



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

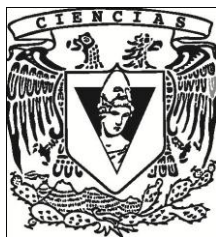
**EVALUACIÓN DEL CÁLCULO DE DOSIS EN
INHOMOGENEIDADES EN EL SISTEMA DE
PLANEACIÓN ECLIPSE**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
FÍSICO**

P R E S E N T A:

PATRICIA GUTIÉRREZ LÓPEZ



DIRECTOR DE TESIS:

M en C. MIGUEL RODRÍGUEZ PONCE

2012



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I. CONCEPTOS BÁSICOS.	
1.1 Radiaciones ionizantes.	3
1.1.1 Clasificación de las radiaciones ionizantes.	3
1.1.2 Interacción de la radiación con la materia.	4
1.2 Mecanismos de la interacción.	8
1.2.1 Efecto fotoeléctrico.	8
1.2.2 Efecto Compton.	9
1.2.3 Producción de pares.	11
1.3 Atenuación de la radiación electromagnética.	12
1.4 Magnitudes de campo.	13
1.5 Magnitudes dosimétricas.	15
1.6 Exposición.	16
1.7 Equilibrio de partícula cargada.	17

CAPITULO II. RADIOTERAPIA Y TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA.

2.1 Radioterapia. .	18
2.2 Aceleradores lineales.	19
2.3 Planificación de tratamientos en radioterapia.	21
2.4 Tomografía axial computarizada (TAC).	23
2.5 Tomógrafo de sexta generación.	25
2.6 Principios de tomografía computarizada.	25
2.7 Unidades Hounsfield.	26
2.8 Artefactos.	27
2.8.1 Artefactos de movimiento del paciente.	27
2.8.2 Artefactos metálicos.	28
2.8.3 Artefactos de endurecimiento del haz.	29
2.8.4 Artefactos de volumen parcial.	29

CAPITULO III. DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT EN RADIOTERAPIA.

3.1 Película radiocrómica.	31
3.2 Película EBT.	32
3.3 Respuesta de la película EBT.	33
3.4 Algoritmos de corrección del sistema de planeación eclipse.	34

CAPITULO IV. MÉTODO EXPERIMENTAL.

4.1 Calibración de las películas de tinte Radiocrómico EBT.	37
4.1.1 Irradiación de las películas EBT.	37
4.1.2 Escaneo de la película EBT.	38
4.1.3 Análisis de la película EBT.	39
4.1.4 Cerrobend.	40
4.1.5 Descripción del maniquí utilizado.	40
4.2 Distribución de dosis en el maniquí.	41
4.3 Distribución de la dosis en el maniquí virtual.	44

CAPÍTULO V. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

5.1 Resultados de la calibración de la película.	47
5.2 Resultados de la distribución de dosis en maniquí con y sin cerrobend.	48

CAPITULO VI: CONCLUSIONES

Conclusiones.	56
---------------	----

ANEXO	58
--------------	----

BIBLIOGRAFÍA	66
---------------------	----

Hoja de Datos del Jurado

<p>1. Datos del alumno Apellido paterno Apellido materno Nombre (s) Teléfono Universidad Nacional Autónoma de México Facultad de Ciencias Carrera Número de cuenta</p>	<p>1. Datos del alumno Gutiérrez López Patricia Tel cel. 5523102938 Universidad Nacional Autónoma de México Facultad de Ciencias Física 099574341</p>
<p>2. Datos del tutor Grado Nombre (s) Apellido Paterno Apellido Materno</p>	<p>2. Datos del tutor M. en C. Miguel Rodríguez Ponce</p>
<p>3. Datos del sinodal 1 Grado Nombre (s) Apellido Paterno Apellido Materno</p>	<p>3. Datos del sinodal 1 Dr. Jorge Eduardo Rickards Campbell</p>
<p>4. Datos del sinodal 2 Grado Nombre (s) Apellido Paterno Apellido Materno</p>	<p>4. Datos del sinodal 2 Dr. Arnulfo Martínez Dávalos</p>
<p>5. Datos del sinodal 3 Grado Nombre (s) Apellido Paterno Apellido Materno</p>	<p>5. Datos del sinodal 3 M. en C. Flor Peregrina Herrera Martínez</p>
<p>6. Datos del sinodal 3 Grado Nombre (s) Apellido Paterno Apellido Materno</p>	<p>6. Datos del sinodal 3 M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano</p>
<p>7. Datos del trabajo escrito. Título</p> <p>Numero de paginas Año</p>	<p>7. Datos del trabajo escrito Evaluación del cálculo de dosis en inhomogeneidades en el sistema de planeación eclipse.</p> <p>67 p 2012</p>

Esta tesis la dedico con mucha gratitud y amor a:

Dios

A mis padres

Virginia López Maldonado

Feliciano Gutiérrez Cortes

A quienes amo y agradezco su apoyo, amor y tiempo

A mis hermanos Rosa y César por su cariño

A mis abuelos Maximino Gutiérrez

Alfonsa Maldonado

Eva Cortes

A mis amigos y maestros

*Al amor de mi vida Esteban A. Santillán López, por toda su
paciencia, apoyo, confianza y amor.*

Agradecimientos

Con mucha gratitud a mi asesor de tesis M. en C. Miguel Rodríguez Ponce por su paciencia, apoyo, enseñanza, tiempo en este trabajo y amistad.

Le agradezco a la M. en C. Flor Peregrina Herrera Martínez por su apoyo al donado la película EBT, por su paciencia, enseñanza y amistad y por sus atinadas sugerencias en este trabajo.

A los integrantes del comité sinodal, Dr. Jorge Rickards Campbell, Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, Flor Peregrina Herrera Martínez, por haber aceptado ser parte del comité, así como por revisar la tesis y aportar sus valiosas sugerencias para mejorarla.

A la maestra Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte por haber prestado el maniquí utilizado en este trabajo.

A la Medico Aida Mota García por haber permitido y apoyado en la realización de este trabajo en las instalaciones del Instituto nacional de Cancerología.

A los Físicos y técnicos del INCan por su apoyo en mi aprendizaje.

A Esteban Santillán por su ayuda en la traducción de ciertos textos que me eran complicados traducir y por haber dado sugerencias y correcciones en esta tesis.

Agradezco muy sinceramente a la Lic. Gabriela del Valle Díaz y a Lourdes Reyes por todo su infinito apoyo durante mi carrera y en la vida.

A la orden de las hermanas trinitarias por su amistad y apoyo durante mi carrera.

INTRODUCCION

Los sistemas de planeación usados en tratamiento de radioterapia calculan la dosis a partir de las Unidades Hounsfield (UH) de imágenes tomográficas. El coeficiente de atenuación de cada tejido determina la cantidad de energía que la radiación deposita en éste, por lo que para cada tejido la dosis será diferente. Aunque esta manera de calcular la dosis resulta más precisa que los métodos manuales, también está limitada por la calidad de la imagen. Uno de los mayores problemas que se tienen con las imágenes tomográficas es la producción de artefactos (errores sistemáticos provocados por el tomógrafo al no contar con la información suficiente para asignarle un valor de UH a algunas estructuras), que pueden visualizarse como zonas en la imagen con valores de UH muy diferentes a los reales, y que normalmente se presentan en tejidos o estructuras con un cambio muy drástico de densidad, por ejemplo, cuando el paciente tiene algún implante metálico. Estos artefactos ocasionan que el sistema calcule erróneamente la dosis en esta zona, lo cual puede afectar en gran medida la calidad de tratamiento en radioterapia. Por esta razón, los algoritmos de cálculo de dosis del sistema de planeación resultan no ser tan exactos cuando en el volumen irradiado hay alguna inhomogeneidad.

Nuestro objetivo es cuantificar el error en el cálculo de dosis por el sistema de planeación ante la presencia de una estructura con alta densidad. Para ello se utilizó un maniquí de agua sólida con insertos de diferente densidad electrónica, incluyendo un inserto metálico que simula una prótesis. El maniquí fue irradiado en un acelerador lineal y se midió la dosis con película radiocrómica EBT. Los resultados se compararon con los obtenidos del sistema de planeación

En el capítulo 1 se dan los conceptos básicos de interacción de la radiación con la materia. En el capítulo 2 se introducen y discuten conceptos de radioterapia, plan de tratamiento, así como el funcionamiento del acelerador, tomógrafo, artefactos. En el capítulo 3 se discute el tipo de detector de radiación que se usó y los algoritmos de corrección de inhomogeneidades que utiliza el sistema de planeación Eclipse. En el capítulo 4 se describe el método experimental empleado para obtener la distribución de la dosis. En el capítulo 5 se muestran los resultados y su discusión. En el capítulo 6 se presentan las conclusiones del estudio realizado.

CAPÍTULO 1

CONCEPTOS BÁSICOS

1.1 Radiaciones Ionizantes

En 1896 el físico francés Henri Becquerel descubrió casualmente el fenómeno de la radioactividad, al observar que una placa fotográfica dejada junto a un preparado de uranio se había ennegrecido. Esto es debido a que las sales del uranio emitían espontáneamente radiación, la cual dentro de ciertos límites, era capaz de atravesar la materia. Las radiaciones ionizantes son capaces de ionizar y excitar átomos, ya que extraen los electrones de sus estados ligados, causando ionización. Entre las radiaciones ionizantes más importantes están las partículas alfa (núcleos de Helio), fotones, protones, electrones.

Los conceptos que se presentan en este capítulo están basados principalmente en las siguientes referencias. (Kh-93), (Bu-02), (St-96), (At-86).

1.1.1 Clasificación de las Radiaciones Ionizantes

Las radiaciones ionizantes, por su naturaleza de interacción, pueden ser clasificadas en radiaciones directamente ionizantes e indirectamente ionizantes.

La radiación *directamente ionizante* comprende partículas con carga eléctrica, tales como la radiación beta (electrones y positrones), partículas pesadas (protones) y partículas alfa (núcleos de helio). Estas partículas interactúan en forma directa con los núcleos o los electrones del material a través de fuerzas coulombianas, produciendo ionización.

La radiación *indirectamente ionizante* corresponde a la radiación electromagnética y partículas no cargadas. Estos ionizan indirectamente por medio de los electrones expulsados en la primera interacción a gran velocidad, los electrones secundarios producen la mayor parte de la ionización que depende de la radiación primaria. Los neutrones que viajan a gran velocidad interactúan con los núcleos atómicos al poner en movimiento a las partículas cargadas.

1.1.2 Interacción de la Radiación con la Materia

Las partículas con carga eléctrica interactúan en forma directa con el medio a través de las fuerzas colombianas y son detenidas a pequeñas distancias. Para la radiación electromagnética y los neutrones, carentes de carga eléctrica, el alcance de su recorrido en el medio es indefinido, debido a que cuando estos interactúan con la materia son absorbidos o dispersados del haz en un solo evento.

Las radiaciones directamente ionizantes son:

- **Rayos alfa α :** son partículas cargadas positivamente e idénticas a un núcleo de helio ${}^2_4\text{He}$ doblemente ionizado. Como podemos ver en la Fig. 1.1, las partículas α son relativamente masivas y tienen poca capacidad de penetración, ya que son detenidas al atravesar una hoja de papel, nuestra epidermis, o después de recorrer unos pocos centímetros en el aire; esto es debido a su relativamente gran masa.
- **Rayos beta β :** son emisiones de haces de electrones o positrones de alta energía, originados en el núcleo de los átomos en el proceso de desintegración. Son más penetrantes que las partículas alfa y pueden llegar a atravesar de 1 o 2 cm de agua (figura 1.1). Una hoja de aluminio de pocos milímetros de espesor es capaz de detener el haz de partículas beta.

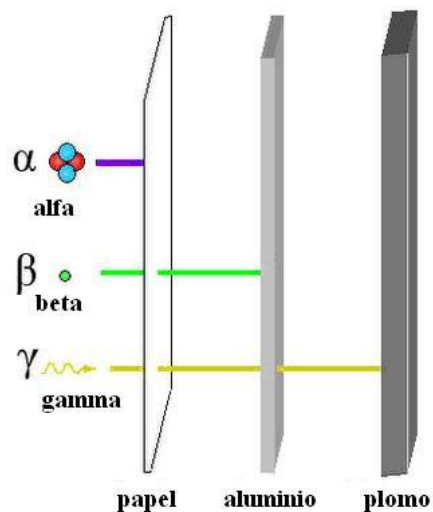


Figura 1.1. Esta figura ilustra de manera cualitativa la interacción de la radiación con la materia.

Las Radiaciones *indirectamente ionizantes* son: Neutrones, rayos *gamma* γ y rayos X.

- **Rayos *gamma* γ :** son un tipo de radiación electromagnética de alta energía. Los rayos gamma son producidos por la desexcitación del núcleo atómico de un nivel excitado a otro de menor energía, o por procesos subatómicos como la aniquilación de un par positrón-electrón. Los rayos gamma son capaces de recorrer cientos de metros en el aire, tienen un poder de penetración mucho mayor que la radiación alfa y beta, y pueden atravesar el cuerpo humano. Se requiere de una pared de 1m de espesor de hormigón armado, o de algunos centímetros de plomo (Pb) para atenuarlo. Figura 1.1.
- **Rayos X:** fueron descubiertos en 1895 por el físico alemán Wilhelm Roentgen. Los descubrió mientras llevaba a cabo experimentos con un tubo de rayos catódicos en su laboratorio.

Hay dos tipos diferentes de procesos que pueden producir rayos X. Rayos X *característicos* y *Bremsstrahlung* o *frenado*.

Rayos X *característicos*. Ocurren cuando se produce una ionización arrancando electrones de sus capas más internas K, L, M; produciendo una vacante; entonces uno de los electrones exteriores se mueve hacia la capa más cercana al núcleo para llenar esta vacante, y en el proceso el átomo emite un rayo X característico, la energía producida es la diferencia en los niveles de energía de las orbitas. Es un espectro de energía discreto diferente para cada elemento. Figura 1.2

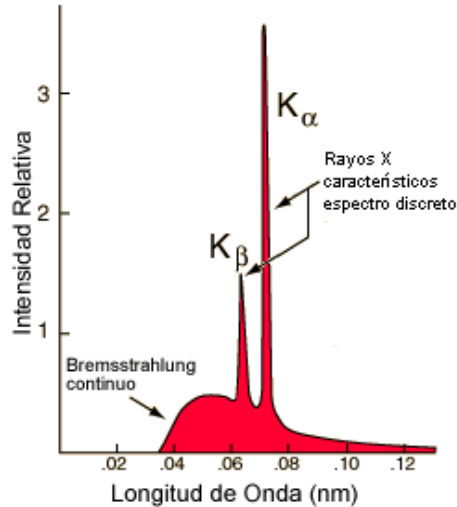


Fig. 1.2. El espectro completo de rayos X en un blanco metálico está constituido por un espectro continuo y ancho (bremsstrahlung), seguido por varias líneas nítidas que se deben a los rayos X característicos.

Rayos X de frenado o Bremsstrahlung. Son obtenidos cuando un núcleo, por su gran carga eléctrica, produce una fuerte desviación en la trayectoria de los electrones incidentes en el material de alto número atómico, esto es debido a que cuando una partícula es desviada se acelera y emite radiación (figura 1.3). Dicha energía es emitida como fotones, que son llamados rayos X de frenado o también conocida como *bremsstrahlung*, su energía máxima puede ser la energía cinética del electrón. El espectro de energía de los rayos X de frenado es continuo. Figura 1.2

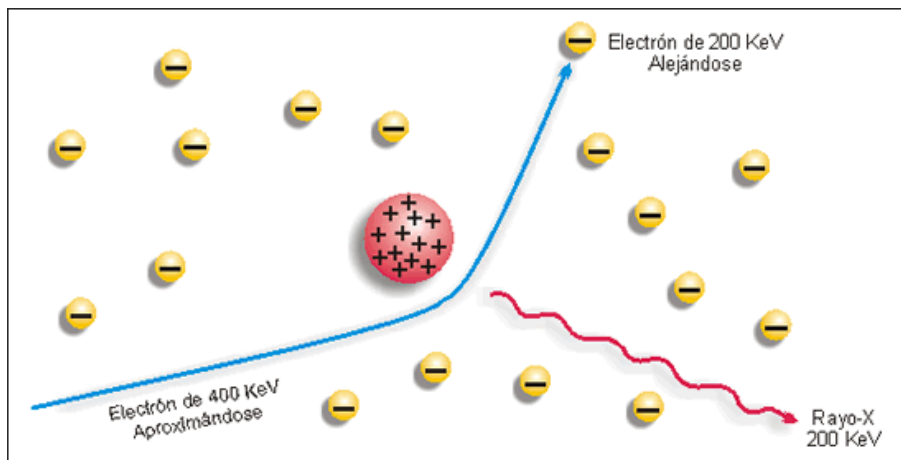


Figura 1.3. El electrón pasa muy cerca del núcleo y una interacción electromagnética causa una desviación de la trayectoria donde el electrón pierde energía y un fotón de rayos X es emitido.

