



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**Determinación con cámara de ionización de la dosis
absorbida en un maniquí irradiado con rayos X de 6MV
para IMRT.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICO

P R E S E N T A:

SAMANTHA CONTRERAS LEON



FÍS. MIGUEL ÁNGEL PÉREZ PASTENES

2015

Ciudad Universitaria, D. F.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

1. Datos del alumno

Contreras

León

Samantha

57644229

Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ciencias

Física

099057451

2. Datos del tutor

Físico

Miguel Ángel

Pérez

Pastenes

3. Datos del sinodal 1

Dra.

María Isabel

Gamboa de Buen

4. Datos del sinodal 2

Grado M. en C.

Patricia Raquel

Avilés

Mandujano

5. Datos del sinodal 3

Físico.

Hector de Jesus

Cruz Manjarrez

Flores Alonso

6. Datos del sinodal 4

Dra.

Guerda

Massillon

7. Datos del trabajo escrito.

Título: Determinación con cámara de ionización de la dosis absorbida en un maniquí irradiado con rayos X de 6MV para IMRT.

Número de páginas 55

Año 2015

Índice

Introducción

Capítulo 1. Conceptos básicos

1.1 Fluencia y tasa de fluencia

1.2 Fluencia de energía

1.3 Intensidad de un haz

1.4 Dosis absorbida

1.5 Perfil de haz

1.6 Distribución de dosis en profundidad

1.7 Curvas de isodosis

1.8 Colimador multihojas (MLC)

1.9 Principios básicos de la modulación de la intensidad con MLC

1.10 Sistema de planeación de tratamiento

1.11 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

1.12 Campo segmentado de IMRT

Capítulo 2. Descripción del equipo

2.1 Acelerador lineal

2.2 Sistema de planeación

2.3 Sistema de colimación del acelerador

2.4 Cámara de ionización

2.5 Maniqués

2.6 Arreglo 2D de cámaras de ionización PTW seven29

Capítulo 3. Desarrollo experimental

3.1 Localización de puntos de dosis planeada

3.2 Mediciones de referencia en el acelerador lineal con cámara de ionización

3.3 Mediciones de dosis absorbida en campos de IMRT

3.4 Mediciones en el acelerador lineal con arreglo de cámaras bidimensional

3.5 Mediciones de campos segmentados de pacientes en el acelerador lineal con el arreglo de cámaras.

Capítulo 4. Resultados y Discusión

Conclusiones

Bibliografía y referencias

Apéndice A

Interacción de fotones con la materia.

Apéndice B

Tabla 4.1 completa.

INTRODUCCION

La Radioterapia consiste en suministrar dosis de radiación ionizante en los tejidos afectados por el cáncer que se origina en las células, minimizando la dosis absorbida por los órganos sanos circundantes. Se busca optimizar la relación entre dosis a tumor y dosis a tejidos sanos que son atravesados por los diversos haces de radiación generados por el acelerador lineal.

El cáncer se caracteriza por un crecimiento de células no controlado por los sistemas de regulación del cuerpo. Esto puede deberse a diversos factores, incluyendo agentes vitales, físicos, químicos, del medio ambiente y aún genéticos, lo que provoca la formación de un cúmulo de células malignas llamado tumor, que puede extenderse a órganos vecinos (invasión) y afectar sitios distantes (metástasis), perjudicando el funcionamiento normal de los órganos involucrados, lo cual puede ocasionar el deceso del paciente si el proceso no se interrumpe.

El efecto de la radiación ionizante inducido en el tumor es provocar la muerte de la célula, la detención del ciclo celular o la inducción de daños genéticos a las células hijas, con lo cual se logra el objetivo de la radioterapia de detener el crecimiento tumoral [Selman 1990].

La Radioterapia de Intensidad Modulada, de sus siglas en inglés IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy). es la técnica usada en el Hospital Médica Sur en el cual se realizó este trabajo.

La Radioterapia de Intensidad Modulada hace uso de sistemas computarizados para modular la intensidad de la radiación y depositar una distribución de dosis conformada al tumor preservando los tejidos sanos, con lo que se puede darles forma a las distribuciones de dosis para así incrementar la dosis al volumen blanco al mismo tiempo que disminuir la dosis a estructuras críticas. Se puede llevar a cabo con dos técnicas: paso y disparo (step and shoot), y ventana deslizante (sliding window); siendo esta última la que se utiliza en este trabajo.

La tecnología asociada a la IMRT consiste de un acelerador lineal equipado para modular o controlar la intensidad de la radiación por medio de un colimador compuesto de láminas (MLC por sus siglas en inglés) que se mueven en forma automática para delinear la forma irregular de un tumor y permitir la modulación de la intensidad del haz que llega a cada parte del tumor o tejido sano.

En el Hospital Médica Sur, como parte de su programa de garantía de calidad en IMRT se miden con una cámara de ionización en un maniquí de acrílico, las dosis puntuales de manera rutinaria, por lo que debido a su confiabilidad la cámara de ionización se usa en este trabajo para medir la dosis absorbida puntual. El proceso de verificación de la dosis absorbida en un punto dado de un maniquí utilizando una cámara de ionización colocada en dicho punto se realiza antes de que un tratamiento de IMRT vaya a ser suministrado [Bouchard 2004].

Cuando se tratan volúmenes blanco grandes, el sistema segmenta el campo de radiación en dos o tres subcampos. Originalmente el sistema de planeación de tratamiento genera la segmentación debido a la extensión del volumen blanco y a las limitaciones del colimador multihojas, por lo que se debe comprobar si el depósito de la dosis en el paciente es como la calculada en la planeación a pesar de dicha segmentación. Se requiere por tanto determinar, a partir de las distribuciones de dosis correspondientes a un campo

segmentado, si la dosis absorbida puntual dada en el acelerador lineal coincide con la dosis planeada por el sistema de planeación Eclipse.

El objetivo de este trabajo es, entonces, determinar con una cámara de ionización y con un arreglo bidimensional de cámaras de ionización las posibles diferencias entre la dosis absorbida puntual planeada y la dosis puntual medida en un maniquí irradiado por campos segmentados con rayos X de 6 MV, para un tratamiento de IMRT dado. Básicamente, se debe verificar que en un punto del campo cualquiera, la dosis absorbida sea el resultado de la suma de las dosis dadas por cada subcampo y confirmar así que la dosis puntual no se vea afectada por la segmentación del campo total, particularmente los puntos que están en la región de traslape de los subcampos, como el centro del campo total, donde la cámara de ionización se coloca para medir rutinariamente.

Este trabajo se divide en 5 capítulos:

En el primer capítulo se mencionan los conceptos básicos con la finalidad de comprender de qué se trata este trabajo. Se definen la fluencia, la fluencia de energía, la intensidad de un haz, la dosis absorbida, el perfil del haz, la distribución de dosis en profundidad, la curva de isodosis, la radioterapia de intensidad modulada, el colimador multihojas, el campo segmentado y la planeación de tratamiento y se explica brevemente el efecto de la radiación sobre los tumores.

En el segundo capítulo se dan a conocer los diferentes equipos utilizados en este trabajo explicando cómo funcionan. Se describen un acelerador lineal, el sistema de planeación, el colimador multihojas, los sistemas dosimétricos que se usaron y los maniquíes requeridos para usar dicho equipo.

En el tercer capítulo se explica la manera en la que se realizó el trabajo, es decir el desarrollo experimental, el método que se usó y las tablas con los valores obtenidos. En el cuarto capítulo, se muestran las gráficas de los valores obtenidos y el análisis de dichas gráficas.

En el quinto capítulo se presentan la discusión y las conclusiones.

En el Apéndice A se expone lo fundamental de la interacción de fotones de alta energía con la materia y en el Apéndice B la tabla 4.1 completa, con la dosis para cada campo.

CAPÍTULO 1

CONCEPTOS BASICOS

Los conceptos referentes a la dosimetría de la radiación y que sirven de base para la comprensión del desarrollo del presente trabajo se describen a lo largo de este capítulo.

La dosimetría de la radiación se refiere a la determinación (teórica o experimental) de las magnitudes radiológicas, algunas de las cuales se describen aquí.

1.1 Fluencia y tasa de fluencia

Consideremos un haz de radiación ionizante formado por un gran número de partículas. Una característica básica para describirlo en términos cuantitativos es medir el número de partículas de ese haz que cruzan el área transversal de una esfera pequeña centrada en algún punto de interés. Se define la fluencia de partículas como el valor esperado del número de partículas dN que atraviesan una determinada área dA . Matemáticamente se expresa como $\Phi = \frac{dN}{dA}$ y sirve para describir un haz de partículas cargadas o no cargadas. Sus unidades son m^{-2} .

La tasa de fluencia o densidad de flujo es la cantidad de partículas que atraviesan una determinada área por unidad de tiempo. Las unidades en que se mide son $m^{-2}s^{-1}$ (unidad de área por unidad de tiempo), y matemáticamente se expresa como $\Phi' = \frac{d\Phi}{dt}$.

1.2 Fluencia de energía

Cada una de las partículas que forman parte de un haz de radiación porta energía. La suma de las energías de todas las partículas por unidad de área atravesada por el haz es lo que se conoce como fluencia de energía. Se expresa matemáticamente como $\Psi = \frac{dE}{dA}$, donde dE es el valor esperado de la suma de las energías, y dA es el área infinitesimal alrededor de un punto de interés. Las unidades del sistema internacional correspondientes son $J m^{-2}$.

1.3 Intensidad de un haz

A la tasa de fluencia de energía se le llama también “intensidad” (Ψ'), siendo la fluencia de energía por unidad de tiempo [Khan 1994]. Se expresa matemáticamente como $\Psi' = \frac{d\Psi}{dt}$, por lo que se mide en unidades de $J m^{-2} s^{-1}$.

1.4. Dosis Absorbida

Para definir la dosis absorbida es conveniente entender primero el significado de la energía depositada ϵ , la cual está dada por $\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum Q$

Donde $(R_{in})_u$ y $(R_{out})_u$ son las energías radiantes de partículas no cargadas que entran y que salen, respectivamente, de un volumen determinado de masa m , $(R_{in})_c$ y $(R_{out})_c$ son las energías radiantes de partículas cargadas que entran y que salen respectivamente del mismo volumen. $\sum Q$ es la energía neta liberada a partir de la masa en reposo.

Un haz de radiación con un valor de tasa de fluencia o fluencia de energía que incide sobre un medio depositará parte o toda su energía en éste. La magnitud de la deposición de energía dependerá de la energía y del haz si está formado por radiación electromagnética o corpuscular, así como de las características del medio irradiado, como su número atómico y su densidad. Si se mide la energía depositada en un volumen infinitesimal de masa dm alrededor de un punto de interés dentro de un medio un número muy grande de veces, tendremos el valor esperado de la energía depositada.

La dosis absorbida se define como el cociente $\frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$, donde $d\bar{\epsilon}$ es el valor esperado de la energía promedio depositada por radiación ionizante al material de masa dm . Matemáticamente se expresa: $D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$. Su unidad es el Gray, $1\text{Gy} = 1\text{J kg}^{-1}$.

La dosis absorbida ha sido definida para todos los tipos de radiación ionizante y para todo tipo de materiales.

A cada punto en un medio que está siendo irradiado le corresponderá un valor de dosis absorbida, dicho de otro modo existirá en el medio una distribución de dosis absorbida. Particularmente, cuando un haz ancho como los que se usan en radioterapia incide sobre un medio formado por agua, la distribución de dosis en el medio puede ser estudiada por planos paralelos o perpendiculares a su superficie. La forma de analizar las distribuciones de dosis producidas por haces de radioterapia es a través de la obtención de perfiles del haz, de la distribución de dosis sobre el eje central del haz y de curvas de isodosis [Khan 1994]. A continuación se explican estos términos.

1.5 Perfil del haz

Para estudiar las características de un haz de radiación usado para terapia, se hace incidir perpendicularmente sobre la superficie horizontal de un maniquí de agua o material equivalente. La información sobre la distribución de dosis de radiación en el maniquí se obtiene con el dispositivo dosimétrico adecuado.

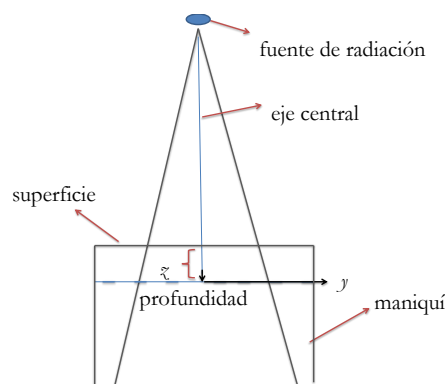


Figura 1 Geometría para obtener un perfil sobre la dirección y a profundidad z sobre el eje central.

Un perfil de haz muestra la distribución de dosis a lo largo de un eje del campo de radiación, usando la dirección x , la dirección y y siendo z la profundidad. La distribución de dosis en profundidad en el eje central por sí misma no es suficiente para caracterizar un haz de radiación que produce una distribución de dosis en un volumen tridimensional. Para una representación volumétrica o una variación plana en la dosis absorbida, la distribución es representada por curvas de isodosis, ver sección 1.7.

Por lo tanto un perfil consiste de una familia de curvas de isodosis usualmente dibujadas en incrementos iguales del porcentaje de dosis en profundidad, representando la variación en la dosis como función de la profundidad y la distancia transversal desde el eje central. Los valores de la dosis en profundidad de las curvas son normalizados ya sea en el punto de dosis máxima en el eje central o a una distancia fija a lo largo del eje central en el medio irradiado [Khan 1994].

La figura 1.1 representa la variación de la dosis a través del campo a una profundidad especificada, tal representación del haz se conoce como perfil del haz.

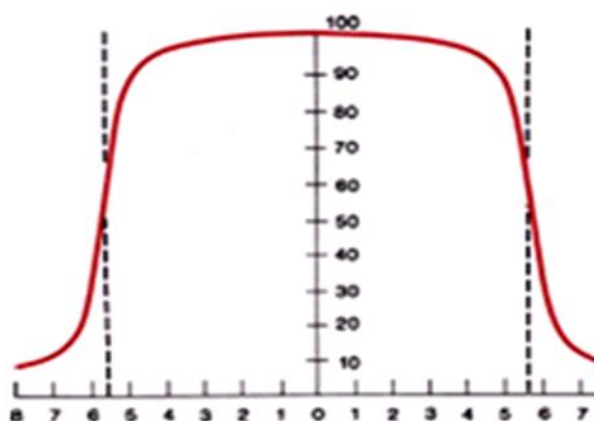


Figura 1.1 Perfil de dosis en profundidad muestra la variación de dosis a través de un campo.

1.6 Distribución de Dosis en Profundidad

A medida que el haz penetra en un paciente o maniquí, la dosis absorbida a lo largo del eje central del haz cambia con la profundidad debido a la atenuación del haz, a la dispersión del medio irradiado y por la variación con el inverso cuadrado del punto de interés a la fuente. Este cambio depende de la energía del haz, profundidad del punto de interés, tamaño del campo, distancia a la fuente y del sistema de colimación del haz.

El porcentaje de dosis en profundidad (PDP) se define como el cociente de la dosis absorbida a una cierta profundidad d , $D(d)$ entre la dosis absorbida a una referencia fija de profundidad, que es la profundidad de dosis máxima (d_{max}), $D(d_{max})$ a lo largo del eje central del haz, ver la Figura 1.2 (a). En el caso de rayos X de energías bajas la profundidad de dosis máxima está en o muy cerca de la superficie. Pero, para el caso de rayos X con altas energías, el punto de dosis máxima se encuentra más profundo ya que tienen mayor poder de penetración cuando estos interactúan con los electrones de la superficie del maniquí. La región entre la superficie y el punto de dosis máxima se llama región de incremento de dosis (buildup). Se calcula a través de la expresión:

$PDP = [D(d)/D(d_{max})] \times 100$. El PDP es función de las condiciones de referencia como tamaño del campo, energía del haz y distancia de fuente a superficie. La representación gráfica para el porcentaje de dosis en profundidad se muestra en la figura 1.2 (b) [Khan 1994].

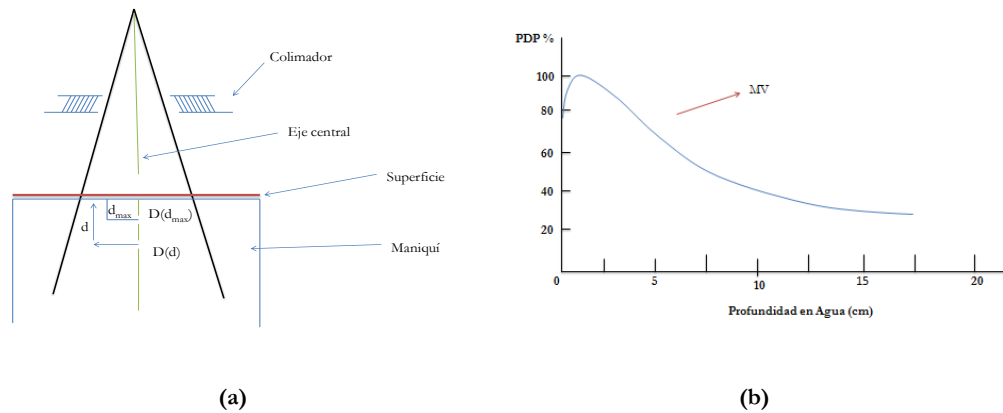


Figura 1.2 (a) Arreglo experimental para medir el PDP mostrando d como cualquier profundidad y d_{max} es la profundidad de dosis máxima, (b) Curva de porcentaje de dosis a profundidad para un haz de fotones.

1.7 Curvas de isodosis

Son líneas formadas por puntos de igual dosis en un plano de interés. Habitualmente se representan en algún plano paralelo al haz y que pase por su eje. A veces también se representan en planos paralelos a la superficie a alguna profundidad (ver figura 1.3). Estas dos últimas representaciones son importantes para visualizar el aspecto tridimensional de la distribución de dosis.

Un conjunto de curvas de isodosis se denomina distribución de isodosis. El valor asignado a cada curva de isodosis puede ser un valor numérico en Gy o cGy, o más a menudo, un porcentaje con respecto a un valor de referencia como se muestra en la misma figura [Khan 1994].

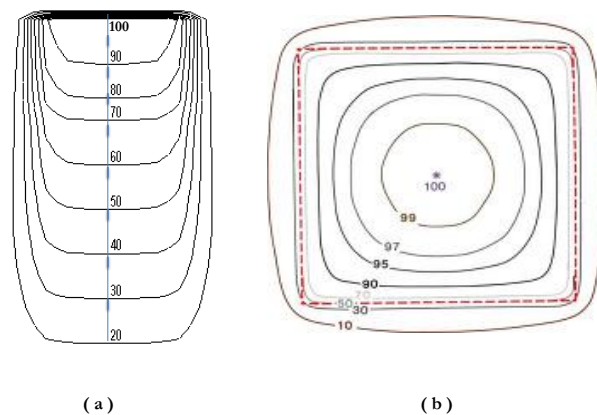


Figura 1.3 (a) distribución de isodosis en un plano paralelo a la superficie de incidencia del haz, la línea punteada azul muestra el eje central. (b) distribución de dosis en un plano perpendicular al eje central del haz, los valores de isodosis se normalizan con respecto al valor en el centro del campo, la línea punteada de color rojo muestra el límite del campo geométrico.

