

# *Escuela de Física*

*Trabajo Especial de Grado*





Universidad Central de Venezuela

Facultad de Ciencias

Escuela de Física

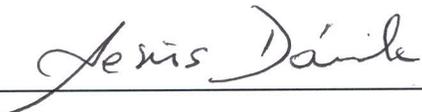
# **Protocolo para la Irradiación de Metástasis Generalizada en Región Torácica utilizando la Técnica de Arcos con Electrones**

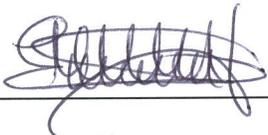
Br. Lucía Serna

MSc. Jesús Dávila, Tutor.

Caracas, 17 de octubre del año 2013

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por la Br. Lucía Elena Serna Iturria, titulado: "**Protocolo para la Irradiación de Metástasis Generalizada en Región Torácica utilizando la Técnica de Arcos con Electrones**" para optar al título de Licenciada en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

  
\_\_\_\_\_ 17-10-2013  
MSc. Jesús Enrique Dávila Pérez, Tutor Fecha

  
\_\_\_\_\_ 17-10-2013  
MSc. Erick J. Salcedo G. Fecha

  
\_\_\_\_\_ 17/10/2013  
Dr. Miguel Martín L. Fecha

Caracas, 17 de octubre del 2013

Protocolo para la Irradiación de Metástasis Generalizada en  
Región Torácica utilizando la Técnica de Arcos con  
Electrones

Br. Lucía Serna

*Trabajo Especial de Grado presentado  
ante la ilustre Universidad Central de Venezuela  
como requisito parcial para optar al título de  
**Licenciada en Física.***

# AGRADECIMIENTOS

---

Este trabajo ha sido posible gracias al apoyo y colaboración que me han brindado varias personas a lo largo de la ejecución del mismo, por lo tanto GRACIAS:

- ❖ A mi madre Matilde Iturria, por todo el apoyo que me ha brindado durante toda mi carrera, contribuyendo a mi desarrollo académico y profesional gracias a su educación y buen ejemplo.
- ❖ A mi tutor MSc. Jesús Dávila, por su paciencia, su dedicación y sus valiosos consejos durante la ejecución de este trabajo y durante mi proceso de formación como Físico Médico.
- ❖ A mis amigos Almary Guerra, Michael Ellner, Patricia Yovane y Aurimary Zoino por darme ánimos y fuerza para superar las dificultades y seguir adelante.
- ❖ A los Físicos Médicos pertenecientes al Grupo Gurve y a Física Médica Rita Castillo, Katuska Coello, Alfredo Parra, Alejandro Rincones, Héctor Mendoza y Omar León por su apoyo y consejos a la hora de realizar las mediciones correspondientes a este trabajo.
- ❖ A los técnicos que operan los aceleradores lineales del Servicio de Radioterapia del Centro Médico Docente La Trinidad, especialmente a Douglas Serrano, por su colaboración durante la elaboración del aplicador trapezoidal.

# RESUMEN

---

## **Protocolo para la Irradiación de Metástasis Generalizada en Región Torácica utilizando la Técnica de Arcos con Electrones**

Lucía Serna

MSc. Jesús Dávila

Universidad Central de Venezuela

Se realizó un estudio dosimétrico de la modalidad de radioterapia con arcos dinámicos de electrones haciendo una comparación entre las técnicas con uno y tres isocentros. Se consideraron los efectos del uso de bolus o bloque de parafina en la distribución de dosis en la superficie de un maniquí antropomórfico. Para la determinación de la dosis se colocaron en la superficie del maniquí detectores tipo MOSFET. Se elaboró un aplicador de electrones para arcoterapia con una abertura de forma trapezoidal el cual se utilizó durante todas las mediciones realizadas.

# ÍNDICE

---

<b>Resumen</b> .....	iv
<b>Índice</b> .....	v
<b>Introducción</b> .....	1
<b>1. Radioterapia con Electrones</b>	
1.1. Radioterapia con electrones .....	4
1.1.1. Interacciones de los electrones con el medio .....	4
1.1.2. Posición virtual de la fuente .....	6
1.1.3. Curva de dosis en profundidad .....	7
1.1.4. Especificaciones de energía del haz .....	12
1.1.5. Bolus .....	13
1.1.6. Conformación del campo .....	13
1.1.7. Factores de salida .....	14
1.1.8. Perfil de dosis .....	15
1.1.9. Planitud y simetría .....	16
1.1.10. Curvas de isodosis .....	17
1.1.11. Combinaciones de campos de electrones .....	19
1.1.12. Planificación de tratamientos con campos de electrones .....	20
1.2. LINACS .....	21
1.2.1. El isocentro .....	22
1.2.2. Componentes del acelerador lineal .....	22
1.3. Detectores de radiación .....	31
1.3.1. Cámaras de ionización .....	32
1.3.2. Diodos .....	35
<b>2. Arcoterapia con Electrones y Aplicaciones</b>	
2.1. Arcoterapia con electrones .....	39
2.1.1. Colimación .....	39
2.1.2. Modalidades .....	41
2.1.3. Distribuciones de dosis .....	41
2.1.4. Arcoterapia con Electrones en Pared Costal .....	42
2.1.5. Ángulo Beta .....	43
2.1.6. Algoritmos para arcoterapia con electrones .....	45
2.1.7. Cálculo de las distribuciones de dosis .....	47
2.1.8. Cálculo de la dosis por UM .....	48
2.2. Cáncer de mama .....	49
2.2.1. Tratamiento .....	49
2.2.2. Recidiva de cáncer de mama .....	50

<b>3. Equipos y Montaje Experimental</b>	
3.1. Equipos y materiales utilizados .....	53
3.2. Montajes experimentales .....	59
3.2.1. Calibración de los MOSFET .....	59
3.2.2. Verificación de la uniformidad de dosis con maniquí cilíndrico .....	61
3.2.3. Técnica de isocentro único .....	63
3.2.4. Técnica de tres isocentros .....	67
<b>4. Resultados y Discusiones</b>	
4.1. Calibración de los MOSFET .....	71
4.2. Verificación de la uniformidad de dosis con maniquí cilíndrico .....	74
4.3. Técnica de isocentro único .....	76
4.3.1. Sin bolus .....	77
4.3.2. Con bolus de 1,5 cm sobre los MOSFET .....	80
4.3.3. Con parafina .....	83
4.4. Técnica de tres isocentros .....	86
4.5. Comparación entre la técnica de isocentro único y la técnica de tres isocentros .....	105
4.6. Efectos del uso de bolus y del bloque de parafina .....	107
<b>Conclusiones</b> .....	111
<b>Bibliografía</b> .....	113

# INTRODUCCIÓN

---

La arcoterapia con electrones consiste en el tratamiento de grandes regiones de piel mediante “arcos de electrones”. Estos arcos de electrones son producidos cuando el gantry de un acelerador lineal clínico gira en torno al paciente a medida que los electrones son emitidos desde el cabezal. Los arcos de electrones requieren de una colimación especial que será descrita en el Capítulo 2.

Esta modalidad de la radioterapia fue descrita por primera vez en el año 1956 por Becker y Weitzel, quienes utilizaron un betatrón con energías menores de 15 MeV. Desde principios de la década de los 80 esta técnica comenzó a usarse con frecuencia y hoy en día se ofrece como una opción de tratamiento estándar en la mayor parte de los aceleradores lineales.

La arcoterapia con electrones es especialmente útil en el tratamiento de patologías oncológicas extendidas en regiones amplias a nivel de piel ya que el uso de múltiples campos estáticos pequeños (técnica tradicional de radioterapia con electrones) hace que el tratamiento sea muy largo y que se produzcan inhomogeneidades en la distribución de la dosis en el área a irradiar.

La recidiva en piel de cáncer de mama es una de las patologías que se puede tratar de manera óptima con este tipo de terapia. Cuando un paciente experimenta una recidiva local después de haber padecido cáncer de mama la enfermedad puede llegar a extenderse por toda la pared torácica y afectar amplias porciones de piel.

Existen varios estudios que prueban la utilidad de la arcoterapia con electrones en el tratamiento de cáncer de mama post-mastectomía radical sobre todo cuando el tumor sobrepasa la línea media o extiende hacia el tórax posterior. En el año 1988 L.K. McNeely et al. publicaron un estudio de 45 pacientes tratados por cáncer de mama con un

seguimiento de una media de 50 meses en el que se evidenció que los efectos tardíos y el control local fueron comparables a los de la irradiación estándar de pared costal [10] .

Entre las desventajas del uso de esta técnica se encuentra la necesidad de elaborar un sistema de colimación personalizado para cada paciente lo cual eleva los costos del tratamiento. Las ventajas observadas durante el estudio de L.K. McNeely et al. consisten en que la arcoterapia con electrones posibilita la irradiación de grandes áreas de la pared costal de manera uniforme protegiendo los tejidos sanos subyacentes.

Existen técnicas que permiten mejorar la distribución de dosis en los tratamientos de arcoterapia con electrones. Una de ellas es la sobreposición de varios arcos para tratar una misma región. Estos arcos pueden tener o no la misma energía. En el año 1990 D.D. Leavitt et al. publicaron un estudio en el que demostraron la eficacia de usar superposición de arcos de distinta energía para tratar una misma superficie. Para dicho estudio se calcularon los pesos de cada arco mediante un programa de optimización por computadora que minimiza las variaciones del porcentaje de dosis en profundidad radial en el volumen tratado. D.D. Leavitt et al. utilizaron para su estudio arcos de electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV más un arco de 6 MeV con un capa de bolus sobre la superficie a tratar, este último hace que el punto de dosis máxima se produzca en la piel del paciente y reduce el alcance, lo cual contribuye a incrementar la dosis en la región de build-up producida por los otros campos [13] .

El propósito de este T.E.G. es estudiar la técnica de arcos con electrones y medir la distribución de dosis que esta genera ya que esta técnica permite lograr una distribución de dosis más homogénea y acortar el tiempo total de tratamiento en los casos en que se necesita irradiar amplios sectores de piel del paciente.

