

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

E.A.P. DE FÍSICA

**Automatización de la dosimetría de electrones para
campos intermedios mediante placas radiográficas
KODAK y un software libre**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

AUTOR

José Arturo Ramírez Tovar

ASESOR

Lic. Eduardo Custodio Chung

Lima – Perú

2014

Dedicatoria

Esta tesis es dedicada a todas aquellas personas que me brindaron su apoyo sincero en todo momento sin pedir nada a cambio.

Agradecimientos

A todos los profesores que contribuyeron en mi formación académica en la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, apoyándome y guiándome en el camino de la ciencia.

Una sincera mención a mi asesor Lic. Eduardo Custodio Chung, quien gracias a sus enseñanzas, despertó mi interés por el área de Física Medica, dándome las primeras nociones y los conocimientos que me sirvieron de base en esta grata carrera.

Agradezco al Dr. Manuel Gilbonio, quien me apoyó durante los inicios de mi carrera, brindándome las instalaciones de Radioncoterapia SAC para realizar los inicios de este trabajo y a su vez, realizar mis prácticas profesionales.

Un grato saludo a Lic. Bertha García, quien me brindo sus enseñanzas y consejos en la carrera, además de su apoyo en las diversas instituciones que he tenido la suerte de laborar con ella.

Índice General

CAPITULO 1	6
Introducción	6
1.1 Antecedentes	6
1.2 Objetivo General	8
1.3Objetivos Específicos	8
CAPITULO 2	9
Fundamento Teórico	9
2.1 Descripción del acelerador lineal	9
2.2 Interacción de los electrones:	15
2.3 Especificación y medida de la energía	19
2.4. Dosimetría en haces de electrones	22
2.5 fantomas (maniqui):	23
2.6 distribución de la dosis en profundidad.....	26
2.7. Medición una distribución de dosis con la película	32
CAPITULO 3	37
3. Parte experimental	37
3.1 Equipos y materiales	37
3.2 Métodos de irradiación.....	44
3.3 Resultados	48
CAPITULO 4	59
4. Discusiones	59
CAPITULO 5	66
5. Conclusiones	66
5.1 Recomendaciones	67
BIBLIOGRAFÍA	68
ANEXO 1	71
ANEXO 2	74

RESUMEN

La dosimetría es una práctica común en el área de radioterapia, gracias a ella, se cuantifica la dosis que se entrega al paciente además de asegurar que el haz de radiación usado para el tratamiento sea el adecuado con una simetría del haz acorde al tratamiento a impartir. Es por ello, que el Físico Médico y Dosimetrísta de todo centro, se encuentra obligado a realizar la dosimetría periódicamente mediante el uso de cámaras de ionización, electrómetros u otro elemento según sea el caso (dosimetría absoluta o relativa). Para la realización, se posiciona cámaras de ionización en una cuba de agua, llamada fantoma y se procede a registrar mediante el electrómetro las medidas de carga a distintas posiciones (horizontal y vertical), las cuales mediante un proceso de conversión se convierten en dosis. Este proceso rutinario suele tomar un tiempo en máquina y personal de trabajo, por ello existen diversos métodos alternativos para la realización de esta dosimetría.

Por tanto, en este trabajo se desarrollan dos métodos de dosimetría relativa, siendo cada método diferente al otro, en la manera de posicionar la película radiográfica y el tipo de película usado (Película X-Omat V o Gafchromic). Mediante éstos métodos se hallan los valores de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y se calcula la simetría del haz, es decir, que tan homogéneo es el haz en toda una sección transversal del campo irradiado. En el primer método se usaron las películas X-Omat V, las cuales fueron irradiadas de manera perpendicular al haz, usando como medio de atenuación laminas de acrílico de distintos espesores, al ser reveladas las películas y escaneadas se compararon los datos con los obtenidos mediante una cámara de ionización plano paralela, encontrándose que a partir de los 2.5 cm las desviaciones superan los 3% recomendados por el ICRU. En el segundo método se realizaron las medidas con películas gafchromics colocándolas paralelamente al haz de radiación y se obtuvieron resultados muy semejantes al de la cámara de ionización, obteniendo diferencias en el Dmax de solo 0.4% y menores a 2% para las distintas

profundidades. Las películas gafchromic además al no ser necesario el proceso de revelado disminuyo errores inherentes al proceso. Al notarse que las películas gafchromics tiene una mejor respuesta, se realizaron medidas de simetría con éstas películas, obteniendo diferencias no mayores a 0.58% respecto a las medidas con una cámara plano paralela. Todo el proceso de lectura de datos se logro automatizar usando un software libre llamado Utopia, el cual permite leer las películas que han sido escaneadas y obtener los resultados de una manera más rápida. Por tanto, según los resultados obtenidos, es posible lograr una dosimetría relativa usando películas radiográficas, con más precisión si son películas gafchromics, y automatizar el proceso de colección de datos usando el software libre Utopia, de tal forma que solo se necesite escanear la película radiográfica y con la curva de calibración asignada en el software, se logra acortar todo el proceso de obtención de datos.

CAPITULO 1

INTRODUCCION

1.1 Antecedentes

La dosimetría tiene como principal objetivo el calcular la dosis absorbida en los tejidos neoplásicos y normales, ésta se puede realizar tanto con haces de fotones como electrones y existen dos ramas diferentes, la primera, dosimetría relativa, es aquella donde la lectura medida en un punto de interés bajo ciertas condiciones de irradiación es comparada con la dosis o lectura en un punto de referencia bajo condiciones de referencia, y la segunda, dosimetría absoluta, donde la lectura es medida en este punto de referencia para luego convertirla en valores de dosis en Gray. Ejemplos de dosimetría relativa son perfiles y mediciones de dosis en profundidad (variando el punto de interés) y determinaciones de factores de tamaño de campo y de cuña (todos variando las condiciones de irradiación). Ya que todas las dosimetrías relativas son establecidas como una razón de dosis entre dos puntos distintos, debe darse especial importancia a la dosimetría absoluta, la cual mide la dosis exacta en un punto, por ello, si la dosis en el punto de referencia no es 1 Gray (Gy), todas las otras mediciones serán incorrectas.

Existen diferentes protocolos de calibración que se usan en diferentes centros de los países, actualmente los protocolos más comunes son los de la AAPM 1983 (Task Group21) y el protocolo de la IAEA de 1990. Siendo la dosimetría de haces de fotones la práctica más común, la dosimetría de haces de electrones es indispensable en todo centro de radioterapia ayudando a calcular la dosis entregada a los pacientes según sea su enfermedad. Los electrones son el tipo de radiación más usada en los carcinomas de piel ya que por su poca penetración permite un mejor manejo y control de la enfermedad. En este ámbito es adecuado realizar previamente una correcta dosimetría por ello, las cámaras de ionización (cámara plano paralela) son las más adecuadas, además de ser internacionalmente usadas como equipos patrón para medir la dosis y deben contar con certificados de calibración en laboratorios secundarios previos; pero el principal inconveniente es el posicionamiento de

las mismas y el tiempo que nos toma realizar una dosimetría de electrones con este tipo de cámaras además del costo.

Por ello, para resolver este problema en este trabajo se utiliza un método de dosimetría en el cual se usaron las películas radiográficas, e irradiaciones a distintas profundidades, haciendo una analogía con una dosimetría realizada con cámara plano paralela y siguiendo todos los procedimientos del Informe técnico N° 398 [1]. Todas las irradiaciones se realizan con electrones de 6 MeV provenientes de un acelerador Varian Clinac 2100C de la Clínica Radioncoterapia S.A.C. Posteriormente los resultados de la irradiaciones en la placa radiográfica se comparará con una calibración con una cámara patrón, que en nuestro caso sería una cámara plano paralela, teniendo que comprobar una desviación no mayor al 3% según las recomendaciones de los protocolos y artículos revisados.

Para hacer nuestro proceso más dinámico y eficaz, si los datos se encuentran dentro de los márgenes de desviación permitidos, se automatiza el proceso con el software libre llamado UTOPIA, el cual es totalmente gratuito y permite relacionar las densidades ópticas (DO) con la dosis; por lo tanto, para realizar una dosimetría solo es necesario escanear la imagen irradiada y utilizar el software para evitar la toma de datos individualmente y el proceso se automatizará. En los próximos cuatro capítulos se desarrollarán los conceptos teóricos usados en este trabajo y se explicará el proceso de toma de datos junto con las conclusiones inferidas.

En el segundo capítulo, como se menciona anteriormente, se desarrollan los elementos que se encuentran implicados en el trabajo de investigación como son el acelerador lineal, las placas radiográficas, densitómetros. Así como también se hace hincapié a la explicación de conceptos físicos implicados en el trabajo como la interacción de electrones, dosimetría de electrones , dosis, porcentaje dosis en profundidad (PDD) y formas de mediciones de los mismos, los cuales servirán como base para la investigación y desarrollo del trabajo de tesis.

En el tercer capítulo, se desarrolla la parte experimental, en la cual, se describen los materiales usados en el trabajo, el proceso de irradiación y explicación de cada paso realizado y comparaciones. Todas las medidas con sus respectivas desviaciones tomando como base diversos artículos y estudios previos, que se mencionaran en el transcurso del

trabajo además de validar la técnica con el uso conveniente de cámara de ionización, exponiendo los resultados obtenidos y comparándolos con los resultados obtenidos con nuestras placas radiográficas. En la parte final de este capítulo, se muestran los resultados obtenidos con cada técnica usada en el trabajo y las tablas correspondientes.

En los capítulos cuarto y quinto, se desarrollan las discusiones de los resultados, se muestran tablas comparativas y se estiman valiosas conclusiones y recomendaciones de esta investigación, que servirán de guía para futuras investigaciones similares.

1.2 Objetivo General

- Automatizar el proceso de dosimetría de electrones mediante el uso de películas radiográficas y un software libre

1.3 Objetivos Específicos

- Hallar los límites de dosis en la cual la película radiográfica tiene una respuesta lineal a la radiación.
- Encontrar la incertidumbre entre la toma de datos con una cámara plano paralela y las tomadas con una placa radiográfica.
- Evaluar la calidad de los haces y simetría, mediante el uso de placas radiográficas y comparar las incertidumbres obtenidas.
- Calibrar las placas radiográficas para relacionar los datos obtenidos con cámara de ionización plano paralela y lograr la meta general que es la calibración de electrones usando el software libre y un escáner de mesa.
- Demostrar la efectividad del uso de placas Grafchormic en la dosimetría relativa, placas que no son usadas actualmente en el Perú.
- Evaluar la simetría de campos usando las películas gafchromics.

CAPITULO 2

Fundamento Teórico

2.1 DESCRIPCION DEL ACELERADOR LINEAL

EL ACELERADOR LINEAL (LINAC): es un dispositivo que utiliza ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar las partículas cargadas tales como electrones a altas energías a través de un tubo lineal. El propio haz de electrones de alta energía se puede utilizar para el tratamiento de tumores superficiales (menores que 5cm de profundidad), o que se puede hacer incidir sobre un blanco para producir rayos x para el tratamiento de tumores de ubicación más profunda [2] (figura 1 y 2). Un acelerador lineal médico está constituido de [3]:

- (i) Sistema de inyección;
- (ii) Sistema de generación de potencia de Radiofrecuencia (RF);
- (iii) Acelerador de guía de ondas;
- (iv) Sistema auxiliar;
- (v) Sistema de transporte del haz;
- (vi) Colimación de haz y un sistema de seguimiento de haz.

(i) Sistema de inyección: El sistema de inyección es la fuente de electrones, llamado cañón de electrones. Los electrones se generan por emisión termoiónica de un filamento, por ejemplo, el tungsteno. Un haz de electrones pulsado se produce por la aplicación de un pulso de voltaje de aproximadamente 10 kV. Esto produce una corriente del orden de miliamperios. [4]

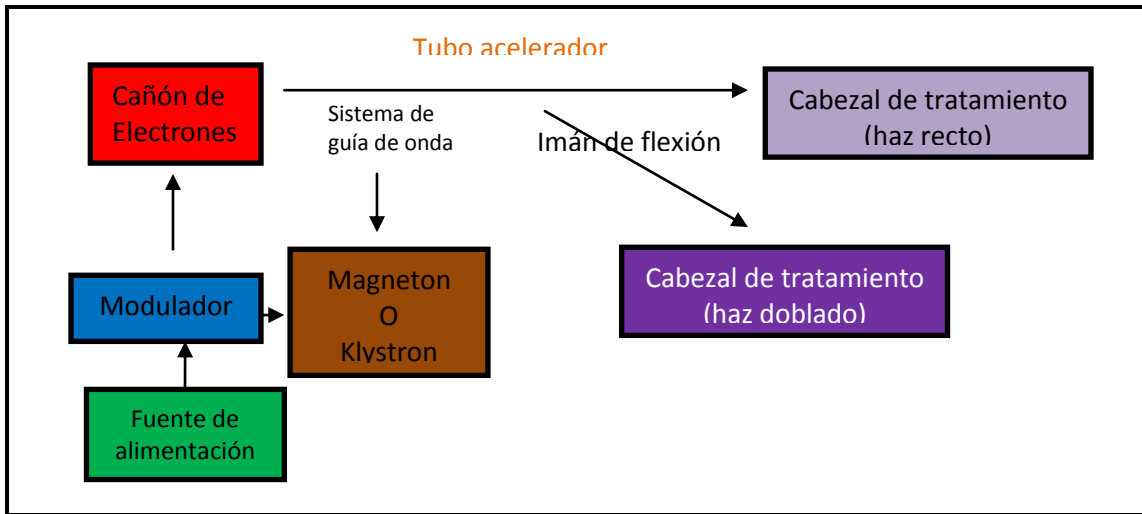


Figura 01: Un diagrama de bloques típico de acelerador lineal médico [2].

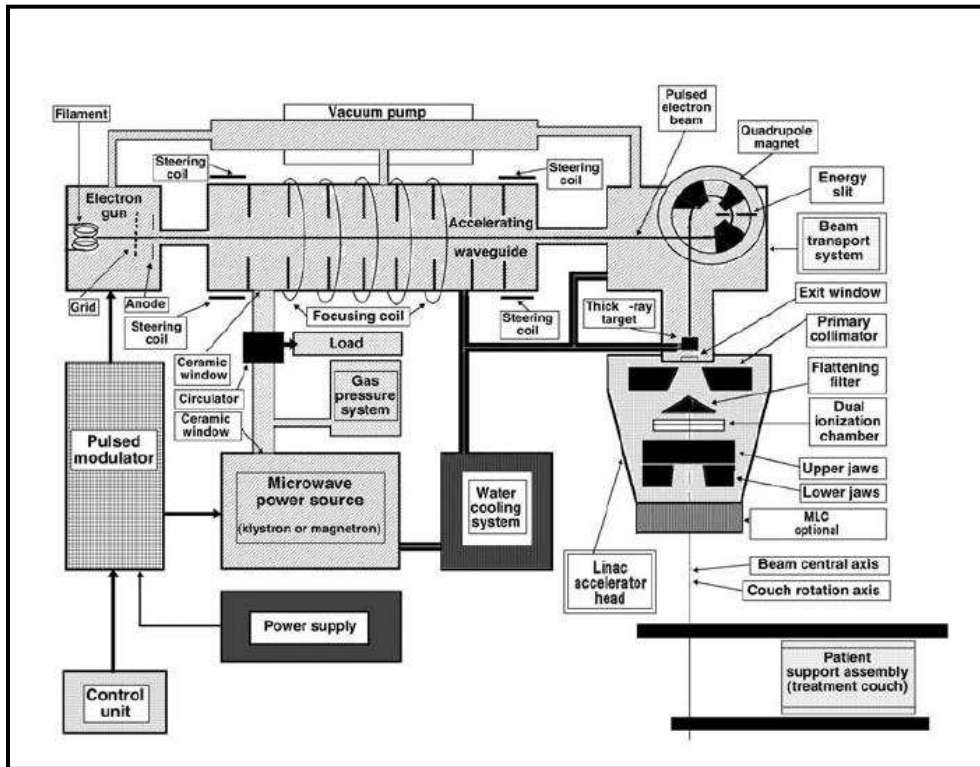


Figura 02: acelerador lineal medico [4]

(ii) Sistema de generación de potencia de RF: La radiación de microondas utilizada en la guía de onda para acelerar los electrones a la energía cinética deseada se produce por el sistema de generación de potencia de radiofrecuencia (RF), que consta de dos componentes principales [4]:

Una fuente de potencia de RF; hay dos fuentes de alimentación de RF disponibles: el magnetrón y la klystron. En las máquinas de menor energía (4 MeV a 6 MeV) se utilizan los magnetrones, pero en aceleradores lineales de doble energía, que requieren máxima RF, algunos fabricantes prefieren el klystron [3].

Magnetrón: El magnetrón es un dispositivo que produce microondas. Funciona como un oscilador de alta potencia, la generación de pulsos de microondas de duración de varios microsegundos (hasta $5\mu\text{s}$) y con una tasa de repetición de varios cientos de pulsos (de 50KV) por segundo. La frecuencia de las microondas dentro de cada pulso es de aproximadamente 3.000 MHz [4].

El magnetrón tiene una construcción cilíndrica, que tiene un cátodo central y un ánodo exterior con cavidades resonantes mecanizado desde una pieza sólida de cobre (ver figura 03). Se produce un vacío en el espacio entre el cátodo y el ánodo. El cátodo se calienta mediante un cable conductor interno y los electrones son generados por emisión termoiónica. Un campo magnético estático se aplica perpendicular al plano de la sección transversal de las cavidades y un campo eléctrico de corriente continua pulsada se aplica entre el cátodo y el ánodo. Los electrones emitidos desde el cátodo se aceleran hacia el ánodo por la acción del campo eléctrico de corriente directa pulsada. Bajo la influencia simultánea del campo magnético, los electrones se mueven en espirales hacia las cavidades resonantes, los electrones irradian energía en el rango de las microondas. Los impulsos de microondas generados son conducidos a la estructura del acelerador a través de la guía de ondas [2].

Klystron: no es un generador de microondas, sino más bien un amplificador de microondas. Tiene que ser conducido por un oscilador de microondas de baja potencia [2].