1.8 Colimador multihojas

Los haces de radiación referidos en las secciones previas presentan una sección transversal en general rectangular, es decir que esta forma es la que proyectan sobre la superficie de un maniquí debido a un sistema de colimación también rectangular. Para que un haz de radioterapia proyecte un haz que siga la forma irregular de un tumor o sea bloqueado el haz en una región donde está situado un órgano sano para protegerlo del haz directo, tradicionalmente se han usado bloques de material de número atómico alto y punto de fusión bajo. Como innovación tecnológica, recientemente se ha acoplado a los aceleradores lineales un dispositivo, que por medios de control electromecánicos, puede tomar la forma requerida para irradiar con rayos X un tumor protegiendo las estructuras sanas adyacentes a él (ver figura 1.4). Este dispositivo se conoce como colimador multihojas.

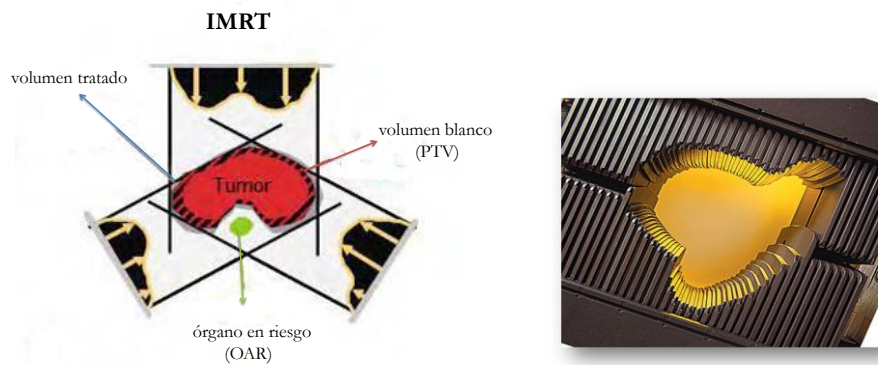


Figura 1.4 (a) Técnica IMRT para un campo irregular usando un MLC, (b) MLC de un campo irregular.

Un colimador multihojas (MLC) consiste de láminas u hojas bloqueadoras del haz de radiación que pueden manejarse automáticamente, independientes entre sí, para generar un campo de radiación de cualquier forma. El sistema típico de MLC consiste en 80 hojas (40 pares) o más. Las hojas son de aleación de tungsteno ($\rho = 17.0\text{--}18.5 \text{ g/cm}^3$). La orientación del desplazamiento, es decir, el movimiento de las hojas (paralelo al movimiento de las mandíbulas inferiores) es en la dirección x . Cada una de las hojas tiene movimiento independiente con motor propio controlado por computador. La distancia máxima del recorrido entre la lámina más extendida y la lámina más retraída del mismo banco de 15 cm.

El ancho es la menor dimensión de la hoja, perpendicular a la dirección de propagación del haz de rayos X y perpendicular a la dirección de su movimiento; la longitud es la dimensión paralela a la dirección de su movimiento; las superficies en contacto con las hojas adyacentes son los lados de la hoja. La reducción de la intensidad de radiación a través de la altura de la hoja define la transmisión de la hoja. La medida de intensidad a lo largo de la línea de unión entre dos hojas define la transmisión entre hojas. Para el MLC Millennium 120 las hojas 1 y 60 miden 1.4 cm, las hojas 2 - 10 y 51 - 59 miden 1.0 cm, las hojas 11 - 50 miden 0.5 cm, con una altura de 6 cm es suficiente para limitar la transmisión de rayos X primarios a través de las hojas a menos de 2%, ver figura 1.5. El tamaño máximo de campo es de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ [Wu 2000] y [Murcia 2010].

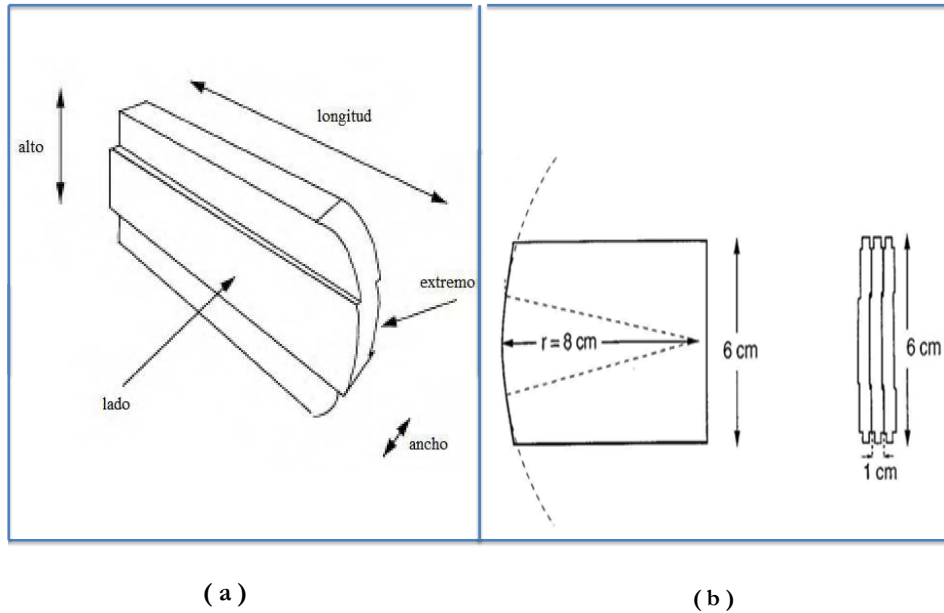


Figura 1.5 (a) Representación de una hoja del MLC, (b) hoja del MLC y sus dimensiones.

Otra ventaja del MLC es que las hojas pueden moverse durante la emisión de la radiación, haciendo que la fluencia de fotones cambie a lo largo de la trayectoria de la hoja por el cambio en la velocidad de la misma, lo cual se explica en la sección 1.8.1. Las hojas del MLC se mueven con un motor de accionamiento, el movimiento se controla por medio de computadora que también precisa el rastreo de la posición de las hojas, ver figura 1.6 (b).

La intensidad de los haces varía dentro del campo de tratamiento, estas variaciones se pueden adecuar en la práctica mediante dos técnicas, la estática y la dinámica. La estática o paso y disparo (step and shoot), es la suma de varios haces en ángulos de incidencia correctos, en cada ángulo el haz se divide a su vez en varios segmentos, cada uno de ellos con una colocación diferente definida por el MLC adecuándola al volumen blanco, la emisión solo se produce cuando el MLC ha conformado completamente cada segmento, permaneciendo interrumpida durante el movimiento de las láminas entre dos segmentos, ver la figura 1.6 (a). La dinámica ó ventana deslizante (sliding window), consiste igualmente en haces definidos, en este caso la irradiación en cada ángulo se produce a medida que las laminas cambian sus posiciones de manera continua, ver figura 1.6 (b).

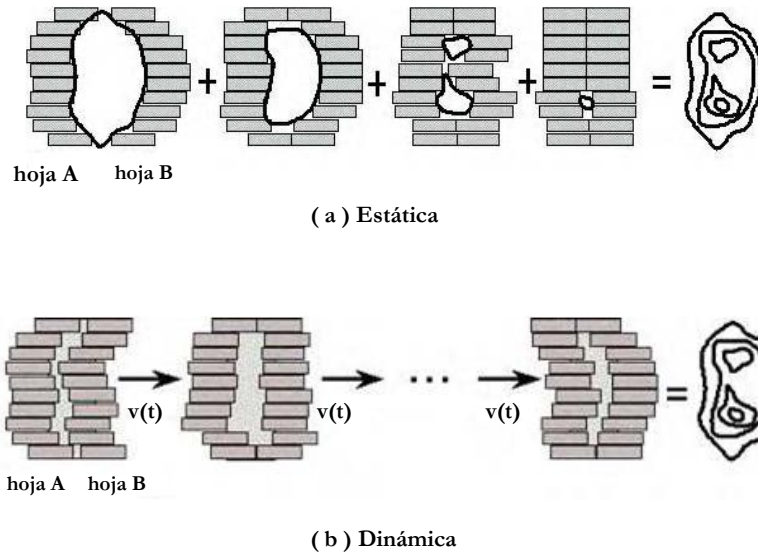


Figura 1.6 Técnicas para modular la intensidad del haz con el MLC, (a) estática o paso y disparo, (b) ventana deslizante.

1.9 Principios básicos de la modulación de la intensidad con MLC

La velocidad de cada hoja varía con el fin de modular la fluencia que debe ser entregada. En los pares de hojas que están enfrentadas, estas se desplazan independientemente y unidireccionalmente, cada una con una velocidad en función del tiempo. Debido a que la separación entre hojas puede variar, la entrega de intensidad también puede ser variable en los diferentes puntos de la región de interés. El movimiento de las hojas está bajo el control de un computador que también hace monitoreo de las posiciones de las hojas.

La figura 1.7 ilustra un perfil de intensidad modulada obtenido la forma en la que las hojas del colimador conforman la forma del un volumen blanco. Mostrando el principio básico del funcionamiento de colimación dinámica, se considera un par de hojas del MLC moviéndose de izquierda a derecha en la figura.

Se observa el perfil de la intensidad $I(x)$ como una función de la posición x , está dado por la acumulación cuando el haz está en funcionamiento. En este perfil de intensidad modulada, en donde la velocidad está dada en función de la posición y del tiempo, la hoja 1 con $V_1(x)$ se abre siguiendo a la hoja 2 con $V_2(x)$ en el punto de mayor dosis habiendo mayor apertura entre las dos hojas y avanza. Luego la hoja 2 sigue a la hoja 1 acercándose y simultáneamente cerrando más cuando se emite menor dosis.

Para minimizar el tiempo total de tratamiento, la solución óptima es mover la más rápida de las hojas a la máxima velocidad V_{max} y modular la intensidad con la hoja más lenta. Si el gradiente del perfil es cero, las dos velocidades deberán ser iguales. Si el gradiente del perfil de intensidad es positivo existe un aumento de la fluencia, la hoja principal debe moverse a la V_{max} y la hoja final debe proporcionar la modulación de intensidad requerida. Y si el gradiente es negativo hay disminución de la fluencia, la hoja final debe moverse a la V_{max} y la hoja principal debe proporcionar la modulación de la intensidad necesaria [Khan 1994].

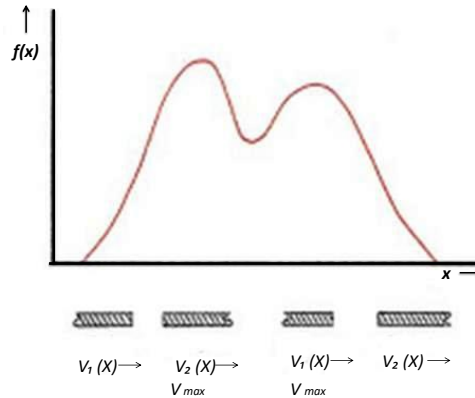


Figura 1.7 Perfil de intensidad modulada obtenido por el movimiento de un par de hojas del colimador. Cuando el gradiente es positivo, la hoja 2 deberá moverse a velocidad máxima y cuando este gradiente es negativo, la hoja 1 deberá moverse a velocidad máxima.

1.10 Sistema de planeación de tratamiento

Para un sistema de planeación de tratamiento, se requiere de la utilización de programas computarizados, que permiten obtener una simulación de cómo será la distribución de dosis impartida a un paciente con una configuración de campos dada, considerando el tipo de radiación, la energía de la radiación, y el tamaño y conformación de los campos necesarios con la utilización del MLC. Con estos programas se realiza la planeación de los tratamientos, con el objetivo de depositar dosis de forma tal que la distribución sea uniforme en el volumen blanco para maximizar el daño al tumor y no la dosis en los tejidos sanos circundantes. El sistema de planeación utiliza imágenes de tomografía computarizada (CT) para obtener la posición del tumor y calcular las distribuciones de dosis necesarias.

La información de CT es útil para la planeación de tratamiento por que permite la delineación del volumen blanco y las estructuras circundantes en relación al contorno externo. Esto es lo más importante ya que la delimitación precisa del contorno del paciente, de las estructuras internas y del volumen blanco es crucial para la optimización de una técnica de tratamiento y también es necesaria para el cálculo exacto de la distribución de dosis, además de proporcionar datos cuantitativos para las correcciones por heterogeneidad de los tejidos (números CT). [Khan 1994]

Los criterios de tratamiento son especificados en el optimizador, el cual calcula el patrón de fluencia necesario para obtener los histogramas de dosis teóricos. Hecho esto, el sistema calcula el movimiento de las hojas del MLC necesario para generar dicho patrón de fluencia. Con base en las posiciones y velocidades de las hojas el sistema de planeación calcula la distribución de dosis y las unidades monitor que se le van a administrar al volumen blanco y en qué región necesita más dosis, con la cantidad adecuada para no dañar órganos cercanos.

En la aplicación clínica de la IMRT, es necesario utilizar el sistema de planeación de tratamiento una computadora donde se calculan mapas de fluencia no uniformes de varios haces dirigidos desde diferentes direcciones para maximizar la dosis al volumen blanco y minimizar la dosis a las estructuras normales críticas. También se necesita un sistema de entrega de fluencias no uniformes según la planeación. Cada uno de estos sistemas deberá ser debidamente probado y puesto en marcha antes de la práctica real clínica [Khan 1994].

1.11 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT por sus siglas en inglés)

La radioterapia es una forma de tratamiento basada en el empleo de radiaciones ionizantes para dañar el tejido tumoral. En la radioterapia externa tradicional usando un haz de fotones, la mayoría de los tratamientos se realizan con haces de radiación que son de una intensidad uniforme a través del campo. En ocasiones, se utilizan las cuñas o los compensadores para modificar el perfil de intensidad para compensar las irregularidades del contorno y/o producir distribuciones de dosis más uniformes, como en las técnicas de uso de cuñas. A este proceso de cambio de los perfiles de la intensidad del haz para cumplir con los objetivos de un plan compuesto, se le llama modulación de la intensidad (ver figura 1.8). Por lo tanto, los compensadores y las cuñas pueden ser llamados moduladores de intensidad, aunque mucho más sencillo que el equipo moderno controlado por los sistemas de modulación de la intensidad, como es el colimador multihojas dinámico.

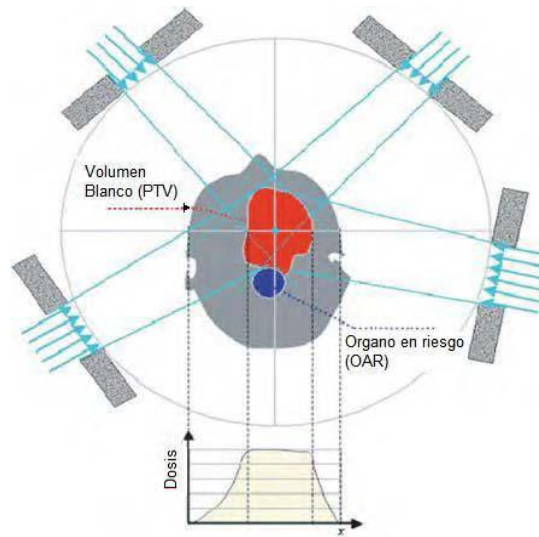


Figura 1.8 Modulación de la intensidad del haz de radiación sin dañar el órgano sano.

La IMRT (radioterapia de intensidad modulada), surge de la idea de tener un control local del tumor, por medio del aumento de dosis, preservando posibles complicaciones en los tejidos. Es una modalidad avanzada de radioterapia de alta precisión que utiliza rayos X de aceleradores lineales con colimador multihojas controlado por computadora para modular la intensidad de la radiación y depositar una distribución de dosis conformada al tumor preservando los tejidos sanos.

1.12 Campo segmentado de IMRT

Pueden encontrarse volúmenes blanco cuya extensión sea tal que se necesite un campo de tratamiento grande para abarcarlos completamente. El colimador multihojas tiene una limitación en el recorrido máximo de las hojas el cual es de 15 cm proyectado en el isocentro. Por este motivo el sistema de planeación divide el campo grande separándolo en dos subcampos.

Ya que de por sí las intensidades varían a través del campo de IMRT, es natural considerar el dividir el haz en subcampos con un traslape entre ellos y con una intensidad variable en la región de traslape. Los campos segmentados se traslapan entre si y la intensidad disminuye gradualmente en tal región de traslape para el primer subcampo y aumenta gradualmente empezando el segundo subcampo. La suma de intensidades se mantiene igual que la del campo grande original, cada subcampo es entregado usando la técnica de ventana corrediza con el colimador multihojas dinámico. Este método proporciona una suave transición del primer subcampo al siguiente subcampo, eliminando de ese modo los problemas de la unión de los campos. Una manera esquemática de entender cómo se divide un campo grande presenta en la figura 1.9 mostrando perfiles de campos segmentados de intensidad modulada.

De manera operacional en el acelerador lineal, una vez que el primer subcampo es entregado, el acelerador se desactiva y por lo tanto deja de emitir radiación mientras que las hojas del colimador se mueven para crear el subcampo siguiente, así la dosis es entregada a cada subcampo.

Los límites del campo en la dirección x son x_1 y x_2 , teniendo a x_0 como punto medio que está dentro de la zona de traslape del recorrido de las hojas del colimador multihojas. El sistema crea el subcampo #_0 cuya extensión va desde x_1 hasta $x_0 + d$, y el subcampo #_1 cuyos límites son desde $x_0 - d$ hasta x_2 . El valor de la intensidad requerido alrededor del punto x_0 se logra sumando las contribuciones de la intensidad 1 del subcampo _0 más la intensidad 2 del subcampo _1. La suma de las intensidades de estos dos subcampos nos da una intensidad resultante del campo total [Wu 2000].

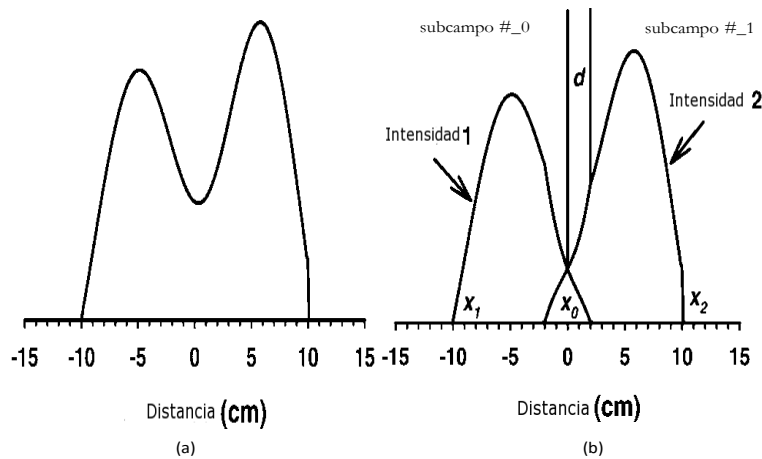


Figura 1.9 Segmentación de campos grandes de intensidad-modulada, en donde (a) muestra la intensidad requerida para un par de hojas. (b) las intensidades de cada subcampo.