La producción de rayos X **característicos y Bremsstrahlung** consisten básicamente en un tubo que tiene un cátodo (negativo) y un ánodo (positivo) colocados dentro de un envolvente de vidrio que se encuentra a alto vacío (del orden de 10^{-4} atmósferas). El cátodo es un filamento de tungsteno que cuando se calienta emite electrones, estos son acelerados a altas velocidades a través de una diferencia de potencial aplicada entre el ánodo y el cátodo, y posteriormente detenidos al interactuar contra un blanco de metal (el blanco se encuentra montado en el ánodo). Los electrones al ser frenados bruscamente en el blanco, emiten radiación electromagnética. Figura 1.4.

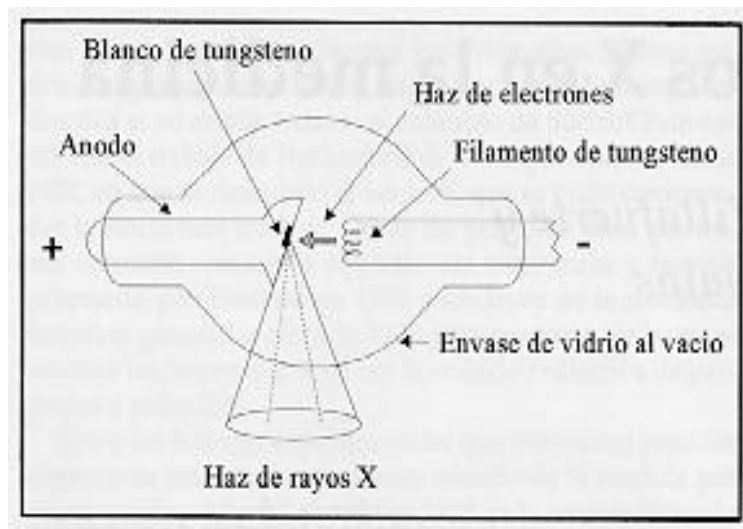


Figura 1.4. Diagrama esquemático de un tubo de rayos X.

El número atómico del blanco y la velocidad del haz de electrones determina la energía máxima y la forma del espectro. La emisión tiene un espectro continuo y muestra picos debido a la producción de rayos X característicos. Figura 1.2

1.2 Mecanismos de la Interacción

Existen tres mecanismos de interacción de la radiación electromagnética con la materia a través de la cual ésta cede su energía a los átomos provocando su ionización.

Estos mecanismos son los siguientes:

1.2.1 Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico ocurre cuando un fotón incidente transfiere toda su energía $h\nu$ a un electrón de las capas internas que orbita alrededor de algún átomo, saliendo tal electrón expulsado con cierta energía y ángulo de dispersión (por conservación del momento). El fotón desaparece después de la interacción. Figura 1.5.

El electrón expulsado de su átomo disipa su energía en sucesivas excitaciones e ionizaciones secundarias.

La energía cinética del fotoelectrón está dada por:

$$T_{\max} = h\nu - E_b \quad 1.1$$

Donde: $h\nu$ es la energía del fotón incidente y E_b es la energía de ligadura del electrón.

Este proceso es fuertemente dependiente de la energía de la radiación incidente, número atómico y del material con el cual interactúa. La absorción de la energía por unidad de masa de dicho materia es aproximadamente proporcional a $1/E^3$ y a Z^3 , donde E es energía de la radiación incidente y Z el número atómico del material

Cuando $h\nu < E_b$ el electrón no es expulsado del átomo, porque no puede absorber en un solo proceso energía suficiente para escapar del material. Figura 1.8.

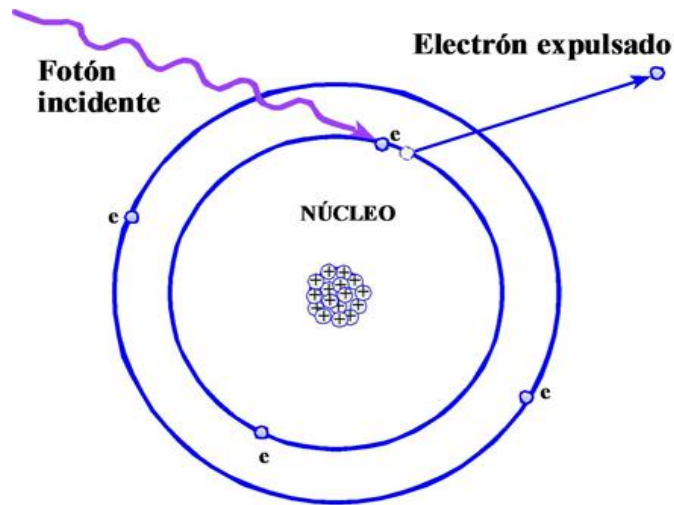


Figura 1.5. Diagrama que muestra el efecto fotoeléctrico.

1.2.2 Efecto Compton.

El efecto Compton ocurre cuando un fotón incidente entrega parte de su energía a un electrón débilmente ligado al átomo (se le considera libre por ser la energía del fotón mucho mayor que la del electrón y porque se encuentra en las orbitas externas). Después del choque, la energía del fotón es $h\nu'$. El fotón dispersado forma una trayectoria de un ángulo θ en dirección del fotón inicial. El electrón que recibió cierta cantidad de energía del fotón, también llamado electrón en retroceso, se desplaza en una dirección que forma un ángulo ϕ con la dirección del movimiento del fotón inicial. Este proceso se muestra esquemáticamente en la figura 1.6.

La disminución de la energía del fotón dispersado significa que la radiación electromagnética que es desviada de su trayectoria original aumenta su longitud de onda y disminuye su frecuencia. Debido a la ley de conservación de la energía, la energía cinética del electrón T queda expresada como:

$$T = h\nu - h\nu' = h(\nu - \nu') \quad 1.2$$

Donde: h es la constante de Planck, $h\nu$ es la energía del fotón incidente y $h\nu'$ la del dispersado.

La variación de longitud de onda de los fotones dispersados $\Delta\lambda$, puede calcularse a través de la relación de Compton:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \quad 1.3$$

Donde: h = constante de Planck, m_e = masa del electrón, c = velocidad de la luz, θ = ángulo entre los fotones incidentes y dispersados.

Y la *energía del fotón dispersado* $h\nu'$ está dada por:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{(1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta))} \quad 1.4$$

Donde; c = velocidad de la luz, m_0 = masa en reposo.

Este efecto es menos dependiente de la energía de la radiación, si bien la probabilidad de interacción disminuye a energías elevadas.

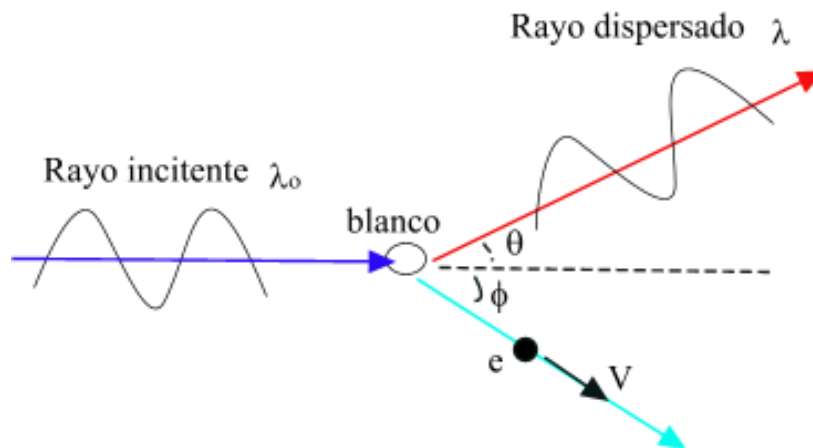


Figura 1.6. Diagrama del efecto Compton.

1.2.3 Producción de Pares

Sucede cuando un fotón se acerca al campo eléctrico de un núcleo, convirtiéndose en dos partículas: un electrón (e^-) y un positrón (e^+); cada una de estas partículas posee una masa cuyo equivalente energético es de 0.511 MeV por lo cual los fotones deben poseer una energía superior al doble para dar lugar a la formación de pares. La energía en exceso de 1.022MeV es adquirida por el electrón y el positrón como energía cinética excitando y ionizando los átomos que encuentran en su camino. Finalmente el positrón se combina con un electrón convirtiéndose en dos fotones gamma de 0.511 MeV que son emitidos en direcciones opuestas. Figura 1.7.

Como consecuencia en este proceso la radiación incidente es absorbida y además dispersada con la diferencia, con respecto al efecto Compton, la dispersión no ocurre en la misma zona de incidencia sino a cierta distancia dada por el recorrido de los positrones antes de recombinarse.

La posibilidad de interacción por formación de pares aumenta con energías mayores y la absorción y atenuación de energía por unidad de masa se incrementa aproximadamente con la primera potencia del número atómico de materia absorbente.

La masa en reposo de cada una de las partículas es de 0.511 MeV (equivalente a la masa del electrón en reposo), lo cual significa que la energía cinética que comparten es la energía del fotón incidente menos 1.022MeV, es decir: Figura 1.8.

$$E_{e^-} + E_{e^+} = E_i - 1.022\text{MeV} \quad 1.5$$

Donde

E_{e^-} = energía del electrón

E_{e^+} = energía del positrón

E_i = energía inicial del fotón

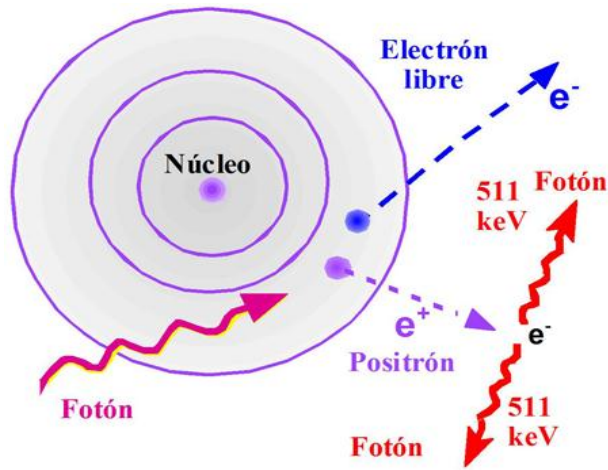
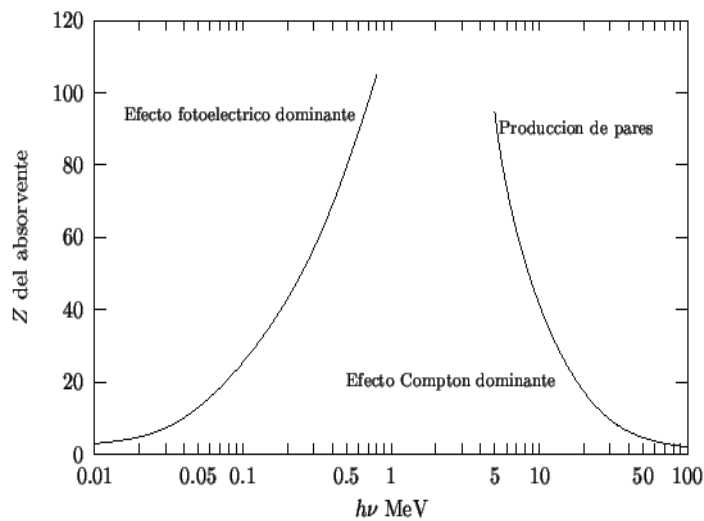


Figura 1.7. Diagrama de producción de pares.



Fuente: (Evans 1958.712)

Figura 1.8—Importancia relativa de los tres tipos principales de interacción de la radiación con la materia a diferentes energías.

1.3 Atenuación de la Radiación Electromagnética

La atenuación de la radiación electromagnética (rayos gamma y x) es cualitativamente diferente a la de las partículas cargadas; mientras que en éstas los alcances están bien definidos en función de la energía y del medio absorbente, la radiación electromagnética

sólo puede ser reducida en intensidad aumentando el espesor absorbente interpuesto. El paso de la radiación electromagnética por la materia se caracteriza por una ley exponencial:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad 1.6$$

Donde:

$I(x)$ = Es la intensidad de la radiación que es función del espesor de absorbente x .

I_0 = Es la intensidad incidente.

μ = Es el coeficiente de atenuación lineal.

x = espesor del material.

Una magnitud de uso común, para expresar la atenuación de un haz de radiación electromagnética, es el ancho del absorbente necesario para reducir a la mitad la intensidad incidente (capa hemireductora o HVL).

$$x = \ln \frac{1/2}{\mu} \quad 1.7$$

Donde:

μ = Es el coeficiente de atenuación lineal.

x = espesor del material.

1.4 Magnitudes de Campo

La medición de los efectos de radiación puede requerir distintos grados de especificación del campo de radiación. Estas especificaciones se basan inicialmente en magnitudes sencillas asociadas al campo de radiación, las que serán a su vez la base para definir magnitudes que describen al campo con mayor detalle. Tales magnitudes hacen referencia al número de las partículas o a energías que transportan.

Fluencia (Φ)

Es el cociente entre el valor esperado del número de rayos que entran a una esfera infinitesimal imaginaria dN_e y el área de la esfera da:

$$\Phi = \frac{dN_e}{da} \quad 1.8$$

Usualmente se expresa en unidades de: m^{-2} o cm^{-2}

Tasa de fluencia o densidad de flujo ($\dot{\Phi}$)

Es el cociente de la fluencia $d\Phi$ en un intervalo de tiempo dt :

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN_e}{da} \right) \quad 1.9$$

Usualmente se expresa en unidades de: $m^{-2} s^{-1}$ o $cm^{-2} s^{-1}$

Fluencia de energía (Ψ)

Es el cociente del valor esperado de energía radiante dR para una esfera imaginaria infinitesimal, por unidad de área da :

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad 1.10$$

Donde $dR = \sum_{i=1}^n T_i$ (valor esperado); T_i es la suma de las energías de todos los fotones que entran a la esfera.

Usualmente se expresa en unidades de: $J m^{-2}$ o $erg cm^{-2}$

Tasa de fluencia de energía, densidad de flujo de energía, o intensidad ($\dot{\Psi}$)

Es la fluencia de energía por unidad de tiempo:

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad 1.11$$

Usualmente se expresa en unidades de $J m^{-2} s^{-1}$

1.5 Magnitudes Dosimétricas

La **Dosimetría** de radiación es el cálculo de la dosis absorbida en tejidos y materia como resultado de la exposición a la radiación ionizante, tanto de manera directa como indirecta.

Dosis absorbida (D)

La dosis absorbida D se define como el cociente de la energía impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm en un volumen infinitesimal:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad 1.12$$

Donde $d\varepsilon$ = valor esperado del diferencial de energía promedio impartida por la radiación ionizante al material.

La unidad de medida es la energía entregada por unidad de masa J/kg, unidad a la cual se le da el nombre de Gy. Donde $1\text{cGy} = 1\text{rad} = 100\text{erg} /\text{g}$.

Rapidez de dosis absorbida (\dot{D})

Se define como el cociente de dosis impartida por la radiación ionizante en una unidad de tiempo infinitesimal dt.

La tasa de dosis se define a partir de la ecuación (1.13).

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{d\varepsilon}{dm} \right) \quad 1.13$$

La unidad en que esta expresada la tasa de dosis es Gray $\cdot\text{s}^{-1}$.

Kerma (K)

Se define como el valor esperado de la suma de energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por radiación indirectamente ionizante por unidad de masa a un punto de interés, incluyendo energías de pérdidas radiativas pero excluyendo energía transferida desde una partícula cargada a otra.

$$K = \frac{d\varepsilon_{\text{tr}}}{dm} \quad 1.14$$

Donde, $d\epsilon_{tr}$ = La suma de todas las energías cinéticas de las partículas liberadas debido a las interacciones de las partículas ionizantes no cargadas.

dm = masa infinitesimal.

Las unidades en que está expresado el Kerma de colisiones son erg/g, rad o J/kg, y son comúnmente llamadas gray (Gy).

Tasa de kerma (\dot{K})

Es la variación temporal de kerma.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad 1.15$$

La unidad en que se expresa es $Gy \text{ s}^{-1}$

1.6 Exposición

Es el cociente entre la carga total de iones de un sólo signo producidos en aire y la masa de aire dm , cuando todos los electrones liberados por fotones en dicha masa son completamente detenidos en el medio.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad 1.16$$

Donde, dQ es el diferencial del valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire, dm = diferencial de masa de aire.

La exposición solo está definida para haces de fotones (rayos x, rayos γ) y solo se define para aire. Una unidad en que puede expresarse la exposición es C / kg, pero la unidad más usada es el Roentgen (R) = $2.580 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$

1.7 Equilibrio de partícula cargada (EPC)

El equilibrio de partícula cargada existe para un volumen V , si para cada partícula cargada de un tipo y energía dada que sale del volumen ocurre que otra partícula entrante, idéntica y con la misma energía, la reemplaza en términos del valor esperado.