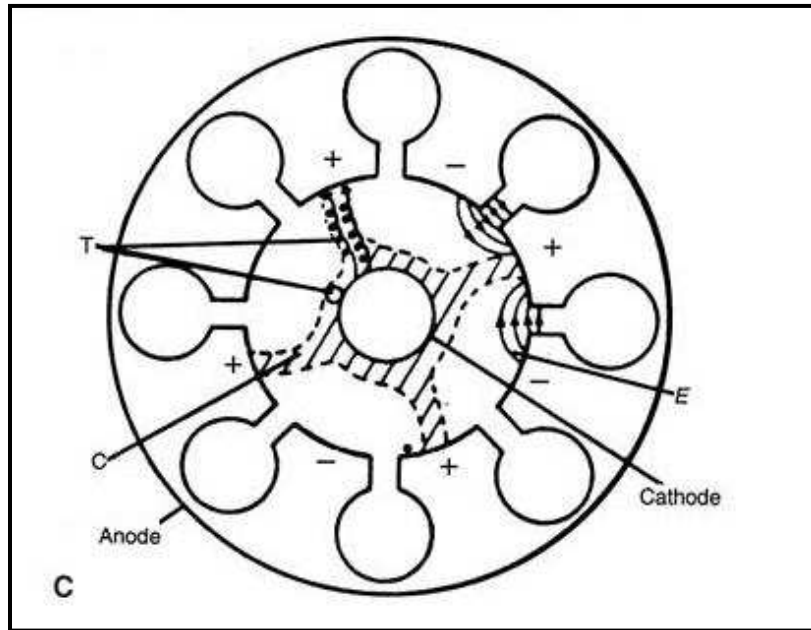


Figura 03: Diagrama en sección transversal que muestra el principio de funcionamiento del magnetrón [2].

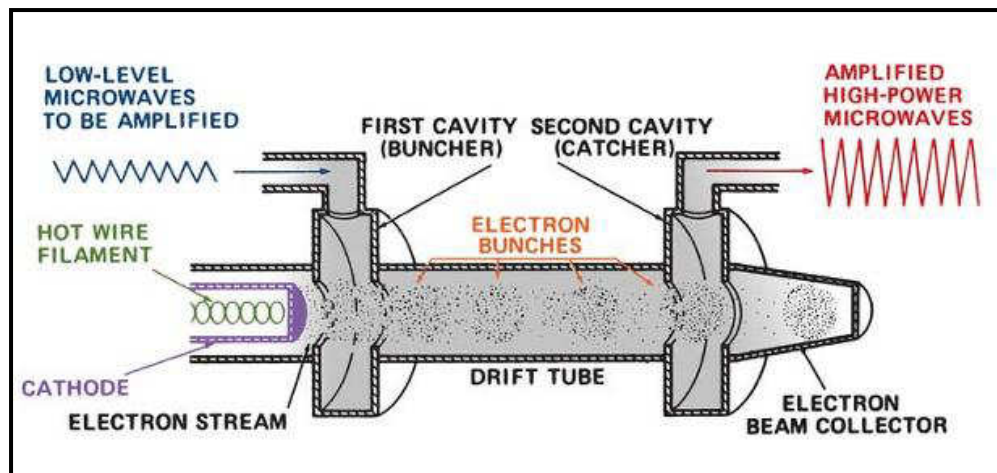


Figura 04: Dibujo en sección transversal de un klystron dos cavidades [2].

La figura 04 muestra un dibujo de la sección transversal de un klystrón de dos cavidades elemental. Los electrones producidos por el cátodo son acelerados por un pulso negativo de la tensión en la primera cavidad, llamada la cavidad agrupadora, que recibe energía por microondas de baja potencia. Las microondas establecen un campo eléctrico alterno a través de la cavidad. Los electrones son acelerados por la acción de este campo eléctrico en

un grado variable por un proceso conocido como modulación de la velocidad. Algunos electrones se aceleran mientras que otros se retrasan y algunas no se ven afectadas. Esto se traduce en agrupamiento de electrones como el haz de velocidad modulada que pasa a través de un espacio libre de campos en el tubo.

Como los paquetes de electrones llegan a la cavidad colectora (ver figura 04), inducen cargas en los extremos de la cavidad y de ese modo generan un campo eléctrico de retardo. Los electrones sufren deceleración, y por el principio de conservación de la energía, la energía cinética de los electrones se convierte en microondas de alta potencia. [2].

Un modulador de impulsos: El modulador suministra impulsos de alta tensión que duran unos pocos microsegundos ($3\mu\text{s}$ - $6\mu\text{s}$) a la fuente de microondas y el cañón de electrones. La frecuencia de repetición de pulso es ajustada por el tyatron y es generalmente ajustable en el rango de 50 Hz a 1000 Hz [4].

- (iii) **Acelerador de guía de ondas;** es el componente central de un acelerador lineal se parece a un tubo de cobre. Internamente, a un iris o discos de lavadora- dividen la estructura en las cavidades lo largo de su longitud, las ondas de RF entran en la guía y establecen los campos eléctricos y magnéticos intensos en cada cavidad. Estos campos que aceleran los electrones a lo largo del eje de guía están configurados por corrientes de inducción creados en la superficie de las paredes de la cavidad. Para mantener las pérdidas resistivas baja, cobre de alta pureza es el material más común utilizado. La potencia de microondas P disipada en las paredes de una guía para una ganancia de energía de electrones V y la guía de longitud L está dada por [4]:

$$P=V^2/ZL$$

Donde Z es la impedancia en paralelo por unidad de longitud del acelerador y proporciona una simple medida de la eficiencia de guía de ondas [4].

- (iv) **Sistema auxiliar;** se compone de varios servicios que no están involucradas directamente con la aceleración de electrones, sin embargo, hace posible la aceleración y el acelerador lineal viable para la operación clínica. El sistema auxiliar acelerador lineal comprende cuatro sistemas [3]:

- Un sistema de bombeo de vacío produciendo una presión de vacío de $\sim 10^{-6}$ torr en la guía de ondas de la aceleración y el generador de RF;
- Un sistema de refrigeración por agua se utiliza para enfriar la guía de aceleración, blanco, termostato y generador de RF;
- Un sistema de presión de aire opcional para el movimiento neumático del blanco y otros componentes de conformación del haz;
- Blindaje contra la radiación de fuga.

(v) **Sistema de transporte del haz de electrones;**

En aceleradores lineales de baja energía el blanco está incrustado en la aceleración de la guía de ondas y no se requiere de transporte del haz entre la guía de ondas y la aceleración de blanco.

Imanes de flexión se utilizan en aceleradores lineales que funcionan a energías por encima de 6 MeV, donde las guías de onda de aceleración son demasiado largas y rectos -a causa de montaje [3].

El diseño de deflexión 270°, favorecido por Varian, se muestra en la figura 05. Se compone de tres dipolos magnéticos uniformes separados por espacios cortos. Un par de rendijas estrechas limita la energía de transmisión a menos de 3% de la intención y donde no se produce radiación de frenado, que se dirige el haz útil en el cabezal blindado. Todo el conjunto está encerrado en una cámara que también incluye las secciones del blanco y las bobinas de dirección radial y transversal. Se puede observar la posición del blanco se encuentra por encima del eje guía del acelerador, lo que permite una posición más baja isocentro de lo que sería un conjunto de imanes de gran tamaño [4].

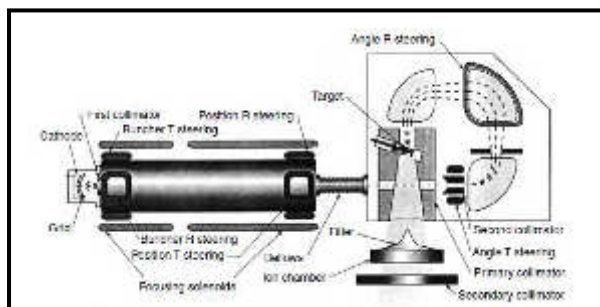


FIGURA 05: Tres cámara de flexión del sector. También se muestra la guía y la bobina posiciones de dirección de cámara [3].

(vi) **Sistema de colimación de haz y un sistema de seguimiento de haz**

Componentes importantes que se encuentran en un cabezal típico de un acelerador [3]:

- Los haces de fotones clínicos son producidos por la incidencia del haz de electrones en un blanco con una combinación de filtros aplanadores.
- Haces de electrones clínicos son producidos por la retracción del objetivo y el filtro de aplanamiento incidiendo en una o dos láminas de dispersión; para cubrir el tamaño de campo requerido para el tratamiento de electrones. Se utilizan para colimar los haces de electrones Conos especiales (aplicadores).
- Los filtros de aplanamiento y láminas de dispersión están montados sobre un carrusel giratorio cajón deslizante o para la facilidad de posicionamiento mecánico en el haz, como se requiere.
- El colimador primario define un campo máximo circular, que a continuación se trunca adicionalmente con un colimador rectangular ajustable que consta de dos mordazas independientes superior e inferior y la producción de dos campos rectangulares y cuadradas con una dimensión máxima de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ en el acelerador lineal isocentro. La Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) recomienda que la transmisión del haz primario de rayos X a través del colimador rectangular no deba exceder de 2% del valor del haz abierto.
- Cámaras de ionización de transmisión dual se utilizan para el control de la salida de haz de radiación de fotones y electrones así como la planicidad haz radial y transversal.
- La luz de campo y el telémetro proporcionan métodos visuales convenientes para la colocación correcta del paciente durante el tratamiento con las marcas de referencia. El campo de luz ilumina un área que coincide con el campo del tratamiento de radiación en la piel del paciente, mientras se usa telemetro para colocar al paciente en la distancia de tratamiento correcta mediante la proyección de una escala de centímetros cuya imagen en la piel del paciente indica la distancia vertical desde el linac isocentro.

2.2 INTERACCIÓN DE LOS ELECTRONES:

Cuando los electrones viajan a través de un medio, experimentan procesos, siendo prioritariamente la interacción de Coulumb; éstos procesos son [2]:

- (a) Colisiones inelásticas con electrones atómicos (ionización y excitación),
- (b) Colisiones inelásticas con núcleos (radiación de frenado),
- (c) Colisiones elásticas con los electrones atómicos, y

(d) Colisiones elásticas con núcleos.

En las colisiones inelásticas, parte de la energía cinética no se conserva, ya que se utiliza en la producción de ionización o se convierte en otras formas de energía tales como energía fotónica y la energía de excitación. En colisiones elásticas, la energía cinética no se pierde, aunque puede ser redistribuido entre las partículas que se producen de la colisión. En los medios de bajo número atómico, como el agua o en tejidos, los electrones pierden energía predominantemente a través de eventos ionizantes con electrones atómicos. En los materiales de número atómico más alto, tales como el plomo, la producción de radiación de frenado es más importante. En el proceso de la colisión con los electrones atómicos, si la energía cinética adquirida por el electrón que se separa es lo suficientemente grande como para que provoque más ionización, el electrón se conoce como un electrón secundario o un rayo δ . Como un haz de electrones viaja a través de un medio, la energía es continuamente degradada hasta que los electrones alcanzan energías térmicas y son capturados por los átomos que lo rodean [2].

2.2.1. La tasa de pérdida de energía

Un electrón viaja en un medio pierde energía como resultado de los procesos de colisión y radiación. Las magnitudes de los dos efectos para el agua y el plomo se muestran en la fig. 06.

2.2.1.1. Las pérdidas por colisión (ionización y excitación)

- (a) La tasa de pérdida de energía depende de la densidad de electrones del medio.
- (b) La tasa de pérdida de energía por gramo por centímetro cuadrado, que se llama la potencial de frenado másico, es mayor para los materiales de bajo número atómico (Z) que para los materiales de alto Z (comparar la curva de agua a la curva de plomo en Fig. 6). Hay dos razones para esto: En primer lugar, los materiales de alto Z tiene menos electrones por gramo que los materiales de baja Z tienen y, segundo, materiales de alto Z tienen electrones más fuertemente unidos, que no están tan disponibles para este tipo de interacción.
- (c) Como se ve en la Figura 6, la tasa de pérdida de energía primero disminuye y después aumenta con el aumento de la energía de los electrones con un mínimo que ocurre en alrededor de 1 MeV. Por encima de 1 MeV, con la variación de la energía es muy gradual.
- (d) La tasa de pérdida de energía de electrones de energía 1 MeV y por encima en el agua es más o menos 2 MeV / cm.

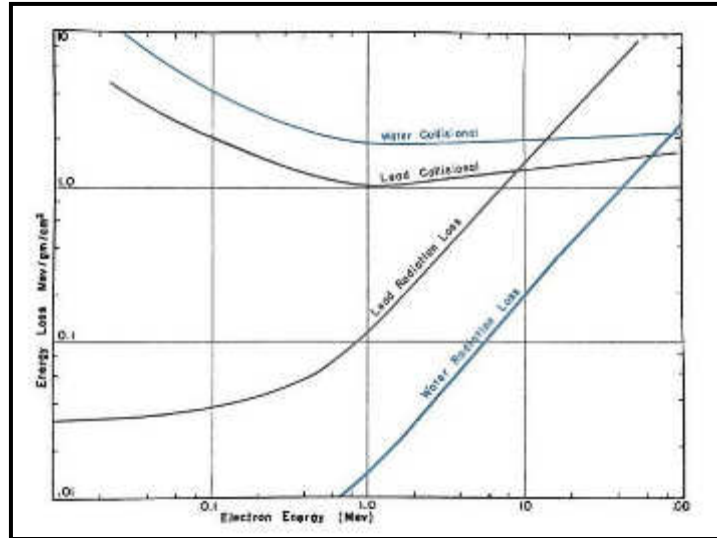


Figura 06. Tasa de pérdida de energía en MeV por g/cm² como una función de la energía de los electrones para el agua y el plomo [2].

2.2.1.2. Las pérdidas de radiación (Bremsstrahlung)

La tasa de pérdida de energía por centímetro en un medio debido a la radiación de frenado es aproximadamente proporcional a la energía de los electrones y al cuadrado del número atómico (Z^2). Por otra parte, la probabilidad de pérdida de radiación con respecto a la pérdida por colisión aumenta con la energía cinética de electrones y con Z . Esto significa que la producción de rayos X es más eficaz para los electrones de alta energía y los amortiguadores de mayor número atómico [2].

2.2.1.3. Potencia de frenado

La potencia de frenado masa total (S/ρ)_{tot} de un material de partículas cargadas que se define por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) [5] como el cociente de dE por ρdl , donde dE es la energía total perdida por la partícula al atravesar una longitud dl camino en el material de densidad ρ :

$$S/\rho_{\text{tot}} = S/\rho_{\text{col}} + S/\rho_{\text{rad}} \quad (1)$$

donde $(S/\rho)_{\text{col}}$ y $(S/\rho)_{\text{rad}}$ aplica a las pérdidas de colisión y las pérdidas de radiación, respectivamente [5].

2.2.1.4. Dosis absorbida

En el cálculo de la energía absorbida por unidad de masa (dosis absorbida), es necesario conocer la fluencia electrónica y el potencia de frenado por colisión "restringido". Este último se refiere al concepto de transferencia de energía lineal (LET), es decir, la tasa de pérdida de energía por unidad de longitud de la trayectoria en las colisiones en la que la energía es "localmente" absorbida, en lugar de contar electrones secundarios energéticos. Por lo tanto, la masa de colisión restringida la potencia de frenado, $(L/\rho)_{col}$, de un material de partículas cargadas se define [5] como el cociente de dE por ρdl , donde dE es la energía perdida por una partícula cargada al atravesar una distancia dl como resultado de las colisiones con los electrones atómicos en la que la pérdida de energía es menor que Δ :

$$\frac{L}{\rho}_{COL\Delta} = \frac{dE}{\rho dl}_{COL\Delta} \quad (2)$$

Si Φ_E es la distribución diferenciada de fluencia con respecto a la energía $\Phi_E = \frac{d\Phi(E)}{dE}$,

La dosis absorbida, D , se aproxima estrechamente a:

$$D = \frac{E_0}{\Delta} \Phi_E \cdot \frac{L}{\rho}_{COL\Delta} \cdot dE \quad (3)$$

Los datos cuantitativos sobre el poder de frenado en función de la energía de los electrones de diversos elementos y materiales han sido calculadas y tabulados son dados por el ICRU [5].

2.2.3. Dispersión del Electrón

Cuando un haz de electrones pasa a través de un medio, los electrones sufren dispersión múltiple debido a las interacciones por la fuerza de Coulomb entre los electrones incidentes y, los predominantemente del medio, los núcleos. Como resultado, los electrones adquieren componentes de la velocidad y los desplazamientos transversales a su dirección original de movimiento. Es considerado para aplicaciones prácticas, la dispersión angular y espacial de un haz colimado de electrones puede ser aproximado por una distribución gaussiana.

Por analogía con el potencial de frenado másico, el ICRU define el potencial de dispersión angular másico del material como el cociente $\theta/\rho l$, donde θ es el ángulo medio de dispersión cuadrado. Los poderes medios de dispersión para diversos materiales y las energías de electrones han sido tabulados [2].

El poder de dispersión varía aproximadamente como el cuadrado del número atómico e inversamente proporcional al cuadrado de la energía cinética. Por esta razón, los materiales de alto Z se utilizan en la construcción de láminas de dispersión. Dispersión de láminas se extienden el haz de electrones que emerge desde el tubo de acelerador y se hacen delgadas para minimizar la contaminación de rayos X del haz de electrones [2].

2.3 ESPECIFICACIÓN Y MEDIDA DE LA ENERGÍA

Aunque un haz de electrones es casi monoenergético antes de golpear la ventana de acelerador, la degradación de la energía al azar que sufren los electrones a medida que pasan a través de la ventana de salida, lamina dispersora, monitor de cámaras, aire, y otros materiales resultados en el haz tomando un espectro de energías en la superficie del maniquí. Además la degradación y la propagación de la energía del haz se llevan a cabo con la profundidad en el espectro (Fig. 07).

En la práctica clínica, un haz de electrones se caracteriza generalmente por la energía en la superficie del cuerpo. Hay varios métodos que pueden ser utilizados para determinar esta energía: medición de la energía umbral para las reacciones nucleares; mediciones de alcance, y la medición de umbral de radiación. De éstos, el método de rango es el más práctico y conveniente para el uso clínico [2].