## **Objetivo General**

Diseñar un protocolo de trabajo utilizando la técnica de arcos con electrones y medir su distribución de dosis para garantizar la homogeneidad del tratamiento sobre la piel del paciente acortando el tiempo total de tratamiento.

### **Objetivos Específicos**

1. Comisionar el acelerador para la irradiación con técnica de arcos con electrones.
2. Comisionar el sistema de planificación para el cálculo de dosis con electrones en modalidad estática y dinámica (arcos).
3. Simular las distribuciones de dosis con arcos de electrones en la región torácica.
4. Medición de distribuciones de dosis con detectores de estado sólido tipo MOSFET utilizando un maniquí antropomórfico.
  - Comparar la técnica de isocentro único con la técnica de tres isocentros midiendo las distribuciones de dosis que estas generan en la superficie de un maniquí antropomórfico mediante detectores tipo MOSFET.
  - Estudiar los efectos sobre la distribución de dosis en la superficie de un maniquí antropomórfico producidos por:
    - El uso de bolus sobre los detectores.
    - El uso de un bloque de parafina sobre el aplicador trapezoidal en el cabezal del acelerador.

# CAPÍTULO 1:

## Radioterapia con Electrones

---

### 1.1. Radioterapia con Electrones

La radioterapia con electrones se utiliza para el tratamiento de tumores superficiales (a menos de 5cm de profundidad) ubicados en la piel del paciente.

Los electrones han sido usados para radioterapia desde principios de los años 50, primero se producían mediante Betatrones y posteriormente por aceleradores lineales. Los aceleradores lineales modernos suelen producir electrones con un rango de energía de 4 MeV a 22 MeV.

#### 1.1.1. Interacciones de los electrones con el medio

Al atravesar el medio, los electrones interactúan con los átomos que allí se encuentran por medio de interacciones tipo Coulomb. Estas pueden ser [2] :

- ❖ Colisiones inelásticas con electrones atómicos dando como resultado ionización o excitación.
- ❖ Colisiones inelásticas con los núcleos atómicos resultando en producción de rayos X por efecto Bremsstrahlung ocasionando pérdidas radiativas.
- ❖ Colisiones elásticas con electrones atómicos.

- ❖ Colisiones elásticas con un núcleo atómico dando lugar a dispersiones elásticas que se caracterizan por un cambio en la dirección de electrón manteniendo su energía constante

La energía cinética de los electrones se pierde en las colisiones inelásticas que producen ionización o se convierte en otras formas de energía, como energía de los fotones o energía de excitación. En las colisiones elásticas la energía cinética no se pierde, pero la dirección del electrón puede cambiar o la energía puede ser redistribuida entre las partículas emergentes de la colisión.

La pérdida de energía típica en tejidos para un haz de electrones es de  $2 \text{ MeV cm}^2/\text{g}$ . La tasa de pérdida de energía por interacciones de colisión depende de la energía del electrón incidente y la densidad electrónica del medio [4].

La tasa de pérdida de energía por gramo por  $\text{cm}^2$  (poder de frenado másico) es mayor para materiales de bajo número atómico que para materiales de alto número atómico. Esto se debe a que los materiales con número atómico más alto tienen menos electrones por gramo que los materiales con menor número atómico y, también, los materiales con un alto número atómico tienen un mayor número de electrones fuertemente ligados que no se encuentran disponibles para este tipo de colisiones.

La tasa de pérdidas de energía por interacciones radiativas (bremsstrahlung) es aproximadamente proporcional a la energía del electrón incidente y al cuadrado del número atómico del medio. Esto significa que la producción de rayos X a través de pérdidas radiativas es más eficiente para electrones de alta energía y alto número atómico [3].

Cuando un haz de electrones atraviesa un medio los electrones sufren múltiples dispersiones debido a las fuerzas coulombianas entre los electrones incidentes y los núcleos principalmente. Los electrones adquieren componentes de velocidad y desplazamiento ortogonales a su dirección original de movimiento. Mientras el electrón atraviesa el paciente su energía promedio disminuye y su dispersión angular aumenta.

El poder de dispersión de los electrones es proporcional al cuadrado del número atómico e inversamente proporcional al cuadrado de su energía cinética. Por esta razón se utilizan materiales de alto número atómico en la construcción de láminas dispersoras para haces de electrones en los aceleradores lineales de uso clínico [1] .

### 1.1.2. Posición virtual de la fuente

A diferencia de un haz de fotones, que tiene su foco localizado en el blanco de rayos X, el haz de electrones parece originarse en un punto en el espacio que no coincide con la lámina dispersora o la ventana de salida del acelerador. Por ello se utiliza el término "posición virtual de la fuente" para referirse a la localización virtual de la fuente de electrones.

La distancia fuente superficie efectiva  $DFS_{efec}$  se define como la distancia de la posición virtual de la fuente hasta el isocentro [3] .

Para hallar la  $DFS_{efec}$  se puede utilizar la Ley del Inverso del Cuadrado midiendo la dosis a diferentes distancias del aplicador de electrones variando la separación existente (gap) entre la superficie del maniquí y el aplicador (de 0cm a 15cm). La dosis se mide a  $Z_{max}$ .

$$I_0 = \text{dosis con cero gap}$$

$$I_g = \text{dosis con gap}$$

$$\frac{I_0}{I_g} = \left( \frac{SSD_{eff} + z_{max} + g}{SSD_{eff} + z_{max}} \right)^2$$

$$\sqrt{\frac{I_0}{I_g}} = \frac{g}{SSD_{eff} + z_{max}} + 1$$

Graficando  $\sqrt{I_0/I_g}$  en función de "g" se obtiene como resultado una recta de pendiente:

$$\frac{1}{SSD_{eff} + z_{max}}$$

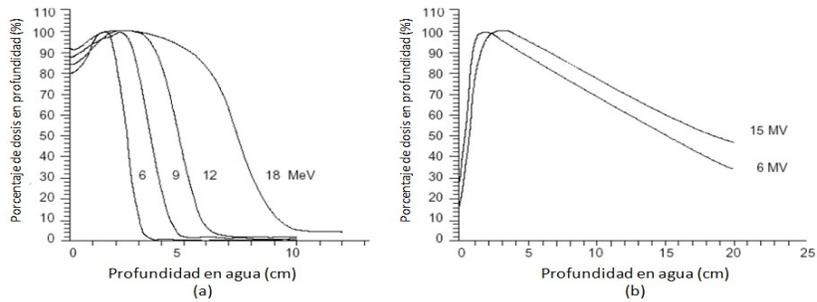
$$SSD_{eff} = \frac{1}{pendiente} - z_{max}$$

Por lo que:

Aunque la Distancia Fuente-Superficie Efectiva es obtenida mediante mediciones a la distancia de dosis máxima, su valor no cambia con la profundidad de la medida. Sin embargo la distancia fuente-superficie efectiva cambia con la energía del haz por lo que debe ser medida para todas las energías disponibles en el acelerador.

### 1.1.3. Curva de dosis en profundidad

La curva de dosis en profundidad refleja el comportamiento del porcentaje de dosis absorbida por el medio a medida que la profundidad va a aumentando.



ELECTRONES

FOTONES

FIG. 1.1. Curvas de Dosis en Profundidad en agua para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y una DFS de 100 cm para: a) Haces de electrones de 6, 9, 12 y 18 MeV y b) Haces de fotones con energías de 6 y 15 MV [3].

Al aumentar la profundidad la curva se incrementa hasta llegar a un máximo cuya profundidad se conoce como profundidad de dosis máxima ( $Z_{max}$ ). Después de  $Z_{max}$  la dosis cae rápidamente y el porcentaje de dosis en profundidad baja hasta llegar a un nivel muy pequeño conocido como "cola de Bremsstrahlung".

La gran diferencia entre las curvas de dosis en profundidad de fotones y electrones es el alto porcentaje de dosis absorbida a nivel de la superficie en el caso de los electrones. Este comportamiento hace a los electrones partículas muy útiles para tratar tumores superficiales. Otra diferencia importante es que después de  $Z_{max}$  la dosis para la curva de electrones cae bruscamente, en cambio en la curva de fotones el descenso es gradual. Esta característica hace útil a los electrones para proteger los tejidos sanos subyacentes a un tumor superficial.

Los haces de electrones pueden considerarse casi monoenergéticos cuando dejan el acelerador, pero, al pasar el haz por la ventana de salida del acelerador, las cámaras monitoras, los colimadores y el aire, los electrones interactúan con estas estructuras produciéndose:

- Ensanchamiento del espectro de energía del haz
- Producción de rayos X debido al efecto Bremsstrahlung, lo cual contribuye a generar la cola de Bremsstrahlung de la curva de dosis en profundidad.

En su contacto inicial con el paciente el haz de electrones posee una energía promedio  $\bar{E}_0$  que es más baja que la que tenía dentro del acelerador [3] .

#### 1.1.3.1. **Región Build-up**

Es mucho menos pronunciada que la de los haces de fotones y es el resultado de las interacciones de dispersión que experimentan los electrones con los átomos del medio.

