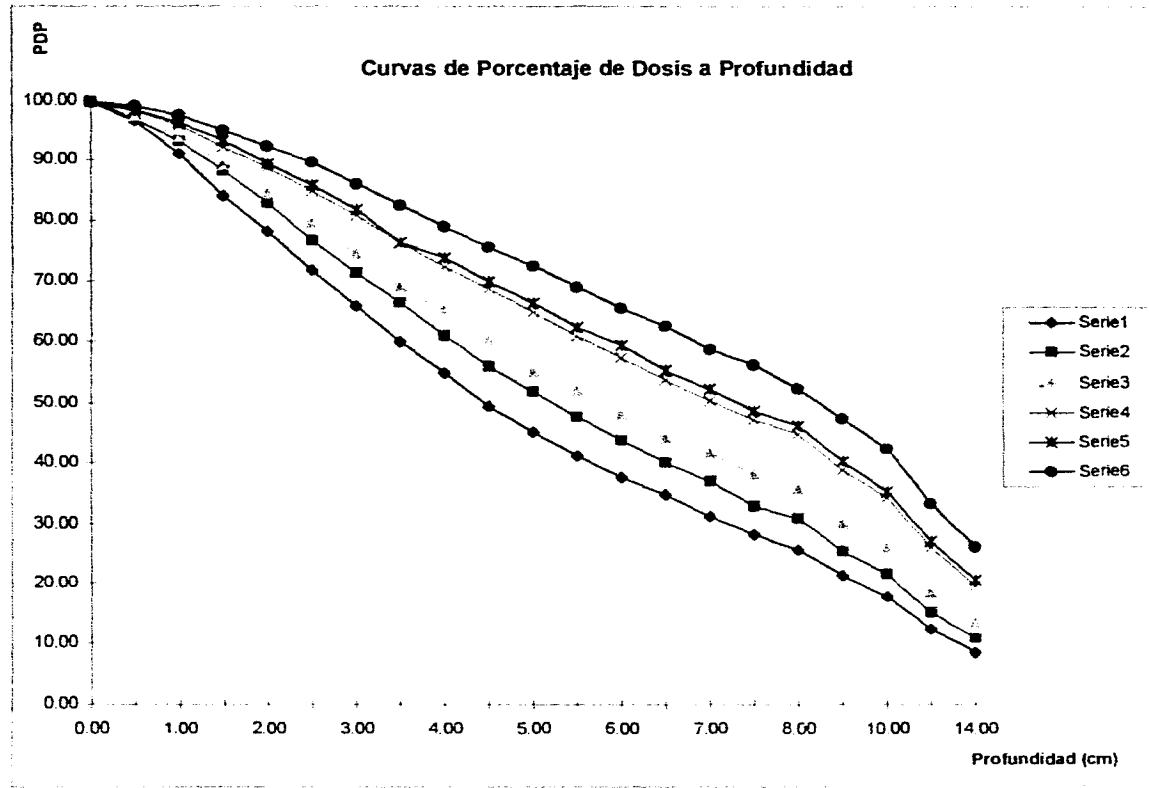
FILTRO 5



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

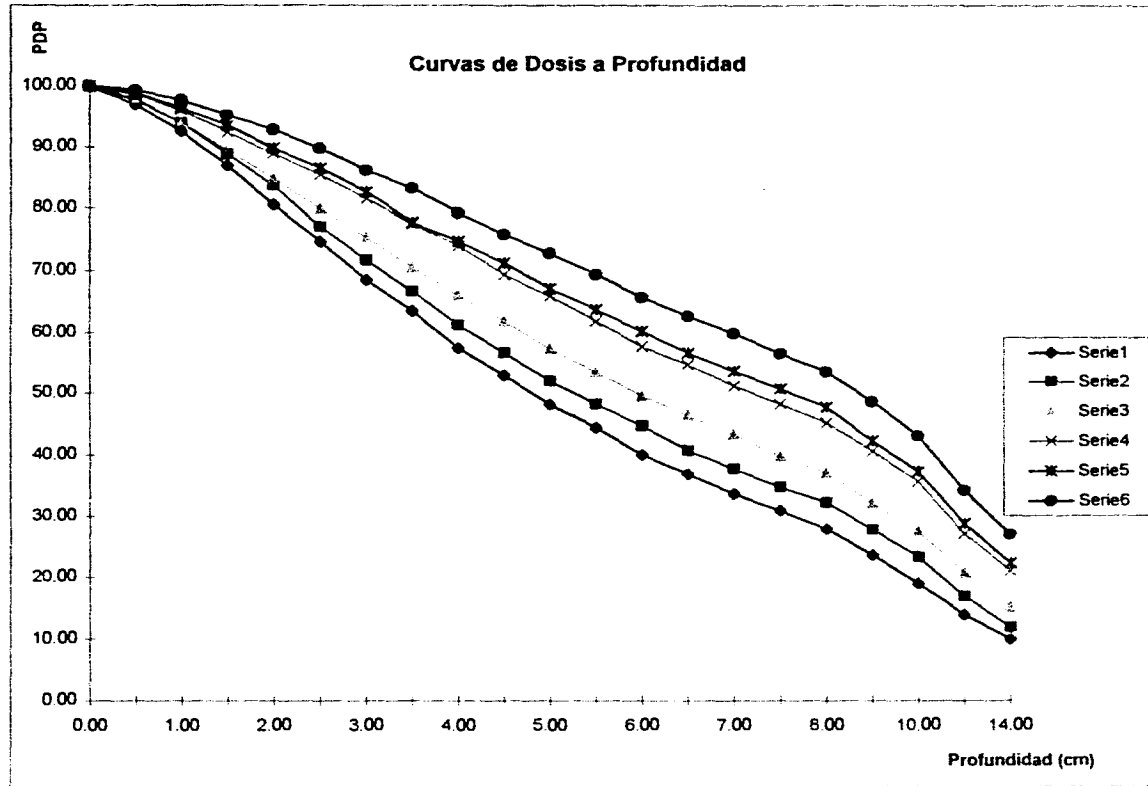
FILTRO 6



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

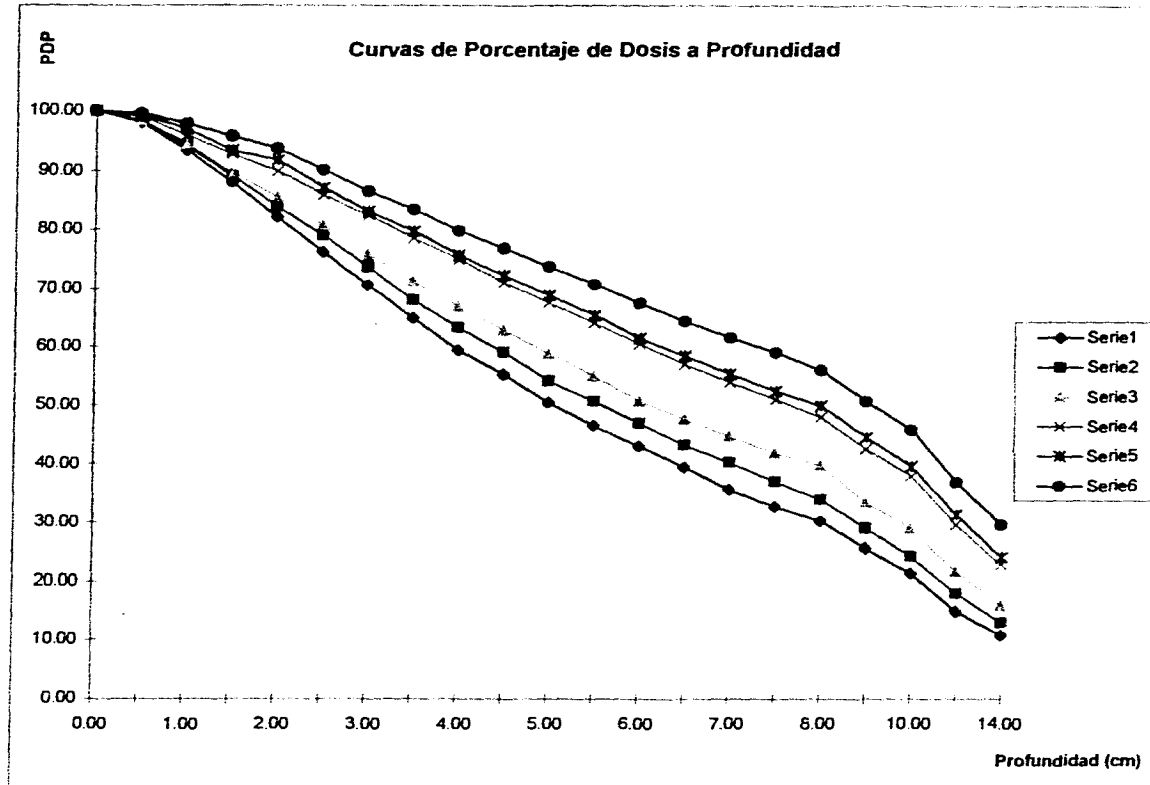
FILTRO 7



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

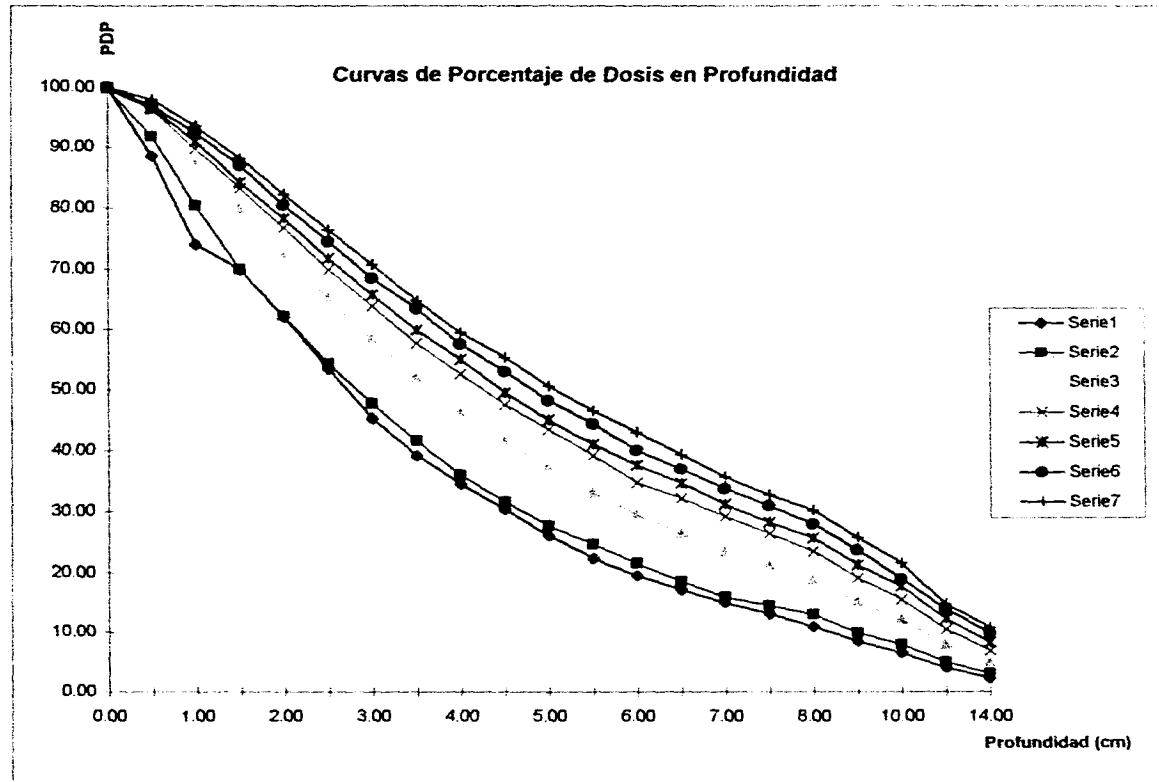
FILTRO 8



Serie 1 Cono de 0.4 cm
Serie 2 Cono de 0.6 cm
Serie 3 Cono 8 x 8 cm

Serie 4 Cono de 10 x 15 cm
Serie 5 Cono de 10 x 20 cm
Serie 6 Cono de 20 x 20 cm

Comparación de Porcentajes de Dosis a Profundidad para el cono ϕ 4 cm

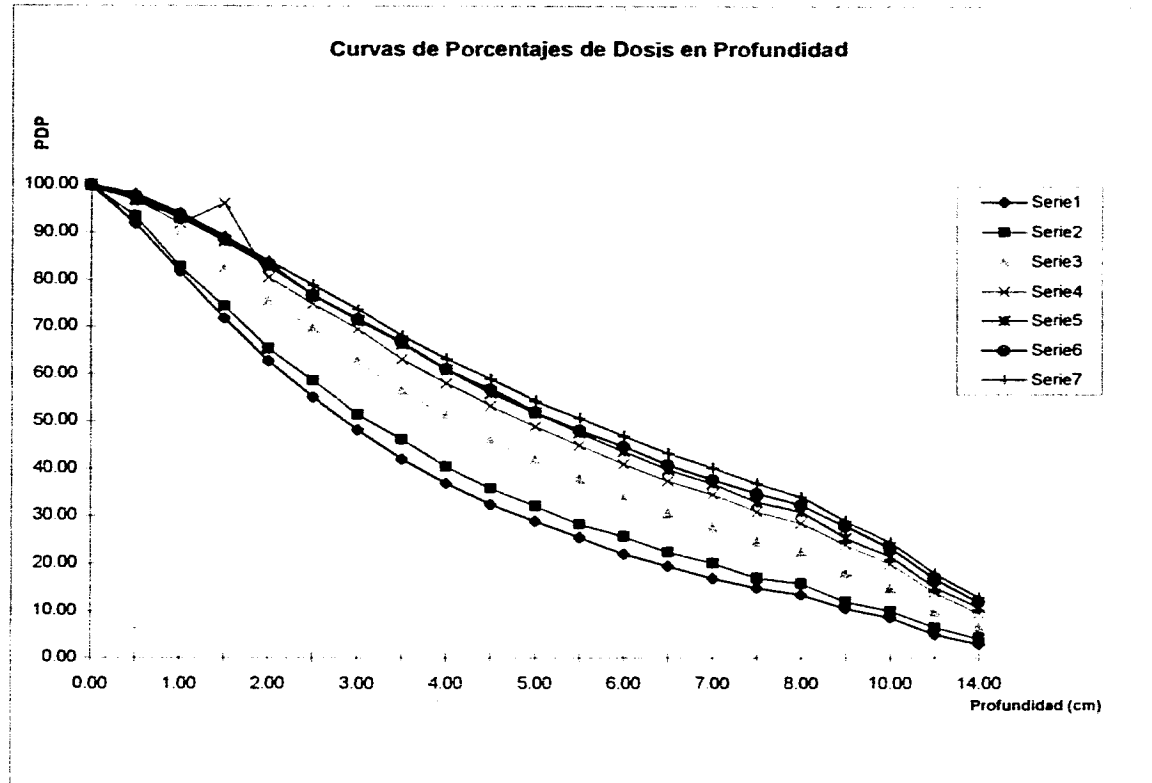


Serie 1 Energía de 90 kVp
Serie 2 Energía de 100 kVp
Serie 3 Energía de 135 kVp

Serie 4 Energía de 180 kVp
Serie 5 Energía de 225 kVp
Serie 6 Energía de 270 kVp

Serie 7 Energía de 300 kVp

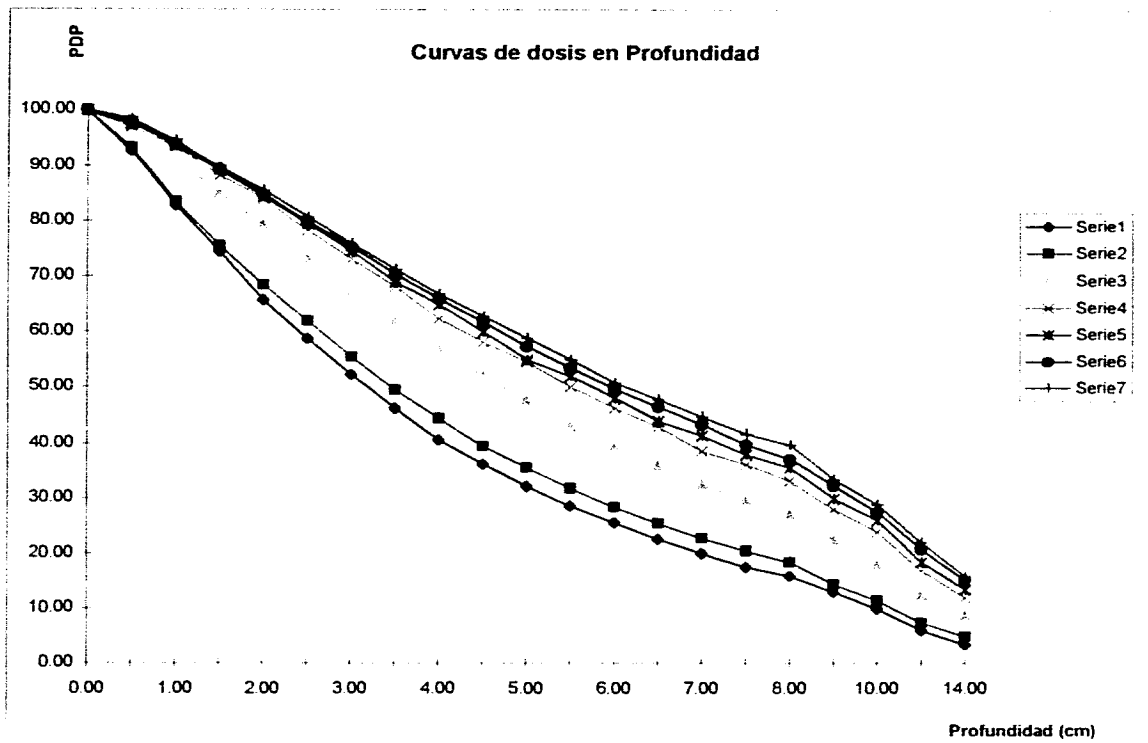
Comparación de Porcentajes de Dosis a Profundidad para el cono ϕ 6 cm



Serie 1 Energía de 90 kVp
Serie 2 Energía de 100 kVp
Serie 3 Energía de 135 kVp

Serie 4 Energía de 180 kVp
Serie 5 Energía de 225 kVp
Serie 6 Energía de 270 kVp

Serie 7 Energía de 300 kVp

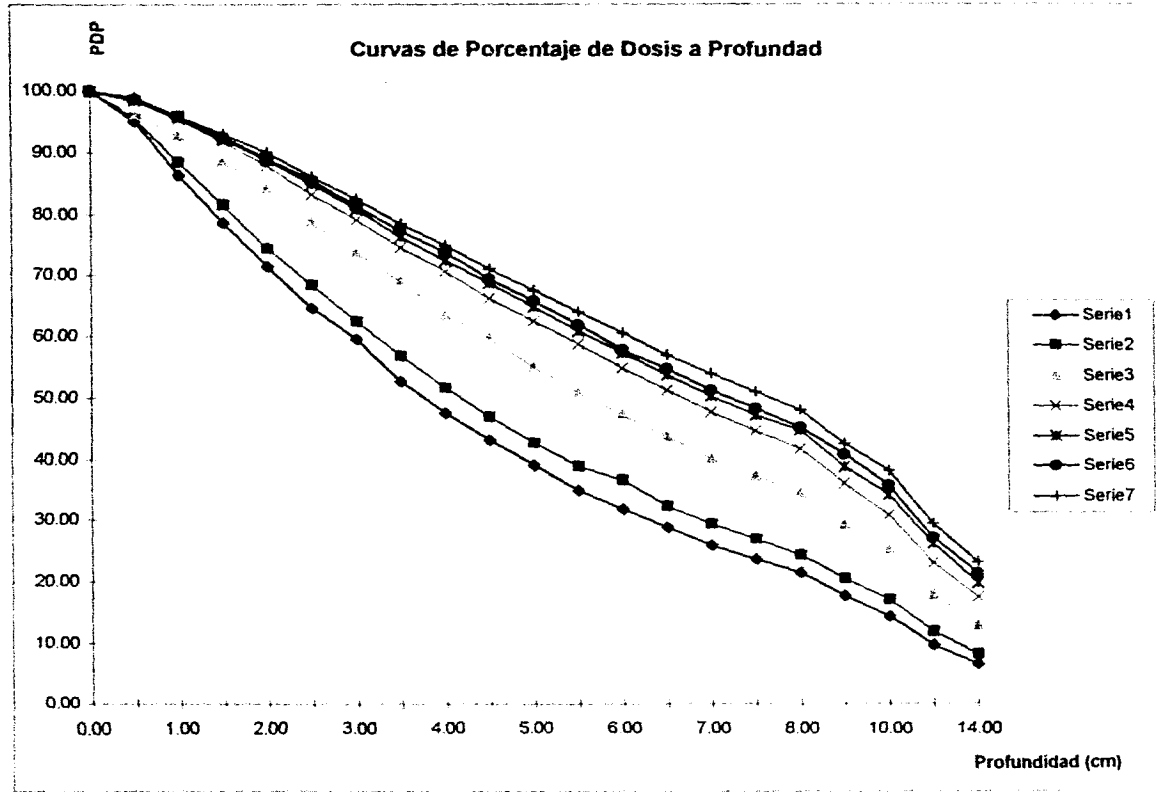


Serie 1 Energía de 90 kVp
 Serie 2 Energía de 100 kVp
 Serie 3 Energía de 135 kVp

Serie 4 Energía de 180 kVp
 Serie 5 Energía de 225 kVp
 Serie 6 Energía de 270 kVp

Serie 7 Energía de 300 kVp

Comparación de Porcentajes de Dosis a Profundidad para el cono 10 x 15 cm

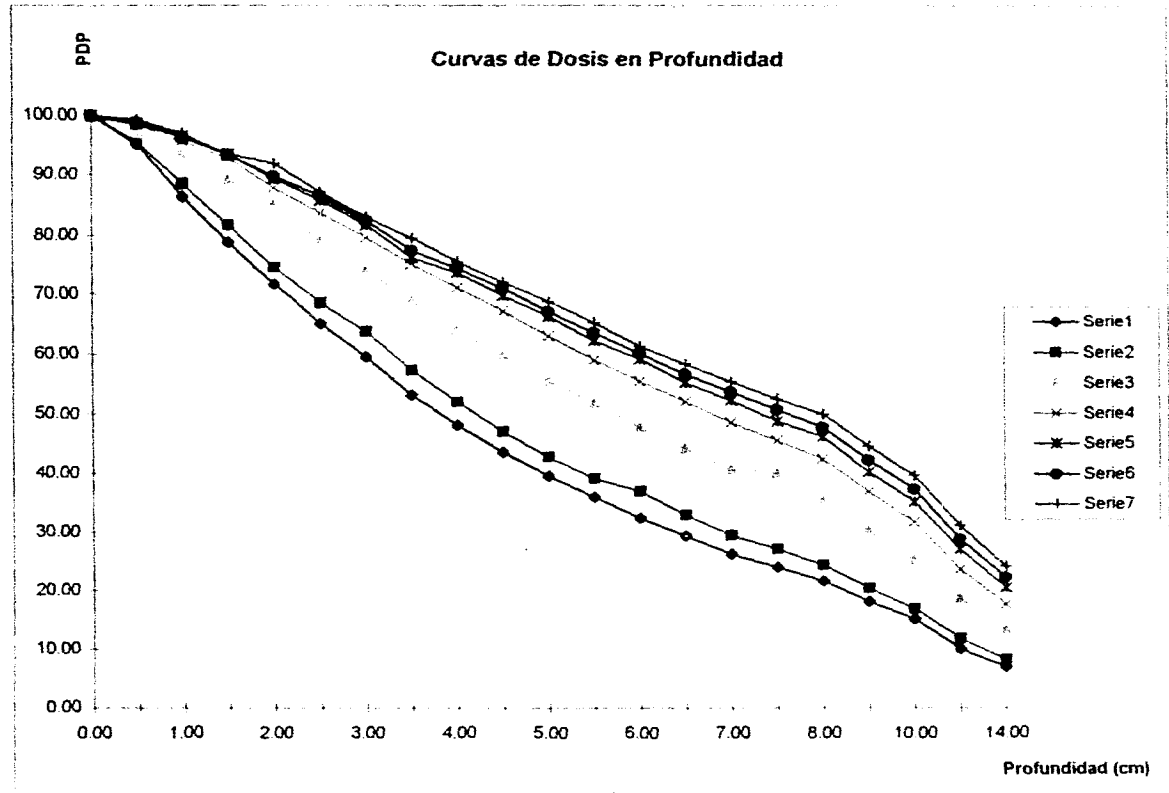


Serie 1 Energia de 90 kVp
 Serie 2 Energia de 100 kVp
 Serie 3 Energia de 135 kVp

Serie 4 Energia de 180 kVp
 Serie 5 Energia de 225 kVp
 Serie 6 Energia de 270 kVp

Serie 7 Energia de 300 kVp

Comparación de Porcentajes de Dosis a Profundidad para el cono 10 x 20 cm