2.3.1. Energía Más Probable

La Nordic Association of Clinical Physics [6] recomienda la especificación de energía más probable, $(E_p)_0$ (definido por la posición del pico espectral en la figura 07.) En la superficie del fantoma y el uso de la siguiente relación:

$$E_{p_0} = C_1 + C_2 \cdot R_p + C_3 R_p^2 \quad (4)$$

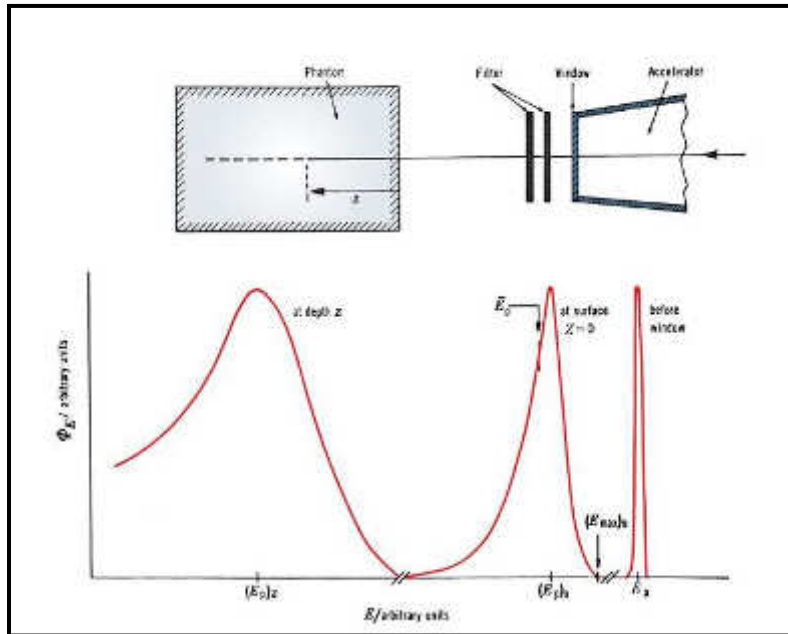


Figura 07. Distribución de fluencia electrónica en energía, ΦE , ya que el haz pasa a través del sistema de colimación del acelerador y el fantoma [2].

donde R_p es el alcance práctico en centímetros como se define en la figura 08. Para el agua, $C_1 = 0,22 \text{ MeV}$, $C_2 = 1,98 \text{ MeV cm}^{-1}$, y $C_3 = 0,0025 \text{ MeV cm}^{-2}$. Recomiendan además que el tamaño del campo de mediciones de distancia no sea inferior a $12 \times 12 \text{ cm}$ para las energías de hasta 10 MeV y no menos de $20 \times 20 \text{ cm}$ para las energías más altas.

Para la determinación de la gamma, se pueden utilizar cámaras de ionización, diodos o película. Aunque las mediciones de distancia se hacen generalmente usando la curva de ionización de profundidad, el resultado es sólo ligeramente diferente de la que se obtendría utilizando las curvas de dosis en profundidad. El intervalo práctico, R_p , es la profundidad del punto en el que la tangente a la porción lineal de la curva descendente (en el punto de inflexión) se cruza con el fondo extrapolado, como se muestra en la figura 08.

Para estar en estricta conformidad con la ecuación 4, cada punto de la curva de ionización de profundidad debe ser corregida para la divergencia del haz antes de determinar el alcance. El factor de corrección es $\frac{f+z}{z}^2$, donde f es la distancia fuente - superficie (SSD) y z es la profundidad. Sin embargo, esta corrección en R_p no es clínicamente significativa en términos de su impacto en la ionización de factor de conversión de dosis [2].

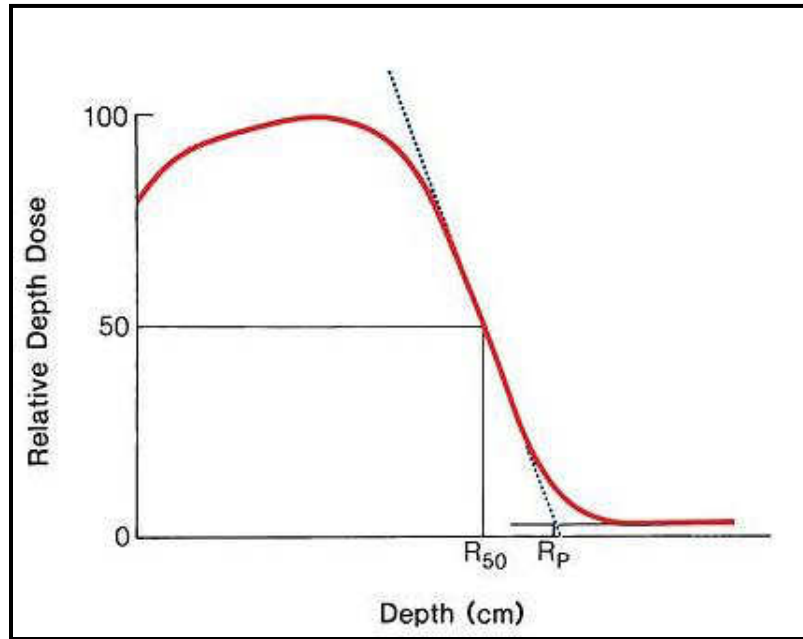


Figura 08. Curva de dosis en profundidad que ilustra la definición de R_p y R_{50} [2].

2.3.2. Energía media

Se ha demostrado que la energía media del haz de electrones, E_0 , en la superficie del maniquí está relacionada con R_{50} (la profundidad a la que la dosis es de 50% de la dosis máxima) mediante la siguiente relación [2]:

$$E_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (5)$$

donde $C_4 = 2.33 \text{ MeV cm}^{-1}$ para el agua. Una vez más, la corrección de divergencia se aplica a cada punto de la curva de dosis en profundidad antes de determinar R_{50} .

La Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) protocolo TG-21 recomienda el valor de C_4 como $2,33 \text{ MeV cm}^{-1}$. Sin embargo, más recientes cálculos Monte Carlo han demostrado que el valor de C_4 en el rango de energía de interés clínico está más cerca de $2,4 \text{ MeV cm}^{-1}$. Una vez más, este pequeño cambio en el valor de C_4 , así como la corrección de divergencia mencionado anteriormente tiene poco impacto en la dosimetría clínica [2].

2.3.3. Energía en Profundidad

Se ha demostrado que la energía más probable y, aproximadamente, la energía media del espectro disminuyen linealmente con la profundidad. Esto puede ser expresado por las relaciones [2]:

$$E_p z = E_p 0 \cdot 1 - \frac{z}{R_p} \quad (6)$$

Y aproximadamente:

$$E_z = E_0 \cdot 1 - \frac{z}{R_p} \dots\dots\dots(7)$$

Donde z es la profundidad.

La ecuación 7 es importante porque en la dosimetría para las mediciones de dosis absorbida es necesario conocer la energía media de electrones en la ubicación de la cámara [2].

2.4. DOSIMETRIA EN HACES DE ELECTRONES

La calorimetría es el método más básico para la determinación de la dosis absorbida, pero debido a las dificultades técnicas, el uso de calorímetros no es práctica en un entorno clínico. Cámaras de ionización y dosímetros Fricke se utilizan con más frecuencia. Película, dosímetros termoluminiscentes (TLD), y los diodos de estado sólido se usan para encontrar la relación de la dosis en un punto en un maniquí de la dosis en otro punto, pero no generalmente para medir la dosis absoluta absorbida en un punto [2].

Cámaras de ionización deben ser calibradas por un laboratorio acreditado de calibración de dosis (ADCL) o por el Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST). Un ADCL por lo general puede proporcionar calibraciones sólo para haces de fotones de alta energía (⁶⁰Co o rayos x-2-MV), pero no para los haces de electrones de alta energía. El uso de cámaras de ionización para haces de fotones calibrados para la medición de la dosis absorbida en haces de electrones ha sido objeto de muchos protocolos nacionales e internacionales. Las recomendaciones más recientes se incluyen en los protocolos de TG-51 de la AAPM y la Agencia Internacional de Energía Atómica (OIEA) TRS398. Siendo este último es más usado en la dosimetría en los centros de radioterapia [1].

2.4.1. Calibración del haz de salida del acelerador:

La variación del haz de salida del acelerador (dosis absorbida en un punto de referencia en fantoma) difiere considerablemente de un tipo de acelerador a otro. Por lo tanto, la calibración debe realizarse para cada energía de electrones disponible, y para cada aplicador (cono) de tratamiento. La salida del haz para un tamaño de aplicador o campo

($10 \times 10 \text{ cm}^2$) se selecciona de acuerdo a las norma del TRS 398 [1]. Puesto que el haz de electrones de salida del acelerador está calibrado para dar un factor de calibración de salida de $1 \text{ cGy/MU} \pm 2\%$ para el aplicador estándar, a la profundidad de la dosis máxima en el eje central (distancia fuente superficie de 100 cm).

2.5 FANTOMAS (MANIQUI):

Por lo general los datos de distribución de dosis básicos se miden en un maniquí de agua (ver figura 09), ya que presenta propiedades (absorción de la radiación y dispersión) similares a la de los músculos y otros tejidos blandos [2].



Figura 09: Esquema de irradiación a un fantoma de agua de $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ con el gantry a 0° [7]

Sin embargo, surgen problemas prácticos de posicionamiento, cuando se usan ciertos detectores (cámara de ionización, TLD) que se ven afectados por el agua, a menos que estén diseñados para ser resistentes a ella. En el presente trabajo se ha utilizado una cámara de ionización plano paralela, la cual está cubierta con un acrílico delgado impermeable (agua-equivalente) [2].

Dado que no siempre es posible poner detectores de radiación en el agua, hoy en día se han desarrollado fantoma sólidos secos como sustitutos, que debe tener el mismo número atómico efectivo, el número de electrones por gramo, y la densidad de masa. Ya que el efecto Compton es el efecto más predominante de interacción para haces de megavoltage

en el rango clínico, la condición necesaria es la misma densidad de electrones (número de electrones por centímetro cúbico) como la del agua.

La densidad de electrones (ρ_e) de un material puede calcularse a partir de su densidad de masa (ρ_m) y su composición atómica de acuerdo con la fórmula [2]:

$$\rho_e = \rho_m N_A \frac{Z}{A} \quad (8)$$

Dónde:

$$\frac{Z}{A} = \sum_i a_i \cdot \frac{Z_i}{A_i} \quad (9)$$

N_A es el número de Avogadro y a_i es la fracción en peso de la i -ésimo elemento de número atómico Z_i y A_i peso atómico. Densidades de electrones de diversos tejidos y fluidos corporales humanos se han calculado según la ecuación 8.

Material	Composición Química	Densidad de Masa (g/cm ³)	Número de electrones / g (×10 ²³)	Z _{eff} (fotoeléctrico)
Agua	H ₂ O	1	3.34	7.42
poliestireno	(C ₈ H ₈) _n	1.03–1.05	3.24	5.69
Plexiglas (Perspex, Lucite)	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1.16–1.20	3.24	6.48
polietileno	(CH ₂) _n	0.92	3.44	6.16
parafina	C _n H _{2n+2}	0.87–0.91	3.44	5.42
Mix D	Paraffin: 60.8 Polyethylene: 30.4 MgO: 6.4 TiO ₂ : 2.4	0.99	3.41	7.05
M 3	Paraffin: 100 MgO: 29.06 CaCO ₃ : 0.94	1.06	3.34	7.35
Agua Solida	Mezcla a base de resina epoxi	1.00	3.34	

Tabla 01 Propiedades físicas de diversos materiales fantoma [2]

La tabla 01 da las propiedades de varios fantomas que se han utilizan en dosimetría. Donde Lucite y poliestireno se utilizan con más frecuencia como fantomas de dosimetría. Aunque

la densidad de masa de estos materiales puede variar dependiendo del fabricante, la composición atómica y el número de electrones por gramo de estos materiales son suficientemente constantes para justificar su uso en la dosimetría de fotones de alta energía y electrones [2].

Además de los fantasmas homogéneos, fantasmas antropomórficos (simula la forma del cuerpo) se utilizan con frecuencia para la dosimetría clínica. Uno de tales sistemas disponibles comercialmente, conocido como fantoma Alderson Rando, incorpora materiales para simular diversos tejidos de músculo del cuerpo, hueso, pulmón, y las cavidades de aire. El fantoma se forma en un torso humano (Fig. 10) y se secciona transversalmente en rodajas para aplicaciones dosimétricas [2].



Figura 10: esquema de irradiación de un fantoma antropomórfico (Alderson Rando Phantom) seccionada transversalmente para estudios dosimétricos [7].

El método se basa en la adición de partículas cargadas a las resinas epoxi para formar una mezcla con propiedades de radiación estrechamente aproximada a la de un tejido particular. Las propiedades de radiación más importantes en este sentido son el coeficiente de atenuación de masa, el coeficiente de absorción de energía en masa, parada masa del electrón y angulares relaciones de potencia de dispersión.

Basado en el método anterior, se diseñó una base de resina epoxi sustituido por el agua sólida. Este material podría ser utilizado como un cuerpo de calibración dosimétrica de haces de fotones y electrones en el rango de energía de la terapia de radiación. Fantasmas compacto de agua ya están disponibles comercialmente.

2.6 DISTRIBUCIÓN DE LA DOSIS EN PROFUNDIDAD

Una forma de caracterizar la distribución de dosis en el eje central es la normalización de la dosis en profundidad con respecto a la dosis a una profundidad de referencia. El porcentaje de la cantidad de dosis en profundidad puede ser definida como el cociente, de la dosis absorbida en cualquier profundidad d de la dosis absorbida a una profundidad de referencia d_0 , a lo largo del eje central de la haz (Fig. 11).

Porcentaje de dosis en profundidad (P) es por lo tanto [2]:

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (10)$$

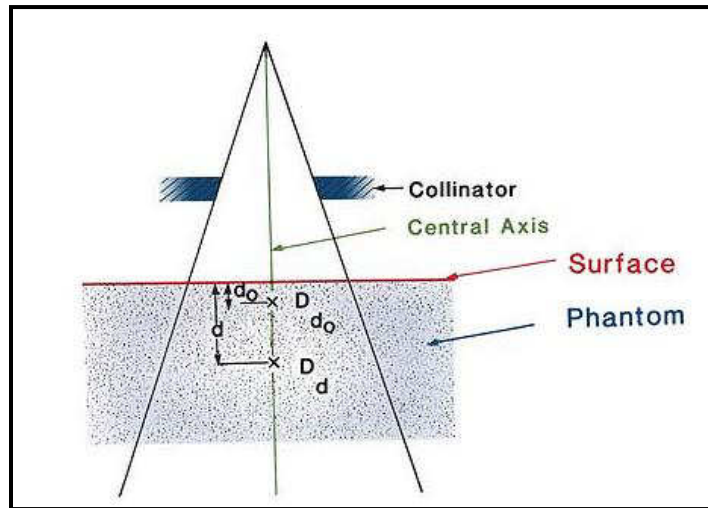


Figura 11. Porcentaje de dosis en profundidad es (D_d/D_{d_0}) , donde d es cualquier profundidad y d_0 es la profundidad de referencia de dosis máxima [2].

En la práctica clínica, la dosis absorbida pico en el eje central se denomina a veces la dosis máxima, la dosis administrada, o simplemente la D_{max} . Por lo tanto:

$$D_{max} = \frac{D_d}{P} \times 100 \quad (11)$$

Un número de parámetros afecta al eje de profundidad central de distribución de dosis. Estos incluyen la calidad del haz o la energía, la profundidad, el tamaño del campo y la forma, de origen a distancia de la superficie, y la colimación del haz [2].

La curva de Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) y las distribuciones de isodosis se pueden determinar por cámaras de ionización, diodos, o películas. Se han realizado estudios comparativos entre los dosímetros como lo muestran las figuras 12 y 13.

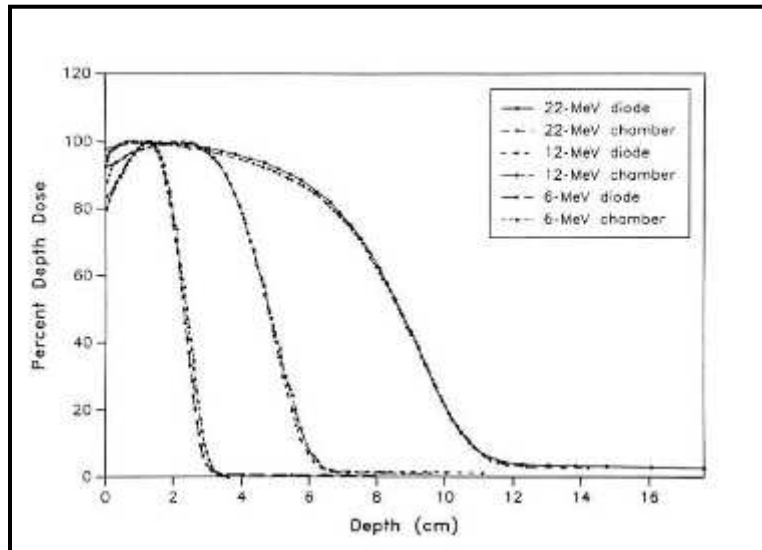
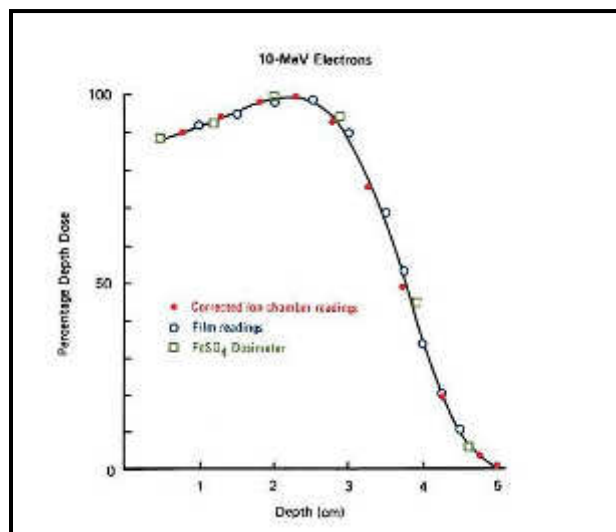


Figura 12. Comparación de las curvas de dosis en profundidad mide con un diodo y una cámara de ionización. Considerando que fue sin corregir la respuesta del diodo, las lecturas de la cámara se corrigieron en función de la profundidad, y el desplazamiento del punto efectivo de medida. [2]



La Figura 13. Comparación de la curva de dosis en profundidad eje central mide con una cámara de ionización, película y dosímetro FeSO₄ [2].

2.6.1 Cámaras de ionización de placas paralelas (plano-paralelo)

Una cámara de ionización de placas paralelas consiste en dos placas planas, una que sirve como una ventana de entrada y polarización del electrodo y la otra como la parte posterior de la pared y electrodo de recolección. Las paredes son por lo general de plástico o un material no conductor (Metacrilato o poliestileno) con una capa conductora delgada de grafito que forma el electrodo colector y el sistema de anillo de protección en la parte superior [3]. Un diagrama esquemático de una cámara de ionización de placas paralelas se muestra en la figura. 14.

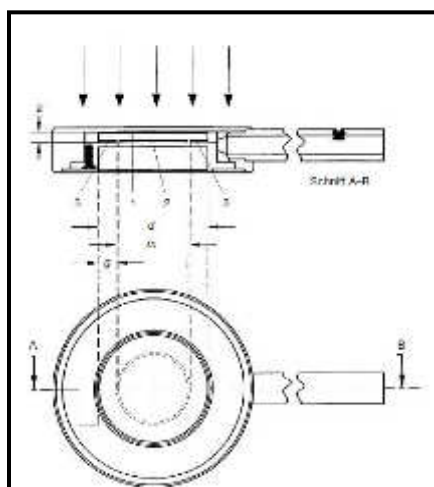


Figura 14. Cámara de ionización de placas paralelas. 1: el electrodo de polarización. 2: el electrodo colector. 3: el anillo de protección. a: la altura (separación de los electrodos) de la cámara de aire. d: la diámetro del electrodo de polarización. m: el diámetro del electrodo colector. g: la anchura del anillo de protección[3].