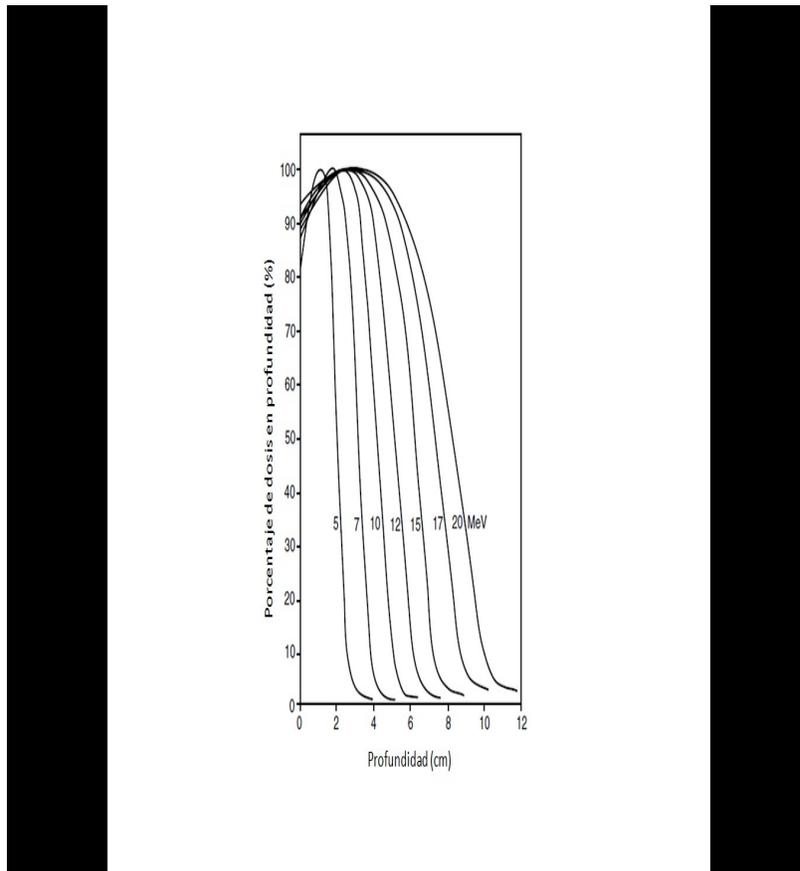
Cuando los electrones entran al medio sus caminos son aproximadamente paralelos. Al penetrar en el medio, las trayectorias de los electrones se van haciendo cada vez más oblicuas debido a las múltiples dispersiones, resultando en un incremento de la fluencia de electrones a lo largo del eje central.

Cuando el electrón incidente colisiona con el electrón atómico es posible que la energía cinética adquirida por el electrón eyectado sea lo suficientemente grande como para causar (por el mismo) una ionización adicional.

Estos electrones se denominan electrones secundarios, o rayos delta, y también contribuyen a la dosis de build-up.

La dosis superficial para los haces de electrones es mucho mayor que para los haces de fotones. Igualmente la tasa a la cual se incrementa la dosis desde la superficie hasta  $Z_{max}$  es mucho más pronunciada para fotones que para electrones.

Al contrario que para los haces de fotones, el porcentaje de dosis en la superficie se incrementa con la energía de los electrones. Esto se explica debido a la naturaleza de la dispersión de los electrones. A bajas energías, los electrones se dispersan más fácilmente y en ángulos mayores. Esto causa que la dosis se incremente más rápidamente y en una distancia más corta.



*FIG. 1.2. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad para haces electrones de energías desde 5 MeV hasta 20 MeV [4] .*

#### 1.1.3.2. Distribución de dosis después de $Z_{max}$ ( $Z > Z_{max}$ )

Los procesos responsables de la rápida caída de dosis después de  $Z_{max}$  son la dispersión y la pérdida continua de energía. El alcance de los electrones se incrementa al aumentar la energía del haz.

El gradiente de dosis para electrones de baja energía es más inclinado que para electrones de alta energía debido a que los electrones de baja energía son dispersados a grandes ángulos lejos de su dirección inicial.

Los rayos X Bremsstrahlung producidos en el cabezal del acelerador, en el aire y en el medio irradiado son responsables de la "cola" en la curva del PDD. La contaminación por rayos X Bremsstrahlung depende de la energía del haz de electrones y es menor a 1% para haces de 4 MeV y menor del 4% para haces de 20 MeV [1].

### 1.1.3.3. Alcance

Los electrones, al ser partículas cargadas, experimentan interacciones coulombianas con prácticamente todos los átomos que encuentran en su camino.

En la mayoría de estas interacciones se transferirán solo pequeñas fracciones de la energía cinética de la partícula incidente. El electrón pierde su energía cinética de forma gradual pero continua en un proceso conocido como "Aproximación de Frenado Continuo".

La longitud de la trayectoria del electrón es la distancia total recorrida por este hasta que se detiene, sin importar la dirección del movimiento. El alcance es la suma de las longitudes de las trayectorias proyectadas sobre la dirección del electrón incidente. La longitud de la trayectoria promedio para un electrón de energía inicial  $E_0$  puede ser

expresada como [2] :

$$R_{csda} = \int_0^{E_0} \left( \frac{S(E)}{\rho} \right)^{-1} dE$$

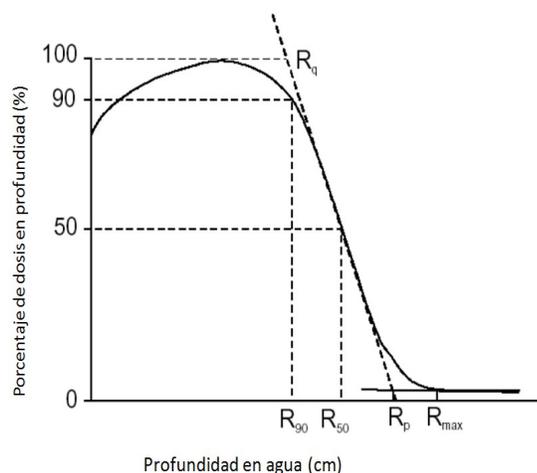
S(E)= poder de frenado total

El  $R_{csda}$  representa la longitud promedio de la trayectoria y no la profundidad de penetración en una dirección determinada.

Algunos conceptos importantes relacionados con el alcance son:

- ❖ Alcance máximo ( $R_{max}$ ): constituye la máxima penetración de los electrones en el medio. No tiene un punto de medida bien definido.
- ❖ Alcance práctico ( $R_p$ ): es la profundidad a la cual la tangente a la curva del PDP (en su región más inclinada) corta a la línea de extrapolación de la cola de Bremsstrahlung.
- ❖  $R_q$ : es definido como la profundidad a la cual la tangente a la curva del PDD (en su región más inclinada) corta al máximo nivel de dosis.

El alcance ( $R_{csda}$ ) tiene un uso limitado en la caracterización de la profundidad de penetración de los electrones en el medio, ya que, la dispersión ocurrida al interaccionar los electrones incidentes con los electrones orbitales y con los núcleos del material absorbente causa que los electrones incidentes sigan caminos tortuosos, esto origina una gran variación en la penetración real de los electrones en el medio.



*FIG. 1.3. Curva típica de porcentaje de dosis en profundidad para haces de electrones ilustrando la definición de  $R_q$  ,  $R_p$  ,  $R_{max}$  ,  $R_{50}$  y  $R_{90}$ [3] .*

#### 1.1.3.4. **Rango Terapéutico**

La profundidad a la cual se alcanza el 90% (  $R_{90}$  ) de la dosis, después de  $Z_{max}$  se define como Rango Terapéutico. Esta profundidad debe coincidir en la medida de lo posible con el margen distal del tratamiento y viene dada por (aproximadamente)  $E/4$  cm en agua, donde E es la energía del haz medida en MeV. En muchos centros de Radioterapia se utiliza el  $R_{80}$  para definir el rango terapéutico, esta profundidad se puede aproximar por  $E/3$  cm en agua [3] .

#### 1.1.4. **Especificaciones de Energía del Haz**

Debido a la complejidad del espectro no existe un único parámetro relacionado con la energía que pueda caracterizar al haz de electrones [1] .

Para describir al haz de electrones se usan varios parámetros como:

- ❖ La energía más probable en la superficie del maniquí o del paciente (  $E_{p,0}$  ).
- ❖ La energía promedio en la superficie del maniquí o del paciente (  $\bar{E}_0$  ).
- ❖ La profundidad a la cual la dosis absorbida cae al 50% de la dosis máxima (  $R_{50}$  ).

$E_{p,0}$  **(energía más probable)**

Está relacionada empíricamente con el rango práctico en agua como sigue:

$$E_{p,0} = 0.22 + 1,98R_p + 0.0025R_p^2$$

$E_{p,0}$  expresado en MeV

$R_p$  expresado en cm

$\bar{E}_0$  (**energía promedio**)

Está relacionada con la profundidad del 50% de la dosis:

$$\bar{E}_0 = CR_{50}$$

$$C = 2,33 \text{ MeV/cm}$$

Donde:

#### 1.1.5. **Bolus**

El bolus se usa en la radioterapia con electrones para [4] :

- ❖ Incrementar la dosis en la superficie
- ❖ Aplanar superficies irregulares
- ❖ Reducir la penetración del haz de electrones en algunas partes del campo de tratamiento

Para lesiones muy superficiales, el rango práctico del haz de menor energía disponible puede ser muy grande para garantizar una adecuada protección de los tejidos sanos más allá del tumor. Para superar este problema se puede colocar un bolus de un material equivalente

al tejido de un grosor determinado sobre la superficie del paciente para acortar el rango práctico de los electrones en el paciente.

Los bolus también pueden ser usados para definir de forma más precisa el rango del haz de electrones. Por ejemplo, si la energía más baja no penetra lo suficiente y la siguiente energía es muy penetrante, entonces se puede usar la energía más alta colocando un bolus sobre el área a tratar para así lograr la penetración deseada.

#### 1.1.6. **Conformación del campo**

La conformación de los campo de electrones se logra mediante el uso de aplicadores de electrones (conos) que pueden ser usados solos o junto con bloques personalizados para cada paciente que se colocan en el extremo del aplicador.

#### **Aplicadores de Electrones**

Son usados para colimar el haz de electrones ya que estos al ser partículas cargadas se dispersan muy fácilmente y no basta con los colimadores de fotones para colimarlos. Los aplicadores o conos van unidos al cabezal del gantry. El extremo del aplicador debe encontrarse lo más cerca posible de la piel del paciente pero sin tocarla.

Están disponibles de varios tamaños desde  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  hasta  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  .



*FIG. 1.4. Aplicador de electrones (cono) del Servicio de Radioterapia (GURVE) del Centro Médico Docente de La Trinidad.*

#### **1.1.7. Factores de Salida:**

El factor de salida para una energía dada es el cociente entre la dosis para algún tamaño de campo en específico entre la dosis para el aplicador de 10x10 cm.

Un parámetro importante que determina la salida del haz de electrones es el arreglo de mandíbulas del colimador o aplicador de electrones. Estos arreglos minimizan la variación de la dispersión en el colimador, y por lo tanto la variación de la salida con el tamaño de campo se mantiene pequeña. Los tamaños típicos de los conos son 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 y 25x25 cm [4] .