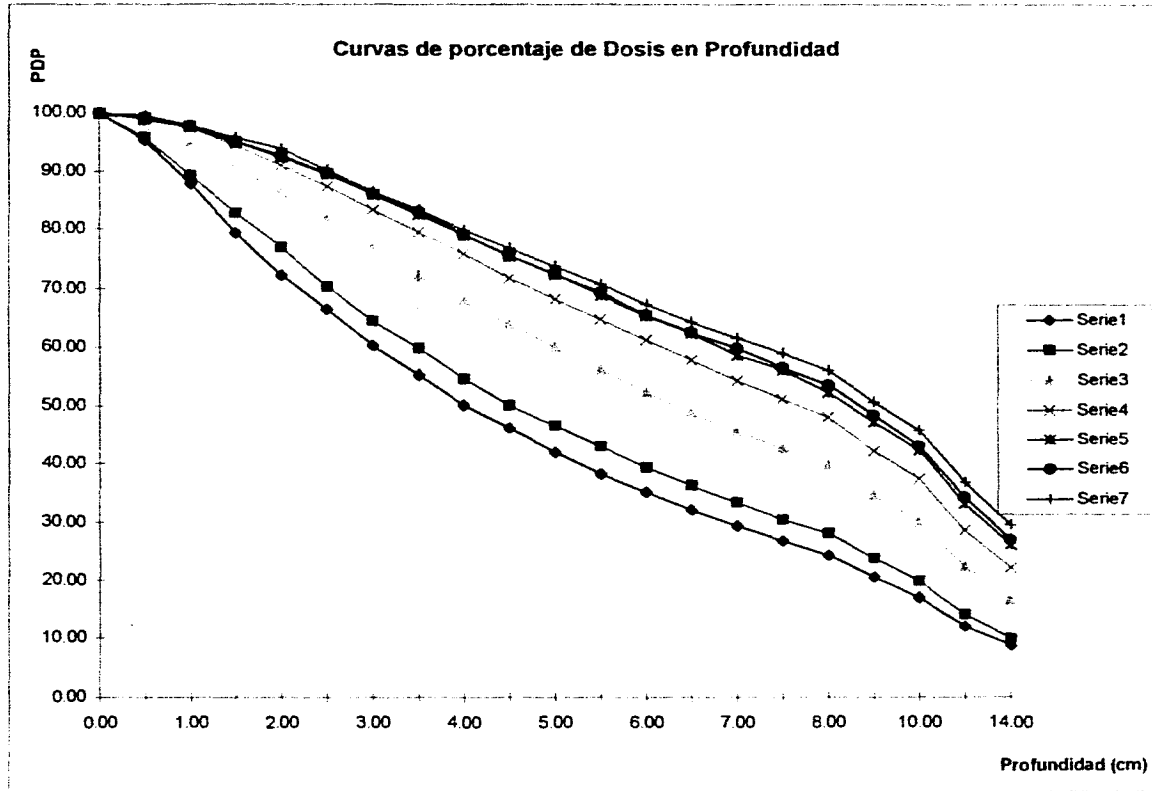


Serie 1 Energía de 90 kVp
Serie 2 Energía de 100 kVp
Serie 3 Energía de 135 kVp

Serie 4 Energía de 180 kVp
Serie 5 Energía de 225 kVp
Serie 6 Energía de 270 kVp

Serie 7 Energía de 300 kVp

Comparación de Porcentajes de Dosis a Profundidad para el cono 20 x 20 cm



Serie 1 Energía de 90 kVp
Serie 2 Energía de 100 kVp
Serie 3 Energía de 135 kVp

Serie 4 Energía de 180 kVp
Serie 5 Energía de 225 kVp
Serie 6 Energía de 270 kVp

Serie 7 Energía de 300 kVp

5.4 Análisis de las Gráficas de Porcentajes de Dosis a Profundidad (PDP) obtenidas experimentalmente.

Las medidas de PDP para los diferentes conos mostrados en las gráficas anteriores, indican que en todos los casos (excepto para el cono ϕ 4 cm y energía de 90 kVp), se obtiene en los primeros 5 mm de profundidad un nivel de dosis dentro del 90% por ciento de la dosis absorbida en superficie. Esto indica que estas condiciones de irradiación serían apropiadas para tratar tumores confinados a 5 mm de profundidad por debajo de la piel.

Si el interés clínico se extiende hasta 2 cm de profundidad, las medidas del PDP en las gráficas anteriores señalan que solamente los conos que determinan una distancia fuente piel de 50 cm, y con rayos X de alta energía (150 a 300 kVp) se depositan dosis a esta profundidad con valores dentro de un 90% por ciento de la dosis absorbida en superficie.

En general de las gráficas de porcentaje de dosis a profundidad, se confirma que la dosis absorbida en profundidad son mayores para aquellos conos que requieren mayor distancia fuente piel. Esto es consecuencia del efecto del factor $1/r^2$. Sin embargo, los valores absolutos de la tasa de dosis (ver tablas de la tasa de dosis) son menores por la misma razón.