Las condiciones que deben ser tomadas en cuenta para que haya equilibrio de partícula cargada son:

1. La composición atómica del medio debe ser homogénea.
2. La densidad del medio debe ser homogénea.
3. Debe existir un campo uniforme de radiación indirectamente ionizante.

Por lo tanto si existe equilibrio de partícula cargada, entonces los electrones e_1 son compensados por los e_2 .

Existe una profundidad para la cual se cumple que la dosis absorbida es igual al kerma de colisiones para todo tipo de material. Es decir:

$$D^{\text{EPC}} = K \quad 1.17$$

Esta es una relación importante pues nos da la condición para la cual existe equilibrio de partícula cargada.

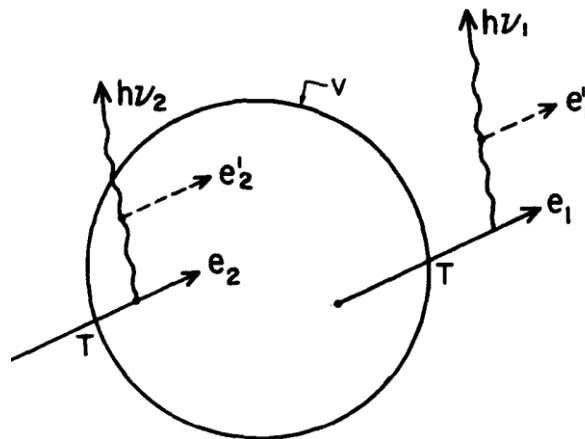


Figura 4.4. El EPC existe, en un límite no estocástico, porque el electrón e_2 entra al volumen v con una energía cinética T

Capítulo II

Radioterapia y Tomografía axial computarizada

2.1 Radioterapia

Después del descubrimiento de los rayos X por Roentgen y del radio por Curie a finales del XIX, e investigaciones posteriores comprobaron que este tipo de radiación producía efectos biológicos y se pensó en sus posibles aplicaciones curativas en el tratamiento contra el cáncer.

A lo largo del siglo XX se ha desarrollado el uso terapéutico de las radiaciones ionizantes (rayos X, o radioactividad que incluye rayos gamma y partículas alfa), junto con los avances científicos y tecnológicos, han mejorado tanto los equipos como la precisión y calidad de los mismos.

La radioterapia se ha vuelto importante y útil a lo largo de ya más de un siglo. Es un tratamiento oncológico que utiliza la radiación ionizante con la finalidad de eliminar células cancerígenas y su objetivo es la destrucción del tejido con cáncer, así como tratar de evitar daños en el tejido sano.

Cuando la radiación interactúa con las células ocurre una fragmentación en las cadenas de ADN, en este caso las células más sensibles a la destrucción son las que están en plena división celular o mitosis, que es el caso de las células tumorales, además estas no pueden reparar el daño biológico. Esta irradiación daña también a las células sanas pero estas en cambio pueden reparar el daño en forma eficiente.

La radioterapia se usa en tratamientos curativos o paliativos

- Tratamiento curativo. Esta emplea altas dosis de irradiación que establecen el límite de tolerancia que puede soportar un tejido, con la finalidad de eliminar el tumor.

- Paliativo. Calman el dolor o sangrado.

Las dos principales modalidades de radioterapia son:

1. Interna o braquiterapia: consiste en la colocación de fuentes radiactivas encapsuladas dentro de la proximidad de un tumor. Se usa principalmente en tumores ginecológicos. Debe aislarse al paciente en cuanto tenga fuentes radiactivas en el cuerpo. Esta técnica puede combinarse con radioterapia externa.
2. Radioterapia externa: consiste en que una fuente de radiación externa a una cierta distancia del paciente. Los equipos que suministran la radiación pueden ser:
 - Unidad de Cobalto genera fotones de 1.2 MeV a partir de una fuente radiactiva ^{60}Co .
 - Aceleradores lineales dependiendo del tipo puede variar tanto su energía, así como la emisión de fotones (se usan para terapias más profundas) o electrones (usados para terapia superficial).

En este trabajo solo se describirá el funcionamiento del acelerador lineal debido a que este es el que se usará para la calibración de la película, medición de la distribución de la dosis en el maniquí. (Be-96), (Pe-04).

2.2 Aceleradores Lineales

Un acelerador lineal es un dispositivo que acelera partículas subatómicas que poseen carga eléctrica, por medio de campos electromagnéticos. Existen muchos tipos de aceleradores lineales que utilizan diferentes principios para su funcionamiento. Aquí se verá solo el caso del acelerador lineal.

Para un acelerador lineal, se utilizan electrones que son obtenidos al calentar un filamento (por efecto termiónico) de alto número Z generalmente tungsteno. Estos electrones son introducidos a la guía aceleradora que está dividida en cavidades de resonancia, donde

existe un campo eléctrico que oscila en cada cavidad con la frecuencia de las microondas. Para que los electrones sean acelerados entran a una cavidad por medio de un pulso de voltaje negativo, y al entrar a la cavidad son impulsados por la frecuencia de las microondas, que generan un campo eléctrico alternante en toda la cavidad que actúa como modulador de la velocidad.

Los electrones acelerados pueden ser usados en la modalidad de rayos X o electrones. Para la producción de fotones los electrones chocan contra un blanco de tungsteno obteniendo así rayos X de frenado, también conocidos como Bremsstrahlung, la energía con la que salen los fotones es a lo más la energía máxima de los electrones incidentes.

Para que los rayos X sean de utilidad en el uso clínico, es necesario contar con una lámina dispersora, un filtro aplanador, colimadores primarios y secundarios que se encuentran en el cabezal del acelerador lineal (figura 2.1 y 2.2). Cada uno tiene diferentes funciones como se define a continuación.

1. La lámina dispersora es usada para un haz de electrones.
2. El filtro aplanador se encarga de uniformizar la intensidad del haz de fotones.

El colimador primario y secundario están compuestos por dos bloques de aleación de plomo y tungsteno que definen la forma y el tamaño del haz. (St-96), (Kh-93).

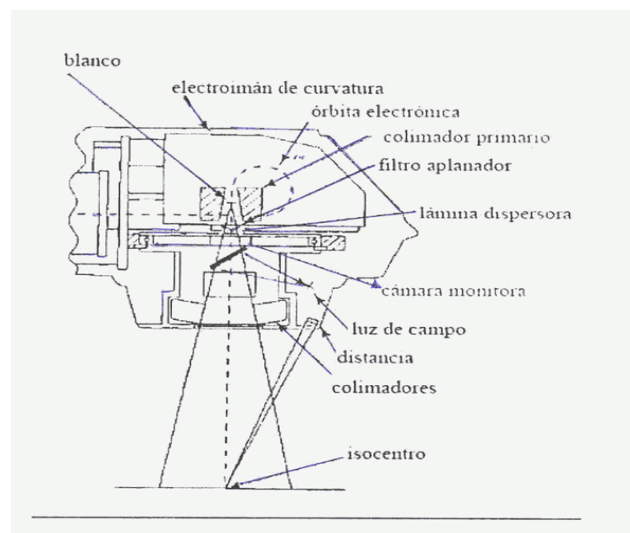


Figura 2.1. Esquema que muestra el cabezal de un acelerador lineal, tanto para la obtención de fotones como de electrones.



Figura 2.2. Acelerador lineal C-2100 del Instituto Nacional de Cancerología.

2.3 planificación de tratamientos en radioterapia

Un plan de tratamiento completo está formado por una serie de pasos que se detallan a continuación.

1. Diagnóstico.

Se detecta el tipo de enfermedad, obteniendo los primeros datos anatómicos del paciente (localización y extensión del tumor). En esta fase intervienen profesionales oncólogos radioterapeutas, así como distintos equipos como: tomografía axial computarizada, resonancia magnética, radiología convencional, etc. En esta etapa también se decide el tratamiento ya sea paliativo o curativo.

2. Planificación de tratamiento.

Sabiendo ya el diagnóstico del paciente, la siguiente etapa es la localización geográfica del tumor y la obtención de datos anatómicos y geométricos del paciente (con ayuda del tomógrafo). Esta fase es de gran importancia ya que se obtiene todos los datos necesarios para el cálculo de distribución de dosis. Nuevamente

intervienen personal radioterapeuta, oncólogos, físicos, técnicos en radioterapia y equipo (tomografía axial computarizada, resonancia magnética, radiología convencional, etc) con importantes requerimientos de exactitud geométrica (tatuajes). Aquí es de vital importancia que las imágenes obtenidas no sufran deformaciones o artefactos.

3. Cálculo dosimétrico

Una vez determinado el volumen que se va a irradiar y adquirido los datos geométricos del paciente, se realiza un cálculo dosimétrico preciso en el que se establece el número y distribución espacial de campos de radiación que proporcionan una distribución homogénea de dosis. En la planeación también se busca minimizar la dosis a los tejidos sanos circundantes.

4. Administración del tratamiento

Por último, el tratamiento se administra de forma fraccionada, a lo largo de 20 o 30 fracciones de dosis, en la que cada fracción debe darse cuidando los parámetros establecidos en el plan de tratamiento establecido.

5. Dosimetría y control de calidad del haz de tratamiento

Con el fin de asegurar las óptimas condiciones tanto mecánicas como dosimétricas del equipo. (Kh-93), (IA-05), (IC-98), (Mi-03).

Para establecer la zona a irradiar el médico radioterapeuta se basa en identificar el tumor de acuerdo a los volúmenes definidos en (Kh-93), (St-96), (AA-93), están divididos de la siguiente manera:

- GTV; volumen tumoral grueso, comprende la localización y tamaño visible (bruto).
- CTV; volumen blanco clínico, incluye regiones invadidas o con sospechas de diseminación del tumor.
- PTV; volumen blanco de planeación, toma en consideración todos las posibles variaciones geométricas del tumor.

- TV; volumen tratado, este es el volumen donde se imparte la dosis (el radioterapeuta selecciona y especifica como apropiada para seguir el objetivo de la terapia).
- IV; volumen irradiado.

2.4 Tomografía Axial Computarizada (TAC)

El uso de imágenes para diagnóstico médico comenzó con el descubrimiento de los rayos X por W. Roentgen en 1895. Los principios matemáticos de la tomografía computarizada fueron desarrollados en 1917 por el matemático Radon, nacido en Austria. El procedimiento de Radon probó que una imagen de un objeto desconocido podía ser producida si uno tenía un número infinito de proyecciones a través del objeto. Para aplicarlo a la medicina se tuvo que esperar al desarrollo de la computación y del equipo capaz de obtener imágenes múltiples axiales. Esto fue posible hasta el año 1955 en que fue desarrollado el primer tomógrafo computarizado, e introducido al mercado en 1972. Sus creadores y desarrolladores Godfrey Hounsfield de Gran Bretaña y Allan Cormack de Sudáfrica recibieron el Premio Nobel de Medicina en 1979. (Figura 2.3).

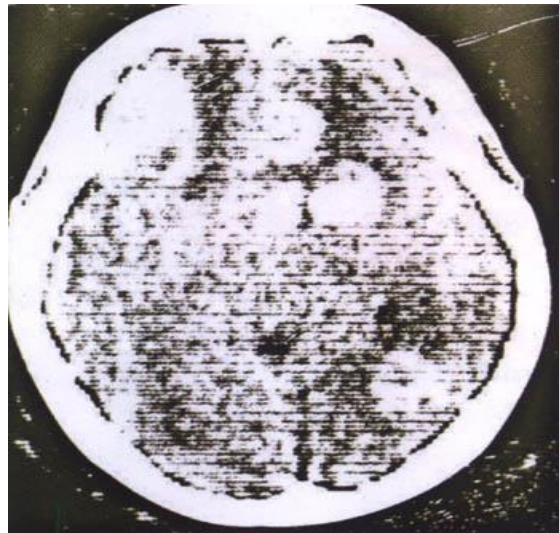


Figura 2.3. Imagen de la primera tomografía computarizada (TAC) obtenida con el EMI scanner en 1971, demostrándose varias metástasis cerebrales. Su aplicación clínica comenzó en 1972.

La Tomografía Axial Computarizada (TAC), es un método de adquisición de imágenes que sirve para diagnósticos médicos, que permite observar el interior del cuerpo humano, a través de cortes milimétricos transversales al eje encefálico, mediante la utilización de un tubo de rayos X y un detector lineal que colecta los datos de proyección por transmisión. Este método de diagnóstico nos ayuda a revelar la presencia de tumores en cualquier parte del cuerpo. Imagen 2.4.

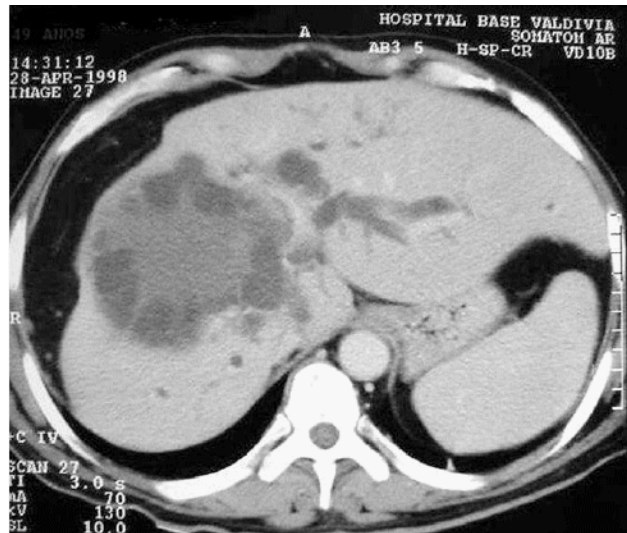


Figura 2.4 imagen de un corte de tomográfica abdominal con contraste.

Los avances recientes en la geometría de adquisición, tecnología de detectores, arreglos multidetector y diseños de tubos de rayos X, han permitido que los tiempos de escaneo sean ahora medidos en fracciones de segundo y que las imágenes adquiridas sean de hasta 1.5 mm de espesor. Las computadoras modernas tienen un poder de cálculo que permite la reconstrucción los datos de la imagen esencialmente en tiempo real.

Existen diferentes generaciones de tomografía, pero para este trabajo se describirá la sexta generación debido a que es con la que se cuenta en el INCAN (para mayor referencia de los distintas generaciones de escáner).

2.4.1 Tomógrafo de Sexta generación (CT helicoidal o espiral).

Los escáneres de CT helicoidal usan diseños de anillo deslizante de tercera o cuarta generación. La diferencia principal con respecto a los otros escáners es que la fuente de rayos X y los detectores se mueven alrededor del paciente y la mesa se traslada de manera continua, disminuyendo con esto el tiempo requerido para trasladar la mesa del paciente.

Esta generación de escáneres es el que se utilizó para este trabajo. El tipo de tomógrafo es un SIEMENS modelo Somatom Sensation Open el cual cuenta con un anillo de detectores hechos de cerámica ultrarrápida (ufc) (figura 2.5). Este tipo de detectores son altamente eficientes ya que requieren una dosis menor para producir una buena calidad en la imagen. (Bu-02), (Kh-93), (AJ-10), (Ed-c), (To-a).



2.5. Tomógrafo de sexta generación SIEMENS, modelo Sensation Open.

2.4.2. Principios de Tomografía computarizada (TC)

El objetivo de una adquisición tomográfica es medir la transmisión de los rayos X a través del paciente en un gran número de proyecciones. Las proyecciones se obtienen mediante la

emisión de un haz de rayos X, rotando alrededor del paciente, al mismo tiempo que un sistema de detectores.

Los valores asignados a cada pixel en las imágenes tienen que ver con la atenuación del objeto escaneado, es decir con el coeficiente de atenuación lineal μ . La ley que relaciona la intensidad del haz inicial (rayos X) es I_0 , el coeficiente de atenuación lineal μ y la intensidad del haz de salida es I y el espesor de material, es la de Beer-Lambert, que depende del coeficiente de atenuación lineal.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad 2.1$$

Los diferentes tejidos de un paciente, tienen valores diferentes en los coeficientes de atenuación. Entonces la intensidad del haz de salida después de cruzar una distancia (r), puede representarse como una suma de coeficientes de atenuación (por medio de la integral).

$$I(r) = I_0 e^{-\int_0^r \mu(x) dx} \quad 2.2$$

Después de esto se aplican diferentes técnicas de reconstrucción de la imagen para así tener una matriz de los coeficientes de atenuación lineal. (Bu-02), (Kh-93).

2.5 Unidades Hounsfield (UH)

En TAC la matriz de reconstrucción de los coeficientes de atenuación μ_{tejido} se transforma en un matriz de números TC medidos en UH (asigna a cada número de la matriz un tono de gris). La atenuación de los tejidos o materiales en la escala Hounsfield se expresa en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua μ_{agua} .

La fórmula que relaciona los números CT con los coeficientes de atenuación es:

$$UH_{tejido} = \frac{\mu_{tejido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 \quad 2.3$$

Donde:

UH_{tejido} . Son las unidades Hounsfield del tejido.