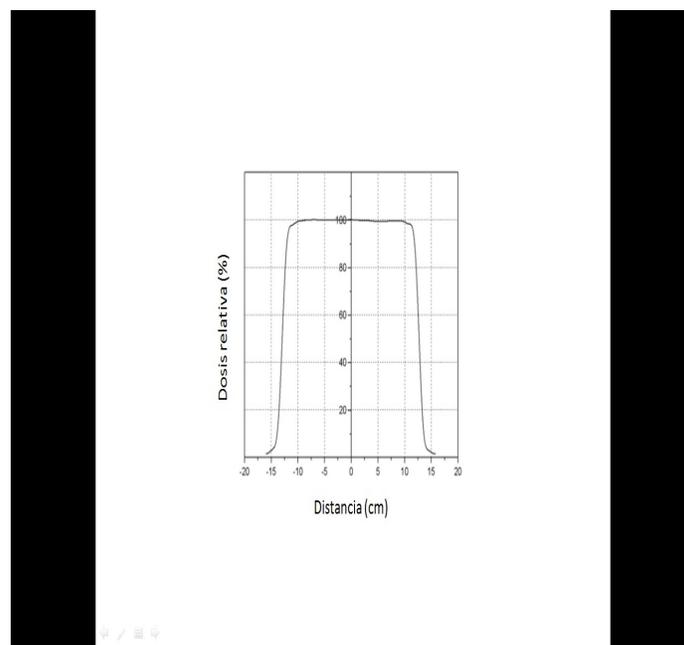
Los campos cuadrados definidos por el aplicador no suelen bloquear adecuadamente los tejidos sanos en la mayoría de las situaciones clínicas. Por esta razón es necesario fabricar bloques colimadores con la forma del campo deseado. Estos pueden ser elaborados

con plomo o cerrobend y se insertan en el extremo del aplicador (cono). Los factores de medidas también deben ser medidos para cada uno de estos campos irregulares.

#### 1.1.8. Perfil de Dosis

El cociente de dosis fuera del eje relaciona la dosis en cualquier punto en un plano perpendicular a la dirección del haz, con la dosis en el eje central en ese mismo plano.

Un gráfico del cociente de dosis fuera del eje (dosis relativa) en función de la distancia al eje central se denomina perfil de dosis.



*FIG. 1.5. Perfil de dosis a profundidad de  $Z_{max}$  para un haz de electrones de 12 MeV y un campo de  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ .*

#### 1.1.9. Planitud y Simetría

La planitud y la simetría del campo se especifican sobre una región central definida en términos de perfiles particulares del haz a determinada profundidad o en términos de planos correspondientes a profundidades de referencia específicas. Para haces de electrones la

Comisión Electrotécnica Internacional (CEI) define la profundidad de medida estándar como la mitad de la profundidad de la dosis del 80% en el eje central y la profundidad base como la profundidad del 90% de la dosis en el eje central. Para criterios de planitud y simetría se requiere realizar las medidas a estas profundidades así como a 0,5 mm y a la profundidad de dosis máxima.

- ❖ La separación máxima entre la isodosis del 90% y el borde de la proyección del campo geométrico (desde la superficie y paralelo al eje del haz) sobre los dos ejes principales a la profundidad de medida estándar no debe exceder los 10 mm (distancia A, FIG. 1.6.).
- ❖ La máxima separación entre la isodosis del 80% y el borde de la proyección del campo geométrico sobre los dos ejes principales a la profundidad base no debe exceder los 15 mm (distancia B, FIG. 1.6.).
- ❖ La máxima separación entre la isodosis del 90% y la esquina del campo geométrico (ejes diagonales) a la profundidad de medida estándar no debe exceder los 20 mm (distancia C, FIG. 1.6.).
- ❖ En un área de 1 cm dentro de la isodosis del 90% a la profundidad de medida estándar, el cociente entre dos puntos cualquiera equidistantes al eje central no debe exceder 1,05.
- ❖ El cociente entre la máxima dosis absorbida en cualquier parte del haz a la profundidad de medida estándar y la dosis en eje central a la profundidad de dosis máxima no debe exceder 1,03.

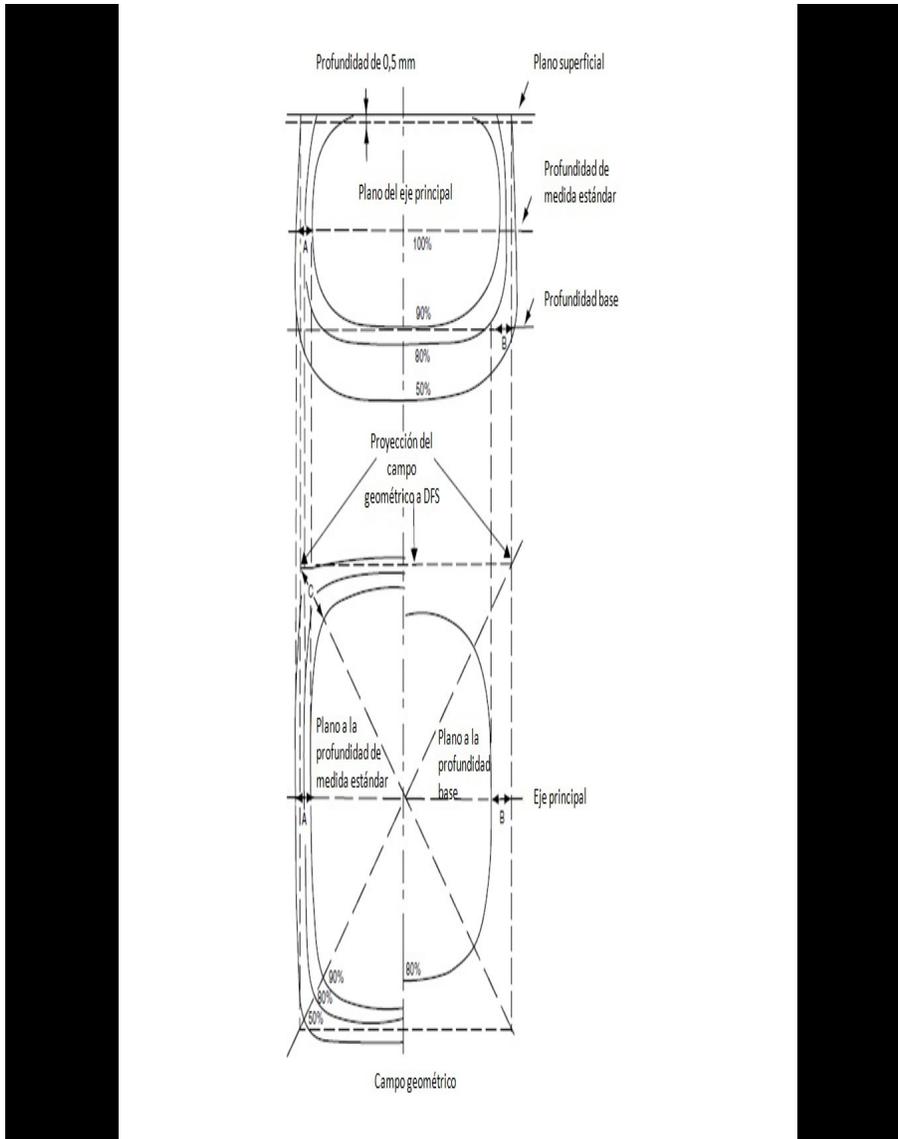


FIG. 1.6. Representación esquemática de las distribuciones de isodosis de haces de electrones para ilustrar las especificaciones referentes a la planitud y simetría del haz definidas por la CEI. [4].

### 1.1.10. Curvas de Isodosis

Las curvas de isodosis son líneas que unen puntos de igual dosis, usualmente son dibujadas a intervalos regulares de dosis absorbidas y son expresadas como porcentaje de dosis con respecto al punto de referencia que se toma normalmente a  $z_{max}$  en eje central.

Mientras el haz de electrones penetra en el medio, el haz se expande rápidamente debajo de la superficie debido a la dispersión sufrida por los electrones. El ensanchamiento de las curvas de isodosis depende del nivel de la isodosis, la energía del haz, el tamaño de campo y la colimación del haz.

Una característica particular de las curvas de isodosis de haces de electrones es el ensanchamiento de las isodosis de bajo nivel ( $\leq 20\%$ ) como resultado directo del incremento en el ángulo de dispersión de los electrones con la disminución de la energía. A energías mayores de 15 MeV los haces de electrones exhiben constricción lateral en las curvas de isodosis de alto nivel ( $>80\%$ ) [3].

El término penumbra generalmente define la región al borde del haz de radiación en la cual la tasa de dosis cambia rápidamente en función de la distancia al eje central del haz. La penumbra física de un haz de electrones puede ser definida por la distancia entre dos curvas de isodosis a una profundidad específica. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas ha recomendado que se usen las isodosis del 80% y el 20% para la determinar la penumbra física, y que la profundidad de la medida sea  $R_{85}/2$ , donde  $R_{85}$  es la profundidad del 85% de la dosis en el eje central.

Las líneas de isodosis de valores bajos (menores al 50%) divergen al incrementar la distancia entre el paciente y el extremo del aplicador (cono), mientras que las líneas de isodosis de valor alto convergen hacia el eje central. Esto significa que la penumbra se incrementa al incrementar la distancia entre la piel del paciente y el cono.