Las gráficas que muestran el PDP reflejan la misma información anterior pero organizada de una manera alternativa. Cada gráfica corresponde a un mismo filtro (y energía de haz) pero diferente aplicador, estas comparan el mismo aplicador pero para diferentes energías. Los comentarios para ambos casos son los mismos explicados anteriormente.

Capítulo 6

Estimación de la dosis en profundidad por medio del análisis del espectro de energía de rayos X.

En el capítulo anterior se presentaron las medidas experimentales de las tasas de dosis y las gráficas experimentales de los porcentajes de dosis a profundidad que constituyen el objetivo de este trabajo. A continuación se escoge una serie de medidas de PDP (a 100 kVp, y el cono de ϕ 4 cm) y se tratará de interpretarlos cuantitativamente usando un modelo simple de atenuación exponencial.

6.1 Espectro de emisión de equipos de rayos X

El espectro de emisión de los equipos de rayos X es continuo, debido a que la energía de los fotones emitidos puede oscilar desde cero hasta el valor máximo. La forma general del espectro de rayos X continuo es la misma para todos los aparatos de rayos X. La mayoría de fotones de rayos X se emiten con una energía igual a la tercera parte de la energía fotónica máxima. (Ver la figura 6.1).

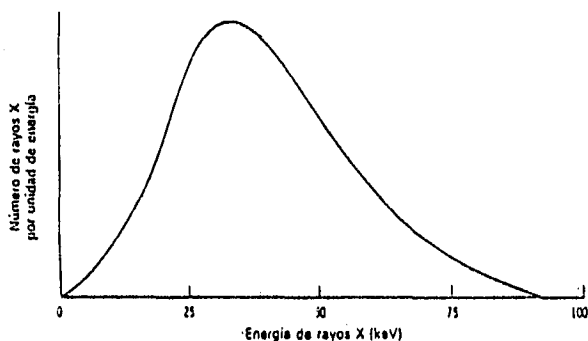


Figura 6.1 Forma general de un espectro de emisión de rayos X.

6.2 Factores que afectan el espectro de emisión de rayos X

El número total de rayos X emitidos por un tubo de rayos X está determinado por el área bajo la curva. La forma general de un espectro de emisión siempre es la misma, pero puede cambiar su posición relativa a lo largo del eje de energía.

Cuanto más hacia la derecha esté el espectro, mayor será la energía efectiva o calidad del haz de rayos X. Cuanto mayor sea el área bajo la curva, mayor será la intensidad o cantidad de rayos X.

A continuación mostramos una serie de factores que influyen en el tamaño y la posición relativa de los espectros de emisión de rayos X.

FACTOR	EFFECTO
Corriente del Tubo	Amplitud del Espectro
Tensión del Tubo	Amplitud y Posición
Filtración Añadida	Amplitud más eficaz a energía más baja
Material del Blanco	Amplitud del espectro y posición

6.2.1 Influencia de la corriente de tubo.

Un cambio en la corriente de tubo de rayos X da lugar a un cambio proporcional en la amplitud del espectro de emisión de rayos X a todas las energías. Así, el área bajo la curva de la emisión de rayos X varía proporcionalmente a los cambios de corriente mA, al igual que la intensidad de salida de la máquina de rayos X.

Por ejemplo, si se cambia la corriente de 200 mA a 400 mA, manteniendo constantes otras condiciones, fluirán dos veces más electrones desde el cátodo hacia el ánodo. Esta modificación producirá dos veces más fotones de rayos X a cualquier energía fotónica. El espectro de emisión de fotones cambiará de amplitud pero no de forma. (Ver figura 6.2).

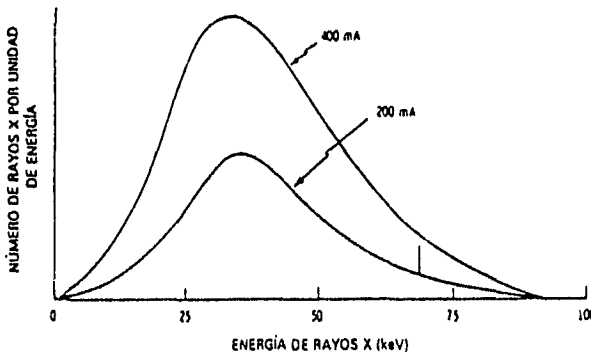


Figura 6.2 El cambio de la corriente del tubo da lugar a una variación proporcional en la amplitud del espectro de emisión de rayos X para todas las energías.

6.2.2 Influencia del potencial del tubo.

El cambio de la tensión de pico afecta a la amplitud y a la posición del espectro de emisión de rayos X. Cuando aumenta la tensión de pico, el área bajo la curva aumenta aproximadamente con el cuadrado del factor por el que se elevó el kVp. En base a lo anterior, la intensidad aumenta con el cuadrado de tal factor. Cuando aumenta la tensión de pico, la distribución relativa de los fotones de rayos X emitidos, se desvía hacia la derecha, hacia energías más altas de los rayos X. La energía máxima de la emisión numéricamente igual a la tensión de pico.

En la figura 6.3 se muestra el efecto del aumento de la tensión de pico, mientras los demás factores se mantienen constantes. El espectro inferior representa la operación de una máquina de rayos X a 72 kVp y el superior representa la operación a 82 kVp, lo que supone un aumento de 10 kVp. Se puede ver que el área bajo la curva se ha doblado hacia abajo, mientras que la posición relativa de la curva se ha desviado hacia el lado de energía más alta.

Se emite una mayor cantidad de fotones a todas las energías durante la operación a 82 kVp que durante la operación a 72 kVp. El aumento es, sin embargo, relativamente mayor para los fotones de rayos X de alta energía que para los fotones de baja energía.

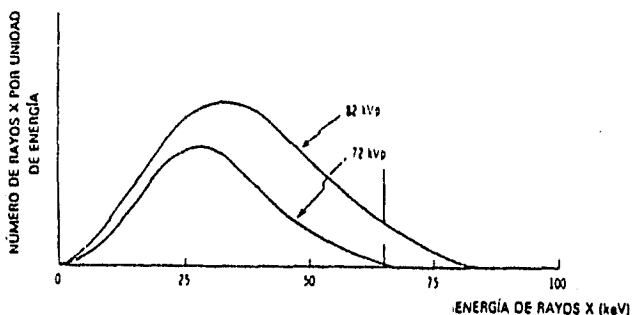


Figura 6.3 El cambio de la tensión de pico da lugar a un aumento de la amplitud del espectro de emisión para todas las energías, aunque el aumento es mayor para las energías altas que para las bajas. Por tanto, el espectro se desvía hacia la derecha o a las altas energías.

6.2.3 Influencia de la filtración añadida.

La adición de filtración a una máquina de rayos X tiene efecto sobre la forma relativa del espectro, efecto que es similar al aumento de la tensión de pico. Este efecto se muestra en la figura 6.4, donde el tubo funciona a 95 kVp, con filtración añadida de 2 mm de aluminio (Al), en comparación con la misma operación pero con filtración añadida de 4 mm de Al.

La filtración absorbe con más efectividad los rayos X de energía baja que los de energía alta, de forma que el espectro de emisión de rayos X se reduce más a la izquierda que a la derecha. El resultado es un aumento de la energía efectiva del haz de rayos X (mayor capacidad de penetración), con una reducción asociada de la intensidad del haz.

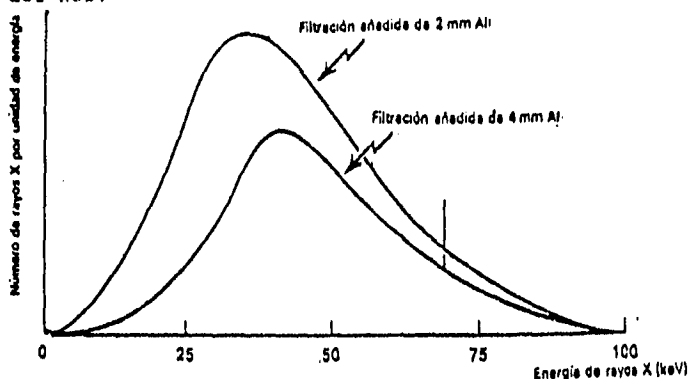


Figura 6.4 La adición de filtración a un tubo de rayos X da lugar a una disminución de la intensidad de rayos X, pero aumenta la energía efectiva. Los espectros de emisión aquí representados son el resultado de operar con la misma corriente instantánea y tensión de pico pero con diferente filtración.

6.2.4 Influencia del material del blanco.

Básicamente, cuando aumenta el número atómico del material del blanco aumenta la eficacia de la producción de radiación de frenado, ya que el número de fotones de alta energía aumenta con más facilidad que los de baja energía.

En la figura 6.5 se representan esquemáticamente los cambios del espectro, es decir, el espectro continuo aumenta ligeramente de amplitud, sobre todo en el lado de alta energía, al aumentar el número atómico del blanco; los números atómicos del tungsteno y del oro son 74 y 79 respectivamente.

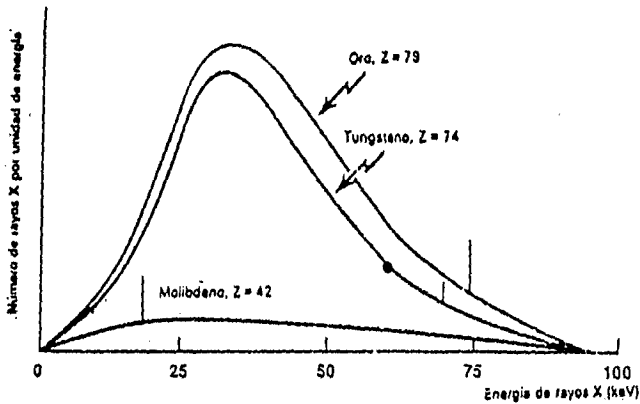


Figura 6.5 El espectro de emisión continuo aumenta ligeramente de amplitud, sobre todo en el lado de alta energía al aumentar el número atómico del blanco.

6.3 Dosis absorbida en cualquier medio.

La ecuación 2.11 del capítulo 2 indica cómo la dosis absorbida D a un medio puede ser calculada a partir de la fluencia de energía y del promedio del coeficiente másico de absorción de energía, si se tiene equilibrio electrónico, es decir:

$$D = \psi \cdot \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \quad 6.1$$

Si se supone que ψ_{air} es la fluencia de energía en un punto en aire y ψ_{med} es la fluencia de energía en el mismo punto cuando un material distinto del aire se interpone al haz de radiación, entonces bajo condiciones de equilibrio electrónico, la dosis en aire está relacionada a cualquier otro medio por la siguiente relación:

$$\frac{D_{med}}{D_{air}} = \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{med}}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{air}} \cdot A \quad 6.2$$

donde A es un factor de transmisión igual al cociente de ψ_{med}/ψ_{air} en el punto de interés.

De las ecuaciones 1.13 del capítulo 1 y 6.2 se obtiene la relación entre la exposición en aire y la dosis absorbida en el medio:

$$D_{med} = X \cdot \frac{W_{air}}{\rho} \cdot \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{med}}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{air}} \cdot A \quad 6.3$$

Si X está expresado en Roentgens y D_{red} en (cCy = 1 rad) se tiene que:

$$D_{\text{medio}} = [0.876 \frac{(\overline{\mu_{\text{en}}/Q})_{\text{medio}}}{(\overline{\mu_{\text{en}}/Q})_{\text{aire}}}] \cdot X \cdot A \quad 6.4$$

La cantidad f_{red} es expresada por:

$$f_{\text{medio}} = 0.876 \cdot \frac{(\overline{\mu_{\text{en}}/Q})_{\text{medio}}}{(\overline{\mu_{\text{en}}/Q})_{\text{aire}}} \quad 6.5$$

Finalmente la ecuación de la dosis recibida por el medio queda como sigue:

$$D_{\text{medio}} = f_{\text{medio}} \cdot X \cdot A \quad 6.6$$

La cantidad f_{red} , o simplemente el factor f, es conocido como el factor de conversión de Roentgens a cCy. Este factor depende del coeficiente másico de absorción de energía del medio relativo al aire. Entonces el factor f es una función de la composición del medio así como de la energía de los fotones. Existen valores ya tabulados de esta expresión para distintos materiales (2, 3).

Si se conoce el espectro será necesario encontrar el promedio o valor efectivo para esta cantidad por integración de éste sobre el espectro entero de fotones de energía presente en ese punto. Entonces:

$$f_{\text{medio}} = (0.00876 \text{ Gy/R}) \frac{\int (\frac{\mu_{\text{en}}(h\nu)}{Q})_{\text{medio}} (\frac{d\Phi(h\nu)}{dh\nu}) dh\nu}{\int (\frac{\mu_{\text{en}}(h\nu)}{Q})_{\text{aire}} (\frac{d\Phi(h\nu)}{dh\nu}) dh\nu} \quad 6.7$$

donde:

$d\Phi(h\nu)/dh\nu$ es la fluencia de fotones por intervalo de energía.

Entonces, si conocemos el espectro de fotones con respecto a su energía se puede calcular la atenuación que va teniendo el espectro conforme penetra en agua. Es decir, a partir de la forma del espectro en aire, y después calcular la atenuación a distintas profundidades para cada intervalo de energía por medio de la siguiente ecuación,

$$I_{\text{agua}} = I_{\text{aire}} e^{-\mu x} \quad 6.8$$

Se estima el valor del factor f_{red} y después calcular el valor de la dosis conociendo previamente el valor de la exposición.

6.4 Cálculos de dosis en profundidad para un espectro de 100 kVp incidente sobre agua.

En lo que resta de este capítulo se hace el análisis de la atenuación que presenta un espectro de fotones al interactuar con agua. Se compara la atenuación a diferentes profundidades y se estima la tasa de dosis que se deposita. Se presentan los resultados del análisis para 4 posibles formas espectrales, de un espectro producido por un potencial de 100 kVp.

Después se calcula la tasa de dosis depositada en profundidad para los 4 espectros teóricos propuestos. Las figuras 6.6 a 6.9 muestran los espectros a medida que se transportan en el agua. Para el cálculo se utilizó la ecuación 6.8 con coeficientes de atenuación lineal μ obtenidos de la referencia bibliográfica No.3 de este trabajo. La gráfica 6.10 muestra la tasa de dosis en profundidad medida para la condiciones de 100 kVp y para el cono ϕ 4 cm. Además, se indican los cálculos teóricos obtenidos de la ecuación 6.6 usando los 4 espectros ya discutidos anteriormente. En el apéndice 5 se muestran los cálculos empleados en el análisis de los espectros de energías con el modelo simple de atenuación.