Supongamos que la intensidad original está representada por $I(x)$, donde x es la distancia desde el punto central, la extensión de I va de x_1 a x_2 . Sea el traslape con un espesor de $2d$.

La mitad del punto de la distribución de la intensidad es $x_0 = (x_1 + x_2)/2$. Las intensidades separadas están dadas por:

$$I_1 = \begin{cases} I & \text{para } x < x_0 - d \\ I(x_0 + d - x)/(2d) & \text{para } x_0 - d < x < x_0 + d \\ 0 & \text{para } x > x_0 + d \end{cases}$$

$$I_2 = \begin{cases} I & \text{para } x > x_0 + d \\ I(x_0 + d - x)/(2d) & \text{para } x_0 - d < x < x_0 + d \\ 0 & \text{para } x < x_0 - d \end{cases}$$

La suma de las intensidades $I_1 + I_2$ es igual a I a través del campo. Los componentes del campo separado pueden ser dados eficientemente por la técnica de ventana deslizante.

CAPÍTULO 2

DESCRIPCION DEL EQUIPO

Los quipos que se utilizaron en este trabajo realizado en el hospital Médica Sur, son el acelerador lineal marca Varian Clinac modelo iX para haces de fotones con energías de 6 y 18 MV, que tiene asociado un sistema de planeación Eclipse marca Varian, versión 7.3.10, Medical System colimador multihojas modelo Millenium 120 con 60 pares de hojas hechas de una aleación de tungsteno, una cámara de ionización tipo dedal marca PTW 31013-0597, un arreglo de cámaras de ionización seven29 de PTW, un electrómetro PTWUNIDOS n/s 20814. un maniquí de agua de paredes de acrílico marca PTW modelo MP3 y un maniquí de acrílico que consta de varias placas.

2.1 Acelerador lineal marca Varian, modelo Clinac iX

El acelerador lineal de uso médico es un aparato que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar electrones a altas energías por medio de un tubo lineal. El haz de electrones de alta energía puede ser utilizado para el tratamiento de tumores superficiales, o para golpear un blanco de metal pesado para producir rayos X para tratamiento de tumores profundos, ver figura 2.1.

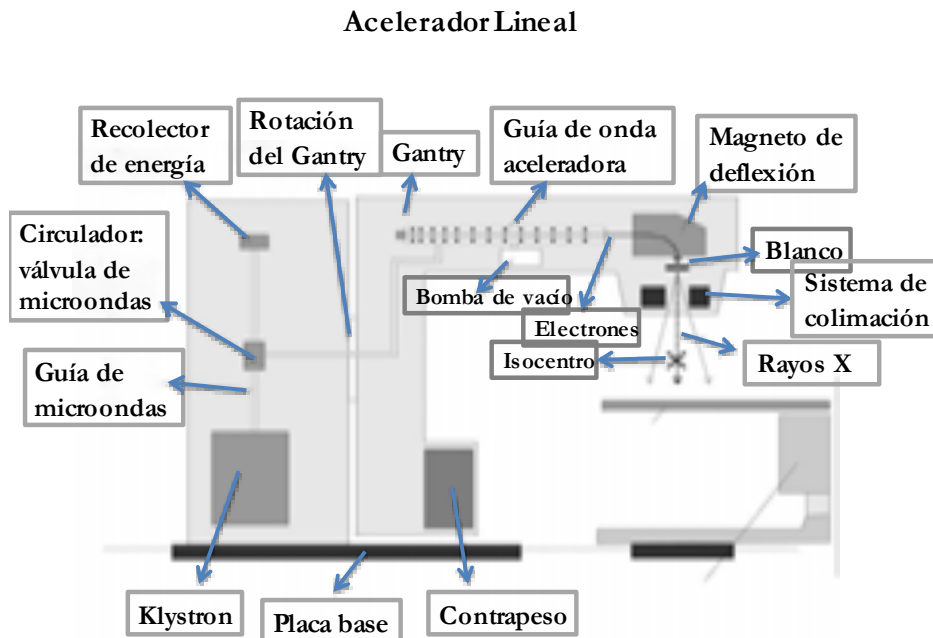


Figura 2.1 Acelerador Lineal Clínico

Los aceleradores clínicos funcionan con pulsos de radiofrecuencia utilizando el sistema de guía de ondas de aceleración o tubo de aceleración. El pulso de microondas se produce en un oscilador de alta frecuencia (pulsos de radiofrecuencia), estos pulsos de alto voltaje provienen de la sección del modulador siendo amplificados en el Klystron, (amplificador de ondas) y simultáneamente pasan por el cañón de electrones y son inyectados dentro del tubo acelerador en donde los electrones serán acelerados.

La guía de onda aceleradora consiste en un tubo de cobre que en su interior se divide por discos de cobre o diafragmas que varían la apertura y espacio. Esta sección consta de un alto vacío.

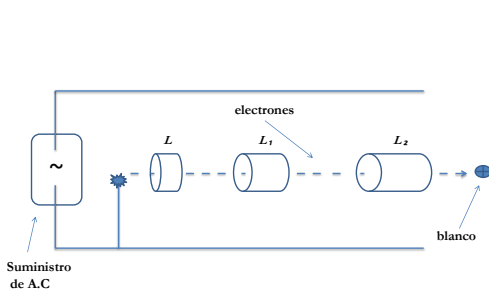


Figura 2.2 Guía aceleradora

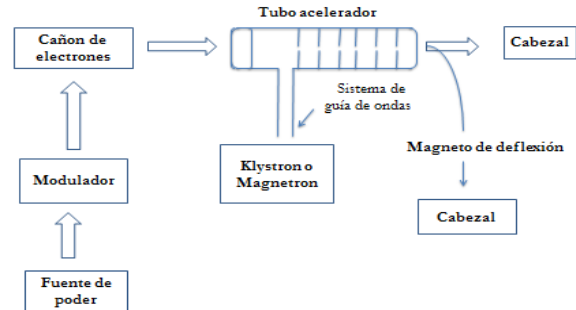


Figura 2.3 Diagrama de bloques de un acelerador lineal.

La guía aceleradora está dividida en cavidades de resonancia es decir, consiste en una serie de electrodos en forma de tubos que tienen una corriente alterna aplicada. El campo eléctrico oscila en cada cavidad con la frecuencia de las microondas producidas por el klystron. Muchos electrones llegan a la segunda cavidad del klystron, inducen cargas en los extremos de la cavidad y generan un retardo en el campo eléctrico.

Los electrones sufren desaceleración y por el principio de la conservación de la energía, la energía cinética de los electrones es convertida en alta potencia de microondas. Como se muestra en la figura 2.2, los electrones son inyectados formando pequeños paquetes en fase. Un electrón gana energía entre los espacios de tubo a tubo y viaja sin cambio de energía dentro del tubo en donde el campo electromagnético es cero. Cuando las partículas se aproximan a una placa, se aceleran hacia ella al aplicar una polaridad opuesta a la suya, justo cuando la traspasan, a través de un agujero pequeño que se encuentra en medio de las placas, la polaridad se invierte, de forma que en ese momento la placa repele la partícula, acelerándola por tanto hacia la siguiente placa. Como el ion viaja cada vez más rápido la longitud de los tubos subsecuentes va en aumento, es decir las longitudes L deben ser suficientemente largas para que el tiempo de vuelo sea constante. La velocidad de los electrones es alterada por la acción del campo eléctrico en un grado variable por un proceso llamado modulación de la velocidad en donde los electrones son sometidos a aceleraciones y frenados como consecuencia de la aplicación de una señal variable con el tiempo.

Al final de la guía aceleradora se encuentra el magneto de deflexión, que es un discriminador magnético de energías que selecciona los electrones con la energía requerida, ver la figura 2.3. Para un haz de baja energía hasta 6 MV, las partículas viajan de manera horizontal al cabezal de tratamiento y cuando son haces de alta energía las partículas son dirigidas a un cierto ángulo hacia el cabezal, ya sea para dar tratamiento con electrones o rayos X.

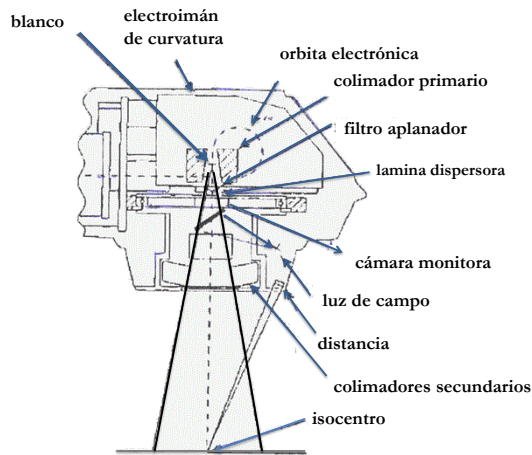


Figura 2.4 Cabezal.

La guía de ondas y la de aceleración así como el discriminador magnético son mantenidos bajo un alto vacío para prevenir la ionización no deseada en el viaje de los electrones a través de la guía aceleradora. La guía y el cabezal están blindados con plomo para reducir la radiación de fuga. A la salida de los electrones del electroimán de curvatura se encuentra el blanco en el cual chocan los electrones para la producción de un haz de rayos X, más adelante está la lámina dispersora y el filtro aplanador montados sobre un carrusel que permite situar uno u otro según se tenga un haz de electrones o de fotones. El carrusel se coloca de tal forma que la lámina dispersora quede en el camino del haz.

A continuación se encuentra la cámara de ionización monitora, ver la figura 2.4, que muestrea la salida permitiendo estabilizar el haz. Esta cámara muestrea a cada momento el haz y realimenta la salida para aumentar la estabilidad. Es decir, si la señal aumenta por encima de un valor dado, esta cámara lo detecta y hace que el acelerador disminuya la salida. De la misma forma, si la salida disminuye por debajo de otro valor determinado la cámara envía el mensaje de que se aumente la salida. Por último se encuentran los colimadores secundarios que se pueden mover a voluntad para conformar el campo requerido y los dispositivos ópticos de distancia y simulación de campo [Khan 1994].

En el caso de los aceleradores lineales el control de la irradiación no es por medio de un temporizador sino de unidades monitor UM, siendo esta la unidad mínima de funcionamiento de un acelerador lineal, es decir el transcurso en el que el acelerador debe emitir el haz de radiación para administrar el tratamiento. Con la entrega de una tasa de dosis al volumen a tratar se hace el cálculo para aplicar la dosis prescrita lo que involucra parámetros dosimétricos dependiendo de la técnica que se use. Los aceleradores lineales son calibrados para cada energía de tal modo que 1 UM corresponde a una dosis absorbida de $0.01 \pm 2\%$ Gy a la profundidad de dosis máxima para un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y a una distancia fuente-isocentro de 100 cm o a una distancia fuente superficie de 100 cm.

2.2 El sistema de planeación

Es un sistema computarizado consistente de una estación de trabajo alimentada con la base de datos construida a partir de mediciones del haz de radiación del acelerador como perfiles, distribuciones a lo largo de eje central y valores de unidad monitor.

En el sistema de planeación se realizan las siguientes actividades:

- Reconstrucción tridimensional a partir de barridos bidimensionales de TC.
- Creación de campos de tratamiento.
- Cálculo y evaluación de distribuciones de dosis
- Cálculo de UM.

Una planeación de tratamiento por IMRT se realiza en tres dimensiones, se calcula por medio de este sistema obteniendo mapas de fluencia no uniformes de múltiples haces provenientes de diferentes direcciones para así maximizar la dosis al volumen blanco mientras se minimiza la dosis a los órganos de riesgo. El sistema determina la fluencia de fotones óptima y el movimiento de las hojas. La distribución de dosis es construida como la resultante del campo segmentado.

El algoritmo de planeación inversa requiere que el usuario ingrese restricciones de dosis-volumen para cada una de las estructuras anatómicas involucradas en la planeación, generando histogramas de dosis-volumen que el algoritmo buscará cumplir mediante el movimiento de las hojas del MLC para lograr de la forma más cercana el depósito de dosis planeado por el usuario en cada una de las estructuras [Khan 1994].

2.3 Sistema de colimación del acelerador.

El sistema de colimación de un acelerador diseñado para proveer radioterapia de intensidad modulada consiste en los colimadores primario, secundario y multihojas. El colimador primario es fijo, el colimador secundario se ajusta a tamaños de campos rectangulares hasta 40 x 40cm². El colimador multihojas (MLC) es utilizado para configurar un campo de radiación de diferente forma a la rectangular de acuerdo a la forma del volumen tumoral, como se muestra en la figura 2.4.

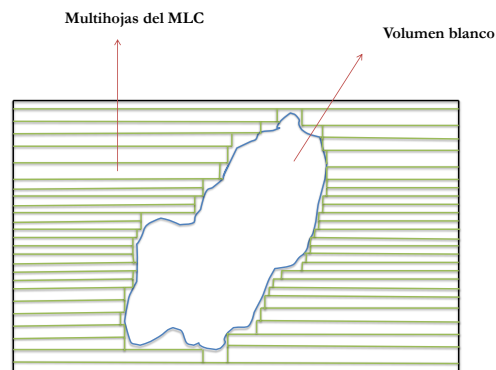


Figura 2.4 Imagen que simula una configuración de un campo de radiación de acuerdo a la forma del volumen tumoral.

Como se muestra en la figura 2.5 el MLC consta de dos carros, A y B, cada uno con 60 hojas cuya anchura proyectada en el isocentro varía del siguiente modo: una sección de 10 hojas de 1 cm de ancho hacia la dirección y_1 , seguida de una sección de 40 hojas de 0.5 cm, y finalmente otra sección de 10 hojas de 1 cm hacia la dirección y_2 .

Los bordes de las hojas del MLC son redondeados, y las direcciones en movimiento son perpendiculares al eje central. La idea de que los bordes sean redondos se debe a que la transmisión del haz a través de un borde de la hoja se mantenga aproximadamente constante independientemente de su posición en el campo [Khan 1994].

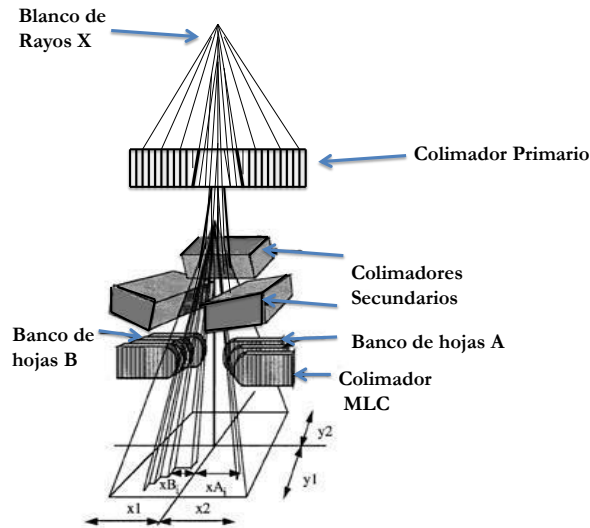


Figura 2.5 Sistema de colimación del acelerador. El movimiento de las multihojas es en la dirección x y la anchura variable es en la dirección y .

2.4 Cámara de Ionización

La cámara de ionización tipo dedal es un instrumento empleado en radioterapia para la determinación de la dosis absorbida. La cámara de ionización se conecta a un electrómetro que nos dice cuanta ionización se produce en el aire que llena la cavidad de la cámara, obteniéndose una medida de corriente o carga eléctrica. Al entrar un haz de rayos X en el medio donde está colocada la cámara de ionización se producen electrones de alta velocidad por ionización en todo el campo de radiación. La carga total iónica de uno u otro signo puede ser medida con la cámara de ionización. A los colectores de iones o electrodos de la cámara, se les aplica un voltaje, produciendo un campo eléctrico entre ellos. Entonces las cargas positivas se mueven hacia el electrodo negativo y las cargas negativas se mueven hacia el electrodo positivo. La corriente o carga eléctrica colectada representa una medida de la intensidad de la radiación. La señal de salida es proporcional tanto a la densidad de flujo como a la energía de la radiación.

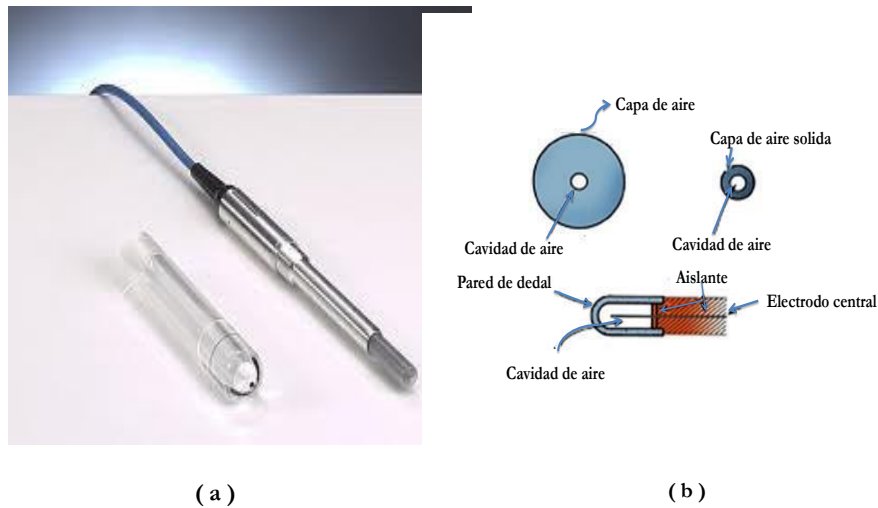


Figura 2.6 (a) Fotografía de la cámara de ionización tipo dedal, (b) Componentes de la cámara de ionización.

La cámara tipo dedal como se muestra en la figura 2.6 (a) tiene una pared de material equivalente al aire de frente esférico pero de sección transversal cilíndrica, el material de la pared puede ser de PMMA (polimetil metacrilato), que encierra una cavidad de aire.

El que la pared sea de un material equivalente al aire, quiere decir que tiene el mismo número atómico efectivo que el aire por lo que sus propiedades de absorción y dispersión de radiación son similares a las del aire. Como se muestra en la figura 2.6 (b) la capa sólida que forma la pared de la cavidad correspondería a una compresión del aire circundante a la cavidad [Khan 1994].

2.5 Maniqués

Los maniqués usados en radioterapia son objetos que simulan tejido vivo. Los datos básicos de la distribución de dosis son generalmente medidos en un maniquí de agua con aproximaciones muy cercanas a la absorción de la radiación y a las propiedades de dispersión en los músculos y otros tejidos suaves. Otra razón para elegir el agua como material de maniquí es que está disponible universalmente, teniendo propiedades a la radiación reproducibles. Sin embargo existen algunos problemas prácticos cuando se usa junto con la cámara de ionización y otros detectores que son afectados por el agua, a menos que estén diseñados a prueba de agua. En algunos casos los detectores están cubiertos por un plástico delgado equivalente al agua. Dado que no siempre es posible poner detectores de radiación en el agua, se han desarrollado maniqués sólidos secos, como sustitutos del agua. Un material que es equivalente al tejido o al agua, debe tener los mismo número atómico efectivo, número de electrones por gramo y densidad de masa. La condición necesaria para el equivalente en agua para haces de fotones de mega-voltaje en el rango clínico, es la misma densidad de electrones (número de electrones por centímetro cúbico) que la del agua.