La cámara de placas paralelas se recomienda para la dosimetría de haces de electrones con energías menores a 10 MeV. También se utiliza para la dosimetría superficial y mediciones de dosis en profundidad en haces de fotones megavoltaje. Las características de las cámaras de placas paralelas disponibles en el mercado y el uso de estas cámaras en la dosimetría de haz de electrones se explican en detalle en el TRS 381 y TRS 398 códigos de práctica [1].

2.6.2 Película Radiográfica

El proceso radiográfico: El componente activo de la película radiográfica consiste en una emulsión que suspende cristales de haluro de plata sensibles a las radiaciones pequeñas (por ejemplo, bromuro de plata AgBr). La emulsión se recubre uniformemente sobre ambos lados de una base de poliéster que proporciona la rigidez y la estabilidad mecánica de la película. Se requiere rigidez para los propósitos de manipulación (por ejemplo, visualización en una caja de luz), y no se requiere la estabilidad para evitar la expansión de la película durante el aumento de la temperatura y los productos químicos durante el revelado. El adherente se utiliza para asegurar que la emulsión permanezca unido a la base a través del revelado, y toda la película se recubre con una fuerte capa protectora que protege la emulsión de arañazos suaves y de la grasa de la piel durante la manipulación [4].

La imagen latente: La imagen latente es una imagen invisible que se forma en la película como resultado de la exposición a la radiación y que se convierte en visible en el proceso de revelado, por ello el mecanismo clave en la utilización de la película radiográfica es la formación de una imagen latente en la emulsión de la película por la radiación ionizante incidente. La imagen latente se amplifica y se hace visible por el revelado químico. Cada cristal sensible a la radiación, o cristalizable, en la emulsión puede ser considerado como una red cúbica que contiene aproximadamente 10^{10} átomos. Las Moléculas de bromuro de plata se orientan de tal manera que los iones haluro (bromo y yodo) se congregan en la superficie del cristal, presentando en el exterior una carga negativa. El centro del cristal tiene una carga neta positiva debido a la predominancia de los iones de plata. Tanto los electrones y los átomos de plata (o iones) son capaces de desplazarse [4].

Los fotones incidentes generan electrones libres en el interior del cristal a través del efecto fotoeléctrico, Compton y la producción de pares. Estos electrones quedan atrapados en las moléculas de impurezas conocido como partículas de sensibilidad que se incorporan en la superficie del cristal y pueden sobresalir hacia fuera de la superficie del cristal.

Las partículas de sensibilidad se cargan negativamente y atrae iones móviles de plata que a continuación se recombinan para formar átomos de plata. Un solo fotón incidente puede liberar miles de electrones para la deposición de la partícula sensible. No todos los átomos

de plata libres se depositan en la partícula, pero se estima que al menos tres deben ser depositados durante todo el cristal que pasarán a ser revelados. La imagen latente, corresponde al conglomerado de iones de plata en la partícula y el depósito de, al menos, tres átomos de plata sobre el cristal sensibilizado que estabilizar la partícula y deja que actúe como puerta de electrones sembrados durante el revelado del cristal [4].

Procesamiento de Película

1. Revelado. Los agentes alcalinos, ricos en electrones reductores del suministro de fluido de electrones para revelado al interior del cristal a través de partículas de sensibilidad actúa como una puerta de electrones. Los cristales que fueron expuestos a altas dosis de radiación tienen grandes partículas de sensibilidad que corresponden a puertas de electrones más eficientes. Cuando se detiene el desarrollo, la cantidad de plata metálica negra depositada en las partículas están en proporción con el tamaño de la entrada de la partícula de sensibilidad. Es esta proporcionalidad que conduce al exquisito contraste en escala de grises en imágenes de la película [4].

2. Fijación- El fluido ácido de fijación (o etapa de baño de parada) detiene rápidamente el proceso de la imagen latente en desarrollo. Agentes de compensación (por lo general de trisulfato de sodio) con las moléculas de haluro de plata sin desarrollar, sacándolos de la emulsión. La oscura apariencia de película irradiada es causada por la plata metálica negra depositada durante la formación y amplificación de la imagen latente durante el desarrollo que no se ve afectado durante la fijación de la película [4].

3.- Lavado- La película se lava a continuación, en agua pura para eliminar la mayor parte del fijador y el revelador de la película, y es luego secado al aire.

Ennegrecimiento de la Película y Densidad Óptica: El grado de ennegrecimiento de la película después de la irradiación y el procesamiento se puede cuantificar mediante la determinación de la cantidad de un haz de luz que se atenúa a medida que pasa a través de la película. El grado de ennegrecimiento así medida se conoce como la opacidad de la luz y se define como:

$$opacidad = \frac{I_0}{I_0}$$

donde I_0 es la intensidad de la luz en la ausencia de la película, e I es la intensidad transmitida a través de la película de una manera perpendicular. Una cantidad más útil es la densidad óptica (DO) de la película, definido como:

$$DO = \log \frac{I_0}{I}$$

Ya que es proporcional a la dosis dentro de condiciones limitantes. Teóricamente, esta linealidad puede ser entendida con el siguiente modelo simplificado. Si a es el promedio del área oscurecida por un solo cristal de plata (es decir, la sección transversal de un solo cristal de bromuro de plata revelado), y N es el número de cristales revelados por cm^3 , entonces la intensidad $I(z)$ de la luz después de pasar por una profundidad z de la película seguirá La ley de Beer [4]:

$$I(z) = I_0 e^{-aNz}$$

Si se asume que un solo fotón incide en un cristal de bromuro de plata revelable y que todos los cristales de presentan en una misma área a , luego, el número de cristales que se hacen revelables es $N = N_{AgBr} a \phi$, proporcionando $N \ll N_{AgBr}$, donde N_{AgBr} es el número inicial de cristales revelados en la película no irradiada por la radiación natural, y ϕ es la fluencia de fotones. Sustituyendo esto en la ecuación anterior y tomar el logaritmo, la densidad óptica se define como:

$$DO = \log \frac{I_0}{I} = a^2 N_{AgBr} z \phi \cdot 0,4343$$

Para una baja fluencia de radiación $N = N_{AgBr}$, la densidad óptica es proporcional a la fluencia ϕ , y por lo tanto, la dosis. En la práctica, la densidad óptica es lineal con la dosis sólo en un rango limitado antes de que ocurran los efectos de saturación. La ecuación anterior demuestra que la forma más eficaz para alterar la velocidad de la película es aumentar, la sección transversal del cristal y como consecuencia, aumentar el espesor de la película [4].

El densitómetro es el instrumento utilizado para medir la densidad óptica de una película. Un densitómetro simple consiste de una fuente de luz calibrada, una base en la que se coloca la película a ser medida, un colimador de luz para controlar la cantidad de luz de la fuente y un sensor óptico en un brazo móvil. El densitómetro se calibra para indicar cero en

una parte no irradiada de la película antes de leer valores de densidad óptica en la película irradiada, para omitir los valores producidos por la radiación natural. La cantidad de luz transmitida a través de la película se mide y visualiza en el densitómetro, que normalmente da una lectura de (salida calibrada con los valores de) densidad óptica [4].

2.7. MEDICIÓN UNA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS CON LA PELÍCULA

Con el fin de obtener las distribuciones de dosis a partir de películas, el primer paso es determinar una curva de calibración (o densitométrica) de densidad óptica frente a la dosis que describe la respuesta de la película como una función de la dosis (Figura 15). Es importante tener en cuenta que la curva de calibración es lineal antes de la medida de aplanamiento que se acerca a la saturación. Esta linealidad hace la dosimetría relativa sencilla como los valores de densidad óptica digitalizados representan la distribución de la dosis relativa sin la necesidad de conocer la constante de calibración. Las películas de calibración deben ser irradiadas en la misma orientación con respecto al haz incidente como la película experimental, para mantener la respuesta a la dosis coherente [4].

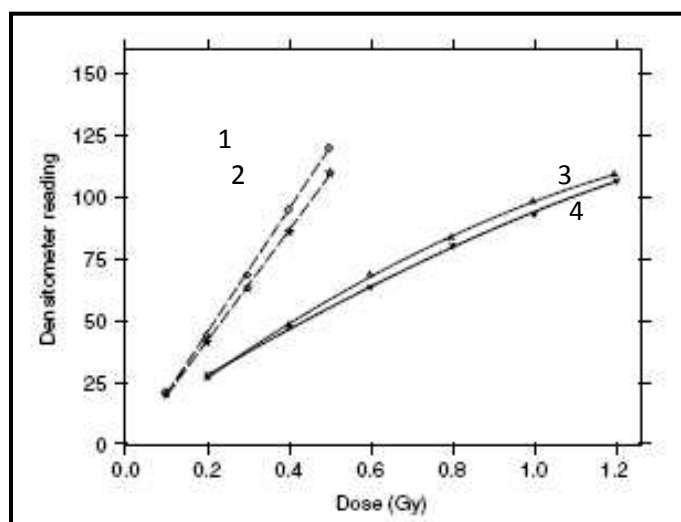


Figura 15: Curvas de calibración (radiación 6MV) para dos marcas diferentes de película para terapia; líneas 2 y 4 son película Kodak X-OMAT V, y las líneas 1 y 3 son películas CEA. Las líneas 3 y 4 corresponden a la radiación incidente perpendicular al plano de la película. Las líneas 1 y 2 corresponden a la radiación incidente paralela al plano de la película. [4].

Para obtener resultados precisos, la película dosimétrica se presiona firmemente (para eliminar aire) por lo general en un fantoma sólido que consiste en bloques de material equivalente en agua, con el fin de eliminar la dosis en aire que distorsionan la superficie de la película. La película puede ser cortada en un cuarto oscuro para encajar en pequeños fantomas, y se debe utilizar cinta de sellado opaca para protegerla de la exposición de la luz en los bordes cuando sea necesario.

La variación de la respuesta global de la película es ligeramente dependiente del tipo de densitómetro utilizado y el lote de la película (variación típica de ser 5-15%). Sin embargo, la principal variación proviene de las condiciones de procesamiento que pueden producir variaciones mayores que 30% [4].

Tales variaciones pueden ser superadas para las mediciones relativas mediante el uso de una curva de calibración normalizada, y para mediciones absolutas, garantizando control de calidad y la estabilidad del procesador y de la consistencia entre diferentes películas en el mismo lote. En estas condiciones, la incertidumbre puede ser reducido a alrededor de 2-3% para la determinación de la dosis relativa y de 3-5% para determinación de la dosis absoluta [4].

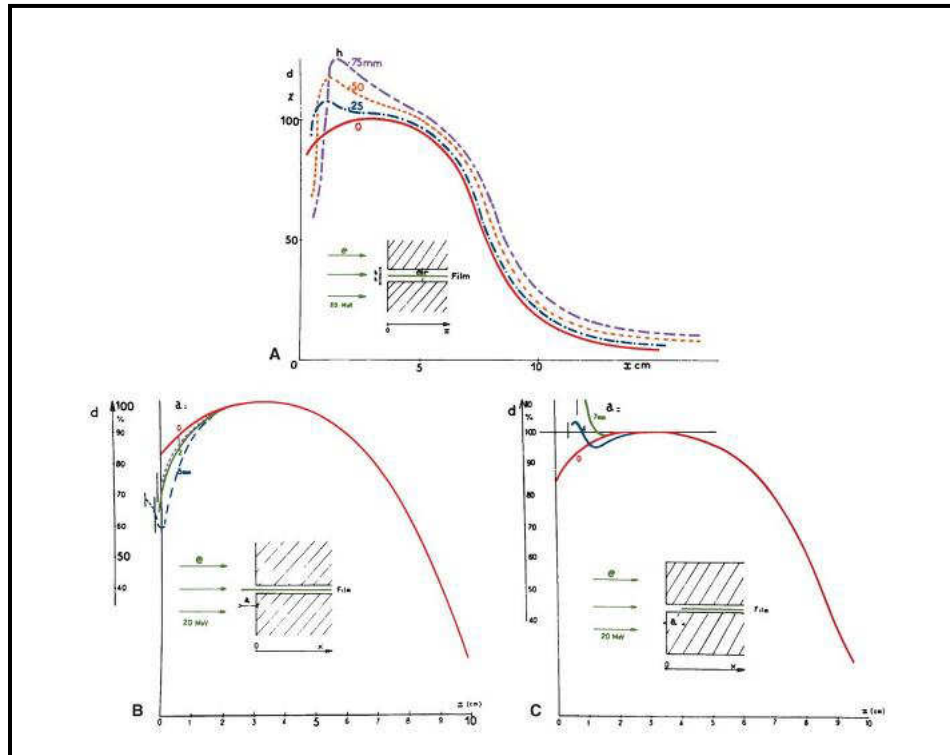
Recordemos que la **dosimetría absoluta** es una técnica que registra la información sobre la dosis absorbida directamente en Gy, esta medición dosimétrica absoluta también se denomina calibración puesto que mediante el factor de calibración es posible conocer la dosis. Mientras que en la **dosimetría relativa** no se requiere el empleo de coeficientes de conversión o de factores de corrección puesto que consiste solo en la comparación de dos lecturas de dosímetro, una de las cuales es la efectuada en condiciones de referencia [1].

Dosimetría de película ofrece un método conveniente y rápido de obtener un conjunto completo de curvas de isodosis en el plano de la película. Su uso para la determinación de las distribuciones de dosis de haz de electrones está bien establecida. Se ha demostrado que las distribuciones de dosis en profundidad medidos mediante el uso de película concuerdan bien con las de las cámaras de ionización cuando los últimos mediciones son corregidos.

También se ha demostrado entre la película y dosímetros FeSO_4 utilizados para la medición de curvas de dosis en profundidad. La independencia energética de película puede ser explicada por el hecho de que la relación de colisión, potencia de frenado en emulsión y en el agua varía lentamente con energía de electrones. Por lo tanto, la densidad óptica de la película puede ser tomado como proporcional a la dosis, esencialmente no hay correcciones [4].

La película es útil para solucionar una variedad de problemas en la dosimetría tales como la determinación de alcance de la radiación, las curvas de isodosis, y planicidad del haz. Sin embargo, la película no puede utilizarse de manera fiable para la dosimetría absoluta debido a que la densidad óptica de una película expuesta a los electrones depende de muchas variables tales como emulsión, las condiciones de medida, la magnitud de la dosis absorbida, y algunas condiciones de posicionamiento, lo que puede dar lugar a artefactos serios de procesamiento. El uso de la película es, por lo tanto, limitado a la dosimetría relativa. Es necesario tener cuidado para evitar espacios de aire adyacentes a la película. Además, la curva característica (densidad óptica como una función de la dosis absorbida) debe ser conocida para interpretar la densidad óptica en términos de dosis absorbida. Siempre que sea posible, se debe utilizar una película con una respuesta lineal en el intervalo de dosis medida. Los errores causados por cambios en las condiciones de procesamiento pueden ser minimizados mediante el desarrollo de las películas en aproximadamente el mismo tiempo. La precisión también se puede mejorar mediante el uso de películas del mismo lote.

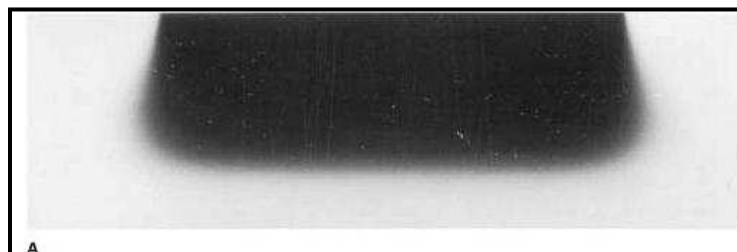
La película puede ser colocada ya sea perpendicular o paralelo al eje del haz. En este último caso, se deben tomar precauciones para alinear el borde superior de la película con la superficie de los artefactos y los errores en la distribución de dosis en profundidad fantoma (Fig. 16).

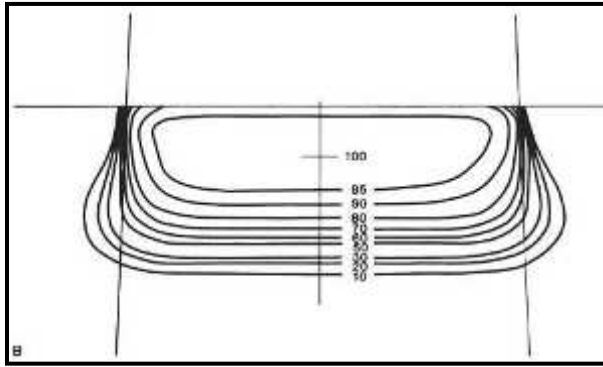


La Figura 16. Artefactos película creada por la desalineación de la película en el maniquí. A: Los efectos: Los espacios de aire entre la película y el fantasma, B: bordes película que se extiende más allá del fantasma, y C: borde película empotradas en el fantoma. [2]

Para obtener las curvas de isodosis, la película se coloca generalmente en un maniquí de plástico tal como poliestireno y orientado paralelo al eje del haz. La película se puede mantener en su empaque de papel original y presiona firmemente entre los bloques de fantoma. Pequeños agujeros pueden ser perforados en las esquinas del empaque para escapar el aire atrapado.

La envoltura de película que se extiende más allá del maniquí debe ser doblado hacia un lado y hacia abajo con cinta adhesiva. Después del procesamiento, la película puede ser analizada utilizando un densitómetro que tiene una abertura de aproximadamente 1 mm de diámetro.





*Figura 17. Film utilizado para la obtención de las curvas de isodosis. A: Una película expuesta a 12 MeV haz de electrones, cono de 14×8 cm, en un maniquí de poliestireno.
B: curvas isodosis [2].*

La figura 17 muestra un ejemplo de una película expuesta a los electrones y un conjunto de curvas de isodosis obtenidos en los escáneres de isodensidad. Debido a que la densidad efectiva de poliestireno transparente es cercana a la del agua, las curvas de isodosis resultantes se pueden ser utilizadas clínicamente sin más corrección.

Debido a que muchas energías de electrones están a menudo disponibles en aceleradores, un sistema automático de dosimetría sobre película radiográfica es deseable tener en un departamento clínico [2]. Escáneres automáticos de densidad están disponibles comercialmente, y algunos de ellos están interconectados con los ordenadores de planificación de tratamiento. Aunque procesamiento manual de las películas no da los mejores resultados, procesadores rápidos automáticos se pueden utilizar en muchos casos con una estricta garantía de calidad, sin embargo, es necesario mantener la coherencia en la dosimetría de película.