TABLA DE DATOS DEL ESPECTRO DE ENERGIA 1

ENERGIA (KeV)	AIRE	PROFUNDIDAD EN AGUA				
		1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
15	1.00E+12	2.08E+11	4.35E+10	9.06E+09	1.89E+09	3.94E+08
20	5.00E+12	2.34E+12	1.09E+12	5.09E+11	2.76E+11	1.29E+11
30	2.85E+13	1.99E+13	1.38E+13	9.64E+12	6.78E+12	4.68E+12
40	3.50E+13	2.69E+13	2.07E+13	1.59E+13	1.22E+13	9.40E+12
50	3.10E+13	2.48E+13	1.98E+13	1.58E+13	1.26E+13	1.00E+13
60	2.20E+13	1.79E+13	1.46E+13	1.19E+13	9.70E+12	7.91E+12
80	1.10E+13	9.16E+12	7.62E+12	6.35E+12	5.28E+12	4.40E+12
100	1.00E+12	8.43E+11	7.11E+11	5.99E+11	5.05E+11	4.26E+11

TABLA DE DATOS DEL ESPECTRO DE ENERGIA 2

ENERGIA (KeV)	AIRE	PROFUNDIDAD EN AGUA				
		1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
10	1.00E+12	6.31E+09	3.98E+07	2.51E+05	1.58E+03	9.98E+01
15	8.50E+12	1.77E+12	3.69E+11	7.70E+10	1.60E+10	3.35E+09
20	1.80E+13	8.41E+12	3.93E+12	1.83E+12	8.57E+11	4.00E+11
30	3.00E+13	2.09E+13	1.46E+13	1.02E+13	7.07E+12	4.39E+12
40	3.50E+13	2.69E+13	2.07E+13	1.59E+13	1.22E+13	9.40E+12
50	3.10E+13	2.48E+13	1.98E+13	1.58E+13	1.26E+13	1.00E+13
60	2.20E+13	1.79E+13	1.46E+13	1.19E+13	9.70E+12	7.91E+12
80	1.10E+13	9.16E+12	7.62E+12	6.35E+12	5.28E+12	4.40E+12
100	1.00E+12	8.43E+11	7.11E+11	5.99E+11	5.05E+11	4.26E+11

TABLA DE DATOS DEL ESPECTRO DE ENERGIA 3

ENERGIA (KeV)	AIRE	PROFUNDIDAD EN AGUA				
		1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	6 cm
20	2.00E+12	9.60E+11	4.38E+11	2.40E+11	9.52E+10	4.44E+10
30	2.20E+13	1.57E+13	1.07E+13	7.44E+12	5.19E+12	3.82E+12
40	3.50E+13	2.74E+13	2.07E+13	1.59E+13	1.22E+13	9.40E+12
50	3.10E+13	2.52E+13	1.98E+13	1.58E+13	1.28E+13	1.01E+13
60	2.20E+13	1.83E+13	1.48E+13	1.19E+13	9.70E+12	7.91E+12
80	1.10E+13	9.32E+12	7.62E+12	6.35E+12	5.28E+12	4.40E+12
100	1.00E+12	8.57E+11	7.11E+11	5.99E+11	5.05E+11	4.26E+11

TABLA DE DATOS DEL ESPECTRO DE ENERGIA 4

ENERGIA (KeV)	AIRE	PROFUNDIDAD EN AGUA				
		1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
10	1.00E+12	8.31E+09	3.98E+07	2.51E+05	1.58E+03	9.98E+01
15	3.00E+12	8.25E+11	1.30E+11	2.72E+10	5.66E+09	1.18E+09
20	1.00E+13	4.67E+12	2.31E+12	1.02E+12	4.76E+11	2.22E+11
30	2.80E+13	1.95E+13	1.36E+13	9.47E+12	6.60E+12	4.60E+12
40	3.50E+13	2.69E+13	2.07E+13	1.59E+13	1.22E+13	9.40E+12
50	3.10E+13	2.48E+13	1.98E+13	1.58E+13	1.26E+13	1.01E+13
60	2.20E+13	1.79E+13	1.48E+13	1.19E+13	9.70E+12	7.91E+12
80	1.10E+13	9.16E+12	7.62E+12	6.35E+12	5.28E+12	4.40E+12
100	1.00E+12	8.43E+11	7.11E+11	5.99E+11	5.05E+11	4.26E+11

ESPECTRO DE ENERGIA 1

Fluencia de Fotones

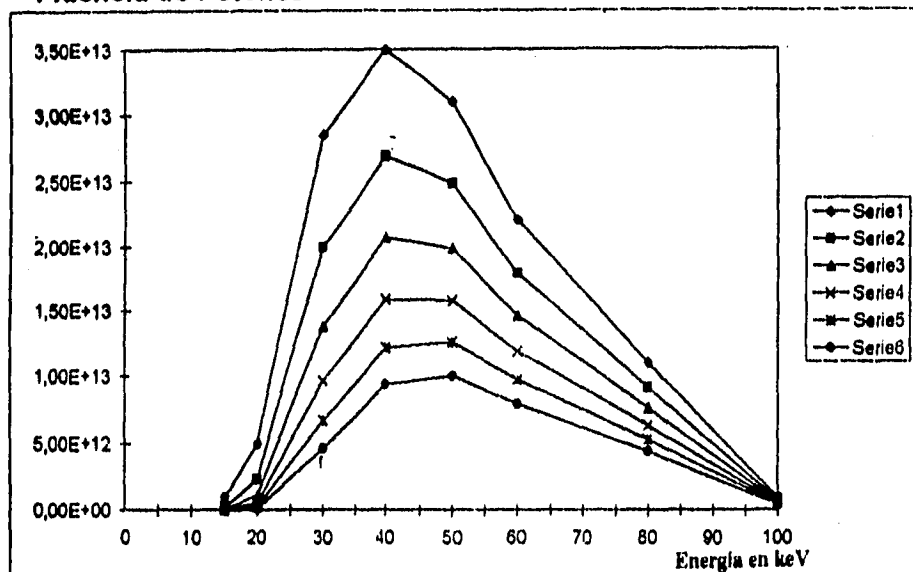


figura 6.6

Serie 1 Fluencia de fotones en aire

Serie 2 Fluencia de fotones en agua a 1 cm de profundidad

Serie 3 Fluencia de fotones en agua a 2 cm de profundidad

Serie 4 Fluencia de fotones en agua a 3 cm de profundidad

Serie 5 Fluencia de fotones en agua a 4 cm de profundidad

Serie 6 Fluencia de fotones en agua a 5 cm de profundidad

ESPECTRO DE ENERGIA 2

Fluencia de Fotones

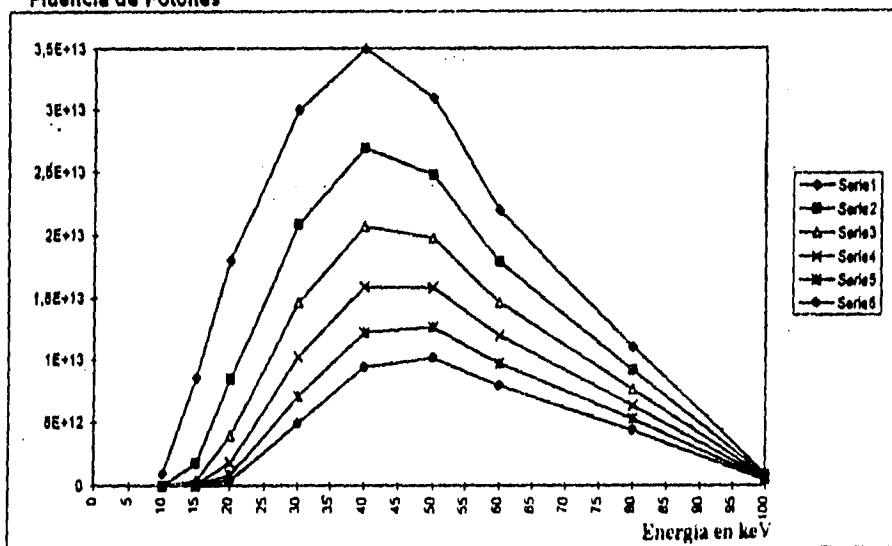


figura 6.7

- Serie 1 Fluencia de fotones en aire
- Serie 2 Fluencia de fotones en agua a 1 cm de profundidad
- Serie 3 Fluencia de fotones en agua a 2 cm de profundidad
- Serie 4 Fluencia de fotones en agua a 3 cm de profundidad
- Serie 5 Fluencia de fotones en agua a 4 cm de profundidad
- Serie 6 Fluencia de fotones en agua a 5 cm de profundidad

ESPECTRO DE ENERGIA 3

FLUENCIA DE FOTONES

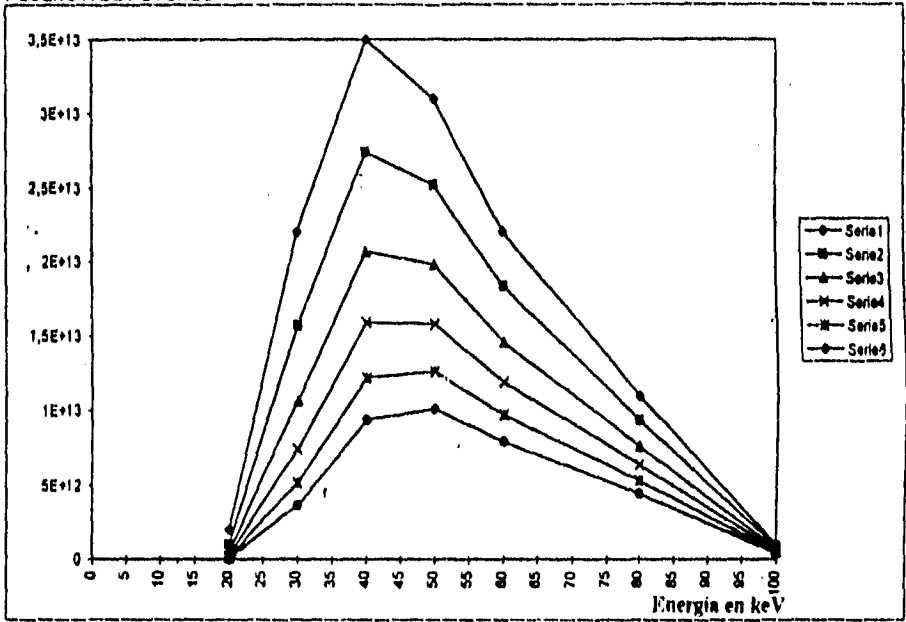


figura 6.8

- Serie 1 Fluencia de fotones en el aire
- Serie 2 Fluencia de fotones en el agua a 1 cm de profundidad
- Serie 3 Fluencia de fotones en el agua a 2 cm de profundidad
- Serie 4 Fluencia de fotones en el agua a 3 cm de profundidad
- Serie 5 Fluencia de fotones en el agua a 4 cm de profundidad
- Serie 6 Fluencia de fotones en el agua a 5 cm de profundidad

ESPECTRO DE ENERGIA 4

Fluencia de fotones

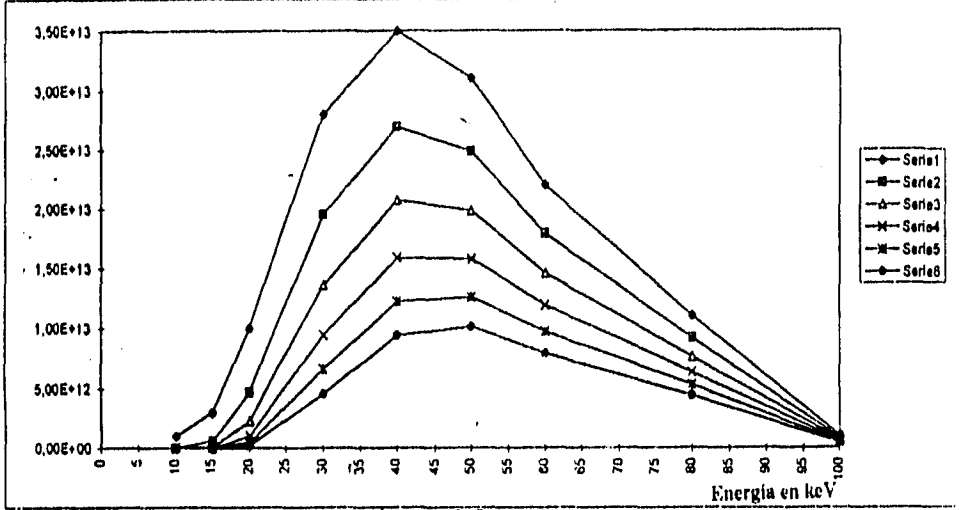


figura 6.9

- Serie 1 Fluencia de fotones en el aire
- Serie 2 Fluencia de fotones en agua a 1 cm de profundidad
- Serie 3 Fluencia de fotones en agua a 2 cm de profundidad
- Serie 4 Fluencia de fotones en agua a 3 cm de profundidad
- Serie 5 Fluencia de fotones en agua a 4 cm de profundidad
- Serie 6 Fluencia de fotones en agua a 5 cm de profundidad

6.5 Análisis de los resultados obtenidos experimentalmente y con el modelo simple de atenuación.

Aplicando el modelo simple de atenuación a las cuatro aproximaciones distintas del mismo espectro, se encontró que la del "Espectro 1", resulta ser la que mejor se acerca al valor de la dosis depositada a las profundidades en las que se midió experimentalmente el depósito de energía, debido a que la diferencia con respecto a los demás análisis espectrales es mayor el valor de la dosis estimada teóricamente por el modelo de atenuación.

La gráfica que nos muestra la comparación de la tasa de dosis experimental con la aproximación teórica nos indica que a medida que incrementa la profundidad en el medio dispersor (a partir de los 2 cm de profundidad) los valores de la dosis depositada tienden a acercarse por lo que el modelo es una buena aproximación para estimar el depósito de energía a través del conocimiento de la atenuación del espectro de energía a distintas profundidades.

A continuación se muestra la diferencia obtenida para las 4 formas espectrales.