En el hospital Médica Sur se usan dos diferentes tipos de maniqués, de acrílico y agua, ambos se usan para mediciones dosimétricas del haz del acelerador, siendo el maniquí de acrílico el que se usa para el control de calidad diario. El maniquí de acrílico consta de placas de varios espesores desde 0.1 hasta 1 cm y tiene forma cuadrada de 30 x 30 cm², una de las placas tiene una cavidad para poder colocar la cámara de ionización. Se pueden agregar placas dependiendo de la profundidad que sea necesaria para un medio. La expresión para calcular el espesor en plástico equivalente al espesor en agua es la siguiente [Phantom 2967].

$$Z_w = 1.136 Z_p$$

En donde Z_w es la profundidad en agua y Z_p es la profundidad en plástico, esta relación sirve para radiación de fotones con energías entre ⁶⁰Co y 35 MV.

El maniquí de agua es un cubo de paredes de acrílico 50 cm x 50 cm x 40 cm, tiene un sistema motorizado para el movimiento de la cámara a lo largo de los ejes x, y, z, la mínima escala del posicionamiento de la cámara es de 0.1 mm. Se usa para el control de calidad mensual y para la determinación de la dosis absorbida en agua.



(a)

(b)

Figura 2.7 Acelerador lineal (a) Maniquí de acrílico, utilizando la cámara de ionización conectada al electrómetro 20814 PTWUNIDOS, (b) Maniquí de Agua de paredes de acrílico marca PTW modelo MP3.

2.6 Arreglo 2D de cámaras de ionización PTW seven29.

Este equipo se llama seven29 ya que es un arreglo de cámaras con 729 cámaras de ionización, y un plano de matriz de 27 x 27 cámaras de ionización (llenas de aire). Las cámaras de ionización plano-paralelas tienen las dimensiones de 5 mm x 5 mm x 5 mm en tamaño, la distancia que divide a cada cámara es de 1 cm de separación. Las 729 cámaras cubren un tamaño del campo máximo de 27 cm x 27 cm. El material que contiene las cámaras es acrílico (PMMA), ver figura 2.8. El aparato incluye una interfaz para una rápida adquisición de datos. Se usa el software de análisis de datos Verisoft de PTW, para tener imágenes en 3D de la distribución de dosis y poder saber el valor de dosis en los puntos que se deseen verificar [Bohsung 2004].



Figura 2.8 Imagen del arreglo bidimensional de cámaras de ionización seven29.

CAPÍTULO 3

DESARROLLO EXPERIMENTAL

Las mediciones de la dosis absorbida se hacen sobre la base de un plan de tratamiento, al cual se le crea un plan de verificación en el sistema de planeación. Posteriormente se hace la irradiación de un maniquí en el acelerador para obtener las dosis que serán comparadas con los valores calculados por el sistema de planeación. Finalmente se hace la irradiación de un maniquí con el arreglo de cámaras de ionización para obtener las dosis que serán comparadas con las dosis planeadas para 9 pacientes de IMRT, en ese año solo había 9 pacientes con campos segmentados a tratar.

3.1 Localización de puntos de dosis planeada

A todos los pacientes, antes de ser tratados con IMRT se les crea un plan de verificación basado en el plan de tratamiento. En este plan de verificación, a diferencia del plan de tratamiento, el haz de radiación incide de manera vertical sobre un maniquí simulado en el sistema de planeación. El isocentro de radiación del plan de verificación coincide con el punto de interés de medición de dosis planeada a 5 cm de profundidad en ese maniquí como se ve en la figura 3.1. Entonces a cada punto de coordenadas x, y, z del maniquí simulado le corresponderá un valor de dosis planeada D_{plan} .

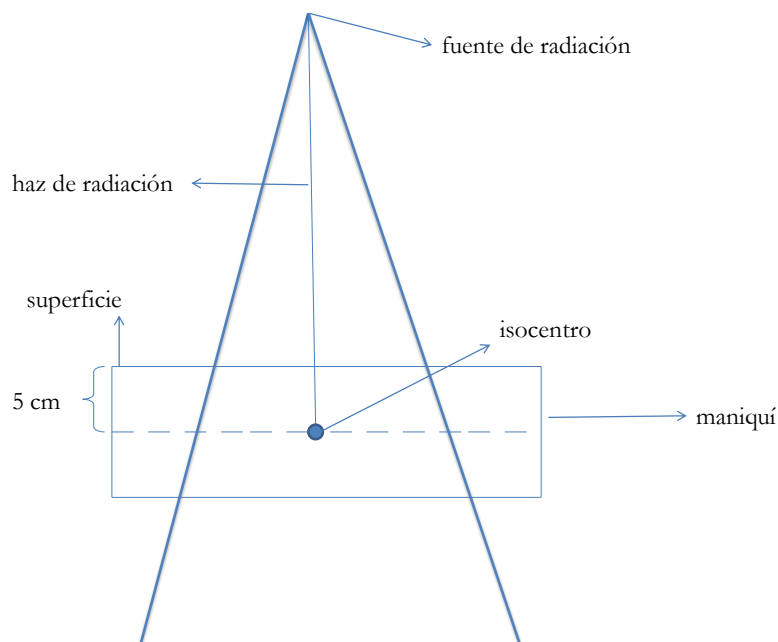


Figura 3.1 Punto de interés en el sistema de planeación a 5 cm de profundidad en un maniquí.

En este trabajo se eligió un paciente cuyo plan de tratamiento de cabeza y cuello consta de 9 campos segmentados (paciente #9 de la tabla 3.3). Se creó un plan de verificación para cada uno de los 9 campos. Para cada uno de los 9 planes de verificación, obtenemos de las distribuciones de dosis el valor de dosis planeada sobre el eje central a la profundidad de 5 cm para un punto de coordenadas (x, y) elegido al azar. En ese mismo punto de coordenadas $(x, y, 5)$ se mide en un maniquí la dosis absorbida medida D_{med} con CI, [Bouchard 2004, Esch 2002]. Para los puntos elegidos al azar en cada subcampo, es preferible que las coordenadas (x,y) sean números enteros para facilidad de posicionamiento del maniquí de acrílico en el acelerador. Ver figuras 3.2 y 3.3.

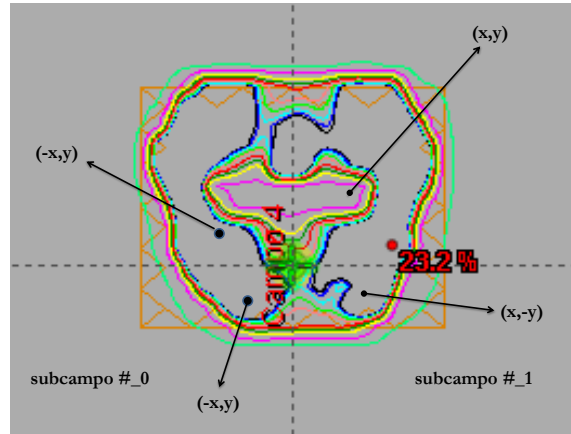


Figura 3.2 Imagen que muestra un corte coronal en el sistema de planeación Eclipse localizando los puntos de medición fuera del eje central, señalando cada subcampo.

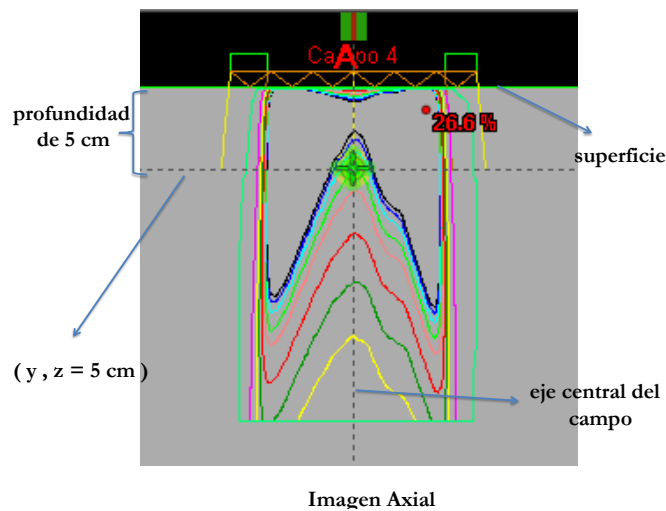


Figura 3.3 Imagen axial que corresponde al plano $z=5$ cm de profundidad de la superficie.

En esos puntos de interés se harán las mediciones en el acelerador lineal utilizando la CI para los 9 campos de verificación del plan de IMRT ya elegido en el sistema de planeación, para poder verificar que la dosis absorbida es el resultado de la suma de las dosis de cada subcampo y que este valor no se altere por la segmentación del campo total. Dicho de otro modo, verificar que la dosis puntual dada en el acelerador lineal coincida con la dosis planeada obtenida en el sistema de planeación y confirmar así que el acelerador lineal suministre correctamente la dosis del campo segmentado.

3.2 Mediciones de referencia en el acelerador lineal con la CI

Previamente a medir la dosis de los subcampos, se midió dosis absorbida en el eje central del campo y en puntos fuera del eje central en maniqués de agua y de acrílico con la cámara de ionización, utilizando el procedimiento indicado en el protocolo "Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua", patrocinado por el Organismo Internacional de Energía Atómica [OIEA 2005]. Para cada caso se coloca el maniquí alineándolo adecuadamente en el acelerador, como se muestra en la figura 3.4.

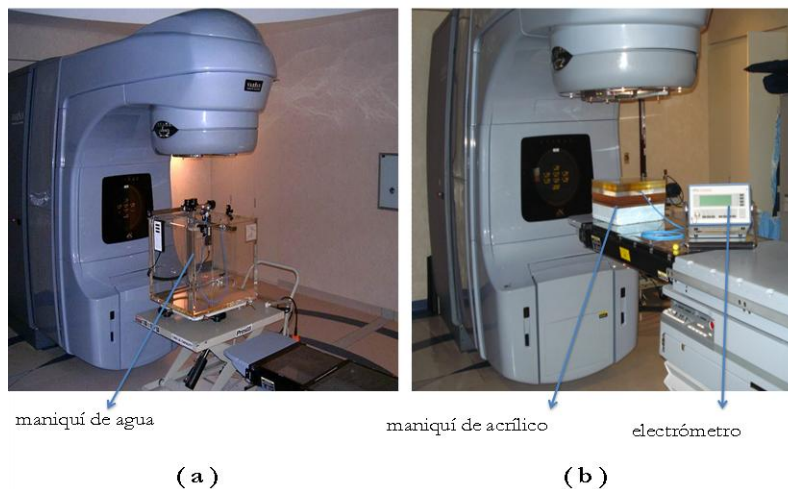


Figura 3.4 (a) Equipo que se usó para hacer las mediciones en el acelerador lineal con el maniquí de agua y (b) el maniquí de acrílico con la cámara de ionización y el electrómetro usados.

Se hace dosimetría de referencia para verificar que efectivamente 1 cGy corresponda a una unidad monitor, haciendo 5 irradiaciones de 100 UM con rayos X de 6 MV donde el haz de radiación incide en el maniquí de agua.

La dosimetría de referencia se hizo tomando en cuenta la geometría indicada en la columna I de la tabla 3.1. Se utilizó la cámara de ionización tipo dedal marca PTW 31013-0597, con un voltaje de operación de 300 V.

| Condiciones geométricas para un tratamiento de IMRT | I | II | III |
|---|------------|------------|-------|
| DFS | 100 cm | 100 cm | 95 cm |
| Profundidad | 10 cm | 5 cm | 5 cm |
| Tamaño del campo | 10 x 10 cm | 10 x 10 cm | IMRT |
| Angulación del gantry | 0° | 0° | 0° |
| Angulación del colimador | 0° | 0° | 0° |
| Diferencia de potencial | 6 MV | 6 MV | 6 MV |
| Unidades monitor UM | 100 UM | 100 UM | IMRT |
| Material | Agua | PMMA | PMMA |

Tabla 3.1 Condiciones geométricas para medir la dosis en un punto de referencia en el maniquí.

Con el promedio de las 5 lecturas se obtiene la dosis absorbida a la profundidad de medida de acuerdo a la siguiente expresión [OIEA 2005].

$$D_W = k_Q \cdot k_s \cdot k_{pol} \cdot N_{D,W} \cdot k_{TP} \cdot L_{prom}$$

Donde

k_{pol} : factor de corrección por polaridad

k_Q : factor de corrección por calidad del haz de radiación

k_s : factor de corrección por recombinación de iones

k_{TP} : factor de corrección por temperatura y presión, se obtiene calculando $P_0 (273.2+T) / [P(273.2+T_0)]$, donde

$$P_0 = 760 \text{ mmHg}, T_0 = 20^\circ\text{C}.$$

$N_{D,W}$: factor de calibración en dosis absorbida en agua

L_{prom} : lectura promedio

Los factores k_{pol} , k_Q , k_s fueron medidos por el Departamento de Física del hospital Médica Sur. Los valores de cada uno de estos parámetros se muestran en la tabla 3.2.

| | |
|-----------|--------------|
| $N_{D,W}$ | 9.567 cGy/nC |
| T_0 | 20°C |
| P_0 | 760 mmHg |
| V_{op} | +300 V |
| k_Q | 0.9917 |
| k_{pol} | 1.0024 |
| k_s | 1.0017 |

Tabla 3.2 Parámetros del sistema dosimétrico.

Las condiciones de verificación de control de calidad se indican en la columna II de la tabla 3.1, en donde 5 cm de profundidad en agua equivalen a 4.4 cm de profundidad en PMMA usando la expresión:

$$Z_w = 1.136 Z_p$$

Donde Z_w es la profundidad en agua y Z_p es la profundidad en acrílico.

Las condiciones para verificación de un tratamiento de IMRT se encuentran en la tabla 3.1, columna III. La figura 3.5 ilustra las condiciones geométricas de la tabla 3.1

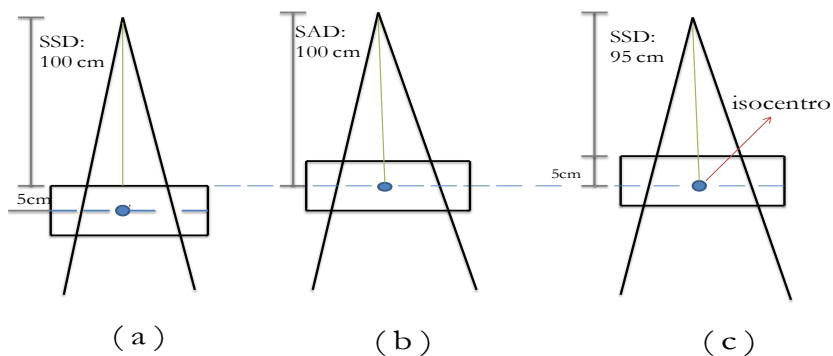


Figura 3.5 Esquema de diferentes geometrías de colocación de maniquí en el haz de radiación. (a) distancia fuente superficie 100 cm, (b) distancia fuente isocentro de 100 cm, (c) distancia fuente superficie de 95 cm a una profundidad de 5 cm. En la figura el punto corresponde al sitio en donde se coloca la CI. Nótese que (b) y (c) son equivalentes.

3.3 Medición de la dosis absorbida en campos de IMRT con CI

Las lecturas de la CI se adquieren dejando correr los dos sub-campos o sea, el barrido completo, ya que nos interesa verificar que el valor de la dosis en el punto de medición no se vea afectado por el movimiento del MLC al pasar de un subcampo al otro de la manera descrita en la sección 1.11.

Empezamos midiendo la dosis absorbida en el eje central de cada campo segmentado para un plan de verificación de tratamiento de 9 campos obteniéndose 9 valores de dosis utilizando el maniquí de PMMA. Para lecturas de IMRT la geometría usada es distancia fuente-isocentro, mostrada en la figura 3.5 (c). Posteriormente se hacen mediciones fuera del eje central para obtener la dosis en cada punto de los mencionados en la sección 3.1.

3.4 Medición de la dosis absorbida con el arreglo de cámaras seven29 para campos de IMRT

Para tener un conjunto de medidas más amplio y una evaluación completa del mismo plan de tratamiento, se hacen mediciones con el arreglo de cámaras seven29.



Figura 3.6 Imagen del arreglo de cámaras seven29, cámara central (14, 14).

Se eligió este arreglo de cámaras debido a que tiene la ventaja de que con un solo disparo de rayos X de 6 MV se puede medir la dosis en toda la región del campo, con opción a elegir cualquier punto del campo para obtener el valor de dosis en dicho punto.

Se coloca el arreglo de cámaras de ionización seven29 en el acelerador lineal entre 3 placas de plástico RW abajo del arreglo y 5 placas arriba, ver figura 3.7. Esto servirá para observar la distribución de dosis en todo el campo a 5.5 cm de profundidad. El arreglo se conecta a una interfaz que se compone de una computadora con un software asociado Verisoft mostrando en 3D como se distribuye la dosis en cada subcampo [Bohsung 2004].



Figura 3.7 Muestra Imagen de como es colocado el arreglo de cámara seven29 en el acelerador lineal.

Primero, antes de hacer mediciones en los campos a irradiar, se calibra el equipo en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Se coloca el arreglo de cámaras como ya se mencionó y se le expone a 5 disparos de 214 UM de rayos X de 6 MV, necesarias para obtener una dosis igual a 2 Gy en la cámara central a la profundidad de 5.5 cm. Con la lectura obtenida en la cámara central y los valores de presión y temperatura de la sala de tratamiento se obtiene el factor de calibración para tener 2 Gy en la cámara central.

Una vez hecha la calibración cruzada del equipo, está listo para hacer mediciones de los campos de IMRT. Se midió el mismo plan de IMRT de 9 campos segmentados, mencionado en la sección 3.1.

En el programa Verisoft aparecen dos imágenes, en una se observa cómo están distribuidas las cámaras del arreglo, observando la forma de los campos y la separación entre ellos, véase figura 3.8 (a). En esta imagen es posible a través del software buscar las coordenadas del punto en el cual queremos saber el valor de la dosis de radiación.

En la figura 3.8 (b) se observa la distribución de dosis tridimensional del campo mostrando los niveles de dosis y la zona fría de color azul en la cual la dosis es baja, cambiando de color conforme va aumentando la dosis de radiación. En la figura 3.8 (b) se observan los picos en las regiones donde se acumula más dosis de radiación.