μ_{tejido} . Es el coeficiente de atenuación lineal de un material en estudio.

μ_{agua} . Es el coeficiente de atenuación del agua.

El rango de números CT va desde -1000 a +3000 *UH*, al aire le corresponde por definición el valor de -1000 *UH*, al agua le corresponde el valor de 0 *UH*, pulmón tiene valores en el rango de -950 a -600 *UH*, tejido adiposo presenta valores inferiores a cero -100 a -80 *UH*, la mayoría de los tejidos blandos se encuentra en el rango entre -20 y -70 *UH*, y el hueso compacto superior a 1000 *UH* y para áreas llenas con agentes de alta densidad alcanza hasta 3000 *UH*. (Kh-93), (Ma-10).

2.6 Artefactos

Como se había mencionado con anterioridad para obtener un plan de tratamiento óptimo, se requiere contar con calidad en la imagen pero muchas veces se presentan errores sistemáticos como los artefactos que afectan la calidad de tratamiento en los pacientes.

2.6.1 Artefactos de Movimiento del paciente.

Los artefactos de movimiento ocurren cuando el paciente se mueve durante la adquisición (figura 2.6). Cuando se trata de un movimiento pequeño la imagen se ve distorsionada, para un movimiento más grande producido durante la adquisición de la imagen tomográfica se producen artefactos de imágenes fantasma. Para solucionarlo existen algunos métodos para reducir los artefactos de movimiento: uno es que el escaneo de la tomografía se tome en el menor tiempo posible, otro es la inmovilización del paciente, o usar algún algoritmo de corrección.

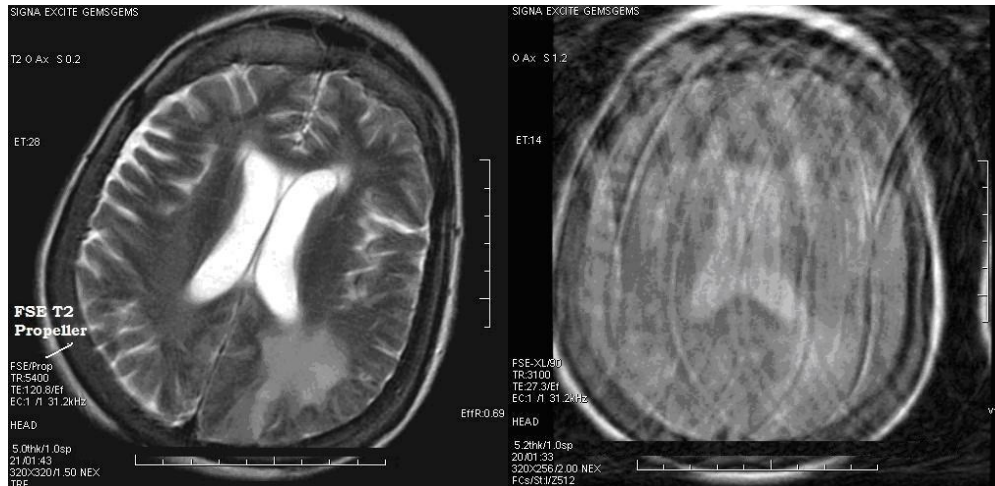


Figura 2.6. Esta imagen corresponde a un cráneo, y se ve distorsionada debido al movimiento de paciente durante el escaneo de la imagen CT. A este efecto se le llama artefacto de movimiento.

2.6.2 Artefactos metálicos.

Ocurre cuando existen materiales de alto número atómico, como prótesis de cadera, de pierna y brazo, aparatos para fijar la espina dorsal, rellenos dentales, clips quirúrgicos y electrodos, etc., que producen artefactos en la imagen tomográfica (ver la Fig. 2.7). Unos de los métodos para solucionar el problema es interpolar las imágenes faltantes para reconstruir nuevos datos de imagen.

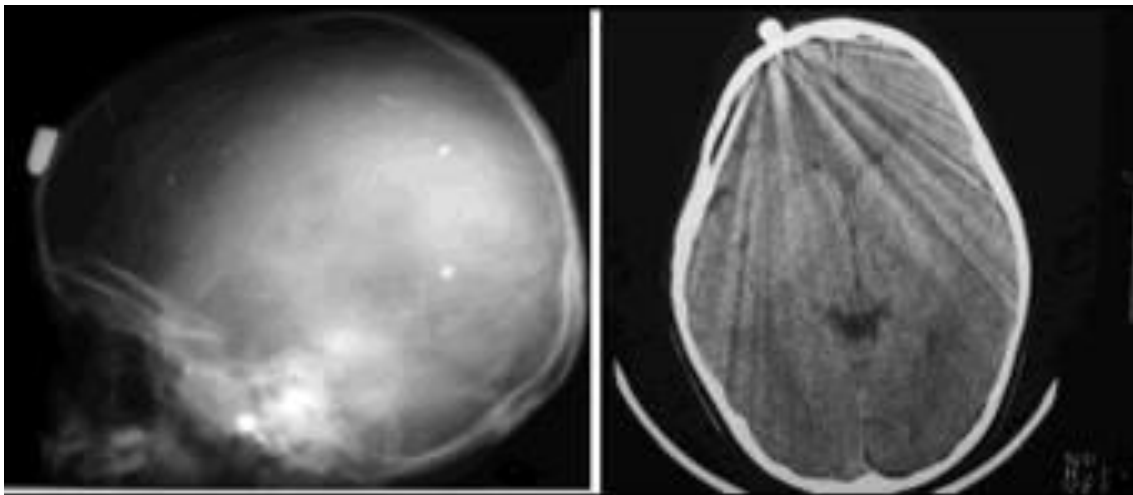


Figura 2.7. Artefactos producidos por un metal dentro del cráneo.

2.6.3 Artefactos de endurecimiento de haz

El endurecimiento de haz es el fenómeno que resulta del incremento de la energía promedio del haz de rayos x cuando pasa a través de un objeto (figura 2.8). Entonces, los números CT de ciertas estructuras cambian e inducen ciertos artefactos. La mayoría de los escáneres CT incluyen un algoritmo de corrección de endurecimiento de haz simple que corrige este efecto.

Este tipo de artefacto puede ser reducido o eliminado con un filtro que asegure la uniformidad del haz en los detectores.

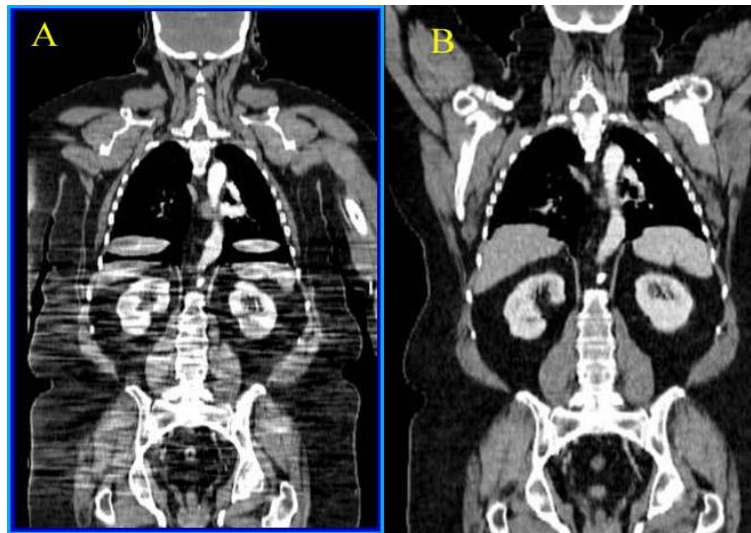


Figura 2.8. Imágenes coronales de TC que muestran un artefacto producido por el endurecimiento del haz en el abdomen, debido a la posición de los brazos del paciente junto al cuerpo (A) Nótese que este artefacto no aparece cuando el paciente tiene los brazos por encima de la cabeza (B).

2.6.4 Artefactos de volumen parcial

Los artefactos de volumen parcial surgen cuando un voxel contiene muchos tipos de tejido. Producirá un número CT como un promedio de todos los tipos de tejido. Esta es la fuente del efecto de volumen parcial, y aparecerá como bandas y rayas (Fig. 2.9).

Usando rebanadas más delgadas y algunos algoritmos de corrección se pueden reducir los artefactos de volumen parcial. (Bu-02), (Ru-h).

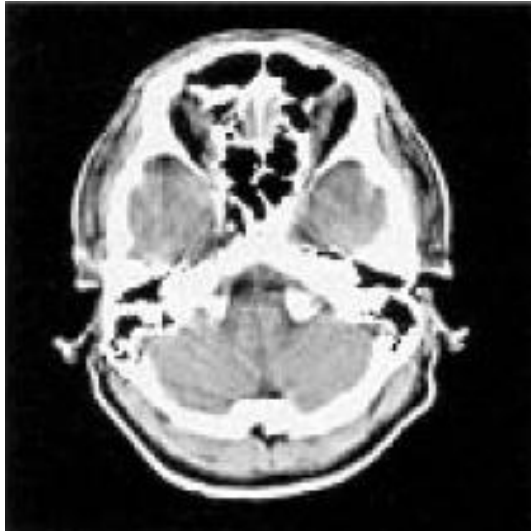


Figura 2.9. Imagen que muestra un artefacto de volumen.

CAPÍTULO III

Dosimetría con película radiocrómica EBT en radioterapia

La radiación ionizante interacciona con la materia produciendo diversos efectos que no son perceptibles a nuestros sentidos. Para determinar la cantidad de radiación depositada en un material, recurrimos a diversos dispositivos llamados dosímetros como son: cámara de ionización (CI), dosímetros termoluminiscentes, película radiográfica y radiocrómica, etc. El tipo de detector a utilizar depende de la radiación ionizante, energía e intensidad del campo de radiación. En este capítulo se describirá solo la película radiocrómica, en particular la EBT.

3.1 Película radiocrómica

Al ser expuesta a la radiación ionizante sufre un cambio de color, proporcional a la dosis de radiación absorbida y al tipo de película. A este proceso se le llama polimerización y ocurre cuando la capa sensible compuesta de monocristales radiosensibles que se encuentran distribuidos uniformemente en una capa gelatinosa, es expuesta a la radiación ionizante.

Los polímeros que forman la parte activa de la película tienen la forma de una aguja del orden de 20 μm de longitud y 1.5 μm de diámetro aproximadamente. Para una película de forma rectangular las agujas del material activo se alinean paralelamente al lado más corto de la película llamada *capa de dirección*. (Figura 3.1).

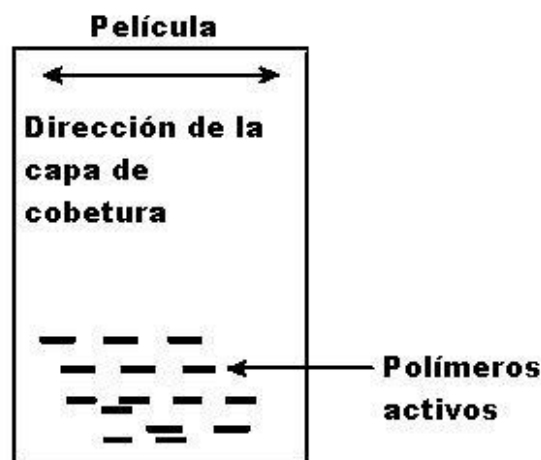


Figura 3.1. Esquema de una película radiocrómica rectangular en la que se observa la alineación de los polímeros.

3.2 Película EBT

La película dosimétrica EBT es un tipo de película radiocrómica que ha sido desarrollada principalmente para resolver las necesidades clínicas como la verificación de tratamientos en la radioterapia externa, distribución de dosis en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), así como para el control de calidad de los aceleradores lineales. Cada vez es más común el uso de las películas radiocrómica EBT debido a su sensibilidad, buena resolución espacial y a su rango de dosis útil, así como a la no necesidad de revelado.

La película EBT es colora, pero al irradiarse se polimeriza y cambia a tono de color azul más oscuro. La intensidad de la coloración depende de la dosis a la que se expone. El rango de sensibilidad de dosis es de 1 cGy hasta 800 cGy.

La película EBT está hecha por dos capas activas de aproximadamente 17 μm de espesor, y una capa superficial de aproximadamente 3 μm de espesor. Las capas que recubren la película son de poliéster de aproximadamente 97 μm . La EBT no requiere de una capa adhesiva (figura 3.2).

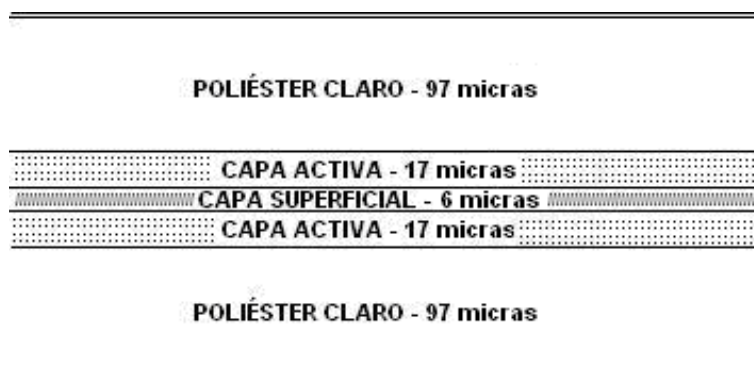


Figura 3.2. Vista esquemática de la estructura de la película EBT.

La composición atómica de la película EBT es:

C	42.3%
H	39.7%
O	16.2%
N	1.1%
LI	0.3%
CL	0.3%

Sus principales características son:

1. Revelado en tiempo real.
2. Respuesta de dosis independiente de la energía desde keV hasta MeV.
3. Alta resolución espacial de menos de 0.1 mm.
4. Número atómico efectivo 6.98, este valor es más cercano al Zeff del agua (7.3)
5. El tiempo de estabilización del color es de 24 horas
6. No hay necesidad de un cuarto oscuro para su manejo.
7. No hay necesidad de revelado.
8. Sensible a la luz ultravioleta.
9. En cuanto a su espectro de absorción, el máximo principal es de 636 nm y el secundario 585 nm. (TG-98), (AM-07), (Fi-e).

3.3 Respuesta de la película EBT

La respuesta de la EBT se obtiene por medio de un escáner asociado a una computadora y un software. Este escáner cuenta con una fuente de luz que va iluminando línea por línea a la película; la luz reflejada en la película es recogida por detectores CCD (Charged-Couple Device). Por último, un software convierte los datos analógicos en valores digitales.

La respuesta de la dosis se define como:

$$R = \text{Log}_{10} \left(\frac{C_f}{C_i} \right) \quad 3.1$$

Donde.

C_i . Tono de gris o de algún color específico de la película sin irradiar (fondo o referencia).

C_f . Tono de gris o color de la película irradiada. (TG-98)

3.4 Algoritmos de corrección del sistema de planeación Eclipse

En el INCan se utiliza el sistema de planeación ECLIPSE para el cálculo de dosis. Este utiliza el algoritmo Convolución de haz lápiz (PBC) y los métodos de corrección por inhomogeneidades: Ley de Poder de Batho, Ley de poder de Batho Modificado y TAR Equivalente.

Los cálculos que son realizados con PBC sin corrección por inhomogeneidades, consideran un medio uniforme de agua. Sin embargo, el cuerpo humano es un conjunto de tejidos con diferentes densidades electrónicas¹, que deben ser tomadas en cuenta para el cálculo de dosis. Para ello se aplican los diferentes algoritmos de corrección (de ahí la utilidad de su uso).

El fundamento en la corrección por inhomogeneidades es la determinación de dosis relativas en un punto de cálculo tomándolo como un medio homogéneo de agua (o equivalente) y después se aplican los factores de corrección por inhomogeneidades (*ICF*). En general el *ICF* tiene la siguiente forma:

$$ICF = \frac{\text{Dosis en un medio heterogéneo}}{\text{Dosis en el mismo punto en un medio homogéneo}} \quad 3.2$$

¹ Densidad electrónica relativa al agua ρ_e . Se define como como la concentración de electrones en un volumen dado de material (agua).

Significa que el cálculo de *ICF* cambia de acuerdo al algoritmo de corrección utilizado (LPB, LPB-M, TAR-E). Estos métodos usan cocientes de $TAR^2(d, r_d)$ y $TAR(d', r_d)$, donde d es la profundidad física, d' es la profundidad efectiva en agua y depende del espesor de los materiales de distinta densidad atravesados por el haz y r_d es el tamaño de campo desde la superficie hasta el punto de cálculo. No considera la posición o tamaño de la inhomogeneidad.

1.- Ley de potencia de Batho (LPB)

Originalmente introducido como un algoritmo de corrección empírica para puntos encontrados dentro del agua y alejados a una inhomogeneidad. Actualmente este método ha sido generalizado para puntos dentro de una inhomogeneidad y para densidades arbitrarias y materiales no equivalentes a agua. Toma en cuenta la posición de la inhomogeneidad para el cálculo.