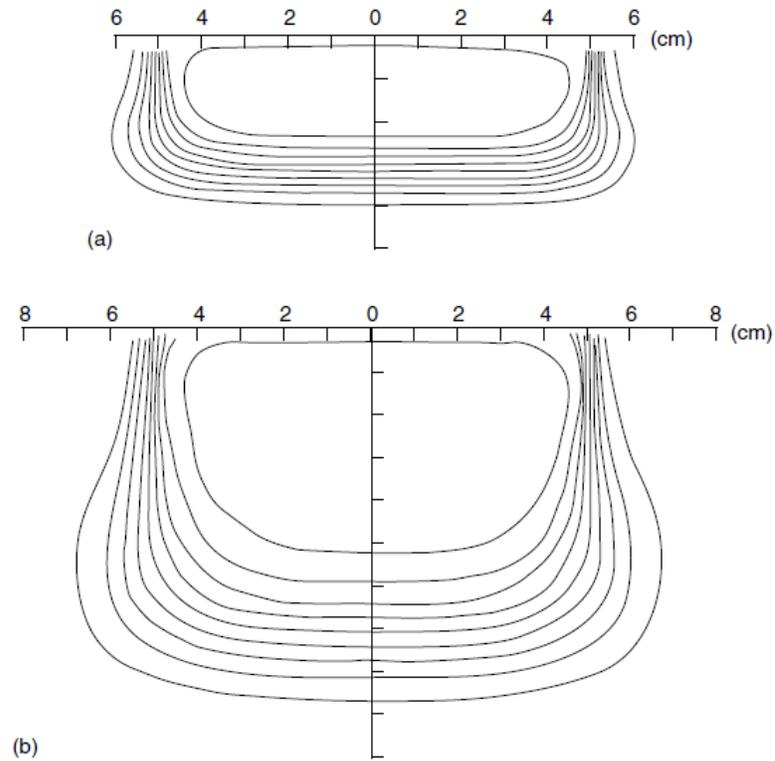


FIG. 1.7. Curvas de isodosis medidas en agua para haces de electrones en el plano central para un campo de 10cm x 10cm: a) Para un haz de 7,5 MeV y b) Para un haz de 17 MeV. El rango de las líneas de isodosis es de 90% a 10% del valor de dosis máximo en el eje central y el incremento entre cada línea es de 10% [4] .

### 1.1.11. Combinaciones de campos de electrones

Los haces de electrones pueden ser aplicados adyacentes a otros campos de electrones o adyacentes a campos de fotones.

#### 1.1.11.1. Campos adyacentes de electrones:

Cuando se aplican campos adyacentes de electrones es importante tomar en cuenta las características dosimétricas de los haces de electrones en profundidad. La gran penumbra y

las líneas de isodosis abultadas generan inevitablemente puntos calientes y fríos dentro del volumen blanco [1] .

Los campos de electrones adyacentes deben ser paralelos uno al otro para evitar una sobreposición significativa de las líneas de isodosis de valores altos en profundidad.

#### 1.1.11.2. Campos adyacentes de fotones y electrones

El arreglo de los campos electrón-fotón es más fácil que el de los campos electrón-electrón. La distribución de dosis para los campos de fotones se suele poder calcular mediante los sistemas de planificación y la localización de los posibles puntos calientes y fríos es más fácil y por lo tanto estos se pueden evitar. El arreglo de los campos de electrones y fotones producirá puntos calientes en el área tratada con fotones.

#### 1.1.12. Planificación de tratamientos para campos de electrones

La complejidad de las interacciones electrón-tejido hacen que sea difícil planificar tratamientos con electrones utilizando algoritmos convencionales.

Los primeros métodos de cálculo de distribución de dosis de electrones fueron empíricos y estaban basados en mediciones de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de dosis en maniquís de agua para varios tamaños de campo. Estos métodos eran similares al método de Milan y Bentley desarrollado a finales de los años 60 para haces de fotones. Las inhomogeneidades fueron tomadas en cuenta escalando las curvas de dosis en profundidad usando la técnica CET. Esta técnica provee una parametrización útil de las curvas de dosis en profundidad pero no tiene nada que ver con la física de transporte de electrones que domina la teoría de dispersión múltiple [3] .

La teoría de dispersión múltiple de Fermi-Eyges considera un haz de electrones amplio formado por muchos haces de lápiz individuales que se dispersan lateralmente en el tejido aproximadamente como una función gaussiana, la distancia dispersada se incrementa con la profundidad. La dosis en un punto en particular del tejido puede ser calculada mediante la adición de las contribuciones de los haces de lápiz dispersados.

El algoritmo de haz de lápiz toma en cuenta la inhomogeneidades del tejido, la curvatura del paciente y los campos de forma irregular. Los algoritmos de haz de lápiz rudimentarios tratan con el problema de dispersión lateral pero ignoran la dispersión angular y la retro-dispersión entre interfaces de tejidos. Subsecuentemente los algoritmos analíticos más avanzados refinaron la teoría de dispersión múltiple tomando en cuenta los poderes de frenado así como los poderes de dispersión, sin embargo estos algoritmos no suele producir distribuciones de dosis realistas en la mayoría de las situaciones clínicas.

La manera más acertada de calcular distribuciones de dosis para haces de electrones es a través del método de Monte Carlo. La principal desventaja de este método es el largo tiempo de cálculo requerido para generar las distribuciones de dosis.

## 1.2. LINACS

Los aceleradores lineales clínicos (LINACS) son aceleradores cíclicos que aceleran electrones a energías cinéticas desde 4 MeV hasta 25 MeV usando campos de ondas de radio frecuencia con un rango de frecuencia de  $10^3$  MHz a  $10^4$  MHz.

En un acelerador lineal los electrones son acelerados siguiendo trayectorias rectas en estructuras especiales llamadas guías de ondas. Los electrones siguen trayectorias lineales a través de la misma diferencia de potencial repetida varias veces. Los campos de RF de alta potencia usados para acelerar los electrones en la guía de ondas son producidos mediante un proceso de desaceleración de electrones en potenciales retardadores en dispositivos especiales al vacío llamados magnetrón o klystron [3].

Si se quiere aplicar radioterapia con electrones el haz, originalmente estrecho, debe ser ampliado dispersando los electrones. Si se necesita tratar tumores más profundos se debe aplicar radioterapia con fotones, para lo cual se hace incidir el haz de electrones en un blanco de alto número atómico donde la energía perdida por los electrones es convertida en radiación Bremsstrahlung.

Existen varios tipos de aceleradores lineales disponibles para uso clínico. Algunos solo proveen rayos X en el rango de megavoltaje bajo (4 MV o 6 MV), mientras que otros proveen rayos X y electrones para varias energías de megavoltaje. Un acelerador lineal moderno de alta energía comúnmente provee 2 energías de fotones (6MV y 18MV) y varias energías de electrones (normalmente de 4MeV a 22 MeV).

### 1.2.1. El Isocentro

El punto de intersección entre el eje central del haz y el eje de rotación del gantry define el isocentro de un acelerador lineal, el cual es, de forma ideal, un punto fijo en el espacio. Los aceleradores lineales usualmente emplean una distancia isocéntrica de 100 cm (desde el blanco de rayos X hasta el isocentro).

### 1.2.2. Componentes del acelerador lineal

Los componentes más importantes de un acelerador lineal clínico son:

#### ❖ Sistema de Inyección

El sistema de inyección consiste en la fuente de electrones y está formado esencialmente por un acelerador electrostático llamado cañón de electrones.

Existen dos tipos de cañón de electrones:

- Diodo
- Tríodo

Ambos poseen un cátodo constituido por un filamento que se calienta y un ánodo con un agujero central, el tríodo posee también una rejilla.

Los electrones son emitidos por efecto termoiónico desde el cátodo caliente, son enfocados en un haz de lápiz mediante un electrodo curvo y posteriormente son acelerados hacia un ánodo perforado a través del cual pasan para entrar en la guía aceleradora.

Los campos electrostáticos usados para acelerar los electrones en el cañón de electrones son generados por un modulador de pulsos en forma de un pulso negativo entregado al cátodo (diodo).

En un tríodo, el cátodo está conectado a un potencial negativo estable, típicamente -20 kV. La rejilla del tríodo está conectada a un potencial lo suficientemente negativo con respecto al cátodo como para cortar la corriente hacia el ánodo. La inyección de electrones en la guía de ondas es controlada por pulsos de voltaje aplicados a la rejilla que deben estar sincronizados con los pulsos aplicados al generador de microondas [3] .

#### ❖ Sistema de Generación de Microondas

La radiación de microondas usada en la guía de ondas para acelerar los electrones hasta la energía cinética deseada, es producida por el sistema generador de ondas de radiofrecuencia que consiste en dos componentes principales:

- Generador de microondas
- Modulador de pulsos

El generador de microondas puede ser un magnetrón o un klystron. Para aceleradores lineales de baja energía (4 MeV a 6 MeV) se suele usar magnetrones los cuales tienen un pico de potencia de salida de alrededor de 3 MW, en cambio para aceleradores duales se suelen utilizar klystrons, los cuales poseen un pico de potencia de salida de 5MW [4] .

Ambos dispositivos funcionan acelerando y desacelerando electrones en el vacío para producir campos intensos de RF. Los dos disponen de un sistema de emisión termoiónica de electrones desde un cátodo caliente, posteriormente los electrones son acelerados hacia el ánodo a través de un campo electrostático pulsante.

El modulador de pulsos produce pulsos de alto voltaje (~100 kV), alta corriente (~100 A) y corta duración (~1  $\mu$ s) requeridos por el generador de microondas y el sistema de inyección de electrones ó cañón de electrones [3] .

El magnetrón es una fuente de ondas de RF de alta potencia requeridas para la aceleración de los electrones mientras que el klystron es un amplificador de ondas de RF que amplifica ondas de RF de baja potencia generadas por un oscilador de RF.