Comparación de la Tasa de Dosis obtenida experimentalmente con el cálculo teórico

Tasa de Dosis en (cGy/min)

ESPECTRO 1

Profundidad en agua (cm)	1	2	3	4	5
D.C. Experimental	3.7911	2.9381	2.2511	1.6986	1.3033
D.C. Teórico	4.0359	2.9752	2.2536	1.7232	1.3288
Desviación	6.46	1.26	0.11	1.57	1.96

ESPECTRO 2

Profundidad en agua (cm)	1	2	3	4	5
D.C. Experimental	3.7911	2.9381	2.2511	1.6986	1.3033
D.C. Teórico	4.4756	2.9752	2.1287	1.5776	1.1978
Desviación	18.06	1.26	5.44	7.01	4.09

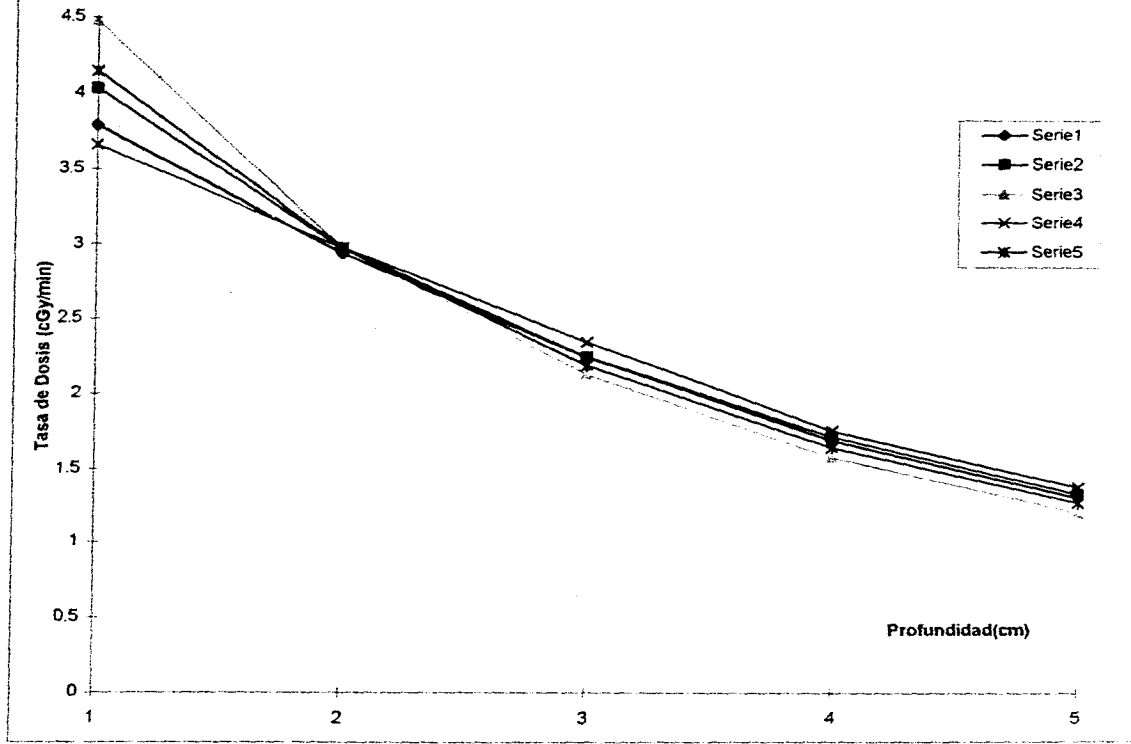
ESPECTRO 3

Profundidad en agua (cm)	1	2	3	4	5
D.C. Experimental	3.7911	2.9381	2.2511	1.6986	1.3033
D.C. Teórico	3.8631	2.9752	2.3512	1.7596	1.3726
Desviación	3.38	1.26	4.45	3.71	5.32

ESPECTRO 4

Profundidad en agua (cm)	1	2	3	4	5
D.C. Experimental	3.7911	2.9381	2.2511	1.6986	1.3033
D.C. Teórico	4.1483	2.9752	2.1928	1.6482	1.2685
Desviación	9.50	1.26	2.59	2.85	2.67

Comparación de la Tasa de Dosis Experimental con la aproximación Teórica



Serie 1, Dosis Experimental
Serie 2, Espectro 1, Calculo Teórico
Serie 3, Espectro 2, Calculo Teórico

Serie 4, Espectro 3, Calculo Teórico
Serie 5, Espectro 4, Calculo Teórico

CAPITULO 7

CONCLUSIONES

Los objetivos planteados por la Tesis han sido cubiertos, es decir, se determinó la tasa de dosis depositada por los rayos X producidos a diferentes intervalos de energía entre los 90 y 300 kVp, utilizando los protocolos del ICRU 23 y el del IAEA. Se obtuvieron los porcentajes de dosis a profundidad para cada filtro y aplicador en particular, y se comparó el valor experimental del depósito de energía a distintas profundidades con el modelo simple de atenuación para un caso en particular.

Con respecto a la determinación de la dosis depositada en agua, se puede decir que los principales factores que influyen en la selección de equipos de dosimetría y el protocolo a utilizar, son el tipo de servicio de calibración provisto por el Laboratorio Nacional de Metrología y de la disponibilidad de distintos tipos específicos de cámaras de ionización.

La precisión de la determinación de la dosis usando una cámara de ionización es determinada por muchos factores:

1. Instrumentación adecuada y completa.
2. Factor de Calibración de la cámara de ionización.
3. Factores de corrección y conversión adecuados.
4. Conocimiento y manejo del protocolo adecuado.

En ambos métodos (IAEA y ICRU), el factor de calibración de la cámara de ionización debe ser aplicable para la calidad de la radiación del haz en cuestión, el cual es obtenido por la intercomparación con la exposición (o kerma en aire) durante calibraciones en aire libre en un Laboratorio Nacional de Metrología.

Existen diferencias entre ambos protocolos. Por ejemplo, en la aplicación del ICRU 23 se utiliza un valor de $(\bar{W}/e) = 33.7$ J/C para aire seco, siendo el valor de 33.97 J/C el utilizado por el IAEA, resultando en un incremento del 0.8 % en los cálculos de la dosis absorbida en agua.

Los dos protocolos utilizan métodos diferentes para derivar el valor final de la dosis absorbida. El ICRU usa el factor F de conversión de exposición a dosis, mientras que el IAEA usa el cociente explícito del coeficiente másico de absorción de energía de agua a aire promediado sobre la fluencia espectral de fotones en el punto de medida; este cociente es también una componente de F. De acuerdo al ICRU 23, el factor F no varía por más del 2 % para tamaños de campo relevantes a radioterapia.

Una última diferencia es que el protocolo IAEA incorpora en su ecuación un factor de corrección por perturbación, el cual tiene

valores en el intervalo desde 1.01 a 1.10 para rayos X generados por potenciales entre 100 y 280 kVp. Con respecto a las curvas de dosis en profundidad obtenidas experimentalmente, podemos decir que la dosificación de los rayos X requiere de un conocimiento exacto tanto de la tasa de dosis como del poder de penetración de la radiación usada. Con el conocimiento de una curva de dosis porcentual, en profundidad, se puede tener una idea de la penetración de los rayos X en el tejido humano.

Experimentalmente se encontró que los factores que influyen en el porcentaje de dosis en profundidad son:

1. La calidad de los rayos X.
2. La distancia fuente superficie .
3. El tamaño de campo.
4. La naturaleza del medio irradiado.

Calidad de los rayos X.

Debido a que el haz de rayos X consiste en un conjunto de calidades diferentes, su poder de penetración está determinado por las longitudes de onda presentes en el espectro y por la intensidad relativa de cada una de las longitudes de onda componentes. La elección de la calidad de radiación dependerá en gran parte de la profundidad a la que corresponde el tratamiento.

Distancia Fuente Superficie.

Se encontró experimentalmente que a medida que aumentan la distancias fuente-superficie hacia el medio dispersor, la tasa de dosis decrece de acuerdo con la ley de la inversa de los cuadrados, la ley de atenuación y retrodispersión (backscatter).

Tamaño del Campo Irradiado.

La importancia del tamaño de campo en la producción de una cierta dosis en profundidad está estrechamente relacionado con la cantidad de radiación dispersa, debido a que la radiación dispersa convierte cada punto dentro del haz de rayos X en el interior de un fantoma de agua en un nuevo foco de radiación, que emite a su vez rayos en todas direcciones, incrementando la tasa de dosis depositada.

Naturaleza del Medio Irradiado.

Se deben tener en cuenta las diferencias de absorción debido a diferentes tipos de medios irradiados; el cálculo de dosis en cuerpos homogéneos es relativamente simple.

Finalmente, con respecto a la estimación de la dosis absorbida a través de un modelo simple de atenuación, para la aproximación de un espectro de energía producido por 100 kVp se encontró que para cuatro aproximaciones diferentes del mismo espectro es posible reproducir la dosis absorbida con un valor cercano al valor experimental. De manera que si se conoce el espectro de energía, es posible determinar, en una primera aproximación, la atenuación que se tendrá a diferentes profundidades dentro de un medio dispersor como agua.

APENDICE 1

CARACTERISTICAS DE OPERACION DEL EQUIPO DE RAYOS X

THERAPAX 300

Apéndice 1

1.- Descripción de las actividades a realizar con el equipo Therapax 300. Terapia Superficial.

El equipo está diseñado para dar tratamientos de cáncer de piel, usualmente carcinoma de células basales o carcinoma de células escamosas. Es indicado para tratamientos de adenocarcinoma rectales usando la técnica intracavitaria transrectal de "Papillion", también se incluyen irradiaciones intraoperativas de tejidos residuales en ciertos tumores alojados, xanthogranuloma juvenil del iris, linfangioma circunscripto y tratamientos de Sarcoma de Kaposi relacionados con el SIDA.

2.- Descripción del equipo.

2.1 Especificaciones Técnicas.

a) Marca y Modelo: Equipo Therapax 300. Modelo DLX.

b) Energía del haz de radiación. El equipo produce rayos X con los siguientes parámetros de operación.

10-100 kV, 30 mA

150 kV, 20 mA

200 kV, 15 mA

300 kV, 10 mA.

c) Descripción de los grados de libertad para apuntar los haces de radiación en diferente direcciones.

El therapax 300 está provisto normalmente con un soporte del tubo de rayos X que es montado sobre el piso y que tiene las siguientes especificaciones :

Altura del soporte	2.65 m (mínimo)
Movimientos:	
Vertical	1.15 m
Foco a piso	0.50 m (mínimo)
	1.65 m (máximo)
Longitudinal	Fijo
Transversal	0.60 m
Rotación de Tubo:	
Vertical	90-0-90 grados
Horizontal	90-0-90 grados
Columna	180-0-180 grados

d) Características de la unidad de aceleración.

El tubo de rayos X bipolar utilizado por el sistema Therapax 300 DXT es alimentado por dos generadores de alta frecuencia Cockerroft-Walton que operan a 14 KHz. Estos generadores suministran un potencial DC al tubo de rayos X. El kV, que aparece en el display de la consola de control, es obtenido de divisores muy precisos de voltaje en cada generador. La corriente del tubo de rayos X también aparece en pantalla y es medida directamente en el generador.

Datos Técnicos.

Alimentación principal	208-108 monofásica +/-15% de fluctuación
Frecuencia de línea	17-62 Hz
Potencia de entrada	10 KVA mínima
Potencia de salida	3.2 KW
Rango del voltaje de tubo	10-300 KV
ajuste de voltaje de tubo	Continuamente ajustable e incrementos de 1 KV, dentro de +/- 1%, menos del 0.15 %.
Precisión de voltaje de tubo	
Onda del voltaje de tubo	
Repetibilidad del voltaje del tubo	mejor del 0.03 %
Onda de radiación(alta frecuencia)	menor del 0.07 %
Onda de radiación(baja frecuencia)	menor del 0.12 %
Tiempo de exposición	Incrementos de 1 hora y 1 segundo automática
Potencia constante y operación de corriente	
Calentamiento	automática
Generador (unipolar)	circuito de alta frecuencia Cockerroft Walton
Alimentación de frecuencia	Transformador en cátodo negativo, alimentación del generador (corriente directa)
Características de seguridad	La protección es provista para: exceso de kilovoltaje (kV) exceso de corriente (mA) exceso de potencia(watts) exceso de temperatura baja / alta de refrigerante

Tubo de rayos X

El MXR 321 es el foco del tubo de rayos X es de cerámica metálica con las siguientes especificaciones:

Tamaño de la mancha focal	5 x 5 mm
Condiciones de operación:	
Continuo	320 kVp-10 mA
kV máx.	320 kVp
mA máx.	30 mA
Potencia continua	3.2 kW máx.
Voltaje del filamento	6.4 V máx.
Corriente del filamento	14.6 A máx.
Filtración inherente	5 mm de Be
Material del blanco	tungsteno
Angulo del ánodo blanco	30°
Campo cubierto	40° total
Temperatura del aceite	50°C máx.
Flujo de aceite refrigerante	14 L/min. mín.

Dimensiones:

Longitud del tubo	560 mm
Diámetro del blindaje	160 mm
Peso del ensamblaje	20 kg
Peso insertado	3.5 kg

e) Características de la fuente y señal de la alimentación.

Se utiliza un generador de rayos X de alta frecuencia (14 kHz), que es enfriado por medio de aceite, cátodo multiplicador Cockroft-Walton de 160 kV y ánodo multiplicador Cockroft-Walton de 160 kV, generadores provistos con muy alta estabilidad, voltaje y corriente del tubo de rayos X con baja onda y un mínimo de variación en intensidad de la radiación producida. Dimensiones para cada generador:

Ancho	340 mm
Altura	1,370 mm
Peso	100 kg

Datos técnicos

Voltaje de línea	190-480V-50/60HZ
Potencia de entrada	6 kVA máximo
Potencia de salida	3.2 kW máximo
Voltaje de salida	75-300 kV
Corriente de salida	1-30 mA

f) Tensión nominal máxima: 320 kV

g) Corriente máxima: 30 mA

h) Filtración del haz de fotones (materiales y espesores).

kVp	mA	CHR (mm)
300	10	3.0 Cu
300	10	2.0 Cu
300	10	1.0 Cu
150	20	0.5 Cu
120	25	1.0 Al
120	25	2.0 Al
120	25	2.0 Al
80	30	1.0 Al
80	30	0.7 Al
50	30	0.4 Al
50	30	0.2 Al
30	20	0.1 Al

Tabla 1. Rendimiento nominal para fotones.

i) Accesorios de limitación del haz utilizados con el equipo, tales como conos y colimadores, especificando geometrías, materiales y dimensiones.

El Therapax 300 cuenta con los siguientes aplicadores de tratamiento:

para 30 cm FSD, cono circular: 4, 6, 8 cm de diámetro
para 30 cm FSD, cono rectangular: 8 x 6 cm
para 30 cm FSD, cono cuadrado: 8 x 8 cm
para 50 cm FSD, cono cuadrado: 20 x 20 cm
para 50 cm FSD, cono rectangular: 12 x 6, 15 x 12,
10 x 8, 20 x 10, 12 x 8, 15 x 8 cm.

j) Radiación de fuga nominal para fotones.

Menor de 1000 mR/hr a 1 metro del tubo, con carga máxima de corriente y kilovoltaje.

k) Descripción del enfriamiento del blanco.

El ánodo o blanco del equipo es enfriado por medio de aceite inyectado a presión, con una potencia de enfriamiento de 4 kW con intercambiador de calor agua a aire. Un switch de seguridad de flujo ajustable y termostatos de alta temperatura y aumento de presión protegen al tubo de rayos X de cualquier sobrecalentamiento. En caso de fallas por altas temperaturas, alta presión o falla de flujo de aceite, la unidad puede detenerse automáticamente deteniendo el tratamiento e indicándolo en el display del panel de control del operador.

Especificaciones Técnicas

Capacidad de aceite	30 litros
Flujo de aceite	19 litros/min+/-1
Presión	275 a 585 kPa máx.
Flujo de aire	25 m ³ / min.
Temperatura	35 °C admisión máx. 35 °C ambiental

l) Blanco utilizado para la generación de fotones.
Tungsteno.

m) Area máxima de la sección transversal de los haces de los fotones.

Para rayos X a 50 cm FSD, con cuadrado de 20 x 20 cm.
Finalmente mostramos una figura que nos indica la apariencia física del equipo de rayos X.