El factor de corrección está dado por:

$$ICF(d, r_d) = \frac{TAR(d_1, r_d)^{\rho_1 - \rho_2}}{TAR(d_2, r_d)^{1 - \rho_2}} \quad 3.3$$

Donde d_1 y d_2 denota las distancias desde el punto de cálculo a la parte anterior de la inhomogeneidad a la parte distal.

ρ_1 Densidad electrónica relativa en el punto de cálculo.

ρ_2 Densidad electrónica en medio dos.

r_d Es el tamaño de campo desde la superficie hasta el punto de cálculo.

Para medios inhomogéneos múltiples la ecuación es la siguiente:

$$ICF(d, r_d) = \prod_{m=1}^{m=N} TAR(X_m)^{\frac{\rho_m - \rho_{m-1}}{\rho_0} \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_w}^N} \quad 3.4$$

² TAR Tissue Air Ratio (razón tejido aire), se define como el cociente entre dosis D, a un punto Q de interés a otro de un volumen pequeño de material rodeado de aire, ambos puntos se encuentran sobre el eje central del haz. Es una relación aire-tejido.

Donde

N : Número de capas de diferentes densidades arriba del punto de cálculo.

m : Número de capas.

X_m : distancia desde el punto de interés hasta la superficie de la capa m -ésima.

ρ_μ, ρ_0 : Densidad electrónica de la capa m -ésima, y la del agua respectivamente.

$(\mu_{en}/\rho)_N$: Coeficiente de absorción de masa energía para el material en la capa N .

2.- Ley de potencia de Batho Modificada (LPB-M)

Este algoritmo de corrección define los valores de TAR a partir de Z_{max} (corresponde a la región de acumulación), en esta zona la definición de TAR no es válida. Entonces, la profundidad de la d_{max} es añadida a la profundidad d_m . En comparación con la fórmula para la corrección Generalizada de Batho, la fórmula para la corrección Modificada de Batho cambia como en la Ecuación:

$$ICF(d, r_d) = \prod_{m=1}^{m=N} TAR(X_m + Z_{max}; W_d)^{\frac{\rho_m - \rho_{m-1}}{\rho_0} \frac{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_m}{(\frac{\mu_{en}}{\rho})_w}} \quad 3.5$$

3.- TAR Equivalente (TAR-E)

Fue el primero algoritmo en usar un completo grupo de datos provenientes de la tomografía computarizada para la planificación de un tratamiento. Asume que hay equilibrio de partícula cargada y es calculado por medio de un cociente de dos TAR. Para medios heterogéneos está definido por la siguiente ecuación.

$$ICF(d, r_d) = \frac{TAR(d', r)}{TAR(d, r)} \quad 3.6$$

Donde: d' y r' son los valores “escalados” o “efectivos” de d y r respectivamente para la energía de la radiación usada.

r : es el tamaño de campo desde la superficie hasta el punto de cálculo.

d : denota distancia desde el punto caculo a la inhomogeneidad. (AA-04), (Kh-93), (Va-06).

Capítulo IV

Método experimental

En este capítulo se describirá el procedimiento experimental que se siguió para la obtención de la distribución de dosis en un maniquí de Lucita, el cual cuenta con insertos de diferentes densidades electrónicas, entre ellas cerrobend. Las medidas se tomaron en el departamento de radioterapia del Instituto Nacional de cancerología.

4.1 Calibración de las Película de Tinte Radiocrómico EBT

4.1.1 Irradiación de las películas EBT

Para realizar la irradiación de las EBT, se colocaron en el centro del campo de radiación y perpendicular al haz; siguiendo los pasos que a continuación se mencionan:

1. Se trabajó en un lugar donde no hubiera luz ultravioleta.
2. La película se cortó en cuadrados de $1 \times 1 \text{ cm}^2$.
3. Para saber la orientación de cada cuadro de película se marcó en los bordes superiores derechos con un plumón indeleble.
4. Cada película se colocó en una pequeña bolsita de papel para evitar que se exponga a la luz ultravioleta.
5. Las películas se dejaron estabilizar por 24 hrs (en un lugar alejado de la zona de irradiación, cuya temperatura es de alrededor de $20 \text{ }^\circ\text{C}$, de acuerdo al fabricante).

Las películas se irradiaron en el acelerador Clinac 2100 con energía de 6 MV, con un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y a dosis de 40, 80, 120, 150, 200 cGy.

Posteriormente a la irradiación se dejó estabilizar la película por otras 24 horas, para después escanearla. Imagen 4.1.

4.1.2 Escaneo de la película EBT

Para obtener la respuesta, las películas se digitalizaron en un escáner marca Vidar (figura 4.1), el cual utiliza una fuente de luz blanca y una resolución de 0.36 milímetros por pixel. Se exportó en formato TIFF (para no perder calidad en la imagen), y se usó la tarjeta de interfaz entre el escáner y la computadora SlimSCSI 1460D (figura 4.2), la cual permite enviar la imagen escaneada a la computadora para poder hacer la conversión de tonos de gris a densidad óptica.



Figura 4.1. Escáner marca Vidar, modelo Dosimetty Pro.



Figura 4.2. Tarjeta de interfaz SCSI.

Para lograr la misma orientación y reproducibilidad de las películas al escanearlas, se colocaron y adhirieron las películas en una cartulina negra que cuenta con cinco ventanas de 1cm x1cm (las películas se fijan a la cartulina); también la cartulina ayudó a evitar que la luz se dispersara y reflejara dentro del mismo escáner, hecho que afectaría los valores de tonos de gris en la imagen digitalizada. Figura 4.3.



Figura 4.3. Colocación de las películas para escaneo.

Cuando la dirección de escaneo es paralela a la *capa de dirección* la orientación relativa se denomina *landscape* que es la que se realizó en este caso, se recomienda que se escanee bajo la misma orientación durante todas y cada una de la etapas que conformen el análisis.

4.1.3 Análisis de las películas EBT

Para el análisis de la películas EBT se utilizó el programa imageJ que utiliza el lenguaje de programación Java, desarrollado en el Instituto Nacional de la Salud de los Estados Unidos en 1997; el cual permite obtener la respuesta de la película digitalizada en cada pixel.

Para obtener un análisis más confiable se eligió una región de interés, que fue el centro de la película, debido a que cuando se corta la película puede producirse una zona dañada llamado trauma mecánico. El fabricante recomienda cortar las películas 24 hrs antes con el fin de que se relajen las tensiones mecánicas antes de la irradiación y la lectura. Para este trabajo se siguieron las dos recomendaciones. (TG-98), (Ar-09), (AM-07).

4.1.4 Cerrobend

El cerrobend por sus características y propiedades es un material comúnmente usado para protecciones en radioterapia, pero en este caso será usado para ver la distribución de la dosis en un maniquí con insertos de diferentes densidad electrónica incluyendo el cerrobend.

Es una aleación de bismuto 50%, plomo 26.7%, estaño 13.3% y cadmio 10%; soporta temperaturas de hasta 70°C, tiene una densidad $\rho = 9.4 \frac{gr}{cm^3}$. (Kh-93), (At-86).

4.1.5. Descripción del maniquí utilizado

Se utilizó un maniquí de polimetil metacrilato (PMMA) de forma cilíndrica, formado por 4 discos de un centímetro de espesor y dos discos, que corresponden a las tapas, de 0.7 cm; al apilarlos forman un maniquí cilíndrico de un espesor de 5.4 cm y un diámetro de 16 cm.

Figura 4.4. (Fl-07).

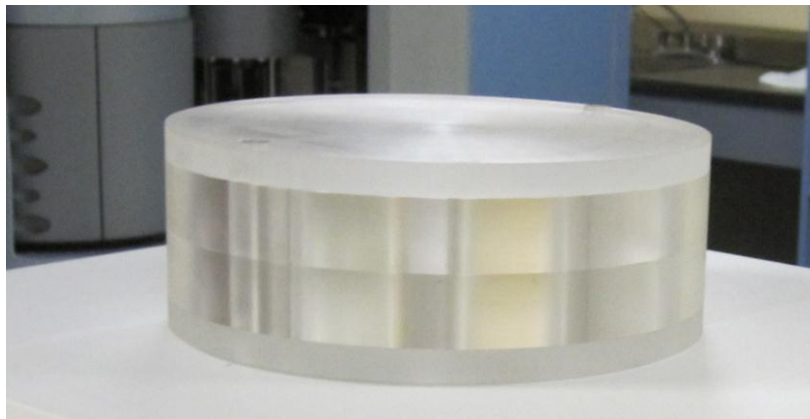


Figura 4.4. Maniquí de PMMA con insertos de diferentes densidades electronicas

Los cuatro discos de 1 cm cuentan con 9 cavidades cilíndricas, ocho de ellas tienen un diámetro de 3 cm, y una de 3.2 cm que corresponde a la cavidad central. Estas cavidades son llenadas con materiales de diferentes densidades electrónicas equivalentes a: hueso trabecular, aire, agua de altas y bajas energías, hueso cortical, tejido adiposo, pulmón inhalación y exhalación y cerrobend (figura 4.5).



Figura 4.5. Maniquí utilizado para medir y obtener la distribución de dosis.

4.2. Distribución de Dosis en el maniquí.

El maniquí (con sus insertos) más diez placas de agua sólida en la parte inferior del maniquí (figura 4.6), fueron escaneados en el tomógrafo a 120 kVp. Posteriormente se exportaron las imágenes del tomógrafo al sistema de planeación Eclipse y se utilizaron las imágenes para el cálculo de la dosis.

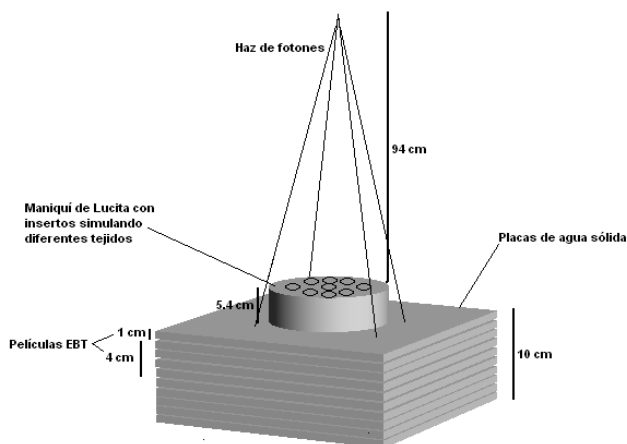


Figura 4.6. Esquema de la geometría de irradiación del maniquí y de las placas de agua solida.

Para este trabajo se hicieron 4 planes de tratamiento, como se muestra en la siguiente tabla 4.1.

Tabla 4.1

Planes de tratamiento	Energía	1cm de profundidad	5cm De profundidad
1	6MV sin cerrobend	173 UM (unidades monitor)	173 UM
2	15MV sin cerrobend	170 UM	170 UM
3	6MV con cerrobend	173 UM	173 UM
4	15MV con cerrobend	170 UM	170 UM

Parámetros de las diferentes condiciones en las que se irradio el maniquí.

Estos planes de tratamiento son enviados al equipo Clinac 2100. Para poder dar los correspondientes planes de tratamiento se siguen las siguientes especificaciones: se coloca el gantry y colimador a 0 grados, se alinea el maniquí con ayuda de los láseres, se abre el campo a 19x19 cm² (para cubrir el diámetro del maniquí); se utilizó una técnica de irradiación en este caso isocéntrica con una distancia fuente superficie (SSD) de 94 cm. Estas condiciones del haz son las mismas para los cuatro planes de tratamiento, variamos únicamente la energía y unidades monitor ³

Se colocó una película debajo de cada inserto a 1 y a 5 cm, debajo de la superficie del maniquí, para cada uno de los planes (figuras 4.6 y 4.7).

Después de la irradiación de las películas en el maniquí, se procedió al escaneo y análisis de la película EBT, siguiendo el mismo procedimiento que se mencionó en 4.1.2.

³Los aceleradores lineales son calibrados para entregar 1 cGy por cada UM a la profundidad de $d_{m\acute{a}x}$ para un campo de 10x10 a una SSD = 100 cm. Estas unidades se usan en vez de unidades de dosis o de tiempo debido a que la tasa de dosis del acelerador puede ser ajustada desde 100 a 1000 UM / min, dependiendo de las necesidades de cada tratamiento.



Figura 4.6. Colocación de las películas sobre una de las placas de agua sólida.



Figura 4.7. Colocación de las películas en las placas de agua sólida a 5 cm y después a 1cm de profundidad debajo de la base del maniquí.

4.3. Distribución de la dosis para el Maniquí virtual.

Cuando el tomógrafo envía las imágenes obtenidas después de haber escaneado el maniquí con diferentes insertos que simulan tejidos y cerrobend al sistema de planeación eclipse, estas tienen un gran artefacto producido por el material de alta densidad (figura 4.8); por lo que el sistema de planeación no puede calcular correctamente la dosis en esas zonas.

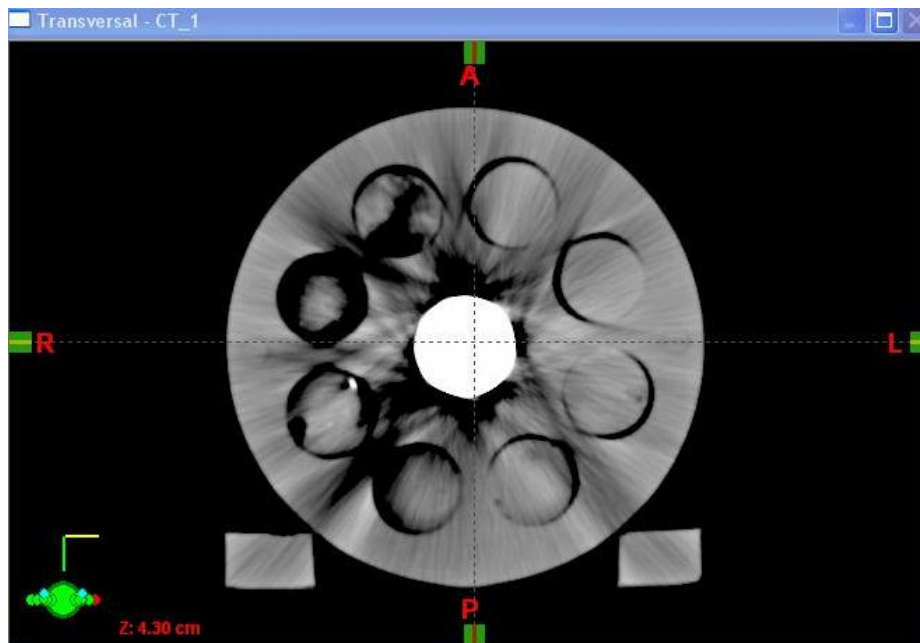


Figura 4.8. Artefacto generado al reconstruir imágenes tomográficas de un maniquí con inhomogeneidades de densidad electrónica alta (mayor a 3000 UH). Toma transversal.

Se puede observar en las siguientes imágenes la producción del artefacto con forma de estrella. El sistema de planeación en esa parte de la imagen le asocia aire por su densidad electrónica aparente. (Figuras 4.9, 4.10)

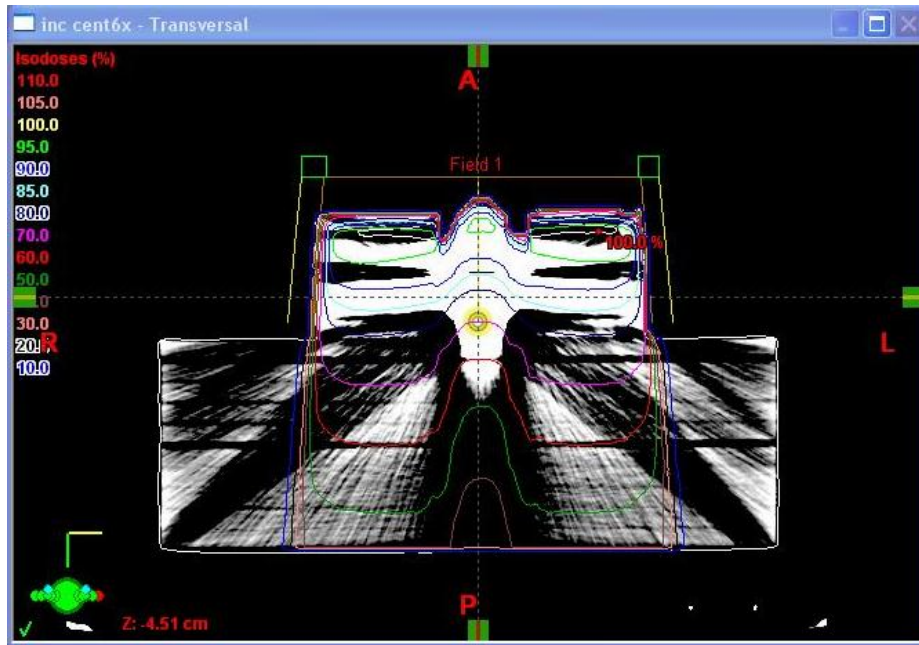


Figura 4.9. Toma transversal del maniqué real, muestra la distribución de la dosis, con inserto central de cerrobend a 6MV.