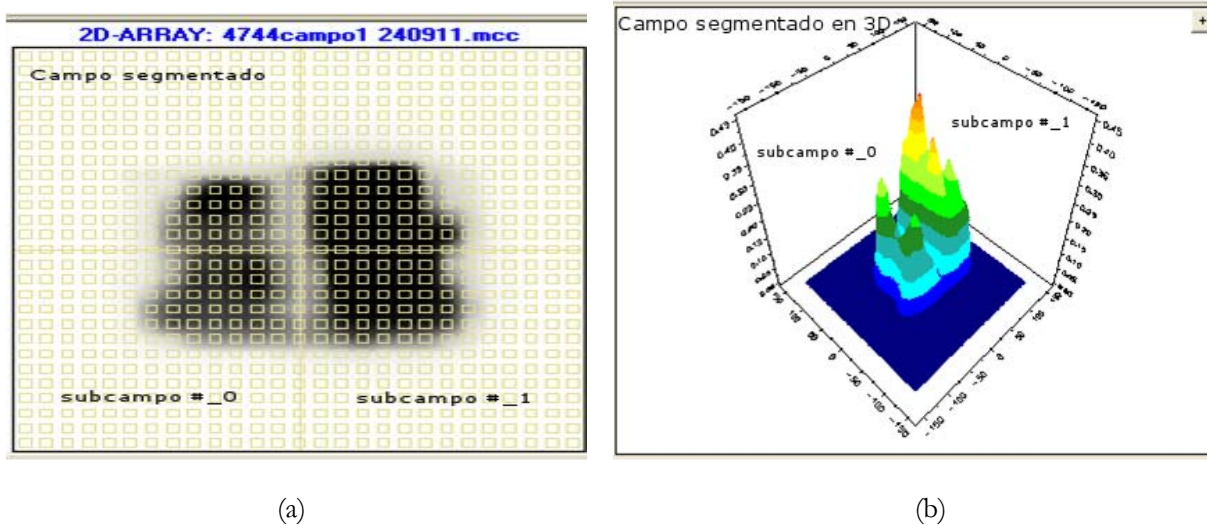


Figura 3.8 (a) Imagen que muestra el programa Verisoft del arreglo de cámaras seven29 en 2D, observando cómo se distribuye la dosis en el campo segmentado. (b) Imagen obtenida con el arreglo de cámaras seven29 que muestra la gráfica en 3D de la distribución de dosis de cada subcampo con el software asociado Verisoft.

3.5 Mediciones de campos segmentados utilizados en el tratamiento de pacientes en el acelerador lineal con el arreglo de cámaras.

Una vez que se han comparado las mediciones hechas con la CI y el arreglo de cámaras seven29 para el plan de verificación de tratamiento de 9 campos, se procede a elegir archivos de otros pacientes cuyo tratamiento tenga campos segmentados con la finalidad de tener una variedad más amplia de campos y puntos. Esto nos permitirá tener una mayor cantidad de mediciones, y poder hacer más comparaciones para validar que el acelerador lineal deposita correctamente la dosis absorbida de los campos segmentados.

El reducido número de pacientes que se presenta en esta tesis se debe a que entre 2009 y el año 2011 se habían tratado solamente 9 pacientes con campos segmentados. En la tabla 3.3 se menciona la región anatómica, el diagnóstico, el número de campos y la dosis total del tratamiento.

| Paciente | Región Anatómica | Diagnóstico | No. de Campos | Dosis Total (cGy) | Dosis/Fracción (cGy) |
|----------|------------------|--------------------------|---------------|-------------------|----------------------|
| #1 | abdomen | Mesotelioma | 7 | 5400 | 180 |
| #2 | pelvis | Próstata más ganglios | 7 | 4485 | 195 |
| #3 | pelvis | Próstata más ganglios | 7 | 4600 | 200 |
| #4 | cabeza y cuello | Cáncer de base de lengua | 9 | 7200 | 184.6 |
| #5 | pelvis | Próstata más ganglios | 7 | 5040 | 180 |
| #6 | pelvis | Próstata más ganglios | 7 | 5000 | 200 |
| #7 | pelvis | Próstata más ganglios | 7 | 5000 | 200 |
| #8 | cabeza y cuello | Cáncer de base de lengua | 9 | 5200 | 200 |
| #9 | cabeza y cuello | Amígdala más ganglios | 9 | 7000 | 212.1 |

Tabla 3.3 Mediciones con campos segmentados utilizados en el tratamiento de 9 Pacientes.

La forma en la que se encuentran las dosis planeadas es la misma que la usada para el plan IMRT de 9 campos descrita en la sección 3.1. Se observa en la figura 3.8 el arreglo de cámaras visualizado en el sistema de planeación Eclipse, donde se buscan el archivo y el campo elegido para obtener el valor de la dosis planeada. Estos valores se van a comparar con los que se medirán en el acelerador lineal.

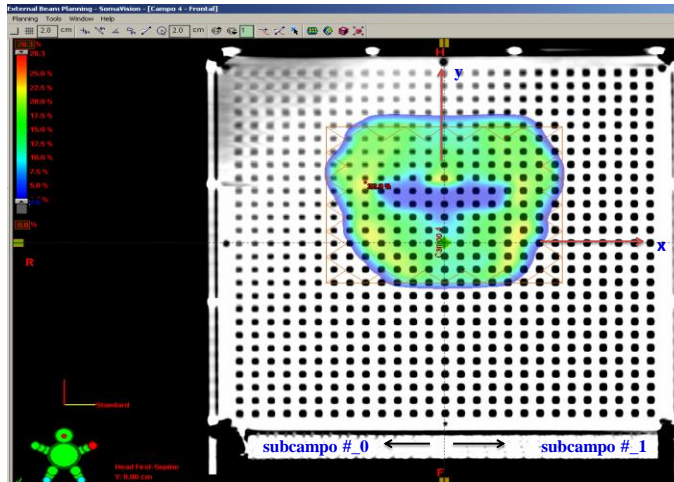


Figura 3.8 Imagen del arreglo de cámaras seven29 en el sistema de planeación Eclipse.

Se coloca el arreglo de cámaras seven29 y se mide en el acelerador lineal como se mencionó en la sección 3.4

Teniendo los valores de la dosis planeadas y medidas se prosigue a comparar los datos que se obtuvieron usando los dos sistemas dosimétricos, o sea la cámara de ionización y el arreglo de cámaras seven29 comparándolos con las dosis planeadas obtenidas en el sistema de planeación Eclipse.

CAPITULO 4

RESULTADOS Y DISCUSION

En este capítulo se describen los resultados obtenidos durante este trabajo. Se analizan los casos: mediciones en el eje central con cámara de ionización en el maniquí de acrílico, mediciones en puntos fuera del eje central con cámaras de ionización en maniqués de agua y de acrílico, mediciones en el eje central y fuera de él con el arreglo de cámaras de ionización para comparar con las medidas realizadas con la cámara de ionización y finalmente mediciones de 9 planes de IMRT.

4.1 Medición en el eje central con la cámara de ionización

En la Tabla 4.1 se muestra los valores de las dosis medidas en el punto del eje central usando el maniquí de acrílico y la cámara de ionización los cuales se comparan con los valores de las dosis planeadas obtenidos en el sistema de planeación Eclipse del plan de IMRT de 9 campos de un solo paciente relativa a la dosis de referencia. La diferencia porcentual se calcula mediante la siguiente ecuación (4.1).

$$\Delta \% = \frac{(D_{med} - D_{plan})}{D_{ref}} \times 100 \quad \text{Ecuación (4.1)}$$

Donde D_{plan} es el valor de la dosis obtenidas en el sistema de planeación eclipse, D_{med} y D_{ref} son los valores de las dosis medidas correspondientes a los controles de calidad realizados durante todo el tratamiento del paciente con la geometría y el equipo descritos en el capítulo 3, sección 3.2, pagina 28. La dosis de referencia se usa para eliminar el efecto de las posibles variaciones que tiene el haz de radiación y corresponde a la de un campo de 10 x 10 cm² con el que se verifica día a día la constancia de la dosis que entrega el acelerador. [Bouchard 2004].

| Campo | D planeada (cGy) | D medida (cGy) | D referencia (cGy) | Δ% |
|-------|-----------------------|---------------------|-------------------------|-------------|
| 1 | 5.8 | 6.1 - 6.43 | 86.92 - 88.13 | 0.34 - 0.73 |
| 2 | 18.5 | 17.67 - 18.78 | 87.25 - 88.13 | 0.24 - 0.80 |
| 3 | 20.7 | 18.06 - 20.88 | 87.25 - 88.11 | 0.05 - 3.01 |
| 4 | 15.5 | 14.66 - 16.44 | 87.25 - 88.13 | 0.15 - 1.07 |
| 5 | 10.2 | 8.3 - 10.45 | 87.25 - 88.11 | 0 - 2.16 |
| 6 | 18.3 | 18.05 - 19.22 | 87.25 - 88.13 | 0.28 - 1.04 |
| 7 | 25.3 | 22.09 - 25.32 | 87.25 - 87.99 | 0.39 - 3.65 |
| 8 | 25.8 | 23.28 - 26.08 | 87.25 - 88.13 | 0.15 - 2.87 |
| 9 | 19.8 | 17.42 - 21.33 | 86.92 - 87.99 | 0.05 - 2.7 |

Tabla 4.1 Para cada campo se indican los intervalos para la dosis medida y para la dosis de referencia y la diferencia porcentual entre la dosis medida y la planeada referida a un campo de 10 x 10 cm². Se muestra la tabla completa en el apéndice B.

De la tabla 4.1 se desprende que la concordancia entre la dosis medida y la dosis planeada relativa a la dosis de referencia en el punto del eje central está dentro de un 3% de diferencia porcentual, [Leybovich 2003, Esch 2002], a excepción de los campos 3 y 7, lo cual es indicativo de que la segmentación de campo no influye en el valor de la dosis dada en el punto del eje central y que las mediciones con CI concuerdan con los valores de la dosis planeada de manera aceptable. Para estos dos campos la variación puede deberse a una incertidumbre en el posicionamiento del maniquí o de la cámara de ionización.

4.2 Mediciones en puntos fuera del eje central con cámara de ionización

Una vez analizado el caso del punto del eje central nos enfocamos en puntos fuera del eje central para el mismo plan de tratamiento de IMRT con campo segmentado, es decir, puntos en la región de cada subcampo con la utilización de la CI en maniqués de agua y acrílico con la idea de comprobar que en el maniquí de acrílico se obtienen datos comparables al caso de maniquí de agua, que es el medio de referencia. En la tabla 4.2 se observa que la similitud entre la dosis medida con la cámara de ionización y la dosis planeada tanto con el maniquí de agua como con el maniquí de acrílico, para cada subcampo se encuentra dentro de un 3% [Esch 2002]. Para el análisis estadístico, en esta tesis se considera de la desviación entre la dosis medida y la dosis planeada sigue una distribución normal. Usando la ecu 4.1 para obtener $\Delta\%$ [Boehmer 2004].

Maniquí de agua

| Subcampo | Dosis planeada (cGy) | Dosis medida $\pm \sigma$ (cGy) | $\Delta \%$ |
|----------|----------------------|---------------------------------|-------------|
| 1_0 | 19.5 | 19.4 ± 0.3 | -0.11 |
| 1_1 | 27.3 | 26.9 ± 0.4 | -0.45 |
| 2_0 | 18.0 | 18.3 ± 0.3 | 0.34 |
| 2_1 | 23.9 | 24.5 ± 0.4 | 0.68 |
| 3_0 | 19.5 | 20.1 ± 0.3 | 0.68 |
| 3_1 | 17.7 | 19.1 ± 0.3 | 1.59 |
| 4_0 | 24.4 | 23.3 ± 0.4 | -1.25 |
| 4_1 | 13.7 | 13.5 ± 0.2 | .023 |
| 5_0 | 26.5 | 26.3 ± 0.4 | -0.22 |
| 5_1 | 18.4 | 17.3 ± 0.3 | -1.25 |
| 6_0 | 33.9 | 34.6 ± 0.5 | 0.80 |
| 6_1 | 16.1 | 16.0 ± 0.2 | 0.11 |
| 7_0 | 26.0 | 26.0 ± 0.4 | 0 |
| 7_1 | 27.0 | 26.3 ± 0.4 | -0.80 |
| 8_0 | 26.0 | 24.7 ± 0.4 | -1.40 |
| 8_1 | 28.5 | 27.5 ± 0.4 | -1.13 |
| 9_0 | 13.3 | 13.7 ± 0.2 | 0.45 |
| 9_1 | 26.2 | 27.5 ± 0.4 | 1.40 |

(a)

Maniquí de acrílico

| Subcampo | Dosis planeada (cGy) | Dosis medida $\pm \sigma$ (cGy) | $\Delta \%$ |
|----------|----------------------|---------------------------------|-------------|
| 1_0 | 19.5 | 19.9 ± 0.3 | 0.45 |
| 1_1 | 27.3 | 26.5 ± 0.4 | -0.91 |
| 2_0 | 18.0 | 17.7 ± 0.3 | -0.34 |
| 2_1 | 23.9 | 24.2 ± 0.4 | 0.34 |
| 3_0 | 19.5 | 19.4 ± 0.3 | -0.11 |
| 3_1 | 17.7 | 18.7 ± 0.3 | 1.14 |
| 4_0 | 24.4 | 24.6 ± 0.4 | 0.22 |
| 4_1 | 13.7 | 13.0 ± 0.2 | -0.79 |
| 5_0 | 26.5 | 27.0 ± 0.4 | 0.56 |
| 5_1 | 18.4 | 18.2 ± 0.3 | -0.22 |
| 6_0 | 33.9 | 33.9 ± 0.5 | 0 |
| 6_1 | 16.1 | 16.1 ± 0.2 | 0 |
| 7_0 | 26.0 | 25.6 ± 0.4 | -0.45 |
| 7_1 | 27.0 | 25.4 ± 0.4 | -1.82 |
| 8_0 | 26.0 | 25.2 ± 0.4 | -0.90 |
| 8_1 | 28.5 | 28.9 ± 0.4 | 0.45 |
| 9_0 | 13.3 | 13.7 ± 0.2 | 0.45 |
| 9_1 | 26.2 | 25.6 ± 0.4 | -0.65 |

(b)

Tabla 4.2 Mediciones de campos segmentados en puntos fuera del eje central con la cámara de ionización. (a) Mediciones de la dosis a 5 cm de profundidad en un maniquí de agua con una dosis de referencia de 87.95 cGy para un campo abierto de 10 x 10 cm².

(b) Mediciones de la dosis a 4.4 de profundidad en un maniquí acrílico, que equivalen a 5 cm en agua, con una dosis de referencia medida para un campo abierto de 10 x 10 cm², de 87.98 cGy. En ambos casos σ es del orden del 1.5% de incertidumbre que concuerda con el cuadro 15, página 93 de [OIEA 2005].

Los valores de la dosis medidos usando el maniquí de agua concuerdan con los valores medidos usando el maniquí de acrílico por lo tanto comprobamos para puntos fuera del eje central y campos segmentados que es confiable usar el maniquí de acrílico con la CI tomando en cuenta que el agua se usa como medio de referencia.

Experimentalmente, el posicionamiento y la repetición de lecturas para medir en un solo punto dentro de un maniquí hace que las mediciones con la cámara de ionización puedan llevar un consumo grande de tiempo y esfuerzo, por lo que para tener un conjunto de valores de dosis puntual mayor y un número más grande de campos evaluados, se decidió por el uso de un arreglo de cámaras de ionización bidimensional. En las mediciones siguientes se utilizó el arreglo de cámaras de ionización marca PTW, modelo seven29 propiedad del hospital Medica Sur.

4.3 Mediciones en el eje central con el arreglo de cámaras bidimensional

Se verificó que tanto en la región de traslape como la segmentación del campo total no se alteran los valores. Con lo que se corrobora que es fiable poder usar el maniquí de acrílico para el control de calidad diario y también que la cámara de ionización es un instrumento confiable como dosímetro de referencia para hacer la dosimetría puntual de un campo segmentado de IMRT.

En la tabla 4.3 las mediciones con la CI sirven de referencia para los valores de dosis medidos con el arreglo de cámaras seven29. Las mediciones corresponden al mismo plan de IMRT de 9 campos segmentados en el eje central y fueron hechas para evaluar la diferencia con los valores de dosis obtenidos usando la CI. Dado que no se tiene información en el manual de operación del seven29 referente a la incertidumbre de sus mediciones, para estimar la incertidumbre de la lectura del arreglo de cámaras vamos a utilizar la siguiente ecuación (4.2). [Serna 2011]. Con esta expresión se pretende normalizar a un valor que no esté influenciado ni por el algoritmo del sistema de planeación ni por el haz de intensidad modulada del acelerador.

$$\sigma^* = \frac{(D_{medida} - D_{planeada})}{D_{prescrita}} \times 100 \quad \text{Ecuación (4.2)}$$

Donde D_{medida} es la dosis obtenida usando el arreglo de cámaras, $D_{planeada}$ es la dosis calculada en el sistema de planeación, $D_{prescrita}$ es la dosis de prescripción por campo, la cual se obtiene del sistema de planeación y que es la porción de la dosis prescrita con la que contribuye cada campo por cada fracción del tratamiento total. Para un conjunto de diez puntos elegidos de cada campo, se calcula la expresión anterior y se obtiene el valor promedio correspondiente, el cual será la estimación de la incertidumbre de la medida.

| Campo | Dosis con CI $\pm \sigma$ (cGy) | Dosis con Arreglo de cámaras (cGy) $\pm \sigma^*$ |
|-------|------------------------------------|--|
| 1 | 6.2 \pm 0.1 | 6.2 \pm 4 % |
| 2 | 18.0 \pm 0.3 | 17.8 \pm 4 % |
| 3 | 19.9 \pm 0.3 | 19.7 \pm 2 % |
| 4 | 15.3 \pm 0.2 | 15.1 \pm 1 % |
| 5 | 9.6 \pm 0.2 | 10.0 \pm 1 % |
| 6 | 18.9 \pm 0.3 | 18.5 \pm 5 % |
| 7 | 24.6 \pm 0.4 | 24.3 \pm 3 % |
| 8 | 25.3 \pm 0.4 | 24.5 \pm 4 % |
| 9 | 19.6 \pm 0.3 | 19.0 \pm 4 % |

Tabla 4.3 Comparación de los valores de la dosis en el punto del eje central del plan de IMRT de 9 campos, usando un maniquí de acrílico y la CI, correspondientes al promedio del intervalo de valores de dosis medidos a lo largo del tratamiento (columna de dosis medida en la tabla 4.1) con su correspondiente desviación estándar, con la lectura de la cámara central del arreglo de cámaras seven29.

En la tabla 4.3, se comparan los valores medidos en un punto del eje central con los dos sistemas dosimétricos, la CI y el arreglo de cámaras seven29. Para los resultados usando el arreglo de cámaras se obtuvo una incertidumbre máxima del 5 %, por lo que los valores del arreglo de cámaras concuerdan con los valores obtenidos con la CI. Se supondrá una incertidumbre del 4% en los valores medidos con el arreglo de cámaras seven29.