CONOS Y APLICADORES

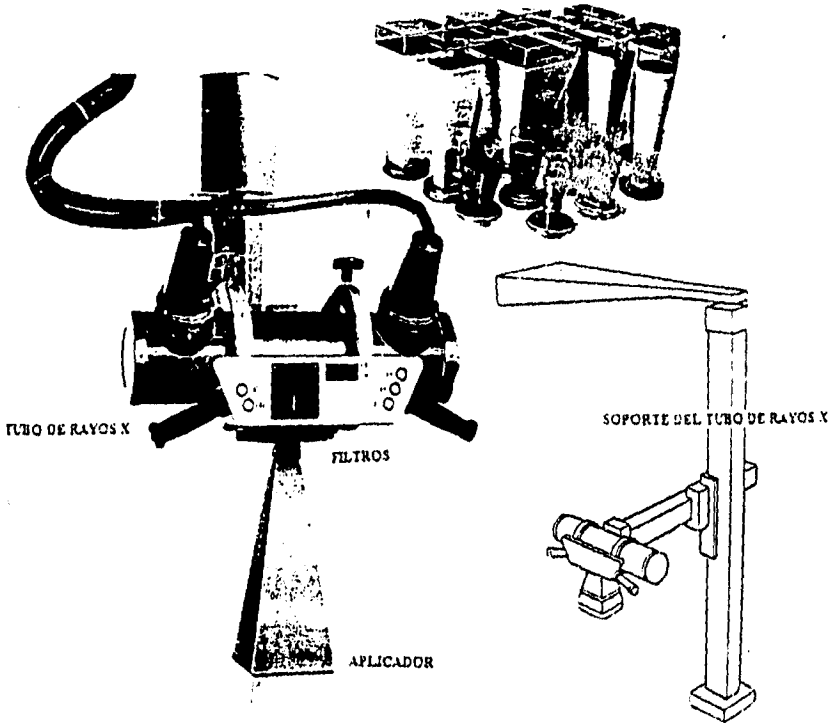


Figura que nos muestra el aparato de rayos X utilizado en este trabajo.

APENDICE 2

DATOS DEL CERTIFICADO DE CALIBRACION DE

LA CAMARA DE IONIZACION PTW FREIBURG

DATOS DEL CERTIFICADO DE CALIBRACION DE LA CAMARA PTW FREIBURG

$N_x = 5.454E+9$ R/C (a 22 C, 1013 hPa)

Calidades de Radiación

Q	Filtro (mm)	S1 (mm Cu)	a (cm)	F(cm)	K	error
T70	4,0 Al	0,1	50	6,0 O	0,98	±2%
T100	4,5 Al	0,17	50	6,0 O	0,98	±2%
T140	9,0 Al	0,49	50	6,0 O	0,97	±2%
T200	2,0 Al 1,0 Cu	1,6	50	6,0 O	0,97	±2%
T280	2,0 Al 3,0 Cu	3,4	50	6,0 O	0,98	±2%
Co'60	built up cap		88	6,0 O	1	±2%

Nx Factor de calibración para exposición

S1 Capa hemirreductora en el punto de medida

a distancia focal entre fuente de radiación y punto de medida en aire

F tamaño de campo en el punto de calibración

K Corrección con respecto a la calidad de la energía

error o incertidumbre del factor de calibración

APENDICE 3

**DATOS EXPERIMENTALES PARA DETERMINAR LA
TASA DE DOSIS
CON EL PROTOCOLO ICRU 23**

**DATOS EXPERIMENTALES PARA DETERMINAR LA
TASA DE DOSIS
CON EL PROTOCOLO DEL IAEA 277**

DATOS EXPERIMENTALES PARA DETERMINAR LA
TASA DE DOSIS CON EL PROTOCOLO ICRU 23

PARA EL FILTRO 2,3, Y 4 SE DETERMINO LA
TASA DE DOSIS EN AIRE

PARA EL FILTRO 5,6,7, 8 SE DETERMINO LA
TASA DE DOSIS EN AGUA

FILTRO 2

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 x 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP (cm)		30	30	30	50	50	50
mA		28.43	28.43	28.43	28.43	28.43	28.43
kV		90.90	90.90	90.90	90.90	90.90	90.90
M		5.4795	5.8047	5.6608	1.9668	1.9474	1.9889
τ		0.1230	0.1230	0.1230	0.1230	0.1230	0.1230
T o(C)		24.00	24.00	24.00	24.00	28.00	26.00
P (mm Hg)		586.75	586.75	586.75	587.00	583.25	583.25
k1		1.3040	1.3040	1.3040	1.3079	1.3207	1.3207
k2		0.98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98
Nx		54.54	54.54	54.54	54.54	54.54	54.54
F		0.87	0.87	0.87	0.87	0.87	0.87
BSK		1.1884	1.2373	1.2818	1.3227	1.3358	1.3555
$(\mu_{en}/\rho)_{air}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
UM + τ		100.12	100.12	100.12	100.12	100.12	100.12
Dosis (cGy / min)		3.8977	4.1578	4.3505	1.5868	1.5794	1.6379

FILTRO 3

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 x 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP (cm)		30	30	30	50	50	50
mA		29.18	29.18	29.18	29.18	29.18	29.18
kV		100.90	100.90	100.90	100.90	100.90	100.90
M		5.2847	5.4134	5.4887	1.8941	1.9009	1.9528
τ		0.1340	0.1340	0.1340	0.1340	0.1340	0.1340
T o(C)		26.00	26.00	26.00	27.00	27.00	26.00
P (mm Hg)		585.05	585.00	585.00	583.00	582.50	584.00
k1		1.3187	1.3179	1.3187	1.3257	1.3288	1.3190
k2		0.98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98
Nx		54.54	54.54	54.54	54.54	54.54	54.54
F		0.87	0.87	0.87	0.87	0.87	0.87
BSK		1.2000	1.2545	1.3180	1.3725	1.3884	1.4138
$(\mu_{en}/\rho)_{air}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
UM + τ		100.13	100.13	100.13	100.13	100.13	100.13
Dosis (cGy/min)		3.8389	4.1147	4.3618	1.5844	1.6078	1.6740

FILTRO 4

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP (cm)		30	30	30	50	50	50
mA		22 50	22 50	22 50	22 50	22 50	22 50
kV		135 20	135 20	135 20	135 20	135 20	135 20
M		4 7283	4 7382	4 7881	1 8987	1 7079	1 7439
T		0.1714	0.1714	0.1714	0.1714	0.1714	0.1714
T _a (C)		28.00	28.00	28.00	28.00	28.00	28.00
P (mm Hg)		582.25	582.25	582.00	582.50	582.00	582.75
k1		1.3318	1.3318	1.3324	1.3268	1.3324	1.3283
k2		0.9710	0.9710	0.9710	0.9710	0.9710	0.9710
Nx		54.54	54.54	54.54	54.54	54.54	54.54
F		0.89	0.89	0.89	0.89	0.89	0.89
BSK		1.2091	1.2705	1.3500	1.4227	1.4409	1.4795
($\mu\text{r}/\text{g} \cdot \text{h}^{-1}$)		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
UM + t		100.17	100.17	100.17	100.17	100.17	100.17
Dosis (cGy / min)		3.5452	3.7330	4.0119	1.4920	1.5274	1.5940

FILTRO 5

DATOS	CONDS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP (cm)		30	30	30	50	50	50
mA		16.19	16.20	16.20	16.19	16.19	16.18
kV		180.90	180.90	180.90	180.90	180.90	180.90
M		2.1310	2.5890	3.1480	1.3680	1.4315	1.8420
T		0.1627	0.1627	0.1627	0.1627	0.1627	0.1627
T _a (C)		24.50	24.50	24.50	24.50	25.00	24.00
P (mm Hg)		585.50	585.00	584.75	584.25	583.75	583.50
k1		1.3090	1.3101	1.3107	1.3118	1.3152	1.3113
k2		0.97	0.97	0.97	0.97	0.97	0.97
Nx		54.54	54.54	54.54	54.54	54.54	54.54
F		0.91	0.91	0.91	0.91	0.91	0.91
PDP		0.4347	0.4900	0.5500	0.6278	0.6310	0.8830
($\mu\text{r}/\text{g} \cdot \text{h}^{-1}$)		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
UM + t		100.18	100.18	100.18	100.18	100.18	100.18
Dosis (cGy / min)		3.0534	3.2938	3.5697	1.3586	1.4197	1.5001

FILTRO 6

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP (cm)		30	30	30	50	50	50
mA		13.44	13.44	13.44	13.44	13.44	13.44
kV		225.90	225.90	225.90	225.90	225.90	225.90
M		1.9300	2.3200	2.8000	1.2060	1.2610	1.4800
τ		0.2060	0.2060	0.2060	0.2060	0.2060	0.2060
T _o (C)		24.50	24.50	24.75	24.50	25.00	24.50
P (mm Hg)		585.00	585.00	585.00	584.50	584.00	583.50
k1		1.3090	1.3101	1.3112	1.3113	1.3146	1.3146
k2		0.94	0.94	0.94	0.94	0.94	0.94
Nx		54.54	54.54	54.54	54.54	54.54	54.54
F		0.9730	0.9730	0.9730	0.9730	0.9730	0.9730
PDP		0.4505	0.5190	0.5500	0.6482	0.6633	0.7254
$(\mu_{en}/\rho)_{air}^{Co}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
UM + τ		100.21	100.21	100.21	100.21	100.21	100.21
Dosis (cGy / min)		2.7638	2.6662	3.2897	1.2024	1.2317	1.3040

FILTRO 7

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 x 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP (cm)		30	30	30	50	50	50
mA		10.49	10.49	10.49	10.49	10.49	10.49
kV		270.90	271.00	271.00	271.00	271.00	270.90
M		1.8250	2.1680	2.5860	1.0990	1.1480	1.3230
τ		0.1770	0.1770	0.1770	0.1770	0.1770	0.1770
T _o (C)		24.50	24.50	24.75	24.50	25.00	24.50
P (mm Hg)		585.50	585.00	585.00	584.25	584.00	583.50
k1		1.3090	1.3090	1.3112	1.3116	1.3146	1.3135
k2		0.95	0.95	0.95	0.95	0.95	0.95
Nx		54.54	54.54	54.54	54.54	54.54	54.54
F		0.9790	0.9790	0.9790	0.9790	0.9790	0.9790
PDP		0.4820	0.5200	0.5672	0.6583	0.6718	0.7268
$(\mu_{en}/\rho)_{air}^{Co}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
UM + τ		100.18	100.18	100.18	100.18	100.18	100.18
Dosis (cGy / min)		2.4885	2.7358	2.9887	1.0978	1.1264	1.1986

FILTRO 8

DATOS	CONOS	0.4 cm	0.6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP (cm)		30	30	30	50	50	50
mA		9.99	9.99	9.99	10.0	10.0	9.99
kV		300.90	300.10	300.10	300.10	300.10	300.90
M		1.7330	2.0340	2.3980	1.0040	1.0450	1.1970
τ		0.1390	0.1390	0.1390	0.1390	0.1390	0.1390
T ot (C)		24.50	24.50	24.50	24.50	25.00	24.50
P (mm Hg)		585.50	585.00	585.00	584.50	584.00	583.50
k1		1.3090	1.3090	1.3101	1.3113	1.3148	1.3135
k2		0.970	0.983	0.983	0.983	0.983	0.983
Nx		54.54	54.54	54.54	54.54	54.54	54.54
F		0.96	0.96	0.96	0.96	0.96	0.96
PDP		0.4698	0.5425	0.5871	0.675	0.6881	0.7360
$(u_{\text{e}} / e^{-0.014x})$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
UM + τ		100.14	100.14	100.14	100.14	100.14	100.14
Dosis (cGy/min)		2.4242	2.4972	2.7205	0.9924	1.0158	1.0970

**DATOS EXPERIMENTALES PARA DETERMINAR LA
TASA DE DOSIS CON EL PROTOCOLO IAEA**

**PARA TODOS LOS FILTROS SE DETERMINO LA
TASA DE DOSIS EN EN AGUA**

Filtro 2

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
mA		28.41	28.41	28.41	28.41	28.41	28.41
kV		90.80	90.80	90.80	90.80	90.10	90.80
M		1.2590	1.5350	1.8140	0.7410	0.7580	0.8580
T		0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
To (C)		19.50	21.00	21.00	21.00	20.50	21.00
P (mm Hg)		585.75	585.50	585.25	585.00	585.00	585.00
k1		1.2821	1.2936	1.2942	1.2947	1.2925	1.2950
Nk		47.80	47.80	47.80	47.80	47.80	47.80
Ku		0.98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98
Pu		1.0500	1.0500	1.0500	1.0500	1.0500	1.0500
$(u_{en}/e)^{k1}$		1.0243	1.0243	1.0243	1.0243	1.0243	1.0243
$(u_{en}/e)^{k1, k2}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
PDP		0.2595	0.2890	0.3218	0.3897	0.3947	0.4200
UM + T		100.04	100.04	100.04	100.04	100.04	100.04
Dosis (cGy/ min)		3.1012	3.4255	3.6395	1.2274	1.2342	1.3180

Filtro 3

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 8 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
mA		29.13	29.13	29.13	29.13	29.13	29.13
kV		100.80	100.80	100.80	100.80	100.70	100.80
M		1.9390	2.3930	2.8570	1.1750	1.2030	1.3770
T		0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03
To (C)		19.50	21.00	21.00	21.00	21.00	21.00
P (mm Hg)		587.75	585.50	585.25	585.00	585.00	585.20
k1		1.2821	1.2938	1.2942	1.2947	1.2947	1.2940
Nk		47.80	47.80	47.80	47.80	47.80	47.80
Ku		0.98	0.98	0.98	0.98	0.98	0.98
Pu		1.1000	1.1000	1.1000	1.1000	1.1000	1.1000
$(u_{en}/e)^{k1}$		1.0280	1.0280	1.0280	1.0280	1.0280	1.0280
$(u_{en}/e)^{k1, k2}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
PDP		0.2784	0.3212	0.355	0.4254	0.4266	0.4880
UM + T		100.03	100.03	100.03	100.03	100.03	100.03
Dosis (cGy/ min)		4.7153	5.0527	5.4806	1.8748	1.9141	1.9980

Filtro 4

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
mA		22.70	22.70	22.70	22.70	22.70	22.70
kV		135.80	135.80	135.80	135.80	135.80	135.80
M		2.2940	2.8130	3.3730	1.4280	1.4740	1.7210
τ		0.11	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03
To (C)		19.00	21.00	21.00	21.00	21.00	21.00
P (mm Hg)		587.50	585.50	585.25	585.00	585.00	585.20
k1		1.2805	1.2936	1.2942	1.2947	1.2947	1.2940
Nk		47.80	47.80	47.80	47.80	47.80	47.80
Ku		0.9710	0.9710	0.9710	0.9710	0.9710	0.9710
Pu		1.0830	1.0830	1.0830	1.0830	1.0830	1.0830
$(U_{en}/e)_{line}$		1.0420	1.0420	1.0420	1.0420	1.0420	1.0420
$(U_{en}/e)_{f_{p,2}}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
PDP		0.3707	0.4173	0.4750	0.5503	0.5563	0.6010
UM + τ		100.11	100.03	100.03	100.03	100.03	100.03
Dosis (cGy/ min)		4.1044	4.5187	4.7602	1.7402	1.7789	1.9190