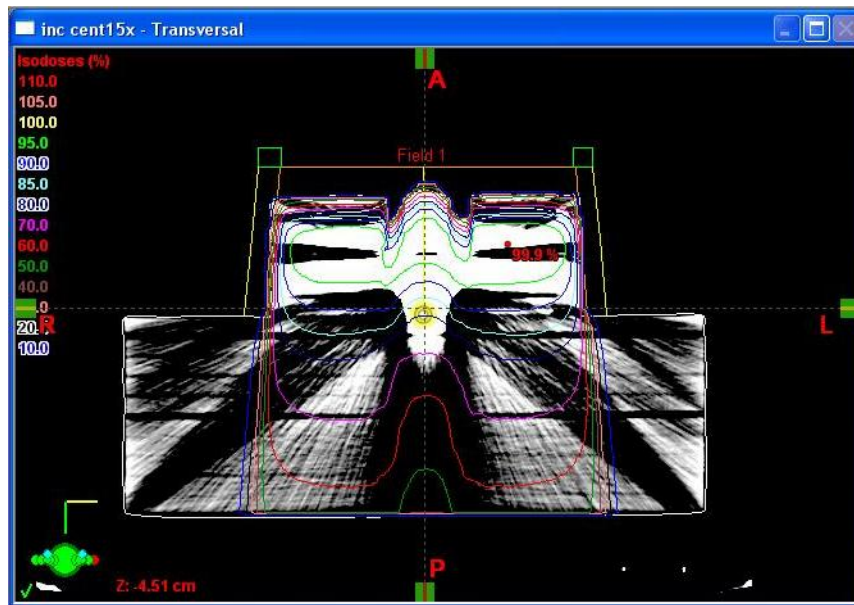


Figura 4.10. Distribución de la dosis en el maniqué real, con inserto central de cerrobend a 15MV. Toma transversal.

El sistema de planeación cuenta con herramientas que permiten diseñar y crear "maniqués" virtuales de diversas formas y asignarles el valor de UH deseado; con el fin de realizar

diversas pruebas a los algoritmos de cálculo de dosis. Para este trabajo, se diseñó un "maniquí virtual" con la misma geometría y valores de UH que el maniquí real, con el fin de reproducir las condiciones de irradiación de éste último y calcular la distribución de dosis, pero sin los artefactos de las imágenes de tomografía.

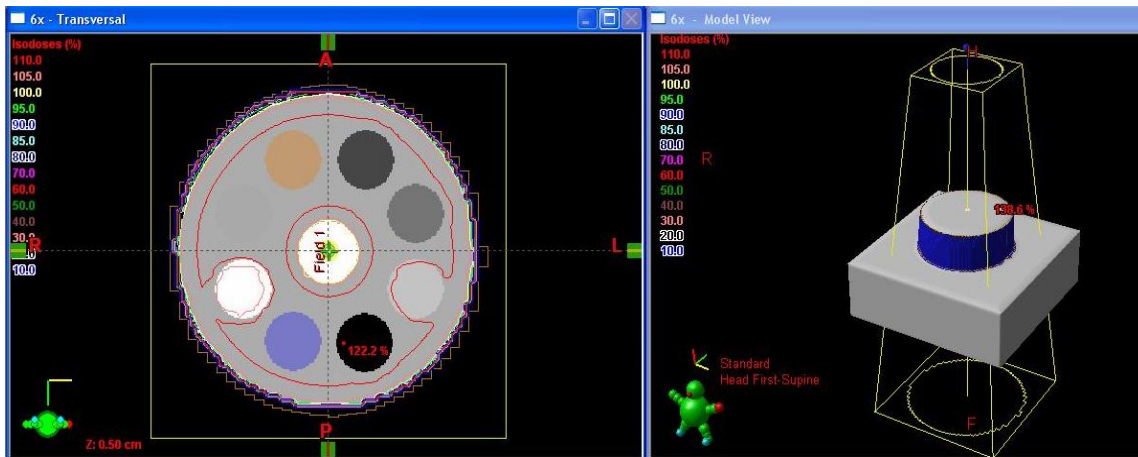


Figura 4.11. Distribución de la dosis en el maniquí virtual, con inserto central de cerrobend a 6MV. Toma transversal.



Figura 4.9. Distribución de la dosis en el maniquí virtual, con inserto central de cerrobend a 15MV. Toma transversal.

CAPITULO V

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1. Resultados de la calibración de la película

Como se mencionó en el capítulo anterior, la película EBT fue calibrada en un intervalo de dosis de 40 cGy hasta 200 cGy. La figura 5.1 muestra la curva de respuesta como función de la dosis, así como la ecuación.

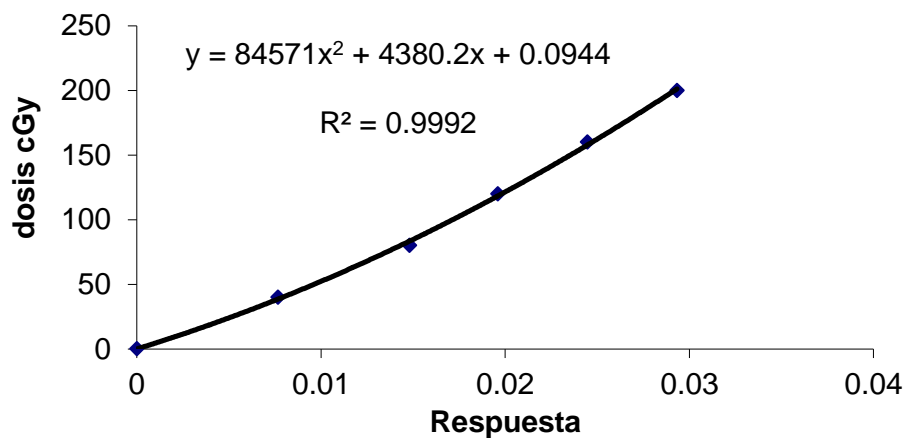


Figura 5.1. Curva de calibración de la película EBT irradiada a 6MV en el acelerador lineal Clinac 2100.

En esta curva de calibración de la película radiocrómica EBT se puede observar una respuesta polinomial en el intervalo de dosis de irradiación. Esto significa que no hay saturación de los valores obtenidos en la densidad óptica y también a que el escáner es capaz de registrar bajos y altos niveles de luz transmitida. Por lo anterior, podemos confiar en la información de la película en el intervalo de dosis en el que se va a trabajar.

Los resultados de la calibración de la EBT se muestran en la tabla 5.1.

Dosis cGy	Respuesta de la película EBT
40	0.008±0.0002
80	0.015±0.0002
120	0.020±0.0002
160	0.024±0.0002
200	0.029±0.0003

Tabla 5.1. Valores de respuesta como función de la dosis.

5.2 Resultados de la distribución de dosis en maniquí con y sin cerrobend

La distribución de la dosis obtenida con película EBT y los algoritmos de corrección de inhomogeneidades del sistema de planeación Eclipse (LPB, LPB-M, TAR-E y sin corrección), en maniquí real sin cerrobend, son mostradas en las gráficas 5.2 y 5.3; siguiendo el orden consecutivo primero se muestra el caso a 6 MV a 1cm, seguida de 15 MV a 5 cm de profundidad. Para el caso de maniquí real con inserto de cerrobend, se muestran la distribución en la gráfica 5.4 para 6MV a 1cm y 15MV a 5cm de profundidad se ve en la gráfica 5.5.

Las gráficas 5.6 (irradiado a 6MV a 1cm de profundidad) y 5.7 (a 15Mv a 5cm de profundidad) muestran una relación de la dosis medida con la película EBT y la obtenida con los algoritmos de corrección de inhomogeneidades del sistema de planeación (LPB, LPB-M y sin corrección), para el caso de maniquí virtual con cerrobend.

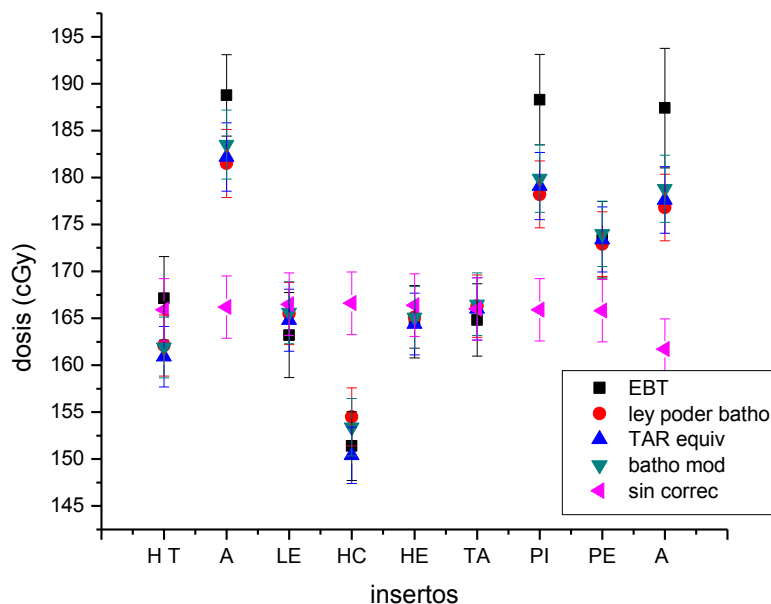
Para facilitar la lectura de las gráficas; se usaran las siguientes abreviaturas.

1. Hueso Trabecular (HT).
2. Aire.
3. Agua de bajas energías (LE).
4. Hueso cortical (HC).
5. agua altas energías (HE).
6. Tejido adiposo (TA).
7. Pulmón inhalación (PI).

8. Pulmón exhalación (PE).
9. Inserto central era aire o cerrobend (C).

Resultados obtenidos en maniquí real, sin cerrobend a 6MV y 1cm de profundidad.

Valores de dosis medidas en la película EBT y algoritmos de correccion para cada inserto a 6Mv a 1cm sin cerrobend. Maniqui real.



Gráfica 5.2.

TAR-E, LPB-M, son los algoritmos que más se aproximan a la dosis medida con la película EBT. Los valores obtenidos se reportan en diferencias porcentuales para: agua de altas y bajas energías, tejido adiposo, pulmón exhalación, todos ellos sobre estiman la dosis, para hueso cortical se subestima la dosis; todos los anteriores tienen como mayor diferencias porcentual 0.92%. Mientras para aire 3%, pulmón inhalación y aire centro un 4.9% de diferencia porcentual (aproximadamente 8 cGy de diferencia) en estos últimos se subestiman la dosis.

Sin corrección, para hueso trabecular arroja una diferencia porcentual de 0.71%, subestimando la dosis. (Ver la gráfica 5.2 y los valores de dosis en el anexo A.).

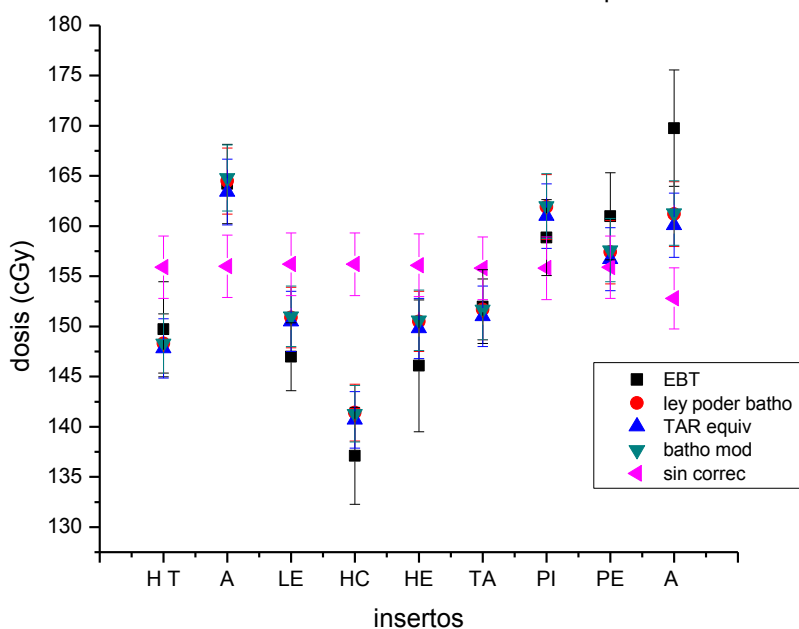
Se puede observar que las diferencias entre los valores de dosis obtenidas con película EBT y los algoritmos de correccion nos son significativos, en general todos los algoritmos están dentro del rango de diferencia permitida de 5%. (IA-05).

En el anexo A se puede ver que las diferencias porcentuales entre los algoritmos de correccion son mínimas (son del orden de milésima o unidad), esto significa que en términos generales todos calculan bien.

Los resultados anteriores fueron reafirmados con los obtenidos con maniquí virtual sin cerrobend.

Resultados obtenidos en maniquí real, sin cerrobend a 15MV y 5cm de profundidad.

Valores de dosis medidas en la pelicula EBT y algoritmos de correccion para cada inserto a 15Mv a 5cm sin cerrobend. Maniqui real.



Gráfica 5.3.

Las diferencias entre valores de dosis calculadas entre los algoritmos son muy pequeñas. Ver los valores de dosis en el anexo A.

TAR-E, LPB-M y LPB calculan mejor la dosis para los siguientes insertos: agua de bajas y altas energías, hueso cortical, tejido adiposo, pulmón inhalación; la mayor diferencia porcentual es de 2.4% sobreestimando la dosis, para aire, hueso trabecular, pulmón

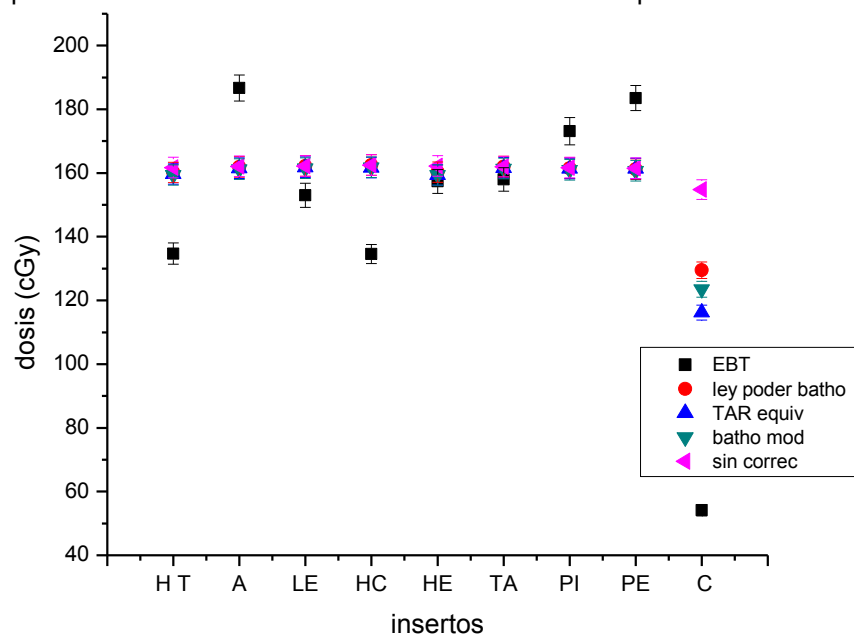
exhalación, ellos subestiman la dosis y no tienen una diferencia porcentual mayor a 2%. Para el caso de aire centro su diferencia es de 5.5% y subestiman la dosis. (Ver las gráficas 5.3).

Para esta energía los resultados de la película EBT y los algoritmos de corrección TAR-E, LPB-M presentan diferencias porcentuales aceptables, la máxima es de 5.5% para aire centro (esto representa 9 cGy de diferencia entre los valores obtenidos), en comparación con 6mv a 1cm se obtuvo una máxima de 5% para pulmón inhalación y aire centro, prácticamente sin mucha diferencia; con esto podemos afirmar que los algoritmos calcula bien en este intervalo de energía y a estas profundidades.

En maniquí virtual los resultados obtenidos muestran que los algoritmos de corrección calculan correctamente la distribución de dosis, y la diferencia que hay entre lo que se midió y lo calculado no es representativa; obteniendo así una máxima desviación porcentual de 5.6% para aire centro. Esto reafirma los resultados obtenidos con maniquí real.

Resultados obtenidos en maniquí real, con cerrobend a 6MV y 1cm de profundidad.

Valores de dosis medidas en la película EBT y algoritmos de corrección para cada inserto a 6Mv a 1cm con cerrobend. Maniqui real



Gráfica 5.4.