4.4 Mediciones en puntos fuera del eje central del campo.

Como parte siguiente de nuestro trabajo se comparan los valores de la dosis obtenida con la cámara de ionización y el arreglo de cámaras para campos segmentados medida en puntos fuera del eje central del campo, lo cual se muestra en la tabla 4.4. La incertidumbre σ^* del arreglo de cámaras seven29, fue obtenida usando el 4% y para σ se sigue usando el 1.5% de incertidumbre.

| Subcampo | Dosis Planeada (cGy) | Dosis con Cámara de ionización en Acrílico $\pm \sigma$ (cGy) | Dosis con Arreglo de cámaras $\pm \sigma^*$ (cGy) |
|----------|-------------------------|--|--|
| 1_0 | 19.5 | 19.9 \pm 0.3 | 19.1 \pm 0.8 |
| 1_1 | 27.3 | 26.5 \pm 0.4 | 26.3 \pm 1.0 |
| 2_0 | 18.0 | 17.7 \pm 0.3 | 17.4 \pm 0.7 |
| 2_1 | 23.9 | 24.2 \pm 0.4 | 23.3 \pm 0.9 |
| 3_0 | 19.5 | 19.4 \pm 0.3 | 18.9 \pm 0.8 |
| 3_1 | 17.7 | 18.7 \pm 0.3 | 18.1 \pm 0.7 |

| | | | |
|-----|------|----------------|----------------|
| 4_0 | 24.4 | 24.6 ± 0.4 | 22.9 ± 0.9 |
| 4_1 | 13.7 | 13.0 ± 0.2 | 13.2 ± 0.5 |
| 5_0 | 26.5 | 27.0 ± 0.4 | 25.4 ± 1.0 |
| 5_1 | 18.4 | 18.2 ± 0.3 | 18.2 ± 0.7 |
| 6_0 | 33.9 | 33.9 ± 0.5 | 32.2 ± 1.3 |
| 6_1 | 16.1 | 16.1 ± 0.2 | 15.3 ± 0.6 |
| 7_0 | 26.0 | 25.6 ± 0.4 | 24.9 ± 1.0 |
| 7_1 | 27.0 | 25.4 ± 0.4 | 26.2 ± 1.0 |
| 8_0 | 26.0 | 25.2 ± 0.4 | 24.7 ± 1.0 |
| 8_1 | 28.5 | 28.9 ± 0.4 | 27.4 ± 1.0 |
| 9_0 | 13.3 | 13.7 ± 0.2 | 13.0 ± 0.5 |
| 9_1 | 26.2 | 25.6 ± 0.4 | 26.7 ± 1.0 |

Tabla 4.4 Valores de la dosis para cada subcampo, medida con la CI y el bidimensional de cámaras.

Para puntos fuera del eje central obtenemos la tabla 4.4, la concordancia de los valores medidos con el arreglo de cámaras y los medidos con CI es aceptable, ya que los valores de la dosis medida con la CI caen dentro de la incertidumbre de las medidas realizadas con el arreglo de cámaras de ionización. De esto se desprende que el arreglo de cámaras de ionización bidimensional es confiable para medir campos segmentados y además tiene la ventaja de que se puede saber el valor de dosis en varios puntos del campo con una sola exposición.

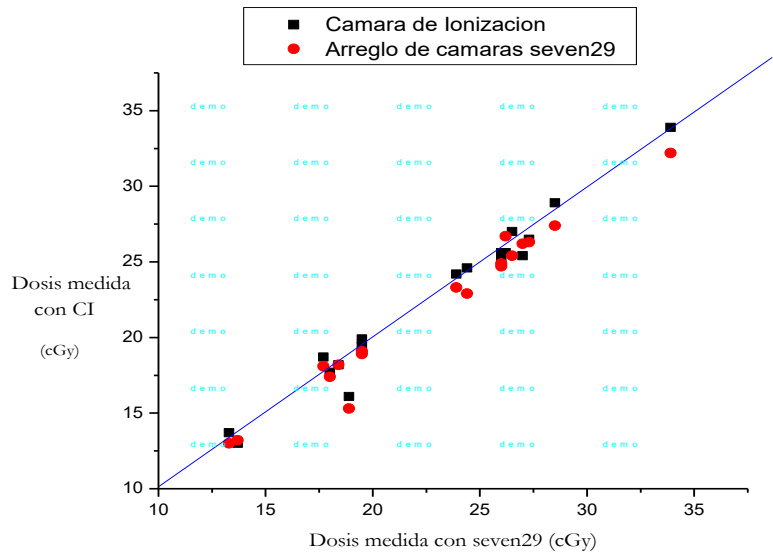
Si los datos de la tabla 4.4 se arreglan de tal forma que la dosis este ordena de menor a mayor como se muestra en se la tabla 4.5 entonces se obtiene la correspondiente gráfica 4.1. En esta gráfica se muestra la recta calculando las incertidumbres de la pendiente y la ordenada al origen, se uso el método de mínimos cuadrados $y = a + bx$, para caracterizar la recta de mejor ajuste a los datos, calculando sus respectivas incertidumbres.

Tenemos que para los valores medidos con la cámara de ionización $b = 0.98 \pm 0.07$, $a = 0.75 \pm 1.8$ cGy y $r = 0.98$. Para los valores medidos con el arreglo de cámaras seven29 $b = 1.01 \pm 0.08$, $a = 0.53 \pm 1.9$ cGy y $r = 0.98$.

Para ambos sistemas de medidas, los valores de la pendiente medidos con la cámara de ionización son similares a los valores de la pendiente medidos con el arreglo de cámaras seven29, por lo que es de alta confiabilidad medir en el arreglo de cámaras seven29 y usar como referencia la cámara de ionización. Como la pendiente vale aproximadamente 1 tenemos que la dosis planeada es equivalente a la dosis medida por lo que en un punto cualquiera la dosis absorbida si es el resultado de la suma de las dosis dada por cada subcampo.

De acuerdo a la gráfica 4.1 los valores de dosis se agrupan alrededor de la recta a 45° de una forma aceptable.

| Subcampos | Dosis planeada (cGy) | Dosis medida con CI (cGy) | Dosis medida con Arreglo de cámaras (cGy) |
|-----------|----------------------|---------------------------|---|
| 9_0 | 13.3 | 13.7 | 13.0 |
| 4_1 | 13.7 | 13.0 | 13.2 |
| 3_1 | 17.7 | 18.7 | 18.1 |
| 2_0 | 18.0 | 17.7 | 17.4 |
| 5_1 | 18.4 | 18.2 | 18.2 |
| 6_1 | 16.1 | 16.1 | 15.3 |
| 1_0 | 19.5 | 19.9 | 19.1 |
| 3_0 | 19.5 | 19.4 | 18.9 |
| 2_1 | 23.9 | 24.2 | 23.3 |
| 4_0 | 24.4 | 24.6 | 22.9 |
| 7_0 | 26.0 | 25.6 | 24.9 |
| 8_0 | 26.0 | 25.2 | 24.7 |
| 9_1 | 26.2 | 25.6 | 26.7 |
| 5_0 | 26.5 | 27 | 25.4 |
| 7_1 | 27.0 | 25.4 | 26.2 |
| 1_1 | 27.3 | 26.5 | 26.3 |
| 8_1 | 28.5 | 28.9 | 27.4 |
| 6_0 | 33.9 | 33.9 | 32.2 |



Grafica 4.1 Correspondiente a la tabla 4.5, valores de la dosis medida con CI como función de los valores de dosis medidos con el arreglo de cámaras.

Tabla 4.5 Datos de dosis ordenados de menor a mayor de la tabla 4.4.

Comparando los valores de la tabla 4.5 de la dosis absorbida medida con la CI y la dosis absorbida con el arreglo de cámaras bidimensional seven29, ajustando la recta se observa que los valores son equivalentes y se puede decir que es confiable medir con ambos equipos, siendo reproducible este método sin ser alterados por la división del campo grande.

De acuerdo a los resultados mostrados en la tabla 4.4, la cámara central del arreglo de cámaras bidimensional da mediciones comparables a los resultados medidos con la CI dentro de 4 % de incertidumbre, por lo cual se va a utilizar el arreglo de cámaras bidimensional seven29 para tener un conjunto de medidas más amplio y una evaluación de la dosis puntual y más completa, ya que este sistema dosimétrico nos permite tener un número mayor de mediciones en puntos particulares de los campos de radiación.

4.5 Mediciones para 9 planes de IMRT con campos segmentados con el arreglo de cámaras bidimensional

A continuación se escogieron 9 pacientes cuyos planes de tratamiento constan de campos segmentados, de cada plan se eligieron varios campos y de cada uno de estos se escogieron puntos en cualquier región del campo total. Se hicieron cinco mediciones en diferentes días para cada plan de paciente, calculando el promedio y la desviación estándar correspondiente a cada uno de los puntos escogidos.

Los siguientes resultados muestran valores de la dosis medida con el arreglo de cámaras bidimensional con su incertidumbre expandida u_e (95% de confiabilidad cuando $k=2$). La estimación de esta incertidumbre se hizo a partir de la incertidumbre de una lectura del arreglo de cámaras, más la desviación estándar del promedio de cinco valores medidos de la cámara central del seven29. Estos valores se comparan con los valores que da el sistema de planeación. Cada gráfica muestra la diferencia que existe entre el valor medido y el valor planeado.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida $\pm u_e$ (cGy) |
|-------|---|---------------------|-----------------------------|
| 1 | | | |
| | A | 36.1 | 35.9 \pm 2.2 |
| | B | 33.2 | 32.8 \pm 2.0 |
| | C | 30.5 | 30.5 \pm 2.1 |
| 2 | | | |
| | A | 33.2 | 32.6 \pm 2.0 |
| | B | 33 | 33.4 \pm 2.0 |
| | C | 33.5 | 34.1 \pm 2.1 |
| 4 | | | |
| | A | 42.4 | 43.1 \pm 2.6 |
| | B | 34.2 | 33.4 \pm 2.0 |
| | C | 41.5 | 41.2 \pm 2.6 |
| 6 | | | |
| | A | 34 | 34.2 \pm 2.1 |
| | B | 32.2 | 32.0 \pm 1.2 |
| | C | 29.5 | 29.2 \pm 1.8 |
| | | | |
| | D | 32.3 | 32.3 \pm 2.0 |

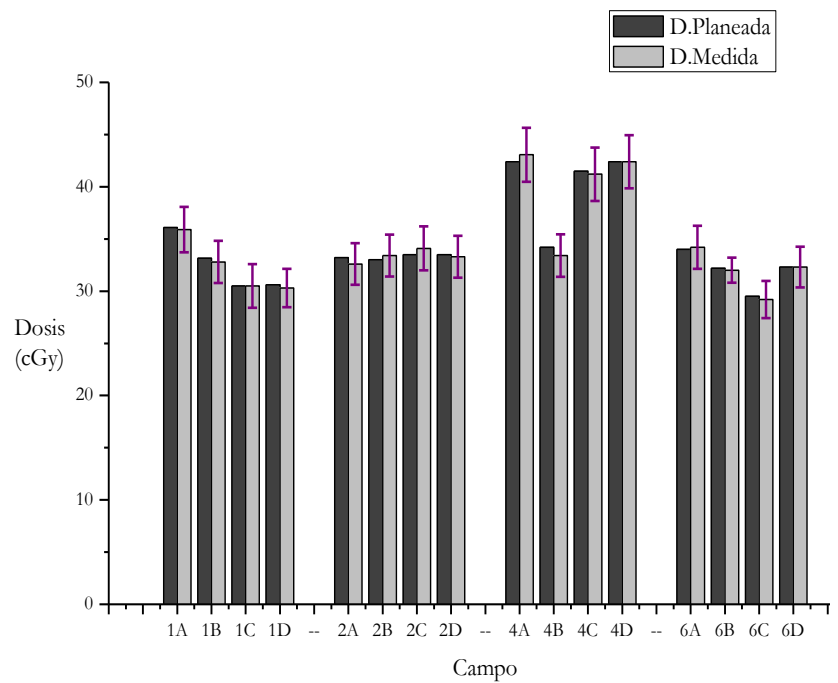


Tabla 4.6 Paciente 1. Dosis medidas para cuatro diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar. Se incluyen las dosis determinadas con el sistema de planeación.

Gráfica 4.2 Paciente 1. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campos | | D.Planeada (cGy) | D.Medida \pm u_e (cGy) |
|--------|---|------------------|----------------------------|
| 1 | A | 43.4 | 42.4 \pm 2.6 |
| | B | 30.3 | 30.4 \pm 1.9 |
| | C | 37.9 | 38.2 \pm 3.5 |
| | D | 33.1 | 33.1 \pm 2.0 |
| 7 | A | 38.3 | 38.7 \pm 2.4 |
| | B | 40.2 | 40.1 \pm 1.9 |
| | C | 29.1 | 28.5 \pm 1.8 |
| | D | 32.7 | 32.6 \pm 2.0 |

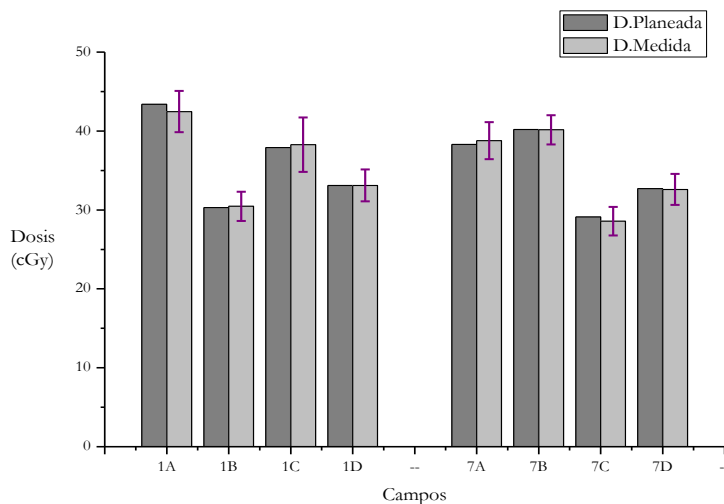


Tabla 4.7 Paciente 2. Dosis medidas para dos diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.

Gráfica 4.3 Paciente 2. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida \pm u_e (cGy) |
|-------|---|------------------|----------------------------|
| 3 | A | 33.4 | 33.1 \pm 2.1 |
| | B | 34.2 | 34.7 \pm 2.8 |
| | C | 47.2 | 46.0 \pm 2.9 |
| | D | 73 | 70.0 \pm 5.2 |
| 5 | A | 44.5 | 44.0 \pm 2.8 |
| | B | 28.1 | 27.3 \pm 1.7 |
| | C | 34.9 | 36.4 \pm 2.5 |
| | D | 70.3 | 68.0 \pm 4.4 |

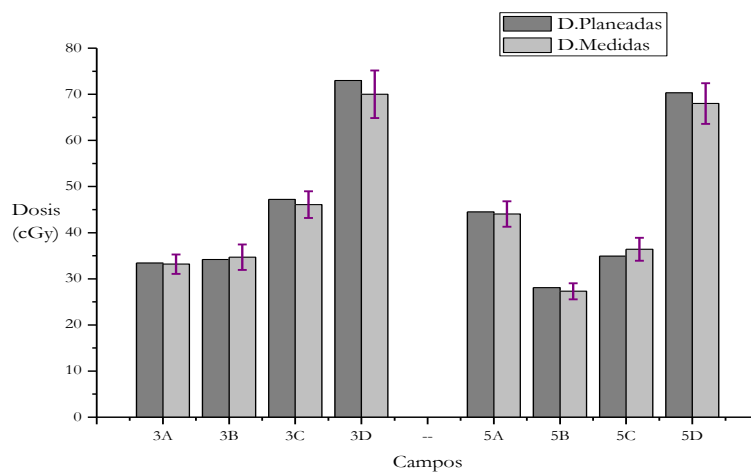


Tabla 4.8 Paciente 3. Dosis medidas para dos diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.

Gráfica 4.4 Paciente 3. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida $\pm u_e$ (cGy) |
|-------|---|------------------|--------------------------|
| 5 | A | 8.47 | 8.2 \pm 0.7 |
| | B | 20.7 | 20.5 \pm 2.6 |
| | C | 24.3 | 23.1 \pm 1.4 |
| | D | 17.6 | 17 \pm 1.2 |
| 9 | A | 22.8 | 21.4 \pm 1.3 |
| | B | 17.5 | 15.4 \pm 1.2 |
| | C | 6.2 | 6.6 \pm 0.8 |
| | D | 16.4 | 15.7 \pm 1.3 |

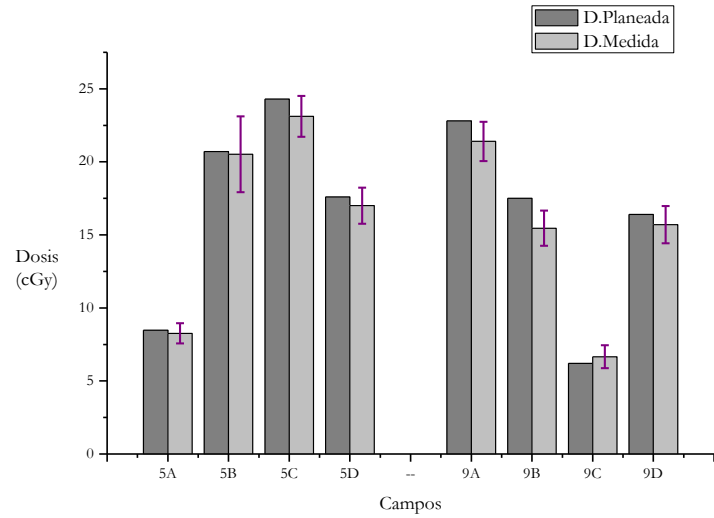


Tabla 4.9 Paciente 4. Muestra dos diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.

Gráfica 4.5 Paciente 4. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida $\pm u_e$ (cGy) |
|-------|---|------------------|--------------------------|
| 1 | A | 33.2 | 32.5 \pm 2.0 |
| | B | 38.4 | 37.3 \pm 2.3 |
| | C | 33.2 | 31.8 \pm 1.9 |
| | D | 21.2 | 21.5 \pm 1.3 |
| 3 | A | 30.1 | 29.4 \pm 1.8 |
| | B | 32.5 | 31.1 \pm 3.0 |
| | C | 26.3 | 26.3 \pm 1.4 |
| | D | 34.8 | 34.9 \pm 2.3 |
| 7 | A | 31.9 | 31.9 \pm 2.0 |
| | B | 25.8 | 24.7 \pm 2.5 |
| | C | 36.6 | 35.5 \pm 2.3 |
| | D | 15.7 | 15.9 \pm 1.2 |

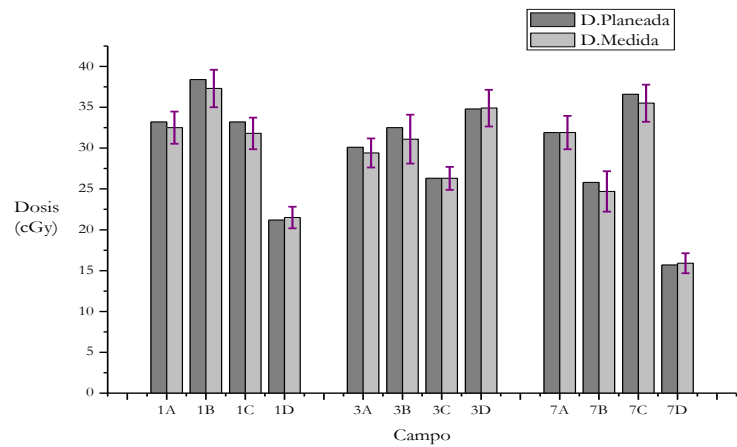
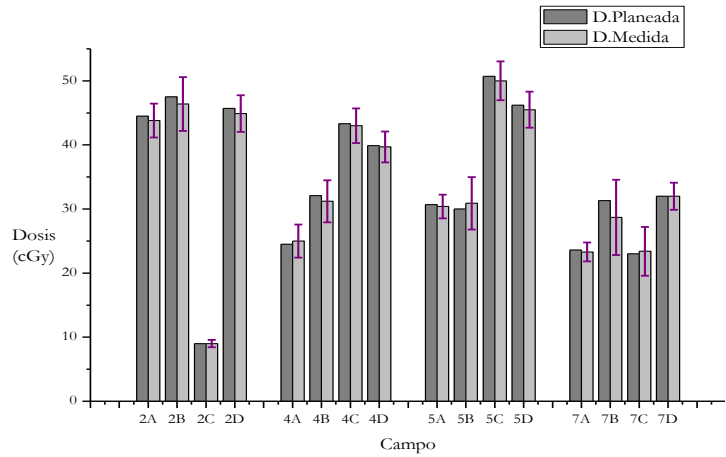


Tabla 4.10 Paciente 5. Dosis medidas para tres diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.