Filtro 5

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
mA		18.19	16.19	16.19	18.19	18.19	16.19
kV		180.90	180.40	180.00	180.90	180.90	180.80
M		2.1310	2.5890	3.1480	1.3880	1.4150	1.6420
τ		0.1630	0.1630	0.1630	0.1630	0.1630	0.1630
To (C)		24.50	24.50	24.50	24.50	25.00	24.00
P (mm Hg)		585.50	585.00	584.75	584.25	583.75	583.50
k1		1.3090	1.3101	1.3107	1.3118	1.3152	1.3110
Nk		47.80	47.80	47.80	47.80	47.80	47.80
Ku		0.9700	0.9700	0.9700	0.9700	0.9700	0.9700
Pu		1.0480	1.0480	1.0480	1.0480	1.0480	1.0480
$(U_{en}/e)_{line}$		1.0670	1.0670	1.0670	1.0670	1.0670	1.0670
$(U_{en}/e)_{f_{p,2}}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
PDP		0.4347	0.4900	0.5450	0.8242	0.831	0.8830
UM + τ		100.16	100.16	100.16	100.16	100.18	100.16
Dosis (cGy/ min)		3.2884	3.5473	3.8798	1.4709	1.5115	1.6150

Filtro 6

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
mA		13.44	13.44	13.44	13.44	13.44	13.44
kV		225.90	225.90	225.90	225.90	225.90	225.90
M		1.9300	2.3200	2.8000	1.2060	1.2810	1.4600
T		0.2060	0.2060	0.2060	0.2060	0.2060	0.2080
To (C)		24.50	24.50	24.75	24.50	25.00	24.50
P (mm Hg)		585.50	585.00	585.00	584.50	584.00	583.50
k1		1.3090	1.3101	1.3112	1.3113	1.3146	1.3140
Nk		47.80	47.80	47.80	47.80	47.80	47.80
Ku		0.9730	0.9730	0.9730	0.9730	0.9730	0.9730
Pu		1.0300	1.0300	1.0300	1.0300	1.0300	1.0300
$(u_{en}/e)_{0.01}^{inc}$		1.0790	1.0790	1.0790	1.0790	1.0790	1.0790
$(u_{en}/e)_{0.01}^{sc}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
PDP		0.4505	0.5190	0.5500	0.6482	0.8633	0.7250
UM + T		100.21	100.21	100.21	100.21	100.21	100.21
Dosis (cGy/ min)		2.8637	2.9908	3.409	1.2459	1.2762	1.3500

Filtro 7

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
mA		10.49	10.49	10.49	10.49	10.49	10.49
kV		270.90	271.00	271.00	271.00	271.00	270.90
M		1.8250	2.1680	2.5880	1.0990	1.1480	1.3230
T		0.1800	0.1800	0.1800	0.1800	0.1800	0.1800
To (C)		24.50	24.50	24.75	24.50	25.00	24.50
P (mm Hg)		585.50	585.50	585.00	584.25	584.00	583.50
k1		1.3090	1.3090	1.3112	1.3118	1.3146	1.3140
Nk		47.80	47.80	47.80	47.80	47.80	47.80
Ku		0.9790	0.9790	0.9790	0.9790	0.9790	0.9790
Pu		1.0130	1.0130	1.0130	1.0130	1.0130	1.0130
$(u_{en}/e)_{0.01}^{inc}$		1.0910	1.0910	1.0910	1.0910	1.0910	1.0910
$(u_{en}/e)_{0.01}^{sc}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
PDP		0.4820	0.5199	0.5734	0.6583	0.8716	0.7288
UM + T		100.18	100.18	100.18	100.18	100.18	100.18
Dosis (cGy/ min)		2.5332	2.7899	3.0220	1.1192	1.1485	1.2220

Filtro 8

DATOS	CONOS	0 4 cm	0 6 cm	8 X 8 cm	10 X 15 cm	10 X 20 cm	20 X 20 cm
DFP		30 cm	30 cm	30 cm	50 cm	50 cm	50 cm
mA		9.99	9.99	9.94	10.00	10.00	9.99
kV		300.90	301.00	301.00	301.00	301.00	300.90
M		1.7330	2.0340	2.3960	1.0040	1.0450	1.1970
T		0.1390	0.1390	0.1390	0.1390	0.1390	0.1390
To (C)		24.50	24.50	24.50	24.50	25.00	24.50
P (mm Hg)		585.50	585.50	585.00	584.50	584.00	583.50
k1		1.3090	1.3090	1.3101	1.3113	1.3146	1.3130
Nk		47.80	47.80	47.80	47.80	47.80	47.80
Ku		0.9830	0.9830	0.9830	0.9830	0.9830	0.9830
Pu		1.0030	1.0030	1.0030	1.0030	1.0030	1.0030
$(U_{\text{Cu}}/e)_{\text{PDP}}^{\text{int}}$		1.1000	1.1000	1.1000	1.1000	1.1000	1.1000
$(U_{\text{Cu}}/e)_{\text{PDP}}^{\text{ext}}$		0.99	0.99	0.99	0.99	0.99	0.99
PDP		0.5050	0.5425	0.5882	0.6750	0.6881	0.7380
UM + T		100.14	100.14	100.14	100.14	100.14	100.14
Dosis (cGy/ min)		2.3022	2.5153	2.7351	0.9996	1.0233	1.0910

APENDICE 4

RESULTADOS EXPERIMENTALES DE

PORCENTAJES DE DOSIS A

PROFUNDIDAD

PORCENTAJES DE DOSIS A PROFUNDIDAD (PDP)

FILTRO 2

	Cono	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
Profundidad (cm)		PDP	PDP	PDP	PDP	PDP	PDP
0.00		100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
0.50		88.57	92.00	92.96	95.16	95.20	95.44
1.00		73.93	81.90	82.91	88.34	88.54	87.88
1.50		69.90	71.90	74.37	78.74	78.95	79.40
2.00		82.00	62.80	65.83	71.36	71.86	72.36
2.50		53.40	55.10	58.79	64.57	65.28	66.58
3.00		45.40	48.20	52.26	59.5	59.60	60.30
3.50		39.20	42.00	46.23	52.63	53.14	55.28
4.00		34.50	37.00	40.70	47.57	48.08	50.25
4.50		30.30	32.40	36.18	43.02	43.52	46.23
5.00		25.95	28.90	32.16	38.97	39.47	42.01
5.50		22.30	25.60	28.64	34.92	35.93	38.19
6.00		19.50	22.10	25.63	31.88	32.39	35.18
6.50		17.20	19.60	22.61	28.85	29.35	32.16
7.00		15.00	17.10	20.10	25.81	26.32	29.40
7.50		13.20	15.10	17.59	23.48	24.09	26.94
8.00		11.00	13.60	16.02	21.26	21.65	24.37
9.00		8.60	10.80	13.00	17.51	18.22	20.60
10.00		6.60	8.80	10.05	14.17	15.18	17.08
12.00		4.00	5.00	6.03	9.61	10.12	12.06
14.00		2.30	3.00	3.52	6.58	7.08	8.84

PORCENTAJES DE DOSIS A PROFUNDIDAD (PDP)

FILTRO 3

	Cono	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
Profundidad (cm)		PDP	PDP	PDP	PDP	PDP	PDP
0.00		100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
0.50		91.98	93.43	93.50	95.58	95.83	96.00
1.00		80.40	82.83	83.50	88.44	88.56	89.40
1.50		70.00	74.54	75.50	81.61	81.80	82.95
2.00		62.31	65.45	68.50	74.37	74.70	77.00
2.50		54.27	58.59	62.00	68.31	68.57	70.40
3.00		47.74	51.52	55.50	62.31	63.88	64.60
3.50		41.71	48.26	49.50	56.83	57.34	59.90
4.00		35.98	40.40	44.50	51.58	51.96	54.74
4.50		31.66	35.86	39.50	46.88	48.98	50.20
5.00		27.84	32.12	35.50	42.54	42.66	46.80
5.50		24.62	28.28	31.80	38.76	39.03	43.00
6.00		21.61	25.76	28.50	38.57	38.92	39.40
6.50		18.59	22.48	25.50	32.37	32.87	36.40
7.00		18.08	20.20	22.80	29.43	29.48	33.50
7.50		14.57	17.17	20.50	26.88	27.18	30.80
8.00		13.06	15.96	18.50	24.18	24.45	28.20
9.00		10.05	12.12	14.50	20.29	20.42	23.90
10.00		8.04	10.10	11.50	16.83	18.90	19.90
12.00		5.13	6.56	7.50	11.87	11.87	14.20
14.00		3.02	4.04	5.00	8.12	8.36	10.00

PORCENTAJES DE DOSIS A PROFUNDIDAD (PDP)

FILTRO 4

	Cono	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
Profundidad (cm)		PDP	PDP	PDP	PDP	PDP	PDP
0.00		100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
0.50		95.35	95.92	96.25	96.31	97.14	97.97
1.00		86.87	89.80	91.00	92.72	93.60	94.72
1.50		79.70	82.45	85.00	88.44	89.14	90.86
2.00		71.72	75.51	79.25	84.16	85.20	86.24
2.50		65.15	69.59	73.00	78.78	79.19	81.73
3.00		58.18	62.59	67.00	73.71	74.21	77.16
3.50		51.72	56.22	61.78	68.93	69.04	72.28
4.00		46.06	51.02	56.80	63.35	64.06	67.92
4.50		41.41	45.92	52.00	59.7	59.85	63.96
5.00		37.07	41.73	47.50	55.03	55.63	60.10
5.50		32.93	37.76	43.00	50.78	51.78	56.24
6.00		29.29	33.67	39.25	47.21	47.72	52.39
6.50		28.28	30.51	35.85	43.83	44.28	48.93
7.00		23.23	27.55	32.50	40.00	40.61	45.89
7.50		21.01	24.59	29.50	37.28	39.97	42.64
8.00		18.59	22.45	27.00	34.42	35.33	39.80
9.00		15.05	18.08	22.50	29.24	30.25	34.72
10.00		12.12	14.80	18.00	24.97	25.26	29.95
12.00		7.96	9.80	12.50	17.66	18.68	22.34
14.00		5.05	6.53	8.80	12.89	13.40	16.65

PORCENTAJES DE DOSIS A PROFUNDIDAD (PDP)

FILTRO 5

	Cono	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
Profundidad							
(cm)		PDP	PDP	PDP	PDP	PDP	PDP
0.00		100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
0.50		96.48	97.00	97.10	98.48	98.50	98.90
1.00		89.70	92.00	93.60	95.43	95.69	97.50
1.50		83.22	96.20	88.22	91.81	92.90	94.50
2.00		78.63	80.50	84.00	87.82	87.90	91.00
2.50		69.85	75.00	78.20	83.25	83.80	87.40
3.00		63.82	69.50	73.10	79.19	79.80	83.40
3.50		57.54	63.20	68.17	74.62	75.30	79.40
4.00		52.51	58.00	62.41	70.56	71.20	75.90
4.50		47.49	53.30	58.14	66.19	67.20	71.80
5.00		43.47	49.00	54.50	62.43	63.10	68.30
5.50		39.20	45.00	50.00	58.68	59.10	64.80
6.00		34.87	41.00	48.20	54.82	55.50	61.30
6.50		32.16	37.50	43.00	51.27	52.00	57.80
7.00		29.14	34.50	38.60	47.72	48.50	54.30
7.50		26.38	31.00	36.09	44.67	45.50	51.20
8.00		23.37	28.50	33.08	41.62	42.40	48.20
9.00		19.10	24.00	28.07	36	36.90	42.20
10.00		15.58	20.00	23.86	30.96	31.80	37.40
12.00		10.55	14.00	17.04	22.84	23.70	28.80
14.00		7.04	9.50	11.93	17.25	17.70	22.10

PORCENTAJES DE DOSIS A PROFUNDIDAD (PDP)

FILTRO 6

	Cono	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
Profundidad (cm)		PDP	PDP	PDP	PDP	PDP	PDP
0.00		100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
0.50		96.74	97.12	97.70	98.49	98.66	99.24
1.00		91.09	93.30	94.00	95.94	96.48	97.73
1.50		84.16	86.30	89.20	92.28	93.47	95.21
2.00		78.22	83.00	84.50	88.74	89.45	92.44
2.50		71.78	76.80	79.50	84.92	85.93	88.67
3.00		65.64	71.40	74.50	80.9	81.91	86.15
3.50		59.90	66.40	69.00	76.38	76.48	82.62
4.00		54.95	60.90	65.00	72.36	73.87	79.09
4.50		49.50	55.90	60.00	68.64	69.85	75.57
5.00		45.05	51.90	55.00	64.82	66.33	72.54
5.50		41.09	47.70	52.00	60.80	62.31	69.02
6.00		37.62	43.70	48.00	57.28	59.30	65.49
6.50		34.65	39.90	44.00	53.76	55.28	62.47
7.00		31.19	38.90	41.50	50.25	52.28	58.69
7.50		28.22	32.90	38.00	47.23	48.74	56.22
8.00		25.74	30.90	35.50	44.72	46.23	52.39
9.00		21.29	25.50	30.00	38.69	40.20	47.36
10.00		17.82	21.60	26.00	34.17	35.18	42.33
12.00		12.38	15.20	18.50	26.13	27.14	33.25
14.00		8.42	10.80	13.50	19.60	20.60	26.20

PORCENTAJES DE DOSIS A PROFUNDIDAD (PDP)

FILTRO 7

	Cono	0 4 cm	0 8 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
Profundidad (cm)		PDP	PDP	PDP	PDP	PDP	PDP
0.00		100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
0.50		97.00	97.76	98.02	98.89	98.87	99.35
1.00		92.50	93.87	94.05	95.98	96.52	97.74
1.50		87.00	88.87	89.48	92.48	93.53	95.25
2.00		80.50	83.80	84.82	88.94	89.83	92.80
2.50		74.50	78.88	79.66	85.43	86.57	89.80
3.00		68.50	71.84	75.20	81.41	82.59	86.22
3.50		63.50	66.67	70.44	77.39	77.61	83.21
4.00		57.50	61.19	65.97	73.87	74.83	79.20
4.50		53.00	56.72	61.61	69.35	71.14	75.69
5.00		48.20	51.99	57.34	65.83	67.16	72.68
5.50		44.50	48.26	53.57	61.81	63.66	69.42
6.00		40.10	44.78	49.60	57.79	60.20	65.66
6.50		37.00	40.80	46.43	54.77	58.72	62.66
7.00		33.80	37.81	43.45	51.26	53.73	59.90
7.50		31.00	34.83	39.88	48.24	50.75	56.84
8.00		28.00	32.34	37.20	45.23	47.76	53.83
9.00		23.65	27.86	32.24	40.70	42.29	48.62
10.00		19.00	23.38	27.58	35.68	37.31	43.11
12.00		14.00	16.92	20.83	27.14	28.86	34.34
14.00		10.00	11.94	15.18	21.11	22.39	27.07