Para un fantoma de agua- equivalente para la dosimetría de electrones debe tener el mismo potencial de frenado lineal y el mismo poder de dispersión angular lineal. Esto se logra aproximadamente si el fantoma tiene la misma densidad de electrones (número de electrones por centímetro cúbico) y el mismo número atómico efectivo como el agua. De los materiales utilizados para la dosimetría de electrones, poliestireno y el agua solida se acercan más a ser agua- equivalente [2].

CAPITULO 3

3. PARTE EXPERIMENTAL

3.1 EQUIPOS Y MATERIALES

3.1.1 INSTRUMENTOS DE MEDICION

3.1.1.1. Películas Radiográficas Kodak X-Omat V

Las películas KODAK X-OMAT V mostradas en la figura 18, son diseñadas para la verificación de la posición del paciente y se pueden utilizar para estimar las dosis entregadas a pacientes en los procedimientos de terapia con radiaciones. Cuentan con el “ready pack” (una hoja de película en un sobre a prueba de luz), lo que elimina la necesidad de cargar casetes de cartón. El formato de “ready pack” se utiliza para asegurar la calidad de exposición; la película puede ser procesada automáticamente o mediante procesos manuales. [19]

Para la primera parte del trabajo son procesadas automáticamente, mediante el uso de un revelador.

En condiciones normales de visualización de la película se puede utilizar para grabar salida dosis de 25 a 175 rads (0.25 – 1.75Gy).



Figura 18. Imagen de un paquete de películas Kodak X-Omat V.[19]

3.1.1.2 Películas GAFCHROMIC EBT3

En la segunda parte del trabajo se usan las películas Gafchromic EBT3 las cuales fueron diseñadas específicamente para el trabajo en radioterapia. Tiene como características principales un “marcador” de tinte amarillo que reduce al mínimo las diferencias de respuesta, son más tolerantes a la exposición de la luz, menos propensas a daños cuando se corta para irradiar, es de auto revelado y tiene un rango de trabajo desde 50KeV hasta 10 MeV.

En nuestro trabajo usamos la película para medir dosis de electrones pero también han sido diseñadas para la medición de la dosis absorbida de los fotones de alta energía usados en IMRT. La película ha sido diseñado para su uso con dosis de hasta aproximadamente 800 cGy[20].

Las películas están basadas en una combinación de poliéster sobre-laminado como recubrimiento de la película activa. El sustrato de la película consta de 175 micras de poliéster. Este sustrato está recubierto con una capa activa de 30 micras de espesor, sobre la cual tiene una capa final de 5 micras. El exceso de laminado de 50 micrómetros es de poliéster con aproximadamente 25 micras de adhesivo sensible a la presión, está unido a la cara revestida de la película activa. La configuración se muestra en la Figura 19.

Como característica principal, estas películas no necesitan pasar por procesos de revelados, por ello para el presente trabajo se escanearon las placas en un escáner de mesa.

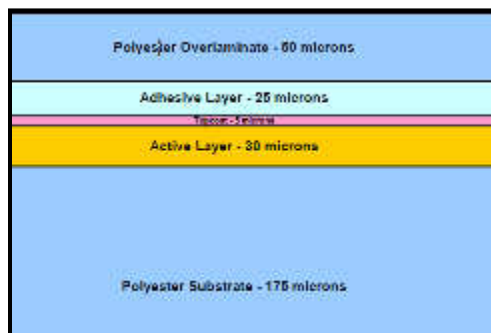


Figura19. Configuración del film Gafchromic[20]

3.1.1.3 Cámara de ionización Plano-Paralela Exradin A10

Las cámaras tipo Markus son usadas para las mediciones de rutina de los haces de electrones y para los estudios de dosis en profundidad de electrones, fotones, protones, y rayos de neutrones. Capaces de medir en la región de “build up” de la energía de electrones. Son ideales para realizar medidas en campo de electrones, además de ser las recomendadas según el TG-51. (4)(6). El trabajo se realiza con una cámara plano- paralela Exradin A10, la cual posee un volumen de colección de 0,050cc, diámetro de colección de 5,4 mm y una polarización de voltaje máximo de 1000 voltios.

La cámara de ionización usada y mostrada en la Figura 20 debe ser previamente calibrada en agua con haces de ^{60}Co , usando parámetros correspondientes en dosimetría absoluta [21], esto se realiza en un laboratorio de calibración secundario, mostrando su certificado de calibración en el anexo 1.

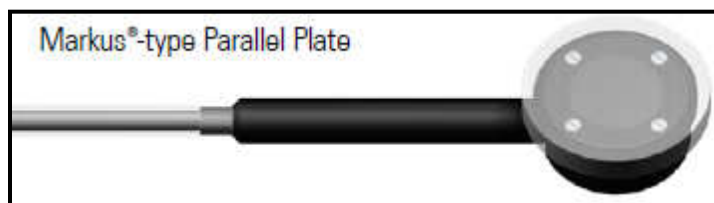


Figura 20. Cámara plano paralela tipo markus, de 0.050cc. [22]

3.1.1.4 Electrómetro

El electrómetro usado en este trabajo, figura 21, es PC Electrometer, este electrómetro de la empresa Sun Nuclear, posee alimentación mediante usb, y es de rápida configuración e instalación. Su intervalo de muestreo es de 100 μs permitiendo obtener curvas más suavizadas y precisas. Además posee una linealidad de $\pm 0.1\%$ y una repetibilidad de $\pm 0.05\%$, logrando con ello que las medidas sean muy confiables y estables [21].

El rango de voltaje es ajustable des -400V hasta +400V. Para nuestra investigación la adquisición de datos se realizó a -300V. En éste trabajo, las medidas tomadas con el electrómetro nos sirven para comparar las tomadas con las placas. Y lograr una

equivalencia dosimétrica. Se asegura que las medidas tomadas son certeras por el certificado de calibración que se muestra en el anexo 1.



Figura 21. Electrómetro PC Electrometer[21]

3.1.1.5 Densitómetro

DensiX es un densitómetro manualmente operado, útil para medir densidades ópticas de placas radiográficas previamente procesadas (figura 22). Es capaz de medir densidades ópticas entre el rango de 0 y 4.5. Además de poder ser calibrado por el mismo usuario. [23]



Figura 22. Densitrometro PTW DensiX[23]

En el trabajo se calibro previamente mediante el uso de una placa patrón, que llega con el densitómetro. Y posteriormente se tomaron las medidas de cada irradiación hecha, obteniendo los valores que son usados para comparar con las dosis irradiadas.

3.1.1.6 Procesador Automático de Placas

El procesador utilizado para el revelado de la película X-Omat, fue un procesador automático llamado Kodak Industrex M35, el cual está ajustado a un ciclo de revelado de 8.5 min, pudiendo revelar hasta 30 películas por hora,[16] por el método continuo de revelado que posee el procesador (figura 23).

Este procesador se encontraba en el servicio, y se aseguró que todas las películas fueran reveladas en un mismo proceso, para evitar incertidumbres del revelado por los químicos.



Figura 23. Procesador Kodak M3[16]

3.1.1.7 Software UTOPIA 1.047

UTOPIA versión 1.047 es un software con el cual se lleva a cabo la comparación cualitativa y cuantitativa de dos imágenes. Con este mismo fin, UTOPIA posee varias herramientas que permiten el estudio de las imágenes desde diferentes puntos de vista, por lo que no sólo acaba siendo un software útil para la comparación, sino también para el propio estudio y edición de imágenes individuales.

Cabe resaltar que no solo permite comparar dos imágenes para evaluar las diferencias dosimétricas, sino también permite trabajar con imágenes individuales, lo cual es útil en nuestro trabajo, ya que se evalúan PDDs, y perfiles de dosis. (Figura 24)

Este software, trabaja preferente con imágenes de extensión bmp, lo cual es útil en nuestro estudio, por la comodidad del formato de guardado, formato que es aceptado y generado en cualquier escáner de mesa.



Figura 24. Foto del programa UTOPIA, en la cual se muestra una imagen típica de calibración de película.

3.1.2 OBJETO SIMULADOR

3.1.2.1 Placas de acrílico

Para evitar el daño de las placas al sumergirlas en agua, fue necesaria la utilización de láminas de acrílico de dimensiones de 15 x 15 cm² y diferentes espesores (figura 25). La densidad es aproximadamente de $\rho = 1.19 \text{ g/cm}^3$, la cual se calculo pesando y midiendo una lamina de acrílico (masa=80.32 gramos; volumen = 67.5 cm³). Al posicionar las películas se hicieron a distintas profundidades, alternando las distintas placas de acrílico. Gracias a este arreglo usado se logró obtener medidas de dosis en profundidad además de posicionar la placa en la región de “budil up” para realizar las medidas de planicidad del haz.



Figura 25. Ejemplo de placas de acrílico usadas en el posicionamiento de las placas. Imagen de referencia[7]

3.1.2.2 Láminas de Agua Solida

Las láminas de agua solida están hechas de Epóxido, material con una densidad de 1,03gm/cc haciéndolas virtualmente idénticas al agua en propiedades dosimétricas, pero facilitando el uso, por el fácil manejo (figura 26). Además por la semejanza de densidad el factor de corrección es 1, diferenciándolo del caso de las láminas de acrílico.

Estas láminas fueron usadas de la misma manera que las lamina de acrílico, simulando distintas profundidades. Se usó un nuevo procedimiento, uniendo varias placas y en el centro un film, para irradiarlo en de manera paralela al haz (figura 27).



Figura 26. Láminas de agua sólida.



Figura 27. Arreglo de láminas de agua solida con placa gafchromic en el centro.

3.1.3 FUENTE DE RADIACION

En la primera parte de la investigación la fuente de radiación usada fue un acelerador lineal modelo Clinac 2100C, con conos de electrones de 6x6, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 y 30x30, los datos específicos se dan en la tabla 2.

Especificación/Parámetros	Característica/Valor
Tipo	Acelerador Lineal
Fabricante	Varian
Modelo	clinac
Serie	2100CD
Energía del Haz: Fotones	6
Energía de Haz: Electrones	6, 9, 12, 15
Tasa de Dosis (cGy/UM)	320
Tamaño de Campo maximo	40 x 40
Año de instalación	2004
Ubicación	Radioncoterapia

Tabla 2. Especificaciones del Acelerador líneas Clinac 2100CD

Mientras que en la segunda etapa de la investigación la irradiación de las películas gafchromicas se hicieron en un acelerador lineal modelo Trilogy, que posee los mismos tamaños de conos de electrones, los datos específicos se dan en la tabla 3.

Especificación/Parámetros	Característica/Valor
Tipo	Acelerador Lineal
Fabricante	Varian
Modelo	Trilogy
Serie	21 iX
Energía del Haz: Fotones	6, 10
Energía de Haz: Electrones	6, 9, 12, 15, 18, 22
Tasa de Dosis (cGy/UM)	400
Tamaño de Campo maximo	40 x 40
Año de instalación	2013
Ubicación	Clinica Aliada

Tabla 3. Especificaciones Acelerador lineal Varian trilogy

3.2 MÉTODOS DE IRRADIACION

Para realizar el proceso de irradiación de las placas se deben tener en claro que se desea hacer una intercomparación de medidas tomadas con placas radiográficas y

medidas tomadas con cámara de ionización (usada como patrón). Por este motivo se proceden a detallar los pasos realizados.

- ◆ En primer lugar, debe obtener la curva de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) de referencia, usando la cámara de ionización tipo plano paralela registrando los valores de la ionización en nC para diferentes profundidades, siguiendo las recomendaciones de la Agencia Internacional de Energía Atómica (OIEA) TRS 398 [1,2,11]:
 - Posición del gantry a 0°, posición del colimador 0°
 - Ubicación del cono de 6 x 6 cm² en el cabezal
 - Cuba de 45x45x45cm³ llena de agua
 - Ubicación de la cámara de ionización dentro de la cuba, coincidiendo con el eje central del acelerador (isocentro), la profundidad cero cuando la altura del agua coincide con la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la cámara.
 - Distancia fuente superficie fija 100cm (técnica SSD)
 - Irradiación: 100 UM (Unidades de Monitor) con una tasa de dosis de 320UM/min

Mediante ese método es posible encontrar el factor de corrección en cGy/UM que nos permite convertir las UM en dosis, siguiendo los pasos del TRS 398, que son desarrollados en los resultados.



Figura 28. Imagen en el proceso de posicionamiento de la cámara plano paralela dentro de la cuba de agua.

En segundo lugar, para realizar una dosimetría con placas radiográficas debo conocer el rango de trabajo del lote de las placas mediante [10,11]:

- Posición del gantry a 0° , posición del colimador 0°
- Ubicación del cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ en el cabezal
- Se divide una placa en 9 campos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$
- Se usa como base 4cm de acrílico debajo de la placa para evitar errores por dispersión producida por la mesa u otro artefacto.
- Ubicamos la película a una profundidad de 1.11cm de agua con 1cm de acrílico.
- Se irradia el primer campo con 0UM, en el segundo campo con 10UM, continuando para 20, 25, 30, 40, 45, 50, 60UM con tasa de dosis de 320UM/min.
- Distancia fuente superficie fija 100cm (SSD)

Mediante ese método es posible encontrar la curva de calibración (o densitométrica) de densidad óptica frente a la dosis que describe la respuesta de la película.

Como se muestra en el capítulo 3.3, la película respondió linealmente a 40 UM. Es por ese motivo que para encontrar la curva de dosis en profundidad, se utilizaran en adelante 40UM.

- ◆ Como tercer paso, para obtener la curva de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) [2] en la placa radiográfica esta debe ser irradiada a distintas profundidades haciendo uso de bloques de acrílico, tomando las siguientes consideraciones [10,11]:

- Posición del gantry a 0° , posición del colimador 0°
- Ubicación del cono de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ en el cabezal
- Se divide una placa en 8 campos de $6 \times 6 \text{ cm}^2$
- Se usa como base 4cm de acrílico debajo de la placa para evitar errores por dispersión producida por la mesa u otro artefacto.
- Se simulan distintas profundidades haciendo uso de combinaciones de los bloques de acrílico desde la superficie hasta el los 4cm..
- Distancia fuente superficie fija 100cm (SSD)

- Irradiación: 40 UM con una tasa de dosis de 320UM/min
- ◆ Cabe resaltar que ambas medidas, tanto las realizadas con las placas como con la cámara plano paralela, se realizaron bajo las mismas condiciones ambientales (presión, temperatura, humedad, libre de campos electromagnéticos externos).
- ◆ El revelado fue realizado el mismo día y consecutivamente para reproducir las condiciones ambientales (presión, temperatura, humedad) y reducir las fluctuaciones diarias en los componentes químicos en la unidad de revelado.
- ◆ Para la segunda parte del trabajo se usaron las películas gafchromic, las cuales no son necesarias su revelado, y se cambió la técnica de irradiación además de realizarlas en acelerador Trilogy.
 - Posición del gantry a 270°, posición del colimador 0°
 - Ubicación del cono de 6 x 6 cm² en el cabezal
 - Se coloca la placa entre placas de agua solida
 - Distancia fuente superficie fija 100cm (SSD)
 - Irradiación: 100 UM con una tasa de dosis de 400UM/min
 - Tiempo de irradiación: 0.28 min, tiempo efectivo de disparo 0.20 min.
- ◆ Este proceso se repitió para todos los tamaños de conos que posee el equipo; probando así la eficacia para todos los tamaños de campo.
- ◆ Se evalúa el grado de ennegrecimiento de la película radiográfica mediante la densidad óptica (DO) dada por el densitómetro, esta es proporcional a la dosis absorbida.

3.3 RESULTADOS

- Para obtener la curva de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) de referencia, se usó cámara de ionización tipo plano paralela registrando los valores de la ionización en nC para diferentes profundidades como se muestra en la tabla 04.

Prof.(cm)	nC	% Dosis en prof (PDD)
0.000	0.505	0.780
0.300	0.500	0.780
0.500	0.550	0.860
1.000	0.620	0.970
1.200	0.640	1.000
1.300	0.640	1.000
1.400	0.640	1.000
1.500	0.640	0.980
1.600	0.615	0.950
2.000	0.490	0.770
3.000	0.035	0.060
4.000	0.010	0.020

Tabla 04: Lecturas con la cámara plano paralela, en nC y normalizada al d_{max} (1.2cm).

Estas medidas son normalizadas al D_{max} (Dosis máxima) obteniendo así el Porcentaje de dosis en profundidad, lo que permite relacionar que porcentaje de dosis corresponde a cada profundidad.

Con ayuda del software Origin se obtienen los PDD (figura 29) el uso de este software es muy similar al Excel. Obsérvese que el D_{max} está en el rango de 1.2-1.4 cm de profundidad. Para energía de 6MeV de electrones.

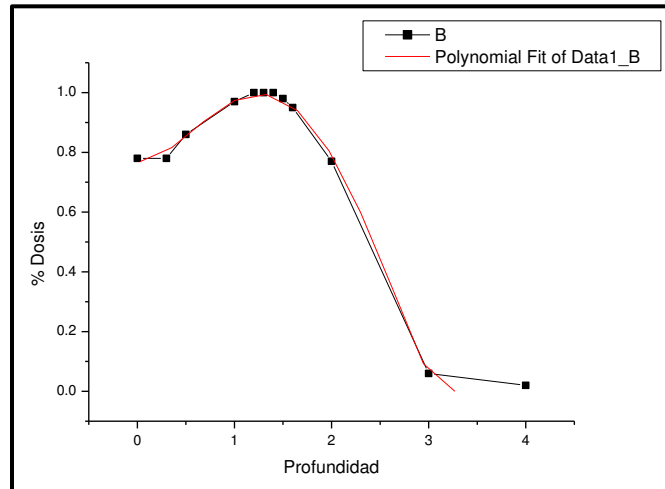


Figura 29: Curva PDD Equipo Varian 2100C; para electrones de 6MeV, usando cono de 6x6

Para encontrar el factor de calibración se usó la hoja de trabajo (WordSheet) recomendada por el IAEA en formato digital Excel (.xls) como se muestra en la figura 30, se verificaron estos resultados realizando el cálculo de manera manual (ANEXO 2)

FIGURA 30: Fragmento de la Hoja de trabajo para determinar la dosis absorbida en agua en un haz de electrones [1]

Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in an electron-beam			
User:		Date:	abr-13
1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination			
Accelerator:	CLINAC 2100C		
Nominal dose rate:	320,0	MU min ⁻¹	Nominal energy: 6,000 MeV
Reference phantom:	<input checked="" type="checkbox"/> water	<input type="checkbox"/> plastic	Measured R_{50} : 2,150 g cm ⁻²
Reference field size:	15	cm x cm	obtained from <input checked="" type="checkbox"/> ionization <input type="checkbox"/> dose curves
Beam quality, $Q (R_{50,w})$	2,152	g cm ⁻²	Reference SSD: 100 cm
		Ref. depth $z_{ref,w} = 0.6 R_{50} - 0.1$:	1,2 g cm ⁻²

6. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} = 1,20 \text{ g cm}^{-2}$

Percentage depth-dose at z_{ref} for a 15 cm x cm field size:

$$PDD(z_{ref}; 1,2 \text{ g cm}^{-2}) = 100,00 \%$$

Absorbed-dose calibration of monitor at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = 9,5266E-03 \text{ Gy / MU}$$

La irradiación de las placas fue con 40 UM, obteniéndose un factor de calibración $\{D_{w,Q} Z_{max}\}$ de 0.95cGy/UM, según procedimiento (TRS 398) [1], entonces la dosis recibida a 1.11cm de agua es 38cGy.