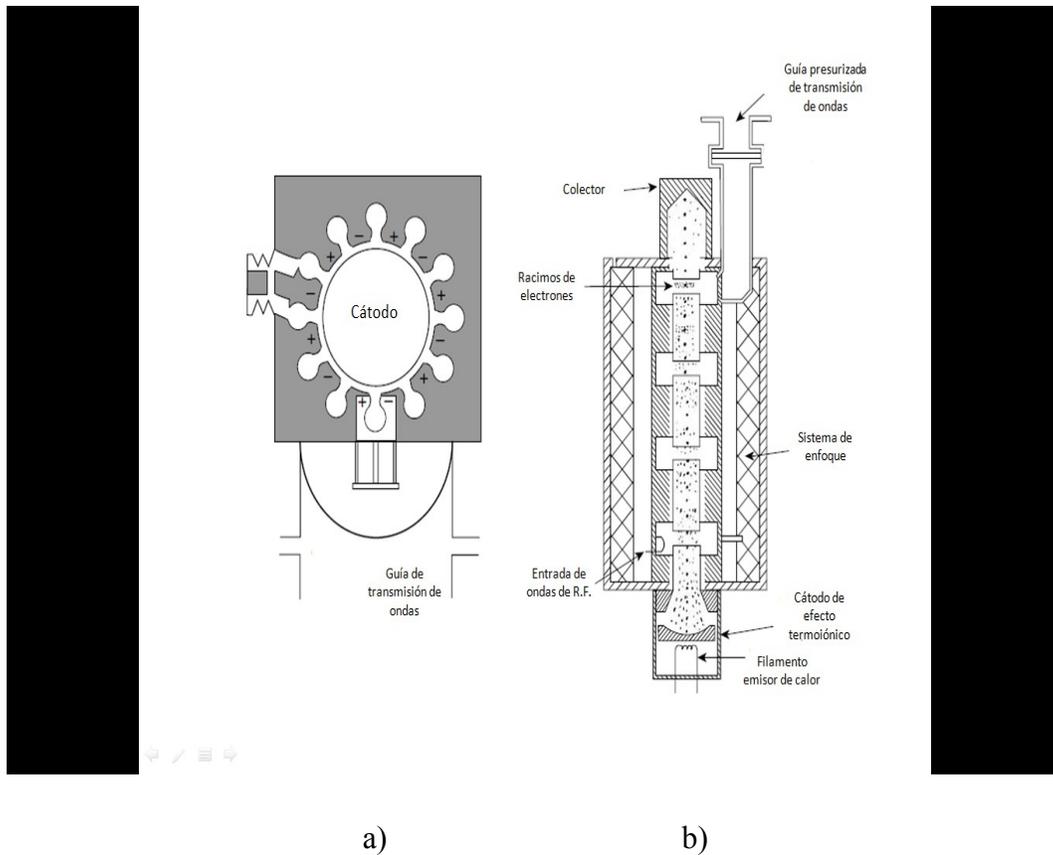


Fig. 1.8. Sistema de generación de microondas. a) Magnetron b) Klystron [4]

### ❖ Guía de Ondas

Las guías de ondas son estructuras metálicas al vacío o llenas con gas con sección transversal circular o rectangular, usadas en la transmisión de las microondas. En los aceleradores lineales clínicos se usan dos tipos de guías de ondas: la guía de transmisión para ondas de RF y la guía aceleradora. La guía de transmisión para ondas de RF transmite las microondas desde el generador hasta la guía aceleradora.

En la guía aceleradora los electrones son acelerados mediante la transferencia de energía de los intensos campos de RF producto de las microondas.

El modelo más sencillo de guía aceleradora consiste en una estructura cilíndrica a la que se añaden una serie de discos circulares con un agujero en el medio, colocados a distancias iguales a lo largo del tubo. Estos discos dividen la guía de onda en una serie de cavidades cilíndricas que forman la estructura básica de la guía aceleradora de un acelerador lineal clínico [3] .

Las cavidades tienen dos propósitos:

- Para acoplar y distribuir las microondas a lo largo de la guía.
- Para proveer un patrón de campo eléctrico adecuado para la aceleración de los electrones.

Se han desarrollado dos tipos de estructuras de guías de ondas para la aceleración de electrones:

- Guía de ondas viajeras: las microondas entran en la guía por el extremo del cañón de electrones y se propagan hasta el otro extremo de la guía donde son absorbidas completamente (sin reflexión) o abandonan la guía de ondas. Al abandonar la guía las microondas pueden ser absorbidas en una resistencia ó ser devueltas a la entrada de la guía de ondas. En esta configuración solo una de cuatro cavidades a la vez está disponible para la aceleración de los electrones al presentar el campo eléctrico en la dirección de propagación de los electrones.
- Guía de ondas estacionarias: cada extremo de la guía posee un disco conductor que refleja las microondas resultando en una amplificación de ondas estacionarias dentro de la guía. Bajo esta configuración, en todo momento, una de cada dos cavidades no posee campo eléctrico y por lo tanto no se produce en ella ganancia energética para los electrones. Estas cavidades sirven solamente para acoplamiento de las microondas por lo que pueden ser ubicadas a los lados de la guía, acortando la longitud de esta hasta en un 50% [3] .

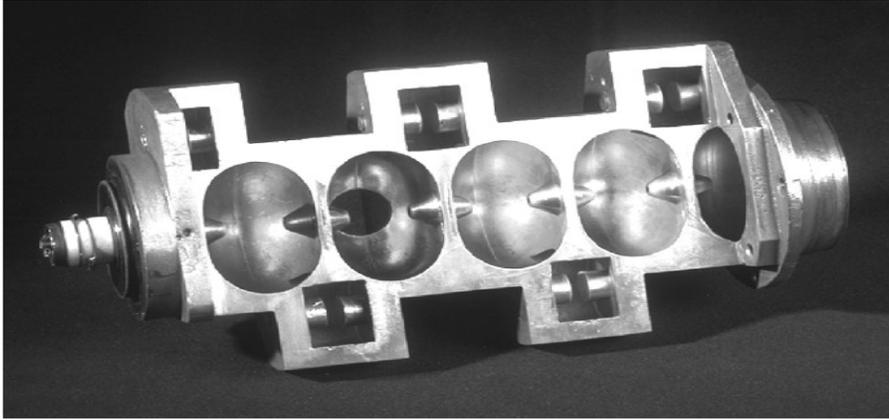
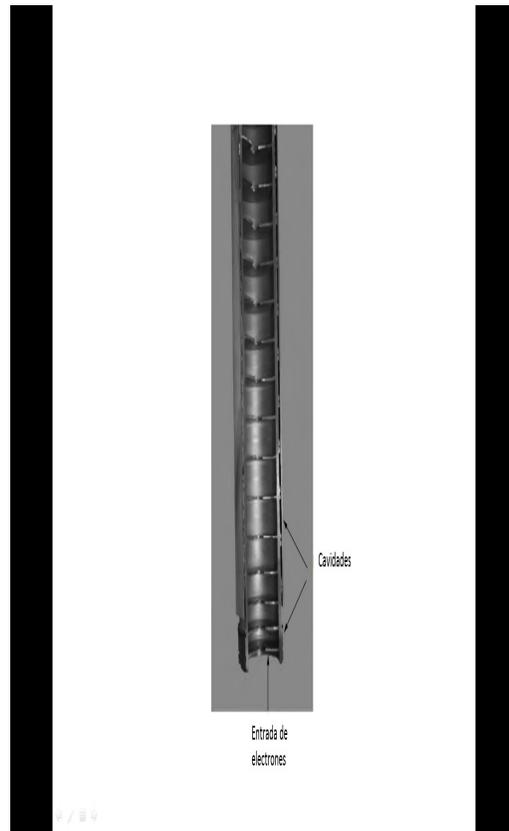


FIG. 5.7. Cut-away view of a standing wave accelerating waveguide for a 6 MV linear accelerator. The cavities are clearly visible: the accelerating cavities are on the central axis, the coupling cavities are off-side. The electron gun is on the left, the target on the right, both permanently embedded.

Fig. 1.9. Guía de ondas estacionaria de un acelerador lineal de 6 MV. [3]



*Fig. 1.10. Guía de ondas viajeras.* [4]

### ❖ Sistema Auxiliar

Este consiste en varios servicios que no están directamente relacionados con la aceleración de los electrones pero hacen que esta aceleración sea posible y que el acelerador pueda funcionar correctamente.

El sistema auxiliar del acelerador lineal comprende varios sistemas [3] :

- Sistema de bombeado de vacío: produce una presión de vacío de  $\sim 10^{-6}$  tor dentro de la guía de ondas y el generador de microondas.
- Sistema de enfriamiento de agua: se usa para enfriar la guía de ondas, el blanco de rayos X y el generador de microondas.
- Blindaje contra pérdida de radiación.

### ❖ Transporte del haz de electrones

Para aceleradores lineales de baja energía el blanco de rayos X se ubica al final de la guía de ondas de manera que no se requiere transportar los electrones desde la guía de ondas hasta el blanco.

Para aceleradores lineales con energías superiores a los 6 MeV se utilizan magneto deflectores debido a que la guía de ondas es muy larga para un montaje recto. La guía aceleradora suele colocarse paralela al eje de rotación del gantry por lo que el haz de electrones debe doblarse hasta incidir de forma perpendicular en el blanco de RX o en la lámina dispersora. Existen tres sistemas para la deflexión de los electrones [3] :

- $90^\circ$
- $270^\circ$  (usado por Varian)
- $112.5^\circ$  (usado por Elekta)

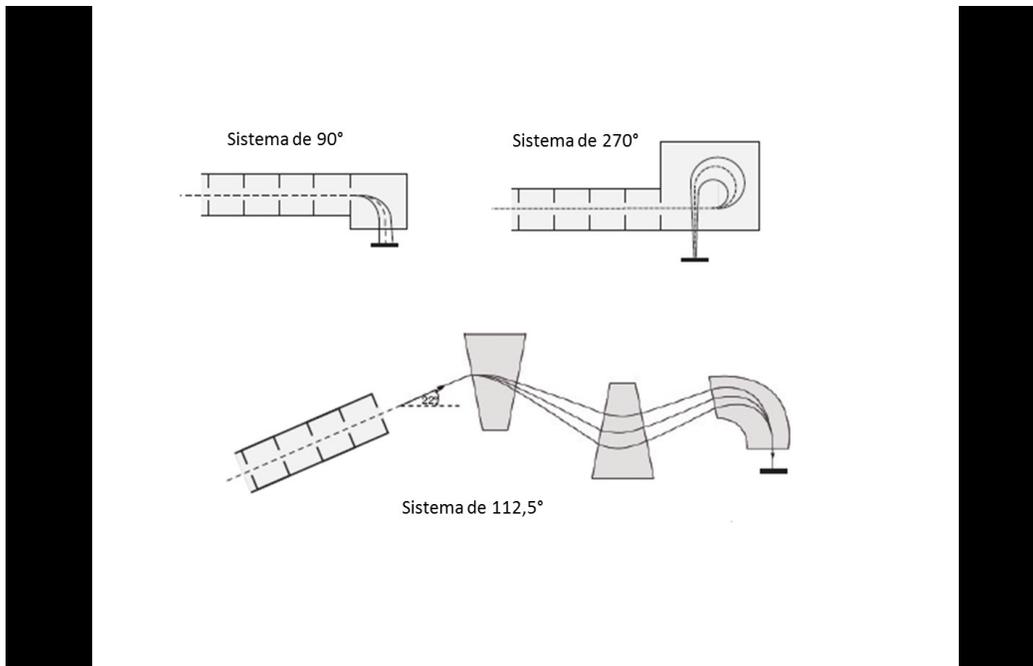


Fig. 1.11. Sistemas para la deflexión de electrones. [4]

#### ❖ Cabezal de tratamiento

Los electrones, producidos en el cañón de electrones, son acelerados en la guía de ondas hasta que tienen la energía cinética deseada, posteriormente son transportados en forma de haz de lápiz mediante el sistema de transporte de electrones hasta el cabezal del acelerador lineal donde se producen los haces de fotones o de electrones usados para el tratamiento [3].