Gráfica 4.6 Paciente 5. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida $\pm u_e$ (cGy) |
|-------|---|------------------|--------------------------|
| 2 | A | 44.5 | 43.8 \pm 2.6 |
| | B | 47.5 | 46.4 \pm 4.2 |
| | C | 9 | 9.0 \pm 0.6 |
| | D | 45.7 | 44.9 \pm 2.9 |
| 4 | A | 24.5 | 25.0 \pm 2.6 |
| | B | 32.1 | 31.2 \pm 3.3 |
| | C | 43.3 | 43.0 \pm 2.7 |
| | D | 39.9 | 39.7 \pm 2.4 |
| 5 | A | 30.7 | 30.4 \pm 1.9 |
| | B | 30 | 30.9 \pm 4.1 |
| | C | 50.7 | 50.0 \pm 3.0 |
| | D | 46.2 | 45.5 \pm 2.8 |
| 7 | A | 23.6 | 23.3 \pm 1.5 |
| | B | 31.3 | 28.7 \pm 5.9 |
| | C | 23 | 23.4 \pm 3.8 |
| | D | 36 | 31.0 \pm 2.1 |

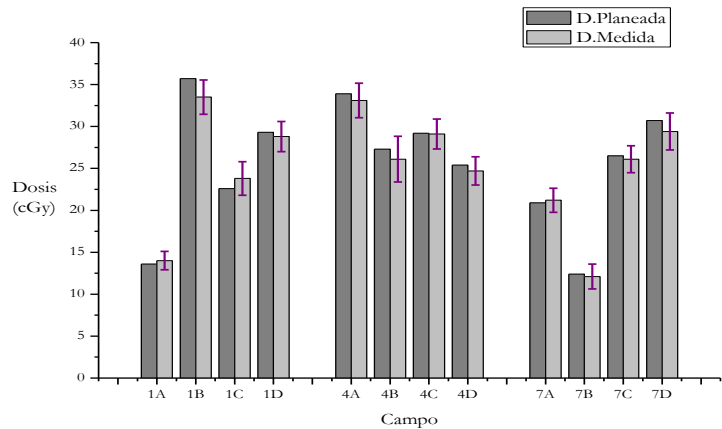
Tabla 4.11 Paciente 6. Dosis medidas para cuatro diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.



Gráfica 4.7 Paciente 6. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida $\pm u_e$ (cGy) |
|-------|---|------------------|--------------------------|
| 1 | A | 13.6 | 14.0 \pm 1.1 |
| | B | 35.7 | 33.5 \pm 2.1 |
| | C | 22.6 | 23.8 \pm 2.0 |
| | D | 29.3 | 28.8 \pm 1.8 |
| 4 | A | 33.9 | 33.1 \pm 2.1 |
| | B | 27.3 | 26.1 \pm 2.7 |
| | C | 29.2 | 29.1 \pm 1.8 |
| | D | 25.4 | 24.7 \pm 1.7 |
| 7 | A | 20.9 | 21.2 \pm 1.4 |
| | B | 12.4 | 12.1 \pm 1.5 |
| | C | 26.5 | 26.1 \pm 1.6 |
| | D | 30.7 | 29.4 \pm 2.2 |

Tabla 4.12 Paciente 7. Dosis medidas para tres diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.



Gráfica 4.8 Paciente 7. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida $\pm u_c$ (cGy) |
|-------|---|------------------|--------------------------|
| 3 | A | 12.2 | 11.5 \pm 0.75 |
| | B | 5.4 | 6.9 \pm 0.5 |
| | C | 31.1 | 30.4 \pm 2.1 |
| | D | 7.9 | 8.2 \pm 0.7 |
| 6 | A | 16.9 | 16.5 \pm 2.6 |
| | B | 5.4 | 6.5 \pm 0.6 |
| | C | 12.5 | 11.6 \pm 0.9 |
| | D | 5.1 | 5.34 \pm 0.4 |

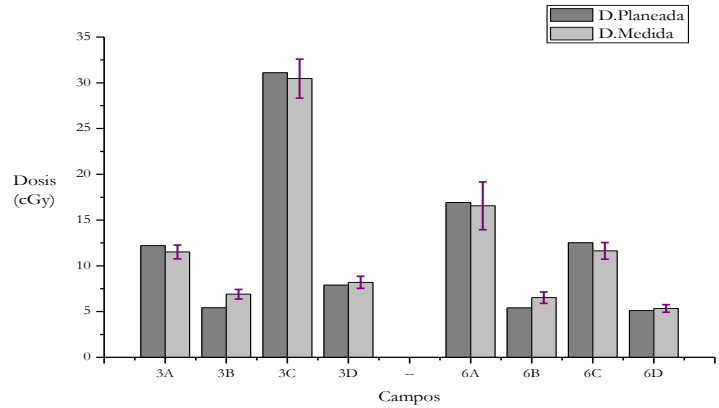


Tabla 4.13 Paciente 8. Dosis medidas para dos diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando cuatro puntos diferentes, siendo A, B y C puntos fuera del eje central y D en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.

Gráfica 4.9 Paciente 8. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

| Campo | | D.Planeada (cGy) | D.Medida $\pm u_c$ (cGy) |
|-------|---|------------------|--------------------------|
| 2 | A | 18 | 17.2 \pm 1.1 |
| | B | 23.8 | 23.7 \pm 2.2 |
| | D | 18.5 | 17.9 \pm 1.2 |
| 7 | A | 24.7 | 24.2 \pm 2.2 |
| | B | 27 | 26.7 \pm 2.0 |
| | D | 25.3 | 24.2 \pm 1.6 |
| 9 | A | 13.2 | 13.0 \pm 0.8 |
| | B | 26.1 | 26.6 \pm 1.6 |
| | D | 19.7 | 18.8 \pm 1.2 |

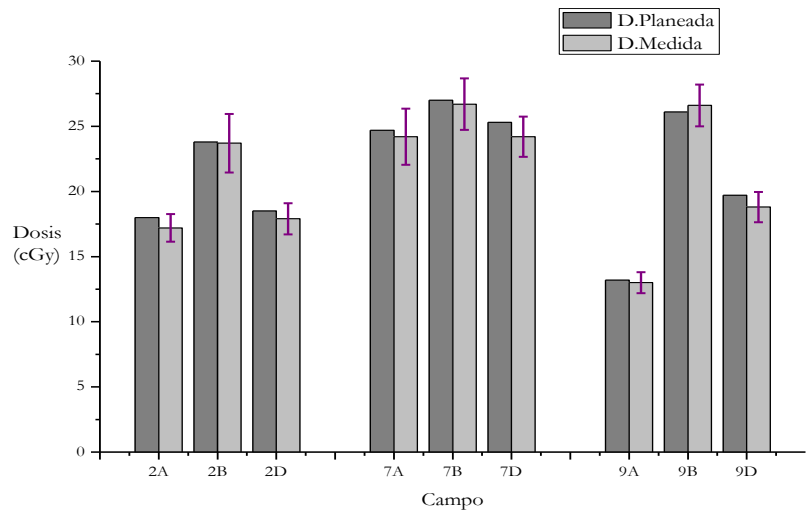


Tabla 4.14 Paciente 9. Dosis medidas para tres diferentes campos de un plan de tratamiento de IMRT con campos segmentados, obtenidas con el arreglo de cámaras seven29 mostrando tres puntos diferentes, siendo A y B puntos fuera del eje central y C en el eje central. Los resultados son el promedio de cinco diferentes mediciones y la correspondiente desviación estándar.

Gráfica 4.10 Paciente 9. Dosis medida y planeada obtenidas para cada campo y posición.

En las tablas 4.6 a la 4.14 se comparan valores de la dosis medida con el arreglo de cámara bidimensional y los valores de la dosis obtenidos con el sistema de planeación. Se encontró que el 96% de las mediciones, es decir 78 de 81 puntos caen dentro del intervalo de incertidumbre, esto coincide con el plan de tratamiento del primer paciente, en el cual la dosis no se altera por la segmentación del campo.

Para los casos en los que la dosis calculada con el sistema de planeación es mayor o menor que la dosis medida \pm la incertidumbre se analizaron los perfiles de dosis de cada plan de tratamiento en el sistema de planeación Eclipse.

Los pacientes 4 y 8 sobresalen, ya que los valores de la dosis calculada no se encuentran dentro del intervalo de incertidumbre de la dosis medida. Para el paciente 4, la localización 9B tiene un valor planeado 0.9 cGy fuera del intervalo de incertidumbre del valor medido, analizando el perfil de dosis alrededor de este punto se observa homogeneidad en el perfil. Esta discrepancia puede ser debida a una fluctuación en el movimiento de las hojas que hace que la dosis depositada sea distinta a la dosis esperada. Para las localizaciones 3B y 6B del paciente 8, la dosis calculada sale del intervalo de incertidumbre 0.98 cGy para 3B, y 0.48 cGy para 6B. Analizando el perfil de cada campo se observa que se debe a que existe un gradiente de dosis alto en esos puntos. Ver figura 4.1 (a) y (b) es un ejemplo de un perfil de dosis de una imagen frontal del paciente 8 posición 6B. Se muestra el perfil de dosis que corresponde al paciente 8, ver figura 4.1 a y b.

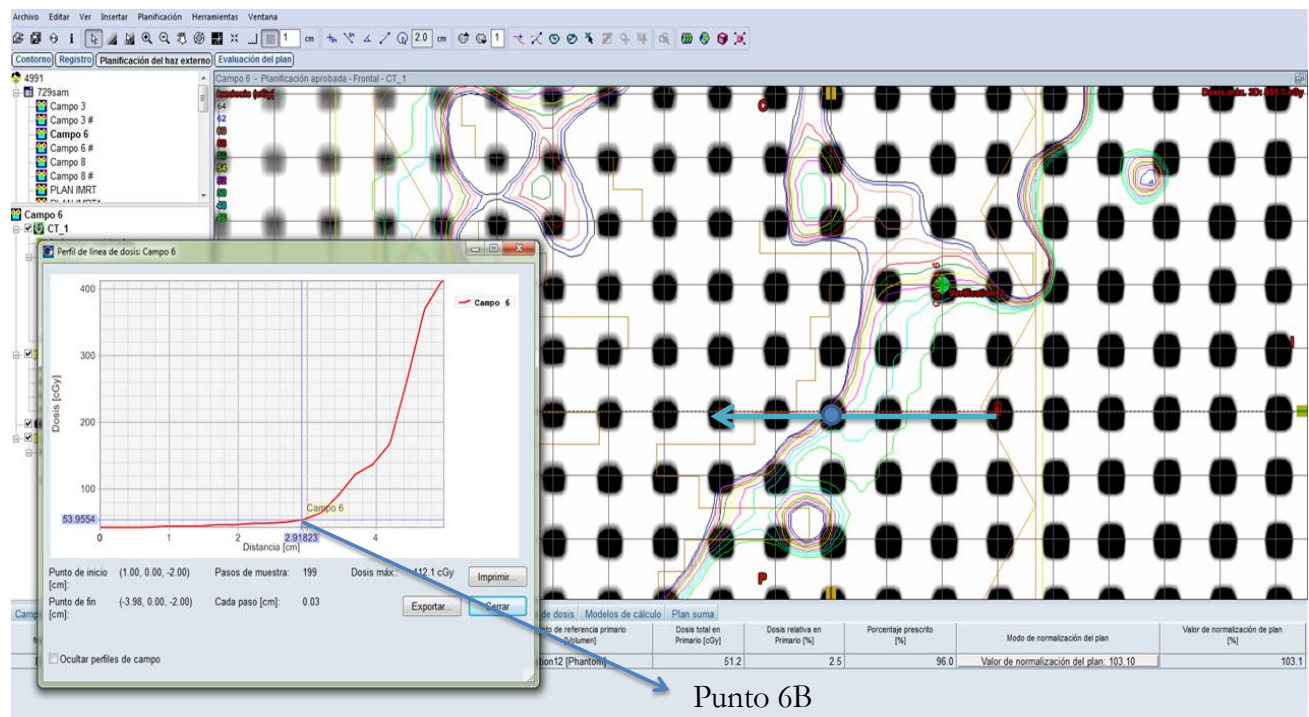


Figura 4.1 (a) Imagen frontal del arreglo de cámaras seven29. Las curvas de isodosis corresponden al paciente 8, localización 6B. El perfil mostrado en el recuadro corresponde al corte indicado por la flecha azul en la dirección X. El punto azul en la imagen frontal corresponde al señalado en el perfil.

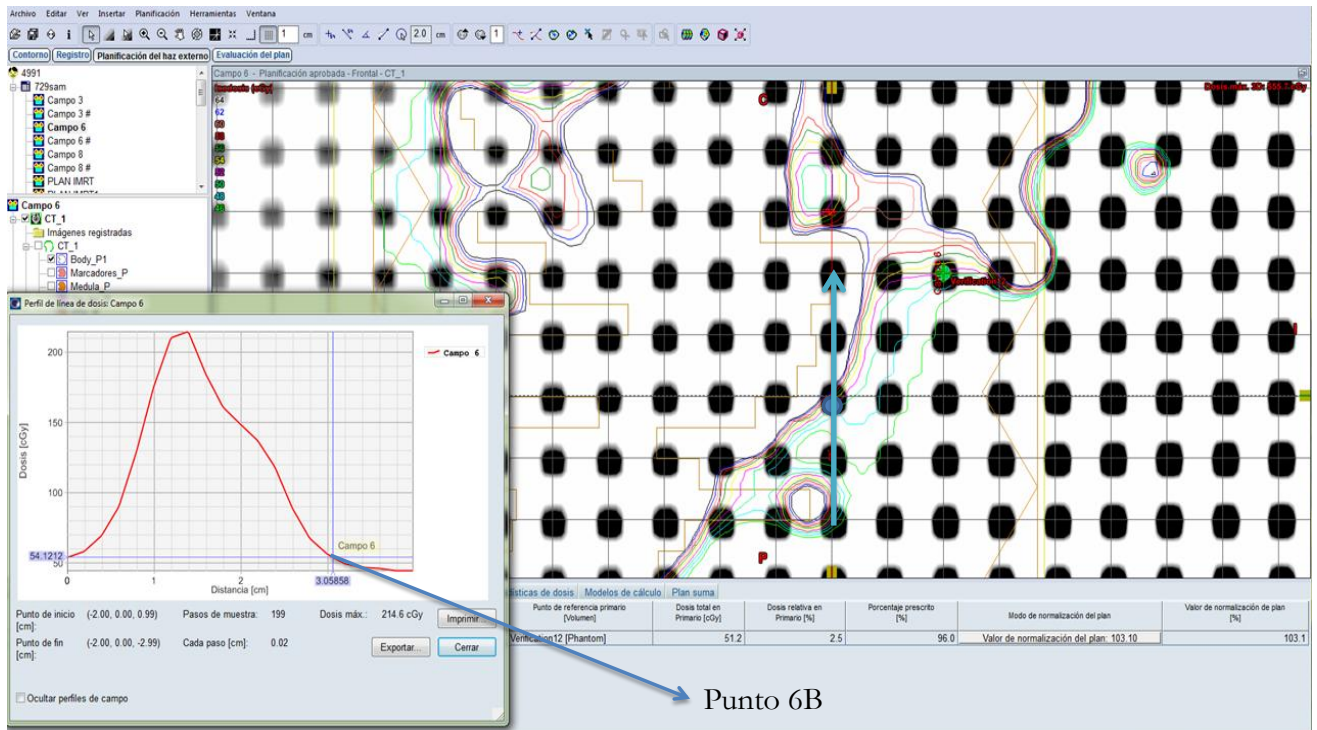


Figura 4.1 (b) Imagen frontal del arreglo de cámaras seven29. Las curvas de isodosis corresponden al paciente 8, localización 6B. El perfil mostrado en el recuadro corresponde al corte indicado por la flecha azul en la dirección Y. El punto azul en la imagen frontal corresponde al señalado en el perfil.

CONCLUSIONES

- Se determinó con una cámara de ionización la diferencia entre la dosis absorbida puntual planeada y la medida, impartidas con rayos x de 6 MV para el eje central de un tratamiento de IMRT que contiene campos segmentados.
- Las dosis medidas con la cámara de ionización y la cámara central del arreglo de cámaras bidimensional tienen diferencias menores a un 5%, por lo que en lo que a la determinación de la dosis puntual se refiere, se puede hacer con el arreglo de cámaras seven29 lo cual trae la ventaja de hacer muestreo en una sola irradiación, particularmente de campos segmentados.
- Del análisis de los tratamientos de 9 pacientes midiendo la dosis con el arreglo de cámaras bidimensional, se concluye que la segmentación del campo no modifica la dosis depositada, comparándola con la dosis calculada por el sistema de planeación. Los valores que no se encuentran dentro del intervalo de incertidumbre se deben a que se localizan donde se tiene un gradiente de dosis muy alto, ya sea en la frontera del campo o en su interior, de donde concluimos que los puntos con gradiente muy alto no es una zona confiable para hacer mediciones.
- Se verificó que en un punto cualquiera la dosis absorbida sí es el resultado de la suma de las dosis dada por cada subcampo y que la distribución de dosis no se altera por la segmentación del campo ni por existir una región de traslape.
- Las diferencias encontradas entre la dosis planeada y la medida indican que es apropiado medir las dosis puntuales con una cámara de ionización en un maniquí de acrílico como parte del programa de garantía de calidad en IMRT, particularmente para campos segmentados. Ya que la discrepancia es menor al 5 %.
- Dentro de las incertidumbres encontradas, en los tratamientos de los pacientes la dosis depositada concuerda con la dosis calculada.
- Se propone que en la verificación de campos segmentados de IMRT se seleccionen puntos por los que no pasen gradientes de dosis altos para ser medidos con cámara de ionización, es decir que el punto de medición no esté necesariamente en el eje central.