La curva de calibración (o densitométrica) de la placa radiográfica a distintas unidades de monitor (UM), Para hallar la linealidad de la placa X-Omat, obteniendo una placa como se muestra en la figura 31.

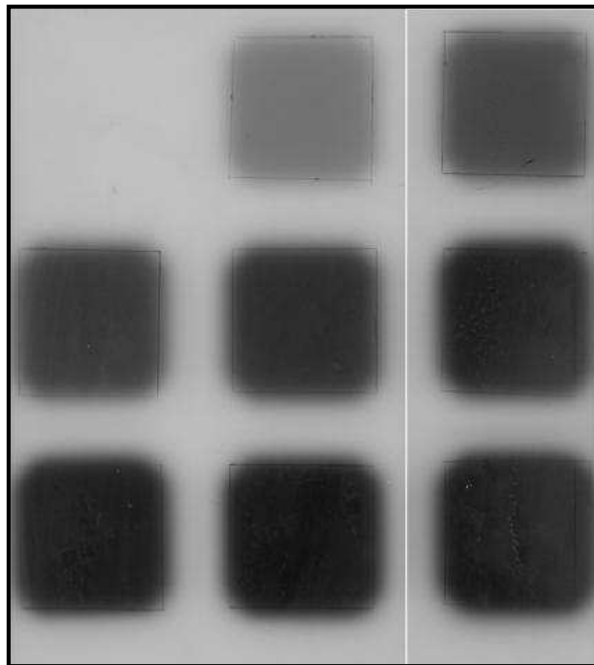


Figura 31: Placa X-OmatV irradiada a distintas Unidades de Monitor (UM):

1) 0UM, 2)10UM, 3)20UM, 4)25UM, 5)30UM, 6)40UM, 7)45UM, 8)50UM, 9)60UM

Con la ayuda del densitómetro se registraron las lecturas de las densidades ópticas correspondientes a las distintas unidades de monitor. Pero para medir la linealidad de la

placa es necesario tener: Densidad Óptica (DO) Vs Dosis (cGy), por ello se relaciona las UM con Dosis.

Tabla 05: Relación medidas de DO, Dosis y UM

Nº	UM	DOSIS (UM*Fc)	DO
1	0	0.000	0.204
2	10	9.500	0.476
3	20	19.000	0.728
4	25	23.800	0.858
5	30	28.500	0.976
6	40	38.000	1.198
7	45	42.800	1.258
8	50	47.500	1.350
9	60	57.000	1.500

Se grafico la Densidad Óptica (DO) Vs Dosis (cGy) obteniéndose la curva como se muestra en la figura 32 comprobándose la respuesta lineal de la placa Kodak XOMAT V.

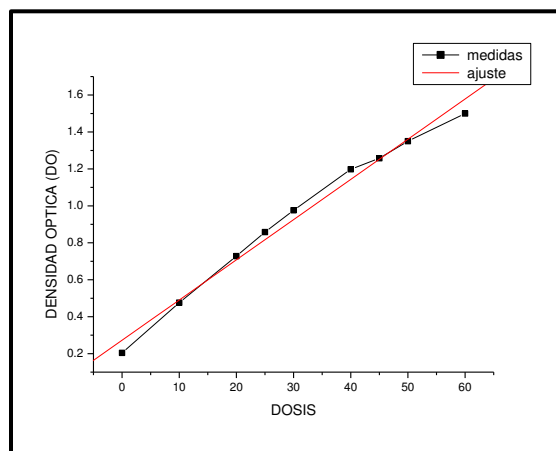


Figura 32: Linealidad de placa X- OmatV (DO vs dosis)

De la figura 32 en la recta del ajuste lineal para 38cGy corresponde a 1.22 DO. Además se comprueba la linealidad de la placa; obteniéndose una desviación de 0.2%.

- Para obtener curva de PDD usando ahora la placa KODAK X-OMAT, si irradio a 40UM a distintas profundidades haciendo uso de las combinaciones de los bloques de acrílico, (ver figura 33) teniendo en consideración que 1cm de acrílico equivale a 1.11cm de agua debido que la densidad del acrílico es 0.9 g/cm^3 y la densidad del agua es $1,0 \text{ g/cm}^3$.

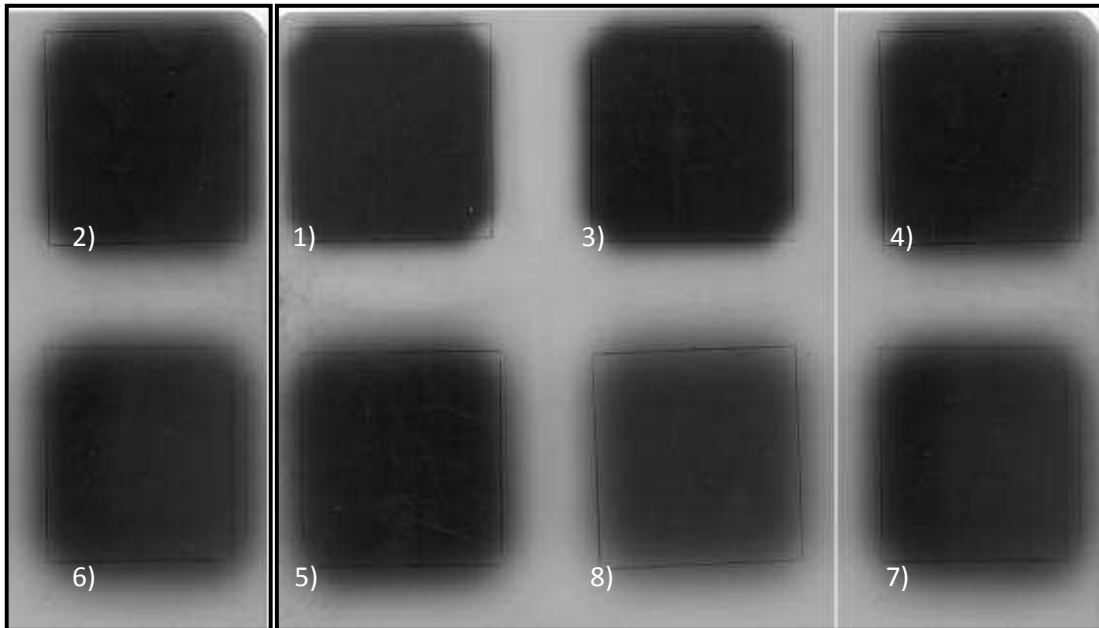


Figura 33: Placa X-OmatV irradiada a distintas profundidades usando acrílicos de área $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y de espesor: 1) 0cm (sin acrílico), 2)0.5cm, 3)1cm, 4)1.5cm, 5)2cm, 6)2.5cm, 7)3cm y 8)3.5cm

En el tabla 06 se ha registrado la profundidad equivalente en agua con su densidad óptica asociada, esta última es convertida a dosis por medio del resultado de la figura 32 (de la recta del ajuste lineal para 38cGy corresponde a 1.22 DO).

Se asigna a la dosis máxima el 100%, y se obtiene el porcentaje de dosis para correspondiente para cada profundidad, para realizar el diagrama de PDD.

Nº	Prof. (cm)	DO	Dosis (cGy) (DO*38)/1.22	%Dosis
1	0.000	0.990	30.840	0.780
2	0.560	1.150	35.820	0.910
3	1.110	1.230	38.310	0.970
4	1.630	1.270	39.560	1.000
5	2.220	0.930	28.970	0.730
6	2.780	0.610	18.550	0.470
7	3.330	0.240	7.480	0.190
8	3.970	0.200	6.230	0.160

Tabla 06: Relación profundidad equivalente en agua, DO, dosis respecto a cada profundidad y porcentajes de dosis

Con este último paso ya se obtuvo el PDD, para la placa irradiada, comparando con la gráfica inicial hecha con la cámara plano-paralela podemos observar las diferencias y el error entre ellas es del 2%. Según la figura 34.

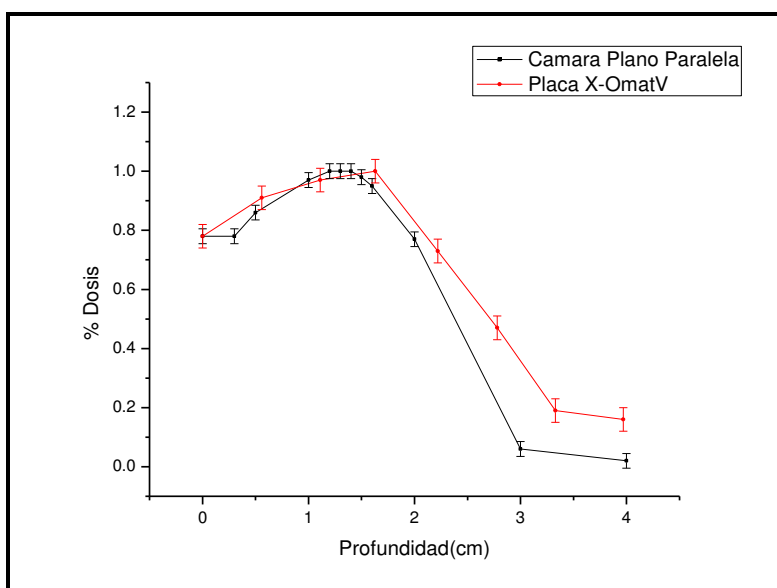
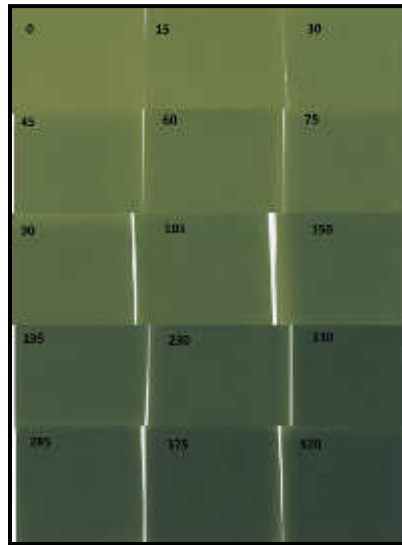


Figura 34: Comparación de PPD: cámara plano paralela Vs Placa dosimétrica

Así encontramos que es factible realizar un PDD con una placa radiográfica, ahora se realizara el mismo método con la película gafchromic, pero se automatiza el proceso usando el software Utopía, escaneando las placas e ingresando los datos al software de tal manera que el análisis de las películas sean en su totalidad con el software UTOPIA.

Para la utilización de este tipo de placas se realizó nuevamente la calibración de la placa para conocer el rango de trabajo, irradiándose de 0 a 4 Gy. (figura 35).



*Figura 35: Placa Gafchromic irradiada a distintas Unidades de Monitor (UM):
1) 0UM, 2)15UM, 3)30UM, 4)45UM, 5)60UM, 6)75UM, 7)90UM, 8)105UM, 9)150UM,
10)195UM, 11)230UM, 12)330UM, 13)285 UM, 14)375UM, 15) 420 UM*

Para irradiar esta vez el PDD en la película gafchromic se usó el método explicado en el capítulo 3.2 obteniendo lo siguiente:



Figura 36: Irradiación de la placa gafchromic, con energía de 6Mev, a una distancia de SSD= 100cm y con agua sólida.

La irradiación de las placas fue con 100 UM, obteniéndose un factor de calibración $\{D_{w,Q} Z_{max}\}$ de 1.02cGy/UM, según procedimiento (TRS 398) [1], entonces la dosis recibida a 1.47cm de agua es 102 cGy.

**Worksheet for the determination of the absorbed dose to water
in an electron-beam**

User: **ALAIDA** Date: **05/07/2013**

1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **TRILOGY**
400 Nominal energy: **6.000** MeV

Nominal dose rate: **100.0** MU min⁻¹ Measured R_{50} : **2.470** g cm⁻²

Reference phantom: water plastic obtained from ionization dose curves

Reference field size: **10*10** cm x cm Reference SSD: **100** cm

Beam quality, $Q (R_{50,w})$ **2.482** g cm⁻² Ref. depth $z_{ref,w} = 0.6 R_{50} - 0.1$: **1.4** g cm⁻²

6. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum, z_{max}

Depth of dose maximum: $z_{max} =$ **1.47** g cm⁻²

Percentage depth-dose at z_{ref} for a **10*10** cm x cm field size:
 $PDD(z_{ref} = 1.4 \text{ g cm}^{-2}) =$ **99.99** %

Absorbed-dose calibration of monitor at z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) =$$
 1.0227E-02 Gy / MU

Figura 37: Fragmento de la Hoja de trabajo de la Clinica Aliada para determinar la dosis absorbida en agua en un haz de electrones [1]

Se procede a ingresar los datos de calibración y la dosis en el programa UTOPIA, el cual nos proporcionará los PDDs, para ser comparados con el PDD de referencia. En el caso del uso del software, ya no es necesario medir las DO, sino el software halla los pixeles y estima un valor de color.

De esta forma el software crea una curva de calibración, la cual se asigna a la imagen que se desea analizar. Se halla el perfil de PDD de una manera automática, asignando los valores de calibración a cada imagen. Para el caso de la energía de 6Mev se obtuvo la siguiente imagen (figura 38).

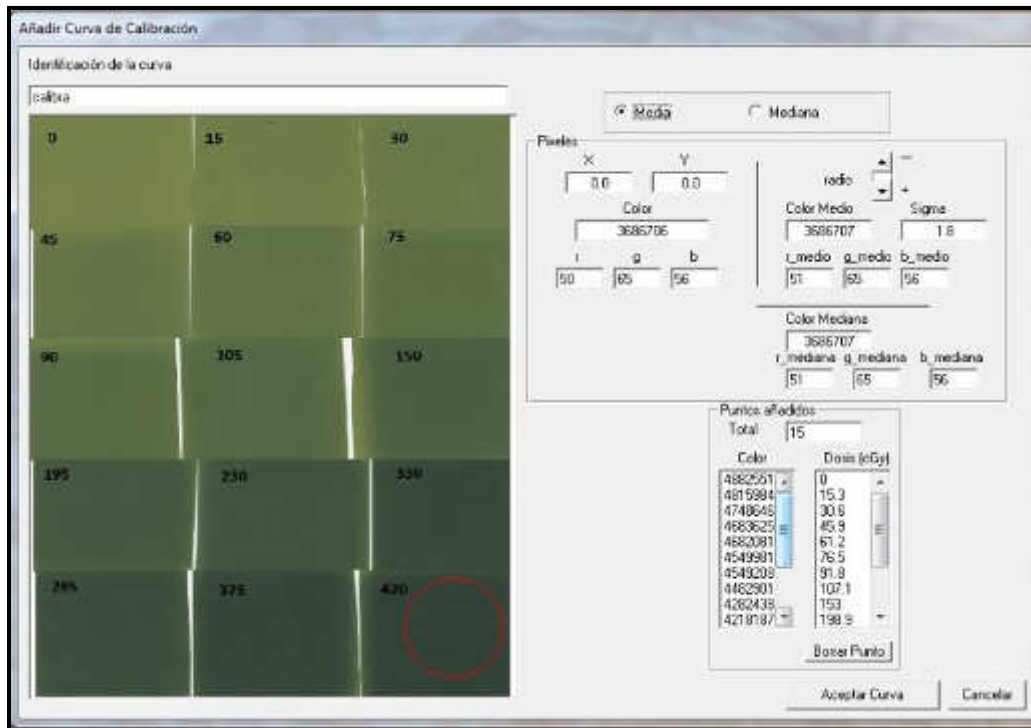


Figura 38: Pantalla del programa de Utopía, donde se ingresan los datos, para la calibración automática de la placa

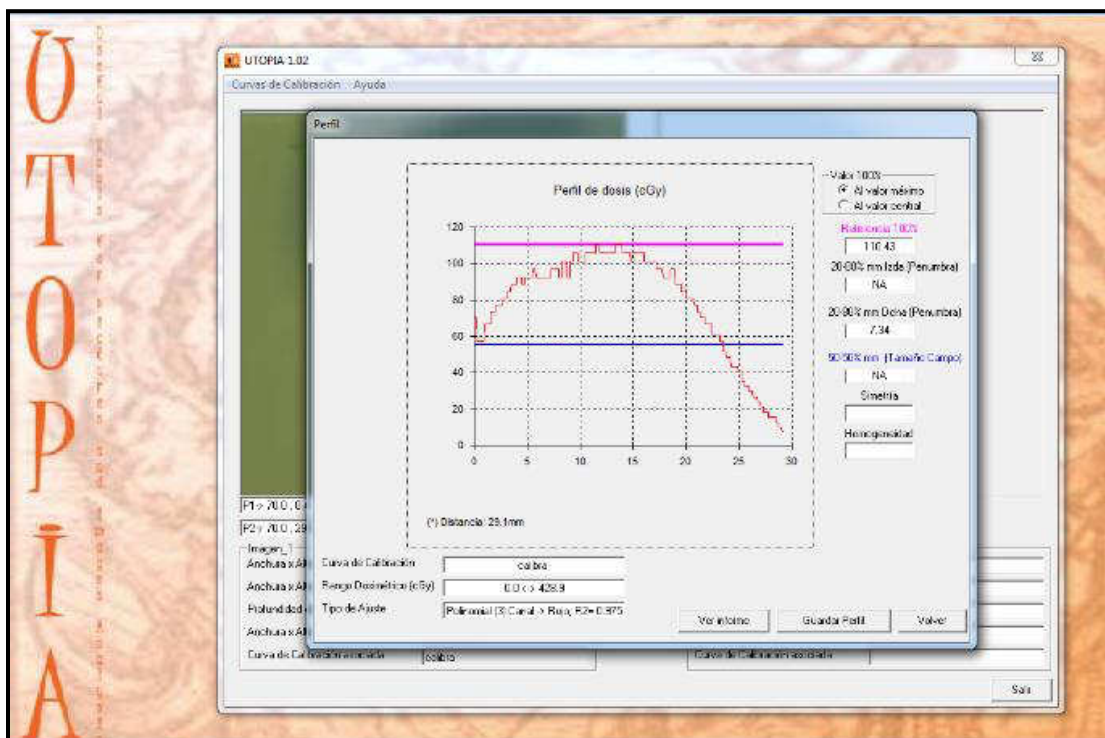


Figura 38. Imagen del perfil de dosis en la energía de 6MeV usando el software UTOPIA.