Los componentes más importantes encontrados en el cabezal del acelerador son:

- Blancos de RX retraíbles
- Filtros aplanadores para fotones y láminas dispersoras para los electrones
- Colimador primario
- Colimador secundario ajustable
- Cámaras de ionización
- Colimador multiláminas opcional

Los haces de fotones son obtenidos mediante el uso del blanco de RX y los filtros aplanadores. Cada haz de fotones tiene su propia combinación blanco-filtro que depende de la energía del haz.

Los rayos X se producen por efecto Bremsstrahlung cuando los electrones inciden sobre un blanco de un material de  $Z$  alto, usualmente son hechos con tungsteno o una aleación de cobre-tungsteno. El blanco es enfriado con agua y posee el grosor suficiente para absorber la mayoría de los electrones incidentes. Debido a interacciones tipo bremsstrahlung la energía de los electrones es convertida en un espectro de energías de RX con energía máxima igual a la energía de los electrones incidentes. La energía promedio de los fotones que conforman el haz es aproximadamente  $1/3$  de la energía máxima [3].

Los filtros aplanadores se utilizan para garantizar que la intensidad del haz sea uniforme en todo el campo de tratamiento ya que de no colocar el filtro el haz sería más intenso en el centro que en los bordes del campo. Los filtros normalmente se hacen con plomo, tungsteno, uranio, acero o aluminio.

Los aceleradores lineales modernos normalmente poseen tres sistemas de colimación de fotones: colimador primario, secundario y colimador multilamina.

El colimador primario tiene forma cónica y define un campo circular máximo que posteriormente es truncado por un colimador rectangular ajustable (colimador secundario) que consiste en cuatro mandíbulas retráctiles dos horizontales y dos verticales, mediante las cuales se pueden definir campos cuadrados o rectangulares de una dimensión máxima de hasta  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  a nivel del isocentro (a 100 cm del blanco de RX).

Los aceleradores lineales modernos también poseen un tercer nivel de colimación denominado colimador multilamina. El colimador multilamina consiste en dos grupos de hojas metálicas enfrentadas capaces de moverse independientemente para dar al campo la forma deseada. El número de láminas en los colimadores multilaminas comerciales puede variar, este puede ser por ejemplo de 120 hojas (60 pares) como el del acelerador utilizado en este trabajo.

Para producir los haces de electrones se retrae el blanco y el filtro aplanador y se utiliza la lámina dispersora con el fin de que los electrones cubran todo el campo de tratamiento. La lámina dispersora es una lámina delgada de alto número atómico. Para colimar el haz de electrones se utilizan aplicadores especiales denominados conos.

Los filtros aplanadores y láminas dispersoras se encuentran montados sobre un carrusel rotatorio que facilita el posicionamiento mecánico de los mismos.

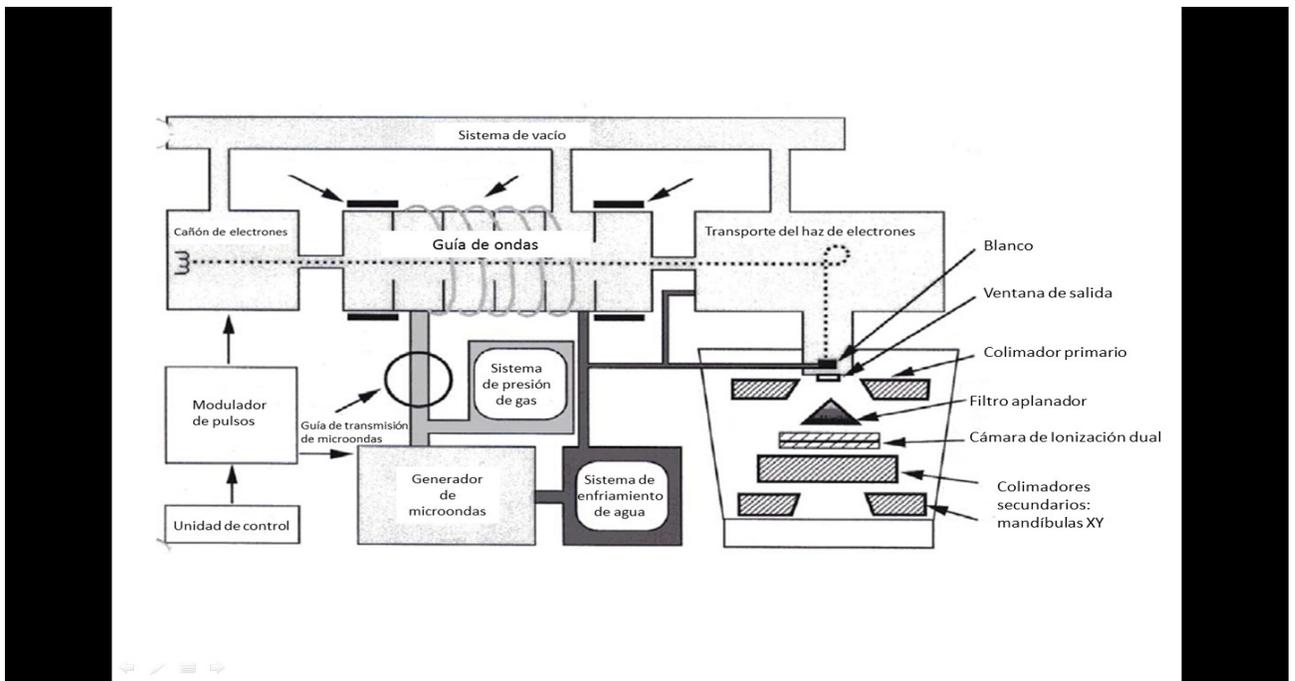


Fig. 1.12. Diagrama esquemático de un acelerador lineal clínico. [3]

### ❖ Sistema de Dosimetría

El sistema de dosimetría del acelerador lineal usualmente consiste en dos cámaras de ionización cerradas que se usan para monitorear la salida de los haces de fotones y de electrones, así como la simetría radial y transversal de los mismos, si las cámaras detectan

alguna anomalía el tratamiento se suspende inmediatamente y el acelerador se apaga. Normalmente las cámaras se ubican entre el filtro aplanador o la lámina dispersora y el colimador secundario [3] .

#### ❖ Sistema de Posicionamiento

El posicionamiento adecuado del paciente en el haz de irradiación es muy importante en la radioterapia moderna para asegurar una entrega precisa de la dosis. Con tal fin el acelerador lineal cuenta con tres elementos: luz de campo, medidor de DFS e indicadores láser. La luz de campo ilumina el área que coincide con el campo de tratamiento sobre la piel del paciente. El medidor de DFS proyecta sobre la piel del paciente una escala en centímetros que indica la distancia desde la fuente hasta un punto de interés sobre la piel del paciente. Los indicadores láser se utilizan para observar la posición relativa al isocentro del acelerador.

### 1.3. Detectores de Radiación

Los dosímetros o detectores de radiación son dispositivos que miden o evalúan, de manera directa o indirecta, cantidades como la exposición, kerma, dosis absorbida, dosis equivalente, sus derivadas temporales (tasas) u otras cantidades relacionadas con la radiación ionizante. El dosímetro junto con el lector se considera como el "sistema dosimétrico" [3] .

Para funcionar como un dosímetro de radiación, el dosímetro debe experimentar por lo menos un efecto físico que sea función de la cantidad dosimétrica a medir con una calibración apropiada. En radioterapia los dosímetros se caracterizan por poseer las siguientes propiedades [3] :

- Exactitud y precisión
- Linealidad
- Dependencia de la dosis o la tasa de dosis
- Respuesta energética
- Dependencia direccional
- Resolución espacial

En este trabajo se utilizan dos tipos de dosímetros: cámara de ionización y diodos MOSFET.

### 1.3.1. Cámaras de Ionización

La ionización es la creación de pares iónicos y se obtiene como resultado de interacciones que transfieren la energía de la radiación al sistema atómico. Cuando la energía transferida es mayor a la energía de enlace del electrón este es eyectado y el átomo pasa a ser un ión cargado positivamente. La capacidad de la radiación ionizante para ionizar un gas fue una de sus primeras propiedades en ser observada y de hecho es la propiedad que la define. La medición de la ionización producida en un gas fue la base de los primeros detectores de radiación [4] .

Una cámara de ionización consiste en un receptáculo lleno de gas con dos electrodos entre los cuales se aplica un voltaje. Como el gas es (en teoría) un aislante perfecto, no fluiría corriente eléctrica entre los dos electrodos. Cuando la radiación ionizante ioniza el gas el campo eléctrico causa el movimiento de las cargas eléctricas hacia el electrodo de signo contrario, causando una corriente que puede ser medida con un electrómetro.