BIBLIOGRAFIA Y REFERENCIAS

- [Attix 1986] Attix F.H. "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry". (John Wiley and Sons, Inc, 1986).
- [Bayouth 2033] J.E Bayouth, D.Wendt and S.M. Morril, *MLC quality assurance techniques for IMRT applications*. University of Texas Medical Branch at Galveston, Galveston , Texas 77555, April 2003.
- [Boehmer 2004] Dirk Boehmer, Joerg Bohsung et al. *Clinical and physical quality assurance for intensity modulated radiotherapy of prostate cancer*. Department of Radiation Oncology, Charite-University Clinic-Campus Mitte, Schumannstr. 10117 Berlin, Germany. February 2004.
- [Bohsung 2004] Joerg Bohsung. 2D-ARRAY seven29, A new way of dosimetric verification of IMRT beams., Klinik für Strahlentherapie Charite Berlin, Standort Mitte.
- [Bouchard 2004] Hugo Bouchard and Jan Seuntjens *Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiations beams*, Medical Physics Unit McGill University, Quebec Canada, August 2004.
- [Boyer 1992] Arthur L. Boyer, Timothy J.Waldron, *Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator.*, Department of Radiation Physics, The University of Texas M.D, June 1992.
- [Convery 1991] D.J Convery and M.E. Rosenbloom. *The generation of intensity-modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation*. Joint Department of Physics, Institut of Cancer Research and Royal Marsden Hospital, Downs Road, Sutton, UK. 27 November 1991.
- [Esch 2002] Ann Van Esch, Jorg Bohsungb, et al. *Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments*. 9 July 2002.
- [Hellman 2003] Samuel Hellman University of Chicago. "Practical Guide to Intensity-Modulated Radiation Therapy". Published in cooperation with members of the staff of Memorial Sloan-Kettering Cancer Center. Medical Physics publishing Madison, Wisconsin.
- [Huq 1994] M. Saiful Huq, Yan Yu, Zong-Ping Chen, and N. Suntharalingam. *Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator*. Department of Radiation Oncology, Bodine Center for Center Treatment, Thomas Jefferson University, Philadelphia , November 1994.
- [Khan 1994] Faiz M. Khan. "The Physics of Radiation therapy". (2 edition. Williams & Wilkins 428 Eat Preston Street Baltimor, Maryland 21202, USA, 1994).

- [Khan 2010] Faiz M. Khan. “The Physics of Radiation therapy”. (4 edition. Williams & Wilkins 428 Eat Preston Street Baltimore, Maryland 21202, USA, 2010).
- [Leybovich 2003] Leonid B. Leybovich, Anil Sethi, and Nesrin Dogan, *Compar of ionization chambers of various volumens for IMRT absolute dose verification*, Departament of Radiation Oncology. Loyola University Medical Center, January 2003.
- [Murcia 2010] Gabriel Murcia Cañón. *Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada*. Universidad Nacional de Colombia. Facultad de Ciencias, Departamento de Física. Bogotá D.C., Colombia, 2010.
- [OIEA 2005] Protocolo del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua, patrocinado por ESTRO, OIEA, OMS y OPS, Viena 2005.
- [Phantom 2967] Solid Phantom Type 2967 (D367.131.0/2) Instruction Manual, PTW Freiburg.
- [Selman 1990] Joseph Selman “The basic physics of radiation therapy “. (Charls Thomas Publisher. 3rd. Ed. 1990).
- [Serna 2011] A Serna, V Puchades, F Mata. *Aceptación para uso clínico de un sistema de planificación de tratamientos con técnicas de IMRT y VMAT*. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena. Región de Murcia. Septiembre 2011.
- [Spirou 1994] Spirou and Chen S. Chui. *Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators*. Department of Medical Physics, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, 1275 NY 10021, 18 February 1994.
- [Wu, 2000] Quiwen Wu, Mark Arnfield, Shidong Tong, Yan Wu and Radhe Mohan, *Dynamic splitting of large intensity-modulated fields*. Departament of Radiation Oncology, Medical College of Virginia, USA. 4 January 2000.

APENDICE A

INTERACCION DE FOTONES CON LA MATERIA

EFFECTO FOTOELECTRICO

Un fotón interactúa con un electrón de las orbitas más internas del átomo (K, L, M o N) transfiriéndole toda su energía. El electrón (llamado fotoelectrón) sale de su órbita con una energía cinética (T), igual a la energía del fotón incidente ($h\nu$) menos la energía de amarre del electrón (E_b). Ver figura 1.

$$T = h\nu - E_b$$

El espacio vacante en la órbita, dejado por el electrón puesto en movimiento, es rápidamente ocupado por otro electrón de las orbitas más externas. En este proceso se pueden producir fotones que se conocen como radiación característica (rayos X característicos) en el interior del átomo, ya que su energía es igual a la diferencia energética que existe entre las órbitas del electrón expulsado y el electrón que ocupa el espacio vacío. También existe la posibilidad de la emisión de electrones Auger, los cuales son electrones monoenergéticos producidos por la absorción interna en el átomo de rayos X característicos [Khan 1994].

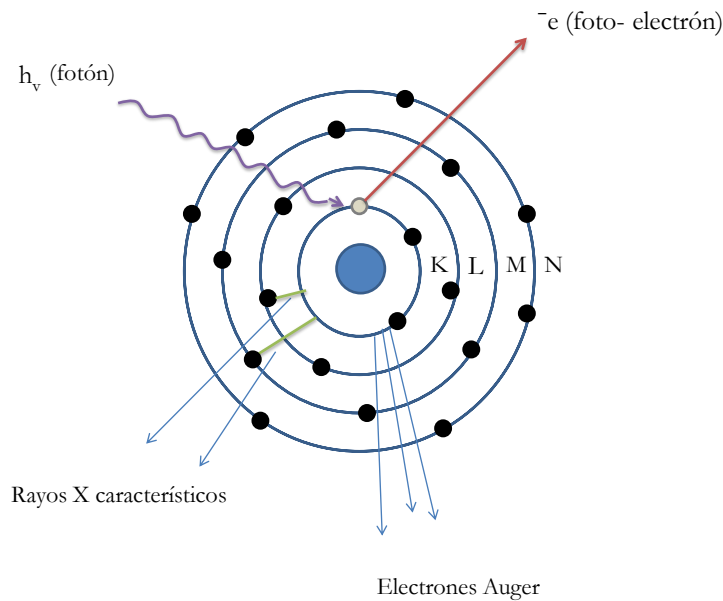


Figura 1. Efecto Fotoeléctrico

EFECTO COMPTON

Un fotón interactúa con un electrón libre, el término libre se refiere a que su energía de amarre es despreciable comparada con la energía del fotón incidente. En este proceso, el fotón incidente desaparece, transfiriendo parte de su energía al electrón, el cual es expulsado de su órbita, y el resto de la energía es empleada para la creación de un nuevo fotón, se conoce como fotón Compton, ver figura 2. La energía que le transfiere el fotón incidente al electrón, en forma de energía cinética (T), está dada por:

$$T = h\nu_0 - h\nu'$$

donde $h\nu_0$ es la energía del fotón incidente y $h\nu'$ es la energía del fotón Compton. En esta interacción el electrón recibe energía del fotón y es emitido en un ángulo θ , mientras que el fotón reduce su energía y es dispersado en un ángulo ϕ .

El proceso Compton puede ser analizado en términos de la colisión entre dos partículas un fotón y un electrón. Aplicando la ley de la conservación de la energía y momento, se tiene que la energía del fotón dispersado está dada por:

$$h\nu' = h\nu_0 / [1 + \alpha (1 - \cos \phi)]$$

donde $\alpha = h\nu_0 / m_0 c^2$, m_0 es la masa en reposo del electrón y c es la velocidad de la luz en el vacío [Khan 1994].

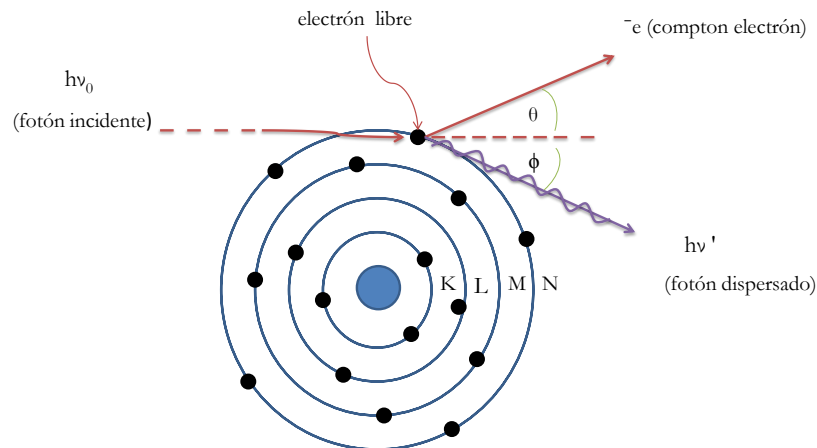


Figura 2. Efecto Compton.

PRODUCCION DE PARES

Si la energía del fotón es mayor que 1.02 MeV, el fotón puede interactuar con la materia a través del mecanismo de producción por pares. en este proceso el fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético del núcleo atómico perdiendo energía en el proceso de crear un par que consiste en un electrón negativo (electrón e^-) y en un electrón positivo (positrón e^+), siendo la masa en reposo del electrón igual a 0.51 MeV. Se requiere un mínimo de energía de 1.02 MeV para crear el par de electrones. Ver figura 3. El total de energía cinética disponible para el par electrón-positrón está dado por $(h\nu - 1.02)$ MeV. Las partículas tienden a ser emitidas adelante en una dirección relativa al fotón incidente [Khan 1994].

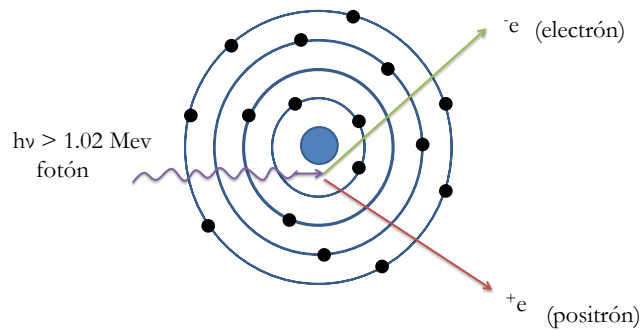


Figura 3. Proceso de Producción de Pares.

El proceso de producción de pares es el ejemplo de un evento en el cual la energía se convierte en masa, tal como lo predijo Einstein en su ecuación $E = mc^2$. El proceso inverso, es decir la conversión de la masa en energía, tiene lugar cuando un positrón colisiona con un electrón y se producen dos fotones que son emitidos en direcciones opuestas, llamándose radiación de aniquilación. Ver figura 4 [Khan 1994].

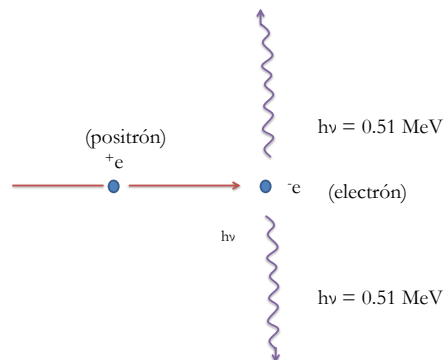


Figura 4. Aniquilación por Radiación.

El depósito de energía de las radiaciones ionizantes se realizará por medio de alguno de los procesos explicados anteriormente, dependiendo de la energía de los fotones incidentes, y del número atómico y la composición del material absorbente. Es decir, la probabilidad de ocurra del Efecto Fotoeléctrico, el Efecto Compto o la Producción de pares, depende de la energía del fotón incidente ($E = h\nu_0$) y del número atómico Z del medio absorbente con el que interacciona la radiación ionizante. Por lo tanto para este estudio el más probable es Producción de pares.

APENDICE B

Tabla 4.1

CAMPO 1

| D _{medida} (cGy) | D _{planeada} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
|------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|--------|
| 6.43 | 5.8 | 86.92 | 0.725 |
| 6.19 | 5.8 | 87.25 | 0.447 |
| 6.23 | 5.8 | 87.48 | 0.492 |
| 6.26 | 5.8 | 87.87 | 0.524 |
| 6.23 | 5.8 | 87.73 | 0.49 |
| 6.27 | 5.8 | 87.56 | 0.537 |
| 6.21 | 5.8 | 87.73 | 0.467 |
| 6.21 | 5.8 | 87.44 | 0.469 |
| 6.16 | 5.8 | 87.41 | 0.412 |
| 6.22 | 5.8 | 87.38 | 0.481 |
| 6.26 | 5.8 | 87.38 | 0.526 |
| 6.34 | 5.8 | 87.56 | 0.617 |
| 6.29 | 5.8 | 87.84 | 0.558 |
| 6.1 | 5.8 | 87.73 | 0.342 |
| 6.39 | 5.8 | 87.71 | 0.673 |
| 6.24 | 5.8 | 88.13 | 0.499 |
| 6.22 | 5.8 | 87.63 | 0.479 |
| 6.3 | 5.8 | 88.13 | 0.567 |
| 6.12 | 5.8 | 87.72 | 0.365 |
| 6.16 | 5.8 | 87.97 | 0.409 |
| 6.13 | 5.8 | 87.8 | 0.376 |
| 6.18 | 5.8 | 87.8 | 0.433 |
| 6.18 | 5.8 | 87.87 | 0.432 |
| 6.31 | 5.8 | 87.91 | 0.58 |
| 6.24 | 5.8 | 87.99 | 0.5 |
| 6.25 | 5.8 | 87.95 | 0.512 |
| 6.23 | 5.8 | 88.11 | 0.488 |
| 6.25 | 5.8 | 87.63 | 0.514 |
| 6.16 | 5.8 | 87.91 | 0.41 |
| 6.16 | 5.8 | 87.86 | 0.41 |
| 6.15 | 5.8 | 87.63 | 0.399 |
| 6.18 | 5.8 | 87.82 | 0.433 |

CAMPO 2

| D _{medida} (cGy) | D _{planeada} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
|------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|--------|
| 18.5 | 18.03 | 87.25 | -0.54 |
| 18.5 | 17.67 | 87.87 | -0.94 |
| 18.5 | 17.92 | 87.44 | -0.66 |
| 18.5 | 17.63 | 87.56 | -0.99 |
| 18.5 | 17.79 | 88.13 | -0.81 |
| 18.5 | 18.13 | 87.97 | -0.42 |
| 18.5 | 18.08 | 87.91 | -0.48 |
| 18.5 | 18.71 | 87.63 | 0.24 |
| 18.5 | 18.78 | 87.82 | 0.319 |

CAMPO 3

| D _{medida} (cGy) | D _{planeada} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
|------------------------------|--------------------------------|----------------------------------|--------|
| 20.7 | 20.1 | 87.25 | -0.69 |
| 20.7 | 20.88 | 87.48 | 0.206 |
| 20.7 | 19.84 | 87.73 | -0.98 |
| 20.7 | 20.01 | 87.38 | -0.79 |
| 20.7 | 18.06 | 87.71 | -3.01 |
| 20.7 | 20.65 | 87.72 | -0.06 |
| 20.7 | 19.79 | 87.87 | -1.04 |
| 20.7 | 20.25 | 88.11 | -0.51 |
| 20.7 | 20.65 | 87.63 | -0.06 |

CAMPO 4

| D _{planeada} (cGy) | D _{medida} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
|--------------------------------|------------------------------|----------------------------------|--------|
| 15.5 | 15.3 | 87.25 | -0.23 |
| 15.5 | 14.66 | 87.87 | -0.96 |
| 15.5 | 15 | 87.44 | -0.57 |
| 15.5 | 15.19 | 87.56 | -0.35 |
| 15.5 | 14.95 | 88.13 | -0.62 |
| 15.5 | 15.29 | 87.97 | -0.24 |
| 15.5 | 15.36 | 87.91 | -0.16 |
| 15.5 | 16.38 | 87.63 | 1.004 |
| 15.5 | 16.44 | 87.82 | 1.07 |

| campo5 | D _{planeada} (cGy) | D _{medida} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
|--------|--------------------------------|------------------------------|----------------------------------|--------|
| | 10.2 | 9.63 | 87.25 | -0.65 |
| | 10.2 | 10.2 | 87.48 | 0 |
| | 10.2 | 9.51 | 87.73 | -0.79 |
| | 10.2 | 9.47 | 87.38 | -0.84 |
| | 10.2 | 8.3 | 87.71 | -2.17 |
| | 10.2 | 10.45 | 87.72 | 0.285 |
| | 10.2 | 9.5 | 87.87 | -0.8 |
| | 10.2 | 9.88 | 88.11 | -0.36 |
| | 10.2 | 10.19 | 87.63 | -0.01 |
| campo6 | D _{planeada} (cGy) | D _{medida} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
| | 18.3 | 18.9 | 87.25 | 0.688 |
| | 18.3 | 18.97 | 87.56 | 0.765 |
| | 18.3 | 18.79 | 87.38 | 0.561 |
| | 18.3 | 18.05 | 87.73 | -0.28 |
| | 18.3 | 19.17 | 88.13 | 0.987 |
| | 18.3 | 18.99 | 87.8 | 0.786 |
| | 18.3 | 19.22 | 87.95 | 1.046 |
| | 18.3 | 18.91 | 87.86 | 0.694 |
| campo7 | D _{planeada} (cGy) | D _{medida} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
| | 25.3 | 24.96 | 87.25 | -0.39 |
| | 25.3 | 24.01 | 87.73 | -1.47 |
| | 25.3 | 25.17 | 87.41 | -0.15 |
| | 25.3 | 25.32 | 87.84 | 0.023 |
| | 25.3 | 25.18 | 87.63 | -0.14 |
| | 25.3 | 24.68 | 87.8 | -0.71 |
| | 25.3 | 25.32 | 87.99 | 0.023 |
| | 25.3 | 22.09 | 87.91 | -3.65 |
| | 25.3 | 24.73 | 87.76 | -0.65 |

| campo8 | D _{planeada} (cGy) | D _{medida} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
|---------|--------------------------------|------------------------------|----------------------------------|--------|
| | 25.8 | 25.48 | 87.25 | -0.37 |
| | 25.8 | 26.08 | 87.56 | 0.32 |
| | 25.8 | 25.65 | 87.38 | -0.17 |
| | 25.8 | 23.28 | 87.73 | -2.87 |
| | 25.8 | 25.94 | 88.13 | 0.159 |
| | 25.8 | 25.54 | 87.8 | -0.3 |
| | 25.8 | 25.63 | 87.95 | -0.19 |
| | 25.8 | 25.51 | 87.86 | -0.33 |
| campo 9 | D _{planeada} (cGy) | D _{medida} (cGy) | D _{referencia} (cGy) | Dif. % |
| | 19.8 | 19.94 | 86.92 | 0.161 |
| | 19.8 | 19.62 | 87.25 | -0.21 |
| | 19.8 | 21.33 | 87.73 | 1.744 |
| | 19.8 | 19.85 | 87.41 | 0.057 |
| | 19.8 | 19.92 | 87.84 | 0.137 |
| | 19.8 | 19.83 | 87.63 | 0.034 |
| | 19.8 | 13.32 | 87.8 | -7.38 |
| | 19.8 | 19.95 | 87.99 | 0.17 |
| | 19.8 | 17.42 | 87.91 | -2.71 |