Como se muestra en la figura 38, se comparan los datos obtenidos con el software libre y los datos del PDD referencial.

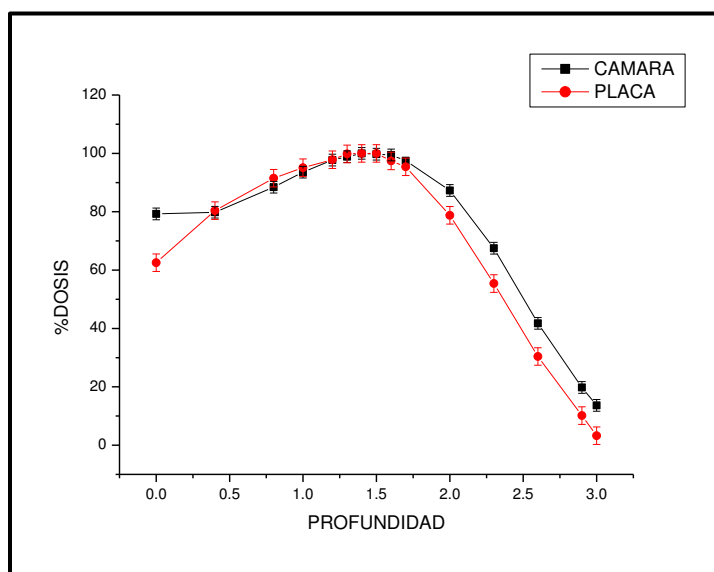


Figura 38. Comparación de PDD con cámara plano paralela y PDD con placa gafchromic.

Como segunda parte de la investigación, se irradiaron campos cuadrados para cada tamaño de cono, en el cual se evalúa la simetría de cada campo (figura 39), comparándolos con los datos obtenidos con la cámara plana paralela.

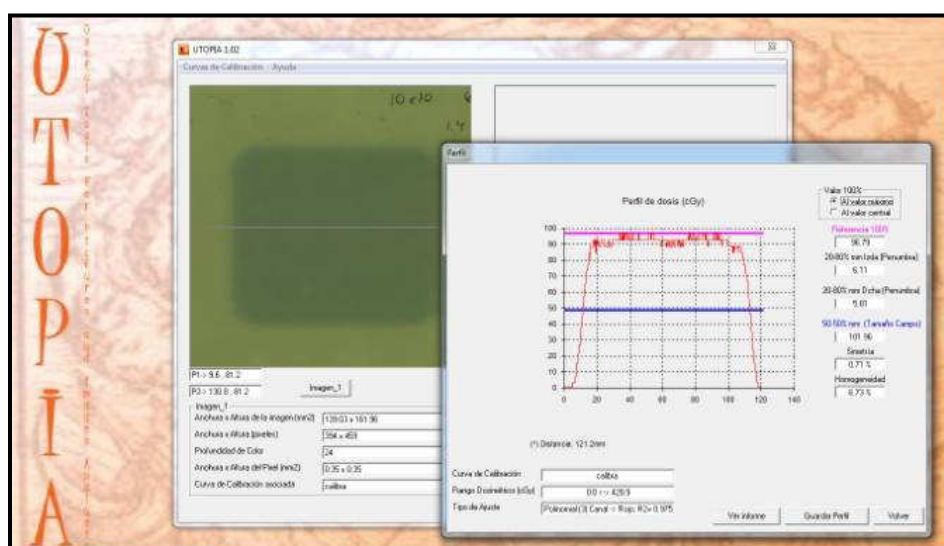


Figura 39. Imagen del análisis de simetría mediante el uso del software Utopia. Se muestra la imagen con cono de 10x10.

Al realizar las medidas con todos los tamaños de campo, se obtuvieron los siguientes valores (tabla 07):

TAMAÑO CONO	SIMETRIA	
	CAMARA PLANO PARALELA	PROGRAMA UTOPIA
6 x 6	0.6%	0.67%
10 x 10	0.52%	0.71%
15 x 15	0.68%	0.7%
20 x 20	1.21%	1.4%
25 x 25	0.6%	0.02%

Tabla 07. Valores de Simetría obtenidos tanto con la cámara plano paralela como con las placas gafchromicas

CAPITULO 4

4. DISCUSIONES

- ✓ La dosimetría absoluta, tanto en el caso de fotones como de electrones, es necesario realizarlas con una cámara de ionización [1,2]; sin embargo, en la dosimetría relativa se pueden usar diversos métodos de medición [2]. Uno de ellos es el uso de las películas radiográficas aplicada en el presente trabajo, para el cual ha sido necesario calibrar las películas para encontrar el rango de respuesta lineal, esta calibración es necesaria para cada lote de película radiográfica a utilizar.

- ✓ En el capítulo 3, se describieron dos métodos distintos de irradiación de placas radiográficas; para el primer método se usaron placas X-Omat V comparando el PDD de la cámara plano paralela, la cual sirve de referencia, con el PDD realizado con placas X-Omat V (figura 34); notamos que si bien las curvas son similares, las diferencias mayores de dosis se dan a mayor profundidad de medición, encontrándose un 3% a partir de los 2.8cm de profundidad. Este error puede ser atribuido al uso de placas de acrílico para simular el agua, además de las incertidumbres asociadas al proceso de revelado y creación de artefactos y espacios de aire en el posicionamiento [2]. Teniendo en cuenta estos detalles es recomendable no usar este método de irradiación para energías mayores a 6MeV.

- ✓ Para el primer método de irradiación, se hubiera podido obtener mejores resultados si se poseían espesores de acrílicos necesarios para obtener todas las combinaciones de profundidades, es por ello que en la tabla 06, solo se expresan algunas profundidades, entre las cuales no se logra obtener la profundidad exacta del dmax, esto puede ser también observado en la figura 34, la cual fue obtenida de la tabla 08.

Profundidades Cámara	Prof. Película X-omat	% Dosis Camara	% Dosis Película
0	0	0.78	0.78
0.3		0.78	
0.5		0.86	
	0.56		0.91
1		0.97	
	1.1		0.97
1.2		1	
1.3		1	
1.4		1	
1.5		0.98	
1.6		0.95	
	1.63		1
2		0.77	
	2.22		0.73
	2.78		0.47
3		0.06	
	3.33		0.19
	3.97		0.16
4		0.02	

Tabla 08. Datos comparativos de las dosis en profundidades obtenidos con la cámara plano paralela como con la película X-Omat V, usando el primero método de irradiación mencionado en el capítulo 3

Si bien es cierto con la ayuda del programa origin se logró realizar la gráfica e interpolación, los resultados no llegan a ser los más adecuados. Aunque la desviación entre ambos métodos está dentro del 3% a profundidades menores a 2.8cm, se debe evaluar con detenimiento el uso de este método de irradiación.

- ✓ En el segundo método descrito en el capítulo 3, se utiliza el agua sólida en lugar del acrílico y además las películas gafchromics, las cuales no necesitan revelado. Según los datos obtenidos (figura 38) el error disminuyó a solo 2% entre las mediciones con cámara de ionización y película gafchromics, además la dosis en el Dmax concuerdan con menos de 0.4% de diferencia. Siendo este método más preciso para las futuras toma de datos (tabla 09).

PROFUNDIDAD	% Dosis Cámara	% Dosis Película
0	79.26	62.54
0.4	79.84	80.38
0.8	88.41	91.49
1	93.57	95.11
1.2	97.71	97.83
1.3	98.85	99.82
1.4	100	100
1.5	99.73	100
1.6	99.46	97.4
1.7	97.48	95.4
2	87.3	78.78
2.3	67.5	55.4
2.6	41.76	30.4
2.9	19.8	10.15
3	13.66	3.26

Tabla 09. Datos del PDD obtenidos con la cámara plano paralela frente a los datos obtenidos con el software UTOPIA.

La concordancia de los datos se debe a la disminución de errores de posicionamiento que se puedan producir si se varía la profundidad de la película de manera manual como es el caso de primer método de irradiación. Además de evitar errores como son los artefactos originados por la desalineación, espacios de aire entre fantoma y película o bordes de películas empotradas.[17].

- ✓ El software UTOPIA nos facilita el análisis de imágenes, al evitar las medidas de DO en cada punto, y ayudando a crear las curvas de calibración automáticamente, registrando los valores de dosis irradiados en cada punto. Como se muestra en la figura 40, se logra la curva de calibración de la placa al asignar valores de dosis a cada sección de la imagen. Pudiendo además elegir el canal de color más adecuado para nuestras medidas o películas. Automáticamente el software hace la interpolación polinomial, dando como resultado cada coeficiente de ajuste de la curva.

La curva polinomial de tercer orden está dada por la siguiente formula:

$$F x = a_n X^n + a_{n-1} X^{n-1} + a_{n-2} X^{n-2} + a_0$$

Obteniendo en el software

$$a_0 = 1966.7$$

$$a_1 = -48.91$$

$$a_2 = 0.43$$

$$a_3 = -1.35 E - 0.3$$

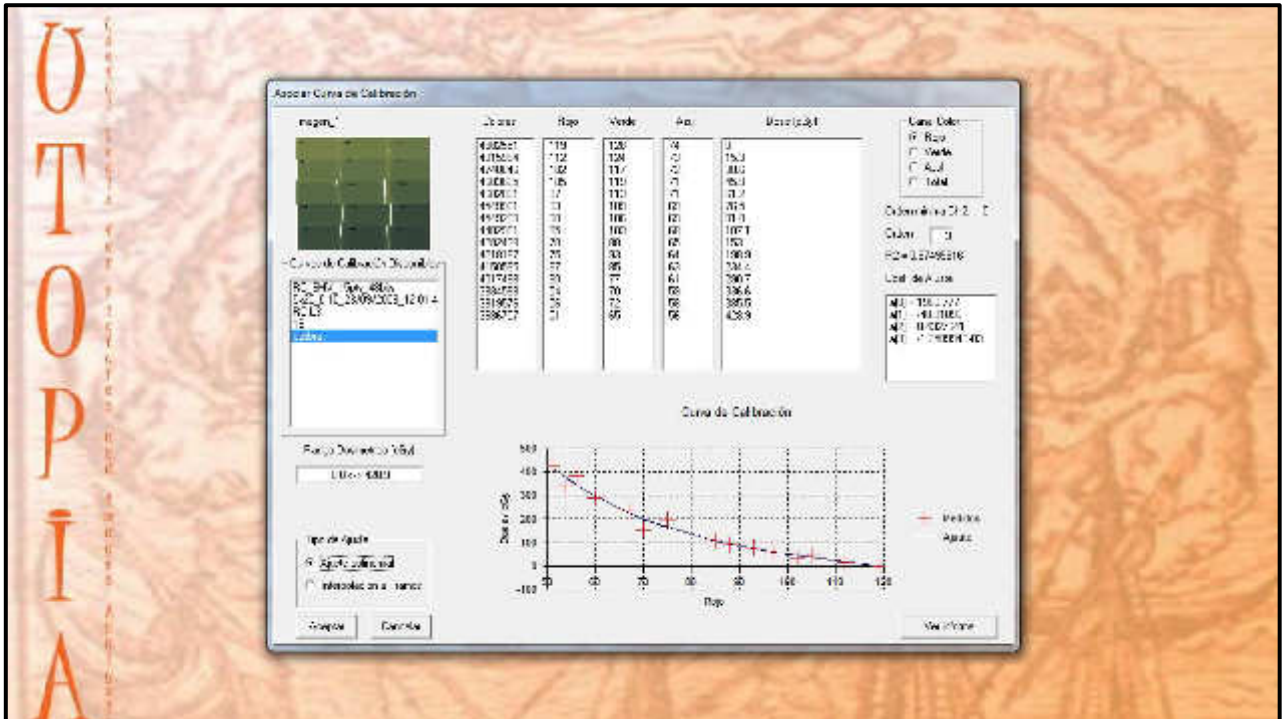


Figura 40. Imagen de la pantalla del software cuando se realiza la calibración de la película.

- ✓ Se encontró mucha concordancia en las medidas para hallar la simetría del haz de radiación, como se muestra en las figuras 41 al 44, se realizó el estudio de simetría del haz para todos los tamaños de cono con la energía de 6Mev.

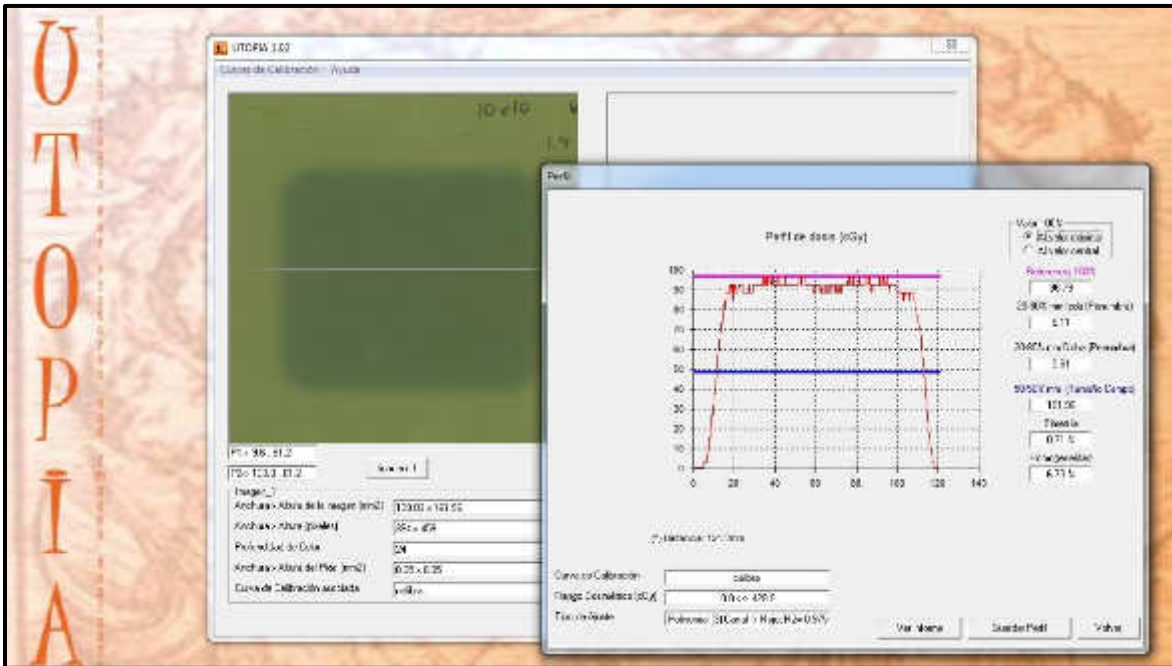


Figura 41. Análisis de simetría con el software Utopía para 10×10 con irradiación con 6MeV

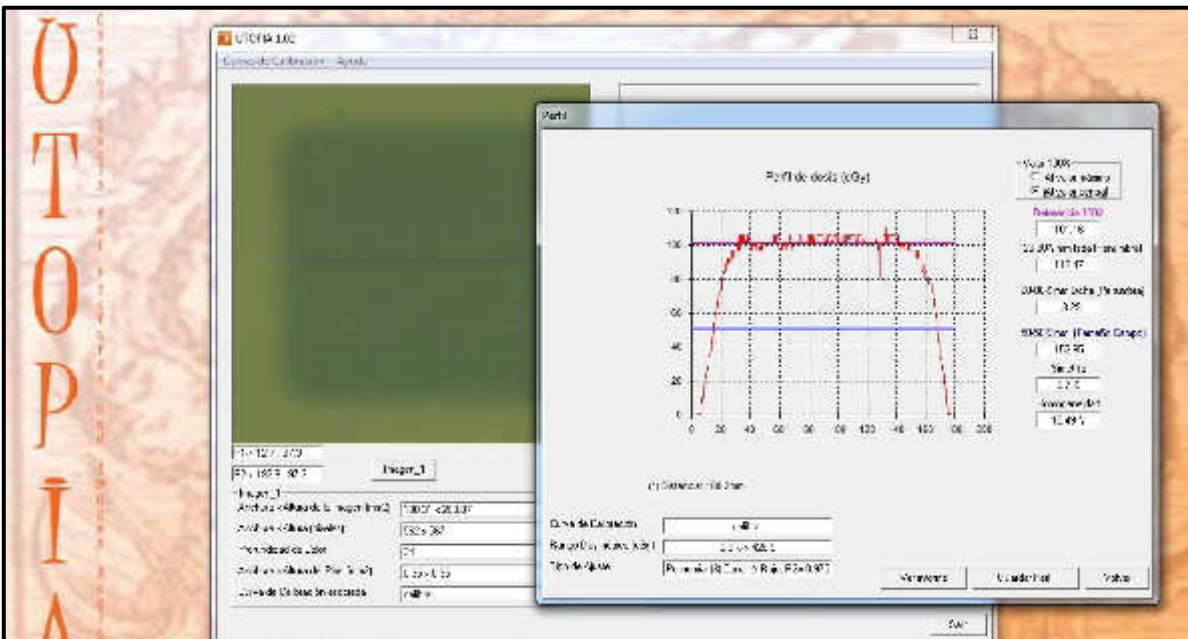


Figura 42. Análisis de simetría con el software Utopía para 15×15 con irradiación con 6MeV