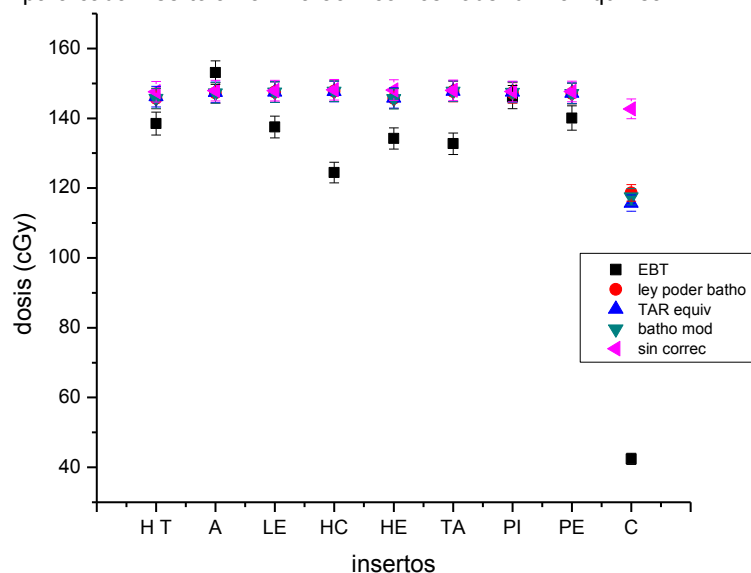
LPB-M y *TAR-E*, los resultados de la dosis son muy similares y presentan una diferencia porcentual para los insertos de: agua de altas energías 1%, tejido adiposo 2%, agua de bajas energía 6%, hueso trabecular 17%, hueso cortical 18%, pulmón exhalación 15%, se sobre estima la dosis en todos los casos. Para pulmón inhalación 8%, aire con 17%, se subestima la dosis. Esto se puede ver en la gráfica 5.4.

TAR-E calcula con diferencias porcentuales para cerrobend 42% sobre estimando la dosis.

Como era de esperarse en presencia del cerrobend los errores de cálculo en la dosis son grandes pues al tener una imagen con artefacto los algoritmos de correccion de inhomogeneidades no tienen la información suficiente para poder calcular correctamente. El artefacto no solo afecta al cálculo de dosis para el cerrobend sino para los demás insertos presentes en el maniquí, pues la dosis calculada presenta una mayor desviación porcentual que en el caso de maniquí real sin cerrobend. Esto lo podemos verificar en la gráfica 5.4 y los valores de dosis en el apéndice B.

Resultados obtenidos en maniquí real, con cerrobend a 15MV y 5cm de profundidad.

Valores de dosis medidas en la película EBT y algoritmos de correccion para cada inserto a 15Mv a 5cm con cerrobend. Maniqui real.



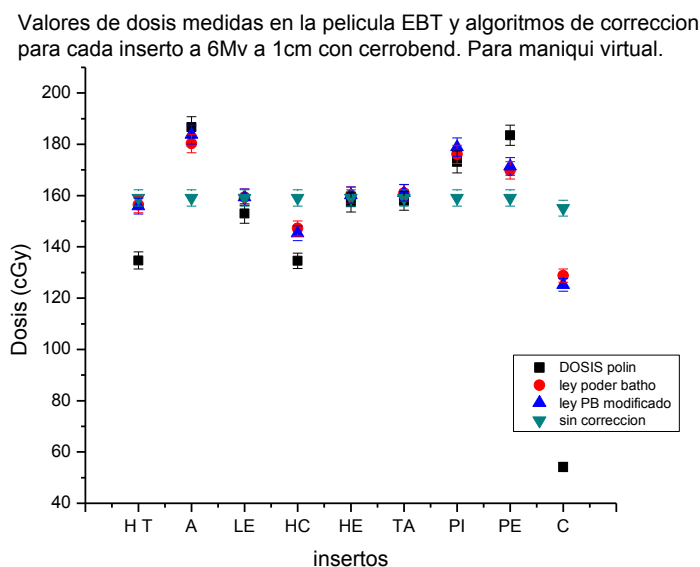
Gráfica 5.5.

TAR-E, LPB-M y LPB. calculan bien para los siguientes insertos: agua de bajas energías 8%, hueso cortical 18%, tejido adiposo 12%, pulmón exhalación 6%, hueso trabecular 6%, pulmón exhalación 6%, pulmón inhalación 1%, todos los anteriores sobreestiman la dosis. Para aire presenta una desviación estándar de 4% subestimando la dosis.

Equivalente Tar con diferencia porcentual para cerrobend de 57% sobreestima la dosis (ver la gráfica 5.5 y los valores de dosis en el anexo B.).

Nuevamente podemos ver que el artefacto generado por la presencia del cerrobend arroja una mayor diferencia entre la dosis medida con la película EBT y los algoritmos de corrección para la mayoría de los insertos. La máxima es para hueso cortical 18% y para cerrobend 57%; recuérdese que para 6mv a 1cm la máxima también fue para hueso cortical con 18% y para cerrobend 42%. Esto nos dice que a mayor energía mayor dispersión del haz para el cerrobend. Se puede ver que en presencia de artefacto el algoritmo TAR-E tiene una menor diferencia porcentual, que no es mucha en relación con los otros.

Resultados obtenidos en maniquí virtual, con cerrobend a 6MV y 1cm de profundidad.



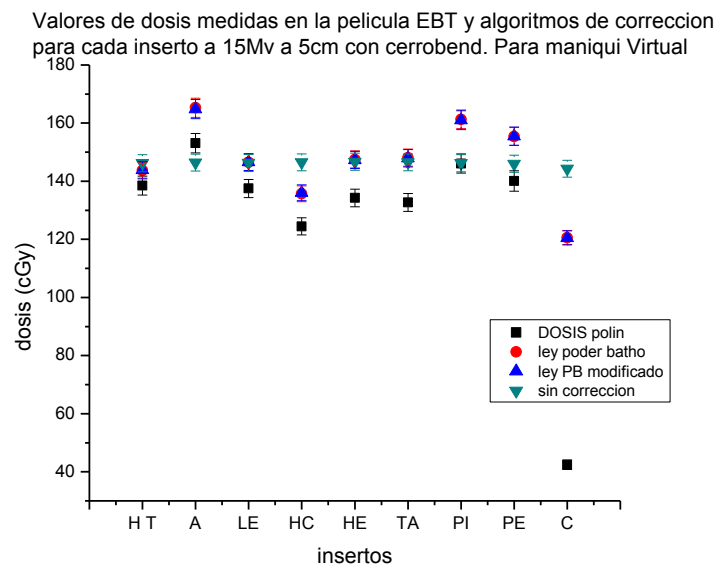
Gráfica 5.6.

LPB-Mes el algoritmo que menos diferencia porcentual de dosis presenta para los insertos: hueso cortical 7%, tejido adiposo 2%, agua de altas energías 2% y bajas energía 4%, hueso trabecular 14%, cerrobend 48%, los anteriores sobreestiman la dosis, para aire 2%, pulmón exhalación 8% en ambos se subestima la dosis medida.

Ley de Potencia de Batho, pulmón inhalación 2% sobreestimando la dosis medida. Ver la gráfica 5.6.

El hacer un plan con maniquí virtual nos permite ver la distribución de la dosis sin el artefacto en la imagen y compararla con los resultados obtenidos con maniquí real donde si lo había. Al hacer la comparación se obtiene una disminución en la dosis (de hasta 18 cGy para hueso cortical) calculada en maniquí virtual principalmente para: hueso cortical y trabecular, agua de bajas y altas energías, tejido adiposo. Esto muestra la utilidad de hacer un plan alterno antes de hacer el plan de tratamiento para el paciente.

Resultados obtenidos en maniquí virtual con cerrobend a 15MV y 5cm de profundidad.



Gráfica 5.7.

Como se ve en las gráfica 5.7. Los algoritmos que mejor calculan son *LPB-My* *LPB* con diferencia porcentual para hueso trabecular 3%, hueso cortical 7%, agua de altas energías 8%, tejido adiposo 8%, agua de bajas energías 5%, aire 7%, pulmón inhalación y exhalación 9%, cerrobend 45%, todos sobrestimando la dosis Ver los valores de dosis en el anexo D.

En este caso nuevamente el maniquí virtual sigue arrojando información muy importante en relación de cuanto y como afecta la presencia del cerrobend a cada uno de los insertos. A esta profundidad, se observa una disminución en la dosis (de hasta 12 cGy para hueso cortical) para los insertos de: hueso trabecular y cortical, agua de bajas y altas energías, tejido adiposo. Para el caso del cerrobend calcula una dosis aproximadamente igual a la que se obtiene con maniquí real. Lo que se busca en radioterapia es disminuir la irradiación a tejido sano, de ahí parte la importancia del uso de un plan alterno con maniquí virtual.

CAPITULO VI

CONCLUSIONES

El sistema de planeación, como ya se había mencionado anteriormente, utiliza imágenes tomográficas para hacer cálculos de dosis, por lo cual se tiene una buena calidad en la imagen, el sistema de planeación calcula correctamente como se pudo constatar en el capítulo anterior. También se observó que ante la presencia de materiales con densidades electrónicas altas como el cerrobend, esta calidad en la imagen se ve mermada por el gran artefacto generado; entonces los algoritmos de corrección calculan erróneamente la dosis para cada uno de los insertos.

Para el caso de *maniquí real* a energías de 6MV a 1cm y 15 MV a 5 cm de profundidad *sin cerrobend*, se concluye que al tener una buena calidad en la imagen los resultados obtenidos con los algoritmos de corrección *TAR-E*, *LPB-M* y *LPB* fueron buenos, pues no presentaron diferencias significativas entre la dosis medida con la película EBT y el sistema de planeación; recuérdese que la máxima diferencia entre lo medido y lo calculado fue menor al 6%.

Para el caso de *maniquí virtual sin cerrobend* a energías de 6MV y 15 MV y a 1 y 5 cm de profundidad, se concluye que al no utilizar imágenes tomográficas los algoritmos de corrección *LPB-M* y *LPB* calculan la distribución de la dosis correctamente, y la diferencia que hay entre lo que se midió y lo calculado no es representativa; obteniendo así una máxima desviación porcentual de 5.6%. Esto reafirma los resultados obtenido con maniquí real ya que son muy similares.

Con lo descrito hasta aquí para maniquí virtual y real sin cerrobend, se puede concluir que, sin importar la energía y la profundidad a la que irradiemos, obtendremos buenos resultados siempre y cuando tengamos una imagen sin

artefacto. A partir de esto podemos decir que los algoritmos de corrección de inhomogeneidades calculan bien.

A partir de los resultados para *maniquí real con cerrobend* a energías de 6MV a 1cm y 15 MV a 5 cm de profundidad, se puede decir que los materiales con alta densidades electrónicas como es el caso del cerrobend, generan un gran artefacto en la imagen debido al cambio drástico de densidades electrónicas en el maniquí, provocando errores en el cálculo de la dosis con los algoritmos de corrección *TAR-E*, *LPB-M* y *LPB* ya que asocian valores que no corresponden a los insertos cercanos al cerrobend. Se obtienen valores máximos de desviación porcentual de 25%, y una máxima para cerrobend de 57%, lo cual hace que estos resultados ya no sean confiables, pues en el caso de planes de tratamientos a pacientes se estaría dañando tejido sano debido a un mal cálculo.

En el caso de *maniquí virtual con cerrobend* a 6MV a 1cm y 15 MV a 5 cm de profundidad; dado que no se usan imágenes tomográficas para el cálculo de la dosis, se evitaron errores en el cálculo de la distribución de la dosis para los insertos aledaños al cerrobend. Debido a los artefactos en la imagen se utilizaron los algoritmos de corrección *LPB-M* y *LPB* los cuales dieron desviaciones porcentuales máximas de 14% y para cerrobend 57%. Con esto se ve una disminución significativa en el cálculo de la dosis en relación al de maniquí real.

A partir de lo descrito anteriormente para maniquí real y virtual con cerrobend se concluye que es adecuado que antes de dar el plan de tratamiento a un paciente con prótesis o cualquier otro tipo de implante metálico se propone corregir la imagen tomográfica creando una estructura virtual sobrepuesta a la de tomografía, indicándole al sistema de planeación el valor de las UH en dicha estructura.

Anexo

PARTE A.

Resultados obtenidos en la distribución de la dosis con la película EBT y con los algoritmos de corrección de inhomogeneidades, para maniquí real SIN cerrobend a 6 y 15MV a 1 y 5cm de profundidad.

Tabla 1. Para 6MV a 1cm de profundidad sin cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	Incert EBT	Ley de Poder Batho	incert 2%	Equivalent Tar	incert 2%	Ley de Poder Batho Modificado	incert2%	sin correccion	incert2%
HSO TRABC	167.129	4.46	162.1	3.2	160.9	3.2	161.9	3.2	165.9	3.3
AIRE	188.752	4.34	181.5	3.6	182.2	3.6	183.5	3.7	166.2	3.3
LE	163.213	4.52	165.5	3.3	164.8	3.3	165.6	3.3	166.5	3.3
HSO CORT	151.394	3.66	154.5	3.1	150.4	3.0	153.4	3.1	166.6	3.3
HE	164.631	3.85	165.1	3.3	164.4	3.3	165.1	3.3	166.4	3.3
TEJ ADIP	164.823	3.84	166.3	3.3	166	3.3	166.5	3.3	166	3.3
PULM INH	188.291	4.83	178.2	3.6	179.1	3.6	179.9	3.6	165.9	3.3
PULM EXH	173.356	4.08	172.9	3.5	173.4	3.5	174	3.5	165.8	3.3
AIRE CENT	187.398	6.37	176.8	3.5	177.6	3.6	178.8	3.6	161.7	3.2

Tabla 2. Para 6MV a 5cm de profundidad sin cerrobend

			Ley de Poder		Equivalent		Ley de Poder		Sin	
MATERIAL	DOSIS EBT	Incert EBT	Batho	incert 2%	Tar	incert 2%	Batho Modificado	incert2%	Correccion	incert2%
HSO TRABC	129.866	5.37	131.4	2.6	130.2	2.6	131.4	2.6	135	2.7
AIRE	153.431	4.32	151.1	3.0	150.9	3.0	153.2	3.1	135.2	2.7
LE	132.502	3.6	134.6	2.7	133.8	2.7	135	2.7	135.5	2.7
HSO CORT	113.172	3.13	123.3	2.5	120.9	2.4	122.6	2.5	135.5	2.7
HE	125.86	3.34	134.1	2.7	133.1	2.7	134.4	2.7	135.3	2.7
TEJ ADIP	128.769	7.24	135.4	2.7	134.6	2.7	136	2.7	135.1	2.7
PULM INH	147.034	3.85	147.8	3.0	147.7	3.0	149.6	3.0	135	2.7
PULM EXH	139.42	3.47	142.4	2.8	141.9	2.8	143.6	2.9	135	2.7
AIRE CENT	152.675	5.08	148.1	3.0	148.1	3.0	150.1	3.0	132.5	2.7

Tabla 3. Para 15MV a 1cm de profundidad sin cerrobend

			Ley de Poder		Equivalent		Ley de Poder		Sin	
MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Batho	incert 2%	Tar	incert 2%	Batho Modificado	incert2%	Correccion	incert2%
HSO TRABC	182.511	4.08	177.4	3.5	175.6	3.5	175.7	3.5	184.6	3.7
AIRE	199.511	4.59	184.3	3.7	191	3.8	193	3.9	184.8	3.7
LE	178.032	4.01	178.9	3.6	178.7	3.6	178.6	3.6	185.2	3.7
HSO CORT	163.184	3.77	175	3.5	167.4	3.3	168.5	3.4	185	3.7
HE	184.396	4.84	178.6	3.6	178.3	3.6	178.2	3.6	184.9	3.7
TEJ ADIP	176.148	3.96	179.2	3.6	179.7	3.6	179.2	3.6	184.6	3.7
PULM INH	194.316	4.68	183.2	3.7	189.6	3.8	190.1	3.8	184.6	3.7
PULM EXH	176.375	4.71	181.3	3.6	185.7	3.7	185.5	3.7	184.4	3.7
AIRE CENT	190.092	6.89	179.6	3.6	186	3.7	188.1	3.8	180	3.6

Tabla 4. Para 15MV a 5cm de profundidad sin cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder Batho	incert 2%	Equivalent Tar	incert 2%	Ley de Poder Batho Modificado	incert2%	sin correccion	incert2%
HSO TRABC	149.715	4.73	148.3	3.0	147.8	3.0	148.3	3.0	155.9	3.1
AIRE	164.206	3.95	164.5	3.3	163.4	3.3	164.8	3.3	156	3.1
LE	146.989	3.38	150.9	3.0	150.5	3.0	151	3.0	156.2	3.1
HSO CORT	137.096	4.83	141.4	2.8	140.7	2.8	141.3	2.8	156.2	3.1
HE	146.073	6.56	150.5	3.0	149.8	3.0	150.6	3.0	156.1	3.1
TEJ ADIP	151.97	3.68	151.7	3.0	151	3.0	151.7	3.0	155.8	3.1
PULM INH	158.851	3.78	161.9	3.2	161	3.2	162	3.2	155.8	3.1
PULM EXH	160.972	4.34	157.4	3.1	156.7	3.1	157.6	3.2	155.9	3.1
AIRE CENT	169.765	5.8	161.2	3.2	160.1	3.2	161.3	3.2	152.8	3.1

PARTE B.