PORCENTAJES DE DOSIS A PROFUNDIDAD (PDP)

FILTRO 8

	Cono	0 4 cm	0 6 cm	8 x 8 cm	10 x 15 cm	10 x 20 cm	20 x 20 cm
Profundidad (cm)		PDP	PDP	PDP	PDP	PDP	PDP
0.00		100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00
0.50		98.02	98.25	98.50	99.00	99.30	99.59
1.00		93.58	94.25	94.71	96.00	97.03	97.88
1.50		88.12	89.25	89.73	93.00	93.58	95.88
2.00		82.18	84.00	85.54	90.00	91.95	93.90
2.50		76.24	79.00	80.75	86.00	87.13	90.23
3.00		70.69	73.75	75.77	82.50	83.17	86.58
3.50		64.85	68.00	71.29	78.50	79.70	83.50
4.00		59.40	63.25	66.80	75.00	75.74	79.84
4.50		55.25	59.00	62.81	71.00	72.28	78.78
5.00		50.50	54.25	58.82	67.50	68.81	73.83
5.50		46.53	50.75	55.00	64.00	65.34	70.77
6.00		43.07	47.00	50.75	60.50	61.39	67.41
6.50		39.41	43.25	47.78	57.00	58.42	64.38
7.00		35.64	40.25	44.78	54.00	55.45	61.61
7.50		32.87	37.00	41.79	51.00	52.48	59.08
8.00		30.19	34.00	39.77	48.00	50.00	56.01
9.00		25.74	29.00	33.40	42.50	44.55	50.71
10.00		21.53	24.50	28.91	38.00	39.80	45.82
12.00		14.85	18.00	21.93	29.50	31.19	36.86
14.00		10.89	13.00	15.92	23.00	24.26	29.53

APENDICE 5

ANALISIS DEL ESPECTRO DE ENERGIA CON UN MODELO SIMPLE DE ATENUACION

ANALISIS DEL ESPECTRO DE ENERGIA 1

DATOS UTILIZADOS PARA EL CALCULO DE ATENUACION DE LA FLUENCIA DE FOTONES EN AGUA

AIRE								
ENERGIA (keV)	15	20	30	40	50	60	80	100
$\psi_{\text{aire}}(\text{h.v.})$	1.00E+12	5.00E+12	2.85E+13	3.50E+13	3.10E+13	2.20E+13	1.10E+13	1.00E+12
$\mu/p(\text{h.v.})$	1.522	0.7334	0.3398	0.2429	0.2053	0.1861	0.1658	0.154
$\mu/p(\text{h.v.}) \psi_{\text{aire}}(\text{h.v.})$	1.52E+08	3.67E+08	9.68E+08	8.50E+08	6.36E+08	4.09E+08	1.80E+08	1.54E+07
$\Sigma \mu/p(\text{h.v.}) \psi(\text{h.v.})$	3.58E+09							

AGUA								
ATENUACION A 1 cm DE PROFUNDIDAD								
ENERGIA (keV)	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu/p(\text{h.v.})$	1.568	0.7613	0.3812	0.2829	0.2245	0.2048	0.1833	0.1708
$\psi(\text{h.v.})$	2.08E+11	2.34E+12	1.99E+13	2.69E+13	2.48E+13	1.78E+13	9.16E+12	8.43E+11
$\mu/p(\text{h.v.}) \psi(\text{h.v.})$	3.26E+07	1.78E+08	7.19E+08	7.07E+08	5.57E+08	3.66E+08	1.88E+08	1.44E+07
$\Sigma \mu/p(\text{h.v.}) \psi(\text{h.v.})$	2.74E+09							
DOSIS	4.0359							

AGUA								
ATENUACION A 2 cm DE PROFUNDIDAD								
ENERGIA (keV)	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu/p(\text{h.v.})$	1.568	0.7613	0.3812	0.2829	0.2245	0.2048	0.1833	0.1708
$\psi(\text{h.v.})$	4.35E+10	1.09E+12	1.38E+13	2.07E+13	1.98E+13	1.40E+13	7.82E+12	7.11E+11
$\mu/p(\text{h.v.}) \psi(\text{h.v.})$	6.82E+06	8.30E+07	4.98E+08	5.44E+08	4.44E+08	2.99E+08	1.40E+08	1.11,21E+7
$\Sigma \mu/p(\text{h.v.}) \psi(\text{h.v.})$	2.02E+09							
DOSIS	2.9752							

AGUA								
ATENUACION A 3 cm DE PROFUNDIDAD								
ENERGIA (keV)	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu/p(\text{h.v.})$	1.568	0.7613	0.3812	0.2829	0.2245	0.2048	0.1833	0.1708
$\psi(\text{h.v.})$	9.06E+09	5.09E+11	9.64E+12	1.59E+13	1.58E+13	1.19E+13	8.35E+12	5.99E+11
$\mu/p(\text{h.v.}) \psi(\text{h.v.})$	1.42E+08	3.88E+07	3.48E+08	4.18E+08	3.55E+08	2.44E+08	1.18E+08	1.02E+07
$\Sigma \mu/p(\text{h.v.}) \psi(\text{h.v.})$	1.53E+09							
DOSIS	2.2533							

AGUA	ATENUACION A 4 cm DE PROFUNDIDAD							
ENERGIA (keV)	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu/g(\text{cm}^2)$	1.568	0.7613	0.3612	0.2629	0.2245	0.2046	0.1833	0.1708
$\psi(\text{cm}^2)$	1.89E+09	2.78E+11	6.72E+12	1.22E+13	1.26E+13	9.79E+12	5.28E+12	5.05E+11
$\mu/g(\text{cm}^2) \psi(\text{cm}^2)$	2.96E+05	2.10E+07	2.43E+08	3.21E+08	2.84E+08	1.99E+08	9.89E+07	8.26E+08
$\Sigma \mu/g(\text{cm}^2) \psi(\text{cm}^2)$	1.17E+09							
DOSIS	1.7233							

AGUA	ATENUACION A 5 cm DE PROFUNDIDAD							
ENERGIA (keV)	15	20	30	40	50	60	80	100
$\mu/g(\text{cm}^2)$	1.568	0.7613	0.3612	0.2629	0.2245	0.2046	0.1833	0.1708
$\psi(\text{cm}^2)$	3.94E+08	1.29E+11	4.68E+12	9.40E+12	1.00E+13	7.91E+12	4.40E+12	4.26E+11
$\mu/g(\text{cm}^2) \psi(\text{cm}^2)$	6.17E+04	9.81E+06	1.69E+08	2.47E+08	2.26E+08	1.62E+08	8.06E+07	7.27E+08
$\Sigma \mu/g(\text{cm}^2) \psi(\text{cm}^2)$	9.02E+08							
DOSIS	1.3285							

ANALISIS DEL ESPECTRO DE ENERGIA 3

DATOS UTILIZADOS PARA EL CALCULO DE ATENUACION DE LA FLUENCIA DE FOTONES EN AGUA

AIRE							
ENERGIA (keV)	20	30	40	50	60	80	100
$\psi(\text{h.v.})$	2.00E+12	2.20E+13	3.50E+13	3.10E+13	2.20E+13	1.10E+13	1.00E+12
$\mu/g(\text{h.v.})$	0.7334	0.3308	0.2429	0.2053	0.1861	0.1858	0.154
$\mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	1.47E+08	7.48E+08	8.50E+08	6.36E+08	4.09E+08	1.82E+08	1.54E+07
$\Sigma \mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	2.69E+09						

AGUA							
ATENUACION A 1 cm DE AGUA							
ENERGIA (keV)	20	30	40	50	60	80	100
$\psi(\text{h.v.})$	0.80E+11	1.57E+13	2.74E+13	2.52E+13	1.83E+13	9.32E+12	8.57E+11
$\mu/g(\text{h.v.})$	0.7334	0.3308	0.2429	0.2053	0.1861	0.1858	0.154
$\mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	7.04E+07	5.32E+08	6.67E+08	5.18E+08	3.40E+08	1.54E+08	1.32E+07
$\Sigma \mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	2.29E+09						
DOSIS	3.672						

AGUA							
ATENUACION A 2 cm DE PROFUNDIDAD							
ENERGIA (keV)	20	30	40	50	60	80	100
$\psi(\text{h.v.})$	4.36E+11	1.07E+13	2.07E+13	1.98E+13	1.48E+13	7.62E+12	7.11E+11
$\mu/g(\text{h.v.})$	0.7813	0.3612	0.2829	0.2245	0.2048	0.1833	0.1708
$\mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	3.32E+07	3.87E+08	5.44E+08	4.44E+08	2.99E+08	1.40E+08	1.21E+07
$\Sigma \mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	1.86E+09						
DOSIS	2.9752						

AGUA							
ATENUACION A 3 cm DE PROFUNDIDAD							
ENERGIA (keV)	20	30	40	50	60	80	100
$\psi(\text{h.v.})$	2.04E+11	7.44E+12	1.59E+13	1.58E+13	1.19E+13	6.35E+12	5.99E+11
$\mu/g(\text{h.v.})$	0.7813	0.3612	0.2829	0.2245	0.2048	0.1833	0.1708
$\mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	1.55E+07	2.68E+08	4.18E+08	3.55E+08	2.44E+08	1.16E+08	1.02E+07
$\Sigma \mu/g(\text{h.v.}) \cdot \psi(\text{h.v.})$	1.47E+09						
DOSIS	2.2832						

AGUA		ATENUACION A 4 cm DE PROFUNDIDAD						
ENERGIA (keV)	20	30	40	50	60	80	100	
$\psi(\text{hr})$	9.52E+10	5.19E+12	1.22E+13	1.26E+13	9.70E+12	5.28E+12	5.05E+11	
$\mu/g(\text{hr})$	0.7613	0.3612	0.2629	0.2245	0.2046	0.1833	0.1708	
$\mu/g(\text{hr}) \cdot \psi(\text{hr})$	7.24E+08	1.87E+08	3.21E+08	2.84E+08	1.99E+08	9.68E+07	8.60E+06	
$\sum \mu/g(\text{hr}) \cdot \psi(\text{hr})$	1.10E+09							
DOSIS	1.7661							

AGUA		ATENUACION A 5 cm DE PROFUNDIDAD						
ENERGIA (keV)	20	30	40	50	60	80	100	
$\psi(\text{hr})$	4.44E+10	3.62E+12	9.40E+12	1.01E+13	7.91E+12	4.40E+12	4.26E+11	
$\mu/g(\text{hr})$	0.7613	0.3612	0.2629	0.2245	0.2046	0.1833	0.1708	
$\mu/g(\text{hr}) \cdot \psi(\text{hr})$	3.38E+08	1.31E+08	2.48E+08	2.27E+08	1.62E+08	8.08E+07	7.27E+06	
$\sum \mu/g(\text{hr}) \cdot \psi(\text{hr})$	8.58E+08							
DOSIS	1.3752							

ANALISIS DE L ESPECTRO DE ENERGIA 4

DATOS UTILIZADOS PARA EL CALCULO DE ATENUACION DE LA FLUENCIA DE FOTONES EN AGUA

AIRE									
ENERGIA (keV)	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\Psi(\text{keV})$	1,00E+12	3,00E+12	1,00E+13	2,80E+13	3,50E+13	3,10E+13	2,20E+13	1,10E+13	1,00E+12
$\mu/g(\text{keV})$	4,01	1,522	0,7334	0,3398	0,2429	0,2053	0,1861	0,1858	0,154
$\mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	4,01E+08	4,57E+08	7,33E+08	9,51E+08	8,50E+08	6,38E+08	4,06E+08	1,82E+08	1,54E+07
$\sum \mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	4,72E+09								

AGUA ATENUACION A 1 cm DE PROFUNDIDAD									
ENERGIA (keV)	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\Psi(\text{keV})$	0,31E+09	6,25E+11	4,87E+12	1,95E+13	2,69E+13	2,48E+13	1,79E+13	9,18E+12	8,43E+11
$\mu/g(\text{keV})$	5,068	1,568	0,7613	0,3612	0,2629	0,2245	0,2048	0,1833	0,1708
$\mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	3,20E+08	9,81E+07	3,58E+08	7,05E+08	7,07E+08	5,58E+08	3,67E+08	1,68E+08	1,44E+07
$\sum \mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	2,97E+09								
DOSIS	4,1485								

AGUA ATENUACION A 2 cm DE PROFUNDIDAD									
ENERGIA (keV)	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\Psi(\text{keV})$	3,98E+07	1,30E+11	2,31E+12	1,36E+13	2,07E+13	1,98E+13	1,46E+13	7,62E+12	7,11E+11
$\mu/g(\text{keV})$	5,068	1,568	0,7613	0,3612	0,2629	0,2245	0,2048	0,1833	0,1708
$\mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	2,01E+04	2,04E+07	1,78E+08	4,91E+08	5,44E+08	4,44E+08	2,99E+08	1,40E+08	1,21E+07
$\sum \mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	2,13E+09								
DOSIS	2,9331								

AGUA ATENUACION A 3 cm DE PROFUNDIDAD									
ENERGIA (keV)	10	15	20	30	40	50	60	80	100
$\Psi(\text{keV})$	2,51E+06	2,72E+10	1,02E+12	9,47E+12	1,59E+13	1,58E+13	1,19E+13	6,35E+12	5,99E+11
$\mu/g(\text{keV})$	5,068	1,568	0,7613	0,3612	0,2629	0,2245	0,2048	0,1833	0,1708
$\mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	127,13	4,28E+08	7,78E+07	3,42E+08	4,18E+08	3,55E+08	2,44E+08	1,16E+08	1,02E+07
$\sum \mu/g(\text{keV}) \cdot \Psi(\text{keV})$	1,57E+09								
DOSIS	2,1889								

Bibliografía

1. Attix, F. Herbert. "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry". Editorial John Wiley and Sons. Inc., New York, 1986.
2. Faiz M. Khan. "The Physics of Radiation Therapy", Editorial Williams and Wilkins. Second edition, Baltimore 1994.
3. Harold Helford Johns and Robert Cunningham. "The Physics of Radiology". Editorial Charles C. Thomas, Fourth edition. Springfield Illinois 1986.
4. Report ICRU 23. "Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays." Washington 1973.
5. Joseph Selman, M.D. "The Basic Physics of Radiation Therapy", Editorial Charles C. Thomas, .Third edition , Illinois 1990.
6. Kenneth R. Kuse and Walter R. Nelson. "Concepts of Radiation Dosimetry", Editorial Pergammon Press, New York 1978.
7. NCRP Report No. 69. "Dosimetry of X-ray and Gamma-Ray Beams for Radiation Therapy in the Energy Range 10 keV to 50 MeV." Washington 1981.
8. OIEA Report No. 277. "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams". International Atomic Energy Agency. Vienna, 1987.
9. James A. Purdy. "Advances in Radiation Oncology Physics Dosimetry, Treatment Planning, and Brachytherapy", St. Luis Missouri AAPM.1990.
10. Stewart C. Bushong. "Radiologic Science for Technologists". Editorial Mosby-Year Book Inc. Quinta Edición. Baltimore 1993.