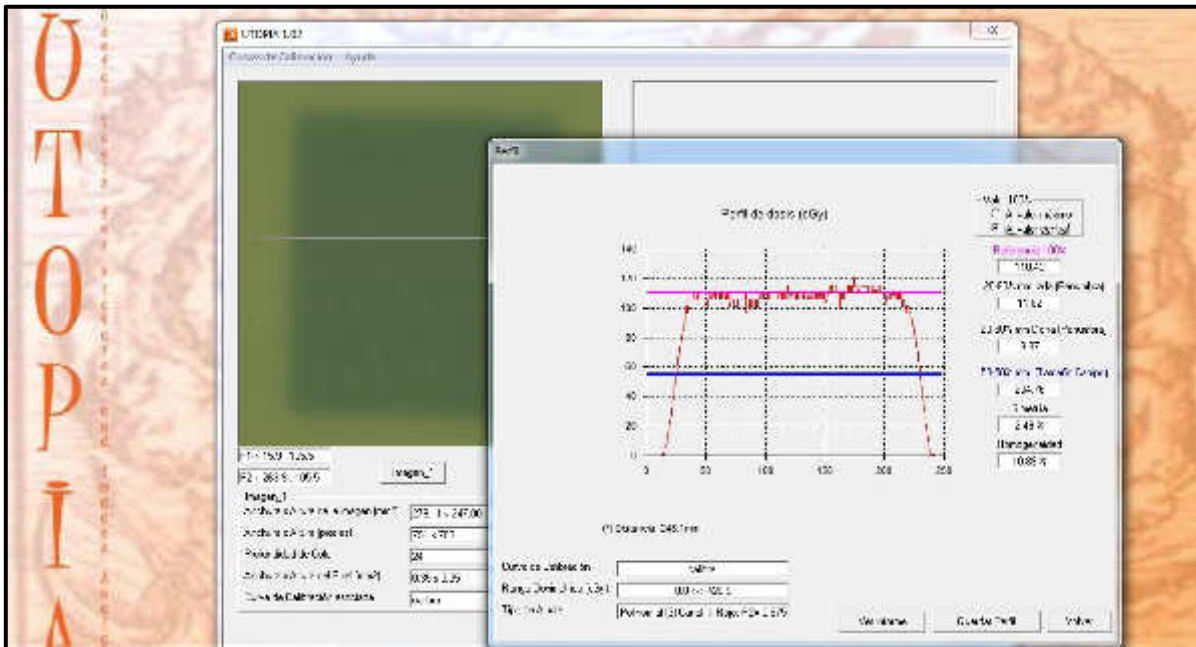


Figura 43. Análisis de simetría con el software Utopía para cono 20x20 con irradiación con 6Mev

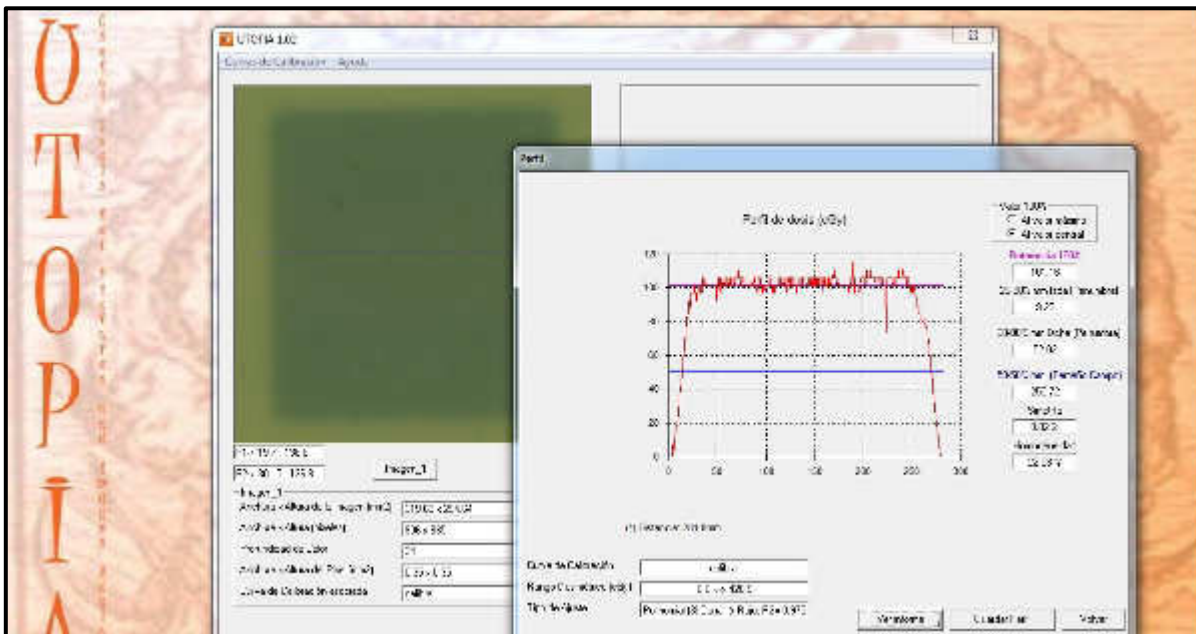


Figura 44. Análisis de simetría con el software Utopía para cono 25x25 con irradiación con 6Mev

Como se puede observar en la tabla 07, la mayor diferencia es de 0.58% cuando se irradia el cono de 25x25 mientras que la menor diferencia de simetría se encontró en el cono de 15 x 15 con solo 0.02% de diferencia. Esto nos demuestra que las películas gafchromics son muy útiles para el estudio de simetrías, ya que son muy precisas y además nos evitan los errores por el revelado de las mismas.

CAPITULO 5

5. CONCLUSIONES

- Se ha estudiado un método para la dosimetría de haces de electrones basado en la irradiación de placas X-Omat V, placa que al presentarse, como ya es conocido, en "ready-pack" son de muy fácil manejo, además de un costo menor y la facilidad de encontrar este tipo de placas en los centros dedicados a la radioterapia.
- Las películas gafchromics son de muy fácil manejo y buena respuesta a la irradiación, evitando el uso del revelador y disminuyendo factores de errores que se pueden inducir. La caracterización de las placas se debe realizar para cada lote, ya que pueden existir desviaciones de naturaleza dosimétricas entre ellas.
- El escáner de mesa es una herramienta que puede ser usada para la digitalización de imágenes, siempre y cuando se tenga en cuenta las incertidumbres que el uso de éste conlleva. Además de proporcionar un método rápido y versátil en el dosimetría de electrones.
- Los resultados obtenidos se encuentran dentro del rango de trabajo de una clínica (menor al 3%), por ello no se debe descartar este método como una manera adecuada de realizar la dosimetría.
- Se usaron dos métodos para realizar las medidas de PDD, encontrándose una mejor respuesta en el segundo método, en el cual se colocan las placa en forma paralela al haz de radiación (página 52), optimizo el uso de placas, tiempo de irradiación y las cantidad de datos que se pueden tomar con un solo disparo.
- Según las mediciones realizadas la desviación de las medidas crece con la profundidad, teniendo una validéz de hasta 3 cm de profundidad dependiendo de las energías medidas y el método usado para la irradiación de la película.
- El software Utopía, es un software poco conocido en el tratamiento de imágenes, sin embargo, nos muestra grandes beneficios y posibilidades de tratamiento de imágenes, además de otorgarnos licencia abierta para el libre uso. Los datos obtenidos con el software,

al compararlas con los datos de la cámara de ionización, nos dan menos del 3% de error, avalando la posibilidad de usar el software como un medio de medida e intercomparación.

- Se pueden medir la simetría de cada campo de electrones mediante el uso de películas gafchromics, ya que se obtuvieron diferencias no mayores a 0.58%.
- Las películas gafchromics no son usadas normalmente en el Perú para la dosimetría relativa, sin embargo se demuestra que el uso de estas placas es altamente eficiente en medidas como simetría o en PDD.

5.1 RECOMENDACIONES

- Determinar previamente el rango de trabajo de las placas radiográficas a usar, para evitar sobre irradiar una película, ya que no dará la información útil.
- Esta metodología puede ser aplicable para los demás tamaños de campos de electrones así como para haces de fotones usando mayor dimensión de acrílico.
- Conocer los errores que se pueden ocasionar en el posicionamiento de las películas para tomar en cuenta en las mediciones.
- Los resultados pueden ser comparados con otros tipos de dosímetros, sin embargo una película no puede ser usada como instrumento de una dosimetría absoluta.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Colección de informes técnicos N° 398: 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. Organismo Internacional De Energía Atómica. Viena, 2005.

[2] F. M. Khan, The Physics of Radiation Therapy. Williams and Wilkins, Second Edition, Philadelphia, 1994.

[3] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and students: 264-270, 282, 283, 491, 501, 516, IAEA, Austria, 2005.

[4] P Mayles, A. Nahum. Handbook of radiotherapy physics: Theory and Practice. Taylor y Francis Group, 2007. ISBN-10: 0-7503-0860-5. ISBN-13: 978-0-7503-0860-1.

[5] International commission on radiation units and measurements. Radiation quantities and units. Report N°. 33. Washington, DC: International Commission on Radiation Units and Measurements; 1980.

[6] Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 mev. Nordic Association of Clinical Physics. Acta Radiol. 1980;19:55

[7] Fotos de posicionamiento en acelerador.(s.f). Recuperado el 10 de mayo del 2013, de <http://www.physics.adelaide.edu.au/medical/Pictures.html>

[8] Granados CE, Andreo P, Brosed A, Lizuain MC, Saez C, Gultresa J. Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia. Curso de la SEFM, Oviedo, 1997.

[9] Carrasco, F.J. Luis, M. Baeza, M. Herrador. Protocolo de uso de películas radiocrómicas para verificaciones dosimétricas en radioterapia. Análisis de factores influyentes. Servicio de Radiofísica de los Hospitales Universitarios Virgen del Rocío de Sevilla.

[10] Torres, J. Pérez-Calatayud, F. Liso¹, J. Roselló, E. Casal, V. Carmona¹, V. Puchades¹, P. Lopes, E. Tomás. Dosimetría de haces pequeños de electrones mediante un método sencillo basado en película radiográfica. Revista de Fisica Medica 20045(2) 90-93

[11] Shiu AS, Otte VA, Hogstrom KR. Measurement of dose distributions using film in therapeutic electron beams. Med Phys 1989; 16(6): 911-915.

- [12] Medina L., Garrigo E., Venencia D. Caracterización de films radiocromicos EBT3 mediante la utilización de escáner Epson 10000XL y Vidar Dosimetry Pro Red. Instituto de radioterapia Fundacion Marie Curie. 2011
- [13] Christopher G. Soares. Radiochromic film. Ionizing Radiation Division. National Institute of Standards and Technology. 2008.
- [14] Origin LabCorporation. Origin 8. User Guide. One Roundhouse Plaza. Northampton, MA. 2007
- [15] Giselle Bernui. Maria Elena Morales, Augusto Cardenas. Dosimetría para campos pequeños de electrones de alta energía utilizando películas radiográficas. Revista de la facultad de Ciencias de la UNI. 2006 (13 – 17).
- [16] Kodak Industrex M35. Eastman Kodak Company 2006. N° de cat.188 2604.
- [17] Guerda Massillon-JL, Sou Tou Chiu-Tsao, Ivan Domingo-Muñoz, Maria F. Chan. Energy dependence of the new gafchromic ebt3 film:dose response curves for 50Kv, 6 and 15MV X-Ray beams. International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2012, 1, 60-65
- [18] David F. Lewis Phd.(s.f) *Using radiochromic film: Tips and Techniques*. [diapositiva de power point]. Recuperado de: <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/lewis-tips.pdf>
- [19] Kodak X-Omat V. Technical Information Data Sheet. Carestreams Health. Issued 2010-02.
- [20] Gafchromic® EBT2. Self-developing film for radiotherapy dosimetry. February 19, 2009. International Specialty Products
- [21] PC Electrometer. El electrómetro de referencia portátil definitivo. Sun Nuclear Corporation. Web: www.sunnuclear.com
- [22] Exradin Ion Chamber. Technical Information. 3120 Deming Way Middleton WI 53562-1461 USA. 2011. www.standarimaging.com
- [23] PTW Freiburg (2012) *DENSIX Film Densitometer*. Recuperado el 10 de agosto del 2013. http://www.ptw.de/densix_film_densitometer.html

ANEXO 1

Certificados de Calibración

CÁMARA MARKUS

CALIBRATION CERTIFICATE
No. 1002447

PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49056-70 E-Mail info@ptw.de

PTW

Calibration Object

Radiation Detector

Detector **TN23343-04185**
Detector Type Ionization Chamber

Manufacturer PTW-Freiburg
Customer PTW-New York Corporation
205 Park Avenue
USA-11801 Hicksville

Order No.: AU1003057
Order Date: 2010-06-21

Calibration Results

Measuring Quantity Absorbed Dose to Water (D_w)

Detector Calibration Factor $N_{D,w} = 5.616 \cdot 10^4 \text{ Gy / C}$

Beam Quality Correction	Beam Quality	Correction Factor k_Q	Uncertainty
	^{60}Co	1.000	1.1 %

Reference Conditions

Beam Quality:	^{60}Co
Temperature:	295.2 K (22°C)
Air Pressure:	1013.2 hPa
Relative Humidity:	50%
Chamber Voltage/Polarity:	+ 300 V
Ion Collection Efficiency:	100 %

Calibration Date **2010-07-16**
Recalibration Interval: 2 years (recommended)

Freiburg, 2010-07-19

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pöschel GmbH

[Signature]

(Signature)

Page 1 / 2

Calibration Conditions and Set-up

Climatic Conditions	Temperature Range:	[291.2 ... 297.2] K / [18 ... 24] °C			
	Air Pressure Range:	[950 ... 1050] hPa			
	Rel. Humidity Range:	[40 ... 60] %			
Beam Quality and Geometry	Quality	Filter [mm]	HVL [mm]	SDD [cm]	Size [cm]
	⁶⁰ Co	-	-	100	10 x 10
	Quality:	Beam qualities according to IEC 60731 / DIN 6809-5 / DIN 6809-4			
	Filter:	Total filtration (inherent and additional filters)			
	HVL:	Half value layer at the point of measurement			
	SDD:	Distance between radiation source and reference point			
	Size:	Field size at reference point, diam. ≠ Field Diameter			
	Reference depth:	5 g cm ⁻² H ₂ O			
Detector Arrangement	The membrane faced towards the radiation source Reference point position at stated measuring depth / distance to the radiation source (For further information see manual and data sheet of detector.)				
Dose and Dose Rate	Absorbed Dose To Water range :	[5.0 · 10 ⁻² ... 5.0] Gy			
	Absorbed Dose To Water rate range :	[50 ... 300] mGy/min			
	A saturation efficiency of ≥ 99.5% is guaranteed for Absorbed Dose To Water rates up to 11 Gy/s				
Polarity Effect	≤ 0.2 % (not accounted for in the detector calibration factor)				
Saturation Correction Factor	K _S = 1.000				
Leakage	Negligible during calibration				

Remarks

1. The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standard used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long-term instability of the object under calibration is not included.
2. The calibration is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionization chamber showing the intact sticker with the certificate number. Calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signature are not valid.
3. The components of the calibration object fully comply with the respective specifications given in the data sheet and user manual.

ELECTROMETRO

FARMER

THE UNIVERSITY OF TEXAS
**MD Anderson
Cancer Center**

Instrument(s) submitted by:

Sun Nuclear Corporation
425-A Pineda Ct.
Melbourne, FL 32940

Page 1 of 4
Report # 2012-310

Report of Calibration

Date instrument(s) received for calibration: October 9, 2012
Date instrument(s) calibration completed: October 10, 2012
Date calibration report mailed: October 17, 2012

Description of instrument(s):

PTW Chamber Model TN23343 (0.055 cc polyethylene-graphite window: 2.3 mg per square cm)
Serial # 04185

PTW Chamber Model TN30013, (0.6 cc, acrylic), Serial # 006009

Sun Nuclear PC Electrometer Model 1014, Serial # 77702008

NOTE: The proper function and reliability of the radiation measuring devices described in this document are highly dependent upon handling and use. As such, The University of Texas MD Anderson Cancer Center and its employees shall maintain responsibility for the guarantee of the calibration results only until the time that the instruments leave MD Anderson Cancer Center premises. It is recommended that the instrument user establish an appropriate technique of monitoring the constancy of the instrument response before and after its submission to the Accredited Dosimetry Calibration Laboratory and on a regular basis thereafter. In addition, it is the expressed responsibility of the instrument user to assure (by personal communication, if necessary) that his or her interpretation of the information in this document is consistent with that intended by the Accredited Dosimetry Calibration Laboratory. Basic information on the ADCL Calibration is included as an Appendix to this report.

Any reproduction of this calibration report must be made in full without compromising its integrity. Partial reproduction is permitted only with written permission from the Accredited Dosimetry Calibration Laboratory.

ANEXO 2

Determinación de dosis absorbida en agua de un haz de electrones

Para haces de electrones se toma como índice de calidad del haz la profundidad de hemiabsorción, R50. Es la profundidad en agua (en g/cm²) en la cual la dosis absorbida es el 50% del valor máximo de la dosis absorbida.

$$R_{50} = 1,029 R_{50,ion} - 0,06 \text{ g/cm}^2$$

Siendo $R_{50,ion}$ la magnitud que se mide en el 50% de la distribución de ionización en profundidad en agua; según el dato de nuestro trabajo, $R_{50,ion} = 2,15 \text{ nC}$, por lo tanto, reemplazando tenemos:

$$R_{50} = 1,029 (2,15) - 0,06 \text{ g/cm}^2 = 2,152$$

- Para determinar la dosis absorbida en las condiciones de referencia es necesario obtener la profundidad de referencia (Z_{ref}), está dada:

$$Z_{ref} = 0,6 R_{50} - 0,1 \text{ (R50, en g/cm}^2\text{)}$$

Por lo tanto reemplazando el dato obtenido anteriormente tenemos:

$$Z_{ref} = 0,6 (2,152) - 0,1 = 1,19$$

- Se deben realizar las correcciones de presión y temperatura, para ello:

$$K_{tp} = \frac{272,3 + T P_o}{272,3 + T_o P}$$

Reemplazando de los datos obtenidos tanto del certificado de calibración ($T_o = 20,2$ y $P_o = 98,5$) y los datos medidos ($T = 18$ y $P = 100,1$).

$$K_{tp} = \frac{272,3 + 18 \cdot 98,5}{272,3 + 20,2 \cdot 100,1}$$

$$K_{tp} = 0,9764$$

- Realizando corrección por polaridad.

$$K_{tp} = \frac{M_+ + M_-}{2M}$$

Si reemplazamos los datos obtenidos $M_+ = 1,73 \text{ nC}$ y $M_- = 1,69 \text{ nC}$, por lo tanto:

$$K_{tp} = 1,0118$$

- Corrección por Recombinación, tenemos:

$$K_S = a + a^1 \frac{M1}{M2} + a^2 \left(\frac{M1}{M2}\right)^2$$

Tenemos lo siguiente: M1= 1,73; M2= 1,73

a0= 9,24; a1 = -20,028; a2 = 11,779

$$K_S = 0,992$$

Por lo tanto la corrección dosimétrica por voltaje está dada por:

$$M_q = M_1 K_{tp} K_s K_{elec} = 1,69^{-02} \text{ nC/MU}$$

- La dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia es:

$$D_{w,q(Zref)} = M_q N_{w,q} K_{qq}$$

Reemplazando valores, siendo $N_{w,q} = 0,601$, valor dado en certificado de calibración, $K_{qq} = 0,935$, valor dado en tabla del TRS 398.

$$D_{w,q(Zref)} = 9,52^{-03} \text{ Gy/MU}$$

- Dosis absorbida en la profundidad de dosis máxima, Z_{max} .

$$D_{w,q(Zmax)} = 100 D_{w,q(Zref)} / PDD (Z_{ref}) = \mathbf{9,52^{-03} \text{ Gy/MU}}$$