Resultados obtenidos en la distribución de la dosis con la película EBT y con los algoritmos de correccion de inhomogeneidades, para maniquí real CON cerrobend a 6 y 15MV a 1 y 5cm de profundidad.

Tabla 5. Para 6MV a 1cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder Batho	incert 2%	Equivalent Tar	incert 2%	Ley de Poder Batho Modificado	incert 2%	sin correcion	incert 2%
HSO TRABC	134.713	3.38	160.2	3.2	159.7	3.2	159.4	3.2	161.7	3.2
AIRE	186.654	4.07	161.9	3.2	161.5	3.2	161.2	3.2	162.1	3.2
LE	152.998	3.75	162.2	3.2	161.8	3.2	161.5	3.2	162.2	3.2
HSO CORT	134.55	3	162.5	3.3	161.7	3.2	161.8	3.2	162.5	3.3
HE	157.341	3.75	160.3	3.2	159.4	3.2	159.4	3.2	162.2	3.2
TEJ ADIP	157.982	3.68	162	3.2	161.6	3.2	161.4	3.2	162	3.2
PULM INH	173.133	4.31	161.5	3.2	161.4	3.2	161	3.2	161.7	3.2
PULM EXH	183.517	3.95	161.2	3.2	161.4	3.2	160.7	3.2	161.5	3.2
CERBEND CENT	54.166	1.81	129.5	2.6	116.2	2.3	123.5	2.5	154.8	3.1

Tabla 6. Para 6MV a 5cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder Batho	incert 2%	Equivalent Tar	incert 2%	Ley de Poder Batho Modificado	incert 2%	sin correcion	incert 2%
HSO TRABC	120.145	2.89	129.7	2.6	129.6	2.6	129.2	2.6	131.8	2.6
AIRE	133.878	3.57	131.8	2.6	131.4	2.6	131.4	2.6	132.1	2.6
LE	117.908	2.95	132	2.6	131.5	2.6	131.6	2.6	132.3	2.6
HSO CORT	102.752	2.55	132.2	2.6	131.6	2.6	131.9	2.6	132.4	2.6
HE	114.81	2.76	129.6	2.6	129.3	2.6	128.9	2.6	132.3	2.6
TEJ ADIP	128.924	4.22	132.1	2.6	131.7	2.6	131.7	2.6	132.1	2.6
PULM INH	138.82	4.19	131.7	2.6	131.3	2.6	131.3	2.6	131.8	2.6
PULM EXH	125.401	3.04	131.4	2.6	131	2.6	131	2.6	131.8	2.6
CERBEND CENT	42.913	1.77	97.6	2.0	92.4	1.8	95.7	1.9	126.7	2.5

Tabla 7. Para 15MV a 1cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder Batho	incert 2%	Equivalent Tar	incert 2%	Ley de Poder Batho Modificado	incert 2%	sin correcion	incert 2%
HSO TRABC	171.055	4.39	174.5	3.5	173.5	3.5	173	3.5	174.7	3.5
AIRE	186.105	4.08	175.3	3.5	174.8	3.5	174.4	3.5	175	3.5
LE	175.734	3.95	175.4	3.5	175.1	3.5	174.6	3.5	175.1	3.5
HSO CORT	158.491	3.71	175.7	3.5	175.1	3.5	174.9	3.5	175.3	3.5
HE	170.256	3.99	174.6	3.5	173.1	3.5	173.1	3.5	175.2	3.5
TEJ ADIP	180.76	4.08	175.5	3.5	175	3.5	174.7	3.5	175	3.5
PULM INH	182.534	3.97	175.3	3.5	175	3.5	174.4	3.5	174.8	3.5
PULM EXH	177.446	4.39	175	3.5	175	3.5	174.1	3.5	174.6	3.5
CERBEND CENT	52.152	1.7	155.1	3.1	138.7	2.8	143.7	2.9	168	3.4

Tabla 8. Para 15MV a 5cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder Batho	incert 2%	Equivalent Tar	incert 2%	Ley de Poder Batho Modificado	incert 2%	sin correcion	incert 2%
HSO TRABC	138.506	3.29	145.7	2.9	146.2	2.9	145.7	2.9	147.6	3.0
AIRE	153.094	3.38	147.3	2.9	147.4	2.9	147.3	2.9	147.9	3.0
LE	137.501	3.12	147.5	3.0	147.5	3.0	147.5	3.0	147.9	3.0
HSO CORT	124.446	2.94	147.8	3.0	147.7	3.0	147.8	3.0	148.2	3.0
HE	134.246	3.04	145.7	2.9	145.8	2.9	145.6	2.9	148.1	3.0
TEJ ADIP	132.708	3.07	147.7	3.0	147.8	3.0	147.8	3.0	148	3.0
PULM INH	146.102	3.33	147.3	2.9	147.5	3.0	147.4	2.9	147.7	3.0
PULM EXH	140.076	3.49	147.1	2.9	147.2	2.9	147.1	2.9	147.7	3.0
CERBEND CENT	42.431	1.6	118.6	2.4	115.7	2.3	117.5	2.4	142.7	2.9

PARTE C.

Distribución de la dosis, obtenida con película EBT y con los algoritmos de correccion de inhomogeneidades, para maniquí virtual sin cerrobend a 6 y 15MV a 1 y 5cm de profundidad.

Tabla 9. Para 6MV a 1cm de profundidad sin cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder		Ley de Poder		sin	
			Batho	incert 2%	Batho Modificado	incert2%	correccion	incert2%
HSO TRABC	167.1	4.5	156.4	3.1	156.2	3.1	159.1	3.2
AIRE	188.8	4.3	180.3	3.6	184.3	3.7	159.1	3.2
LE	163.2	4.5	159.5	3.2	159.8	3.2	159.1	3.2
HSO CORT	151.4	3.7	147.1	2.9	145.6	2.9	159.1	3.2
HE	164.6	3.9	160.2	3.2	160.7	3.2	159.1	3.2
TEJ ADIP	164.8	3.8	160.9	3.2	161.6	3.2	159.1	3.2
PULM INH	188.3	4.8	176.1	3.5	179.3	3.6	159.1	3.2
PULM EXH	173.4	4.1	169.8	3.4	171.9	3.4	159.1	3.2
AIRE CENT	187.4	6.4	175.6	3.5	179.5	3.6	155.1	3.1

Tabla 10. Para 6MV a 5cm de profundidad sin cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder		Ley de Poder		sin	
			Batho	incert 2%	Batho Modificado	incert2%	correccion	incert2%
HSO TRABC	129.9	5.4	126.8	2.5	126.9	2.5	129.9	2.6
AIRE	153.4	4.3	152.9	3.1	154.9	3.1	129.9	2.6
LE	132.5	3.6	130.1	2.6	130.4	2.6	129.9	2.6
HSO CORT	113.2	3.1	117.2	2.3	116.6	2.3	129.9	2.6
HE	125.9	3.3	130.8	2.6	131.2	2.6	129.9	2.6
TEJ ADIP	128.8	7.2	131.7	2.6	132.1	2.6	129.9	2.6
PULM INH	147	3.9	148.1	3	149.7	3	129.9	2.6
PULM EXH	139.4	3.5	141.2	2.8	142.3	2.8	129.8	2.6
AIRE CENT	152.7	5.1	149.6	3	151.6	3	127.2	2.5

Tabla 11. Para 15MV a 1cm de profundidad sin cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder		Ley de Poder		sin	
			Batho	incert 2%	Batho Modificado	incert2%	correccion	incert2%
HSO TRABC	182.5	4.1	172.2	3.4	170.7	3.4	173.1	3.5
AIRE	199.5	4.6	183.4	3.7	192.6	3.9	173.2	3.5
LE	178	4	173.7	3.5	173.4	3.5	173	3.5
HSO CORT	163.2	3.8	167.6	3.4	162.2	3.2	173.2	3.5
HE	184.4	4.8	174.1	3.5	174.2	3.5	173.2	3.5
TEJ ADIP	176.1	4	174.4	3.5	174.9	3.5	173.2	3.5
PULM INH	194.3	4.7	181.4	3.6	188.7	3.8	173.2	3.5
PULM EXH	176.4	4.7	178.5	3.6	182.9	3.7	173	3.5
AIRE CENT	190.1	6.9	178.5	3.6	187.4	3.7	168.7	3.4

Tabla 12. Para 15MV a 5cm de profundidad sin cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder		Ley de Poder		sin	
			Batho	incert 2%	Batho Modificado	incert2%	correccion	incert2%
HSO TRABC	149.7	4.7	144.2	2.9	144	2.9	146.4	2.9
AIRE	164.2	4	164.9	3.3	165.1	3.3	146.4	2.9
LE	147	3.4	146.8	2.9	146.7	2.9	146.4	2.9
HSO CORT	137.1	4.8	136.2	2.7	136.1	2.7	146.4	2.9
HE	146.1	6.6	147.6	3	147.5	3	146.4	2.9
TEJ ADIP	152	3.7	148.1	3	148	3	146.4	2.9
PULM INH	158.9	3.8	161.1	3.2	161.2	3.2	146.4	2.9
PULM EXH	161	4.3	155.6	3.1	155.6	3.1	146.3	2.9
AIRE CENT	169.8	5.8	161.4	3.2	161.7	3.2	143.5	2.9

PARTE D.

Distribución de la dosis, obtenida con película EBT y con los algoritmos de correccion de inhomogeneidades, para maniquí virtual CON cerrobend a 6 y 15MV a 1 y 5cm de profundidad.

Tabla 13. Para 6MV a 1cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder		Ley de Poder		Sin	
			Batho	incert 2%	Batho Modificado	Incert 2%	correccion	Incert 2%
HSO TRABC	134.7	3.4	156.4	3.1	155.9	3.12	159.1	3.2
AIRE	186.7	4.1	180.3	3.6	183.8	3.68	159.1	3.2
LE	153	3.8	159.4	3.2	159.4	3.19	159.1	3.2
HSO CORT	134.6	3	147.2	2.9	145.3	2.91	159.1	3.2
HE	157.3	3.8	160.2	3.2	160.2	3.2	159.1	3.2
TEJ ADIP	158	3.7	161	3.2	161.1	3.22	159.1	3.2
PULM INH	173.1	4.3	176.1	3.5	178.9	3.58	159.1	3.2
PULM EXH	183.5	4	169.8	3.4	171.4	3.43	159.1	3.2
CERROBEND	54.17	1.8	128.8	2.6	125.2	2.5	155.1	3.1

Tabla 14. Para 6MV a 5cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder		Ley de Poder		Sin	
			Batho	incert 2%	Batho Modificado	incert2%	correccion	incert2%
HSO TRABC	120.1	2.9	128.8	2.6	126.6	2.53	129.9	2.6
AIRE	133.9	3.6	152.8	3.1	154.4	3.09	129.9	2.6
LE	117.9	3	130	2.6	130	2.6	129.9	2.6
HSO CORT	102.8	2.6	117.2	2.3	116.3	2.33	129.9	2.6
HE	114.8	2.8	131	2.6	130.9	2.62	129.9	2.6
TEJ ADIP	128.9	4.2	131.7	2.6	131.7	2.63	129.9	2.6
PULM INH	138.8	4.2	148.1	3	149.3	2.99	129.9	2.6
PULM EXH	125.4	3	141.2	2.8	142	2.84	129.9	2.6
CERROBEND	42.91	1.8	99.9	2	98.3	1.97	127.2	2.5

Tabla 15. Para 15MV a 1cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder	incert 2%	Ley de Poder	incert2%	Sin	incert2%
			Batho		Batho Modificado		correccion	
HSO TRABC	171.1	4.4	172.2	3.4	170.5	3.41	173.8	3.5
AIRE	186.1	4.1	186.1	3.7	192.4	3.85	174	3.5
LE	175.7	4	174.2	3.5	173.3	3.47	173.9	3.5
HSO CORT	158.5	3.7	167	3.3	162	3.24	174.1	3.5
HE	170.3	4	174.8	3.5	174	3.48	174.1	3.5
TEJ ADIP	180.8	4.1	175.1	3.5	174.7	3.49	174	3.5
PULM INH	182.5	4	183.6	3.7	188.5	3.77	173.8	3.5
PULM EXH	177.4	4.4	179.9	3.6	182.7	3.65	173.6	3.5
CERROBEND	52.15	1.7	154.1	3.1	144.3	2.89	170	3.4

Tabla 16. Para 15MV a 5cm de profundidad con cerrobend

MATERIAL	DOSIS EBT	incert EBT	Ley de Poder	incert 2%	Ley de Poder	incert2%	Sin	incert2%
			Batho		Batho Modificado		correccion	
HSO TRABC	138.5	3.3	143.7	2.9	143.9	2.88	146.2	2.9
AIRE	153.1	3.4	165.3	3.3	164.8	3.3	146.4	2.9
LE	137.5	3.1	146.5	2.9	146.6	2.93	146.3	2.9
HSO CORT	124.4	2.9	135.7	2.7	136	2.72	146.5	2.9
HE	134.2	3	147.5	3	147.3	2.95	146.7	2.9
TEJ ADIP	132.7	3.1	148.1	3	147.9	2.96	146.5	2.9
PULM INH	146.1	3.3	161.3	3.2	161	3.22	146.2	2.9
PULM EXH	140.1	3.5	155.4	3.1	155.5	3.11	146	2.9
CERROBEND	42.43	1.6	120.6	2.4	120.5	2.41	144.3	2.9

Parte E

Incertidumbres asociadas a los algoritmos de corrección.

El reporte de la AAPM No. 85 y el manual de Varian Medical Systems, establecen que a los algoritmos de corrección TAR-E, LPB-My LPBse les asocia una incertidumbre del 2% del valor calculado con el sistema de planeación.

Incertidumbres asociadas a las mediciones obtenidas con película EBT.

La incertidumbre asociada fue calculada por medio de la siguiente ecuación.

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x^2 - n\bar{x}^2}{n - 1}}$$

Donde

$\sum_{i=1}^n x^2$ = corresponde a la suma de todos los valores obtenido en la respuesta de las medidas al cuadrado.

\bar{x}^2 = Promedio de la respuesta al cuadrado.

n = numero de valores considerados de tonos de gris.

Bibliografía.

(At-86) Attix, F. H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & sons, U.S.A. (1986).

(Be-96) Bentel, Gunilla C., Radiation Therapy Planning, second edition, McGraw Hill, 1996.

(Bu-02) Bushberg, Jerrold T., The Essential Physics of Medical Imaging, second edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

(Kh-93) Khan, Faiz M., The Physics of Radiation Therapy, third edition, Editor: Williams and Wilkins, 1993.

(St-96) Stanton, Robert, Applied Physics for Radiation Oncology, second edition, Medical Physics Publishing, 1996.

(AA-93) American Association of Physicists in Medicine, AAPM, Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy, ICRU Report 50, 1993.

(AA-04) American Association of Physicists in Medicine, AAPM report No. 85, Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams, Report of Task Group No. 65, 2004.

(AJ-10) A. Calzado, J. Geleijns., tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones, Revista Física Médica, 2010.

(AM-07) Advanced Materials, Gafchromic EBT Self-Developing Film for Radiotherapy Dosimetry, International Specialty Products, 2007.

(Ar-09) R. Arráns, Dosimetría con Películas Radiocrómicas, Revista Física Médica, 2009.

(Fl-07) Flor P. Herrera M., Tesis de maestría “calibración de un tomógrafo computarizado para aplicaciones en radiocirugía”, Instituto de física de la UNAM, 2007.

(IA-05) IAEA TRS-398, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, International Atomic Energy Agency, Viena, 2005.

(Ma-10) Mauro Valente, Física de la Radioterapia, Departamento de Ciencia Físicas, Chile, 2010.

(Mi-03) Miguel Rodríguez Ponce., Tesis de maestría “Dosimetría para un tratamiento de cáncer cervicouterino que combina braquiterapia de baja tasa de dosis y teleterapia con rayos X”, Instituto de física de la UNAM, 2003.

(Pe-98) Perez Carlos A., et al., Principles and Practice of Radiation Oncology, Fourth Edition, Lippincott Williams y Wilkins, 1998.

(TG-98) Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM radiation therapy committee task group 55, Azan Niroomand-Rad Chair, et al. 1998.

(Va-06) Varian Medical Systems, Eclipse Algorithms Reference Guide, Finlandia, 2006.

(IC-98) ICRU Report 60, Fundamental quantities and units for ionizing radiation, U.S.A., 1998.

(Ed-c) <http://www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf>

(To-a) http://es.wikipedia.org/wiki/Tomograf%C3%ADa_axial_computarizada

(Fi-e) <http://www.fimecorp.com/spa/gafchromic/EBT2/index.htm>

(Ru-h)

http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2_Projects_2003/HelicalCT_artifacts.pdf