A bajo voltaje la carga colectada es escasa ya que ocurre recombinación de iones en el gas. Mientras el voltaje aumenta, la señal se incrementa ya que una gran proporción de la carga es colectada a tiempo antes de que ocurra la recombinación. Finalmente, la señal alcanza un nivel de saturación donde todos los pares iónicos generados por la radiación son colectados. Se dice entonces que el detector está funcionando en la "región de cámara de ionización". El incrementar el voltaje a valores más allá de esta región hace que los

electrones generados por la radiación sean acelerados hasta el punto en que pueden producir ellos mismos ionizaciones adicionales, incrementando la carga colectada a un valor mayor al correspondiente para la corriente de saturación  $I_{sat}$ . Sucesivos incremento en el voltaje aplicado causa que el detector opere sucesivamente en las siguientes regiones: proporcional, proporcional limitada, Geiger y de descarga continua [4].

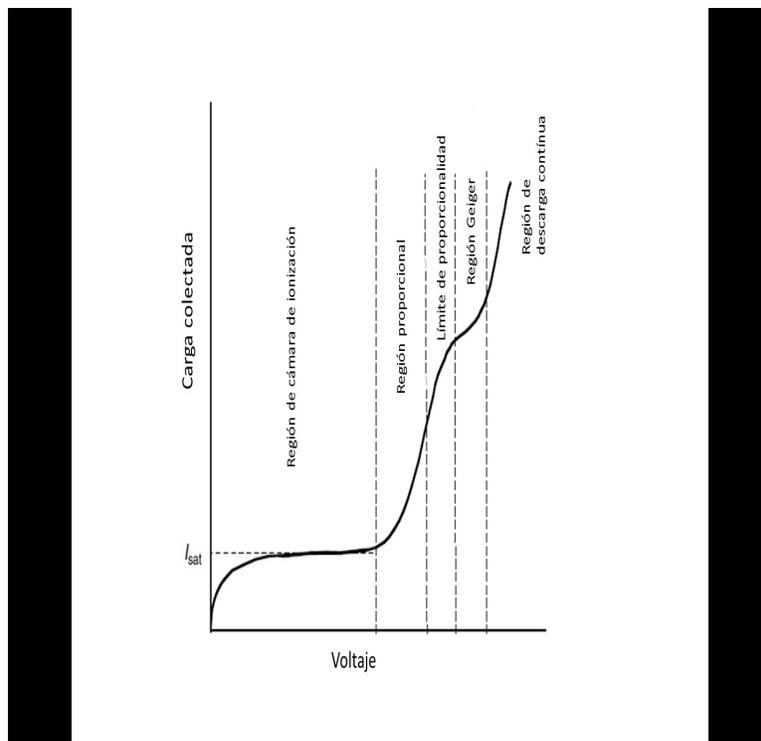


Fig. 1.13. Variación de la carga colectada como función del voltaje aplicado. [4]

Los valores típicos de voltaje para cámaras de ionización usadas en radioterapia están en el rango de los 200 V a los 400 V.

Se han desarrollado múltiples modelos de cámaras de ionización para su uso en diferentes situaciones. Para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de radioterapia las cámaras de ionización más usadas son las cilíndricas y las plano-paralelas. En general la cámara de ionización consiste en: un volumen de medida (usualmente ocupado por aire), el electrodo colector central y el electrodo exterior (pared externa de la cámara).

Para la calibración de haces de electrones se suele usar cámaras de ionización plano-paralelas.

### **Cámaras de Ionización Plano-Paralelas:**

La cámara de ionización plano-paralela consiste en dos paredes planas, una sirve como ventana de entrada y electrodo polarizador y la otra es la pared posterior que sirve como electrodo colector y anillo de guarda (ayuda a reducir la corriente de fuga que llega al electrodo colector). La pared posterior es usualmente un bloque de plástico conductor o de un material no conductor (usualmente perspex o poliestireno) con una delgada capa conductora de grafito que forma el electrodo colector y el anillo de guarda. La cámara plano paralela es irradiada con su eje central paralelo a la dirección del haz [3] .

El uso de las cámaras plano-paralelas es preferido al de las cámaras cilíndricas en situaciones donde el gradiente de dosis es elevado en la dirección del eje del haz, por ejemplo, en la región de build-up para haces de fotones y sobre todo para la determinación absoluta de dosis para haces de electrones de energía menor a 15 MeV. Esto se debe a varias características que poseen este tipo de cámaras como, por ejemplo, su mejor resolución espacial y la capacidad que tienen para eliminar el efecto de perturbación generado por la dispersión en el interior de la cámara a través de un anillo de guarda lo suficientemente grande. Además la posición del punto efectivo de medida se encuentra bien definida en el centro de la superficie de la ventana frontal [4] .

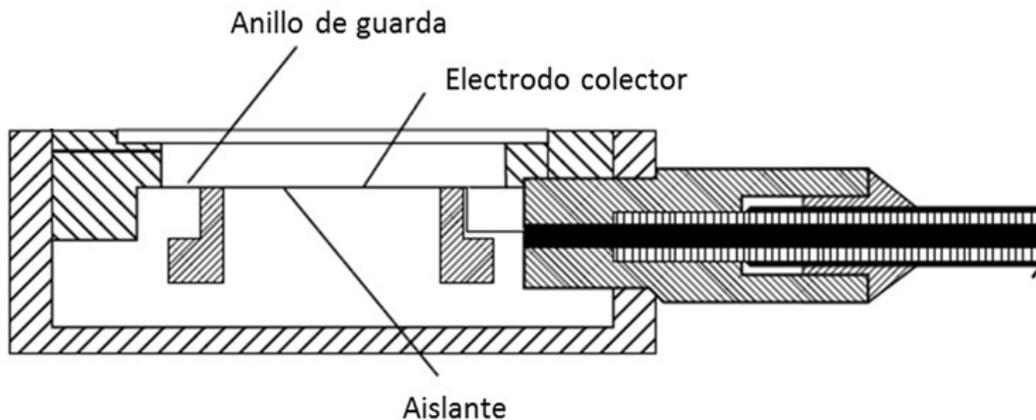


Fig. 1.14. Diseño de una cámara de ionización planoparalela. [4]

### 1.3.2. Diodos

Los diodos son muy útiles para propósitos dosimétricos ya que poseen una alta sensibilidad con un pequeño volumen, muy buena resolución espacial y respuesta en tiempo en real.

La mayoría de los diodos están hechos de silicio, el cual conforma un material cristalino en el que los electrones atómicos están arreglados en forma de bandas de energía. Durante la irradiación se crean pares electrón-hueco, la conducción ocurre mediante el movimiento de los electrones en la banda de conducción y el movimiento de los "huecos" en la banda de valencia. El gap entre la banda de valencia y la de conducción es lo suficientemente grande como para prevenir la rápida repoblación térmica de los electrones y huecos. El número de portadores de carga es controlado mediante el dopaje del material con impurezas como el fósforo, arsénico o boro [4].

Dependiendo del elemento usado, el cristal queda con un exceso o un déficit de electrones libres que pueden transportar corriente eléctrica. Cuando existe un exceso de electrones se transporta una corriente de carga negativa, siendo este el caso de un semi-

conductor "tipo n". Cuando ocurre un déficit de electrones (descrito a menudo como un exceso de "huecos electrónicos") la corriente transportada es de carga positiva, siendo este el caso de un semi-conductor "tipo p".

Un diodo se forma mediante la implantación de un material con una alta densidad de átomos tipo p dentro de un substrato levemente dopado de tipo n. Existen dos clases de detectores que usan el silicio como substrato, los dispositivos de carga acoplada, los cuales están basados en arreglos de condensadores de óxidos metálicos de silicón (Metal Oxide Silicon, MOS) y los diodos de unión p-n.

Los diodos son especialmente útiles para las mediciones en maniquís, campos pequeños usados en radiocirugía estereotáctica ó áreas con un elevado gradiente de dosis. También suelen usarse para medidas de dosis en profundidad para campos de electrones y para mediciones de dosimetría invivo.

Los diodos utilizados en este trabajo para realizar mediciones dosimétricas sobre un maniquí son diodos tipo MOSFET.

## **MOSFET**

MOSFET es un acrónimo de Metal Oxide Semi Conductor Field Effect Transistor (transistores de óxido metálico semi-conductor de efecto campo). El uso de esta tecnología en la elaboración de dosímetros comenzó hace algunos años, ya que se encontró que no solo permitía obtener dosímetros eficientes sino que poseen grandes ventajas con respecto a otro tipo de dosímetros. Desde entonces su uso se ha incrementado considerablemente, sobre todo en el área de radioterapia.

Básicamente un MOSFET está formado por una placa de metal y un semiconductor, que hace las veces de soporte físico, separados por una zona de óxido del semiconductor (por ejemplo  $SiO_2$ ). En este sistema se disponen cuatro electrodos:

- Compuerta (Gate en inglés), simbolizada con G, que se conecta a la placa metálica.

- Fuente (Source) y drenaje (Drain), ambos simétricos, que se internan en el sustrato gracias a las zonas sobresaturadas (semimetal).
- Sustrato (Body), generalmente conectado eléctricamente con la fuente.

Este tipo de dispositivo es fabricado con un sustrato de silicio tipo-n de un grosor típico de 500  $\mu\text{m}$ . Su principio de funcionamiento es sencillo, la aplicación de un alto voltaje a la compuerta induce a un gran número de agujeros a moverse desde las regiones adyacentes hacia la capa de óxido y el sustrato de silicio adyacente. Si un gran número de huecos son colectados en esta área ellos forman un canal de corriente entre la fuente y las regiones de drenaje de  $\text{SiO}_2$ . Un pequeño voltaje, llamado voltaje umbral, puede entonces iniciar el flujo de corriente. La radiación que pasa a través de las regiones de óxido produce pares de electrón hueco. Los huecos se mueven hacia la región de interface entre el silicio y el  $\text{SiO}_2$ , donde se quedan atrapados. Este exceso de carga positiva induce corriente en el canal entre la fuente y el drenaje. Consecuentemente el voltaje umbral cambia a una magnitud que es proporcional a la acumulación de carga positiva. Como esta acumulación de carga es proporcional a la energía depositada por la radiación incidente el cambio en el voltaje umbral es una medida de la dosis entregada al material por la radiación [6].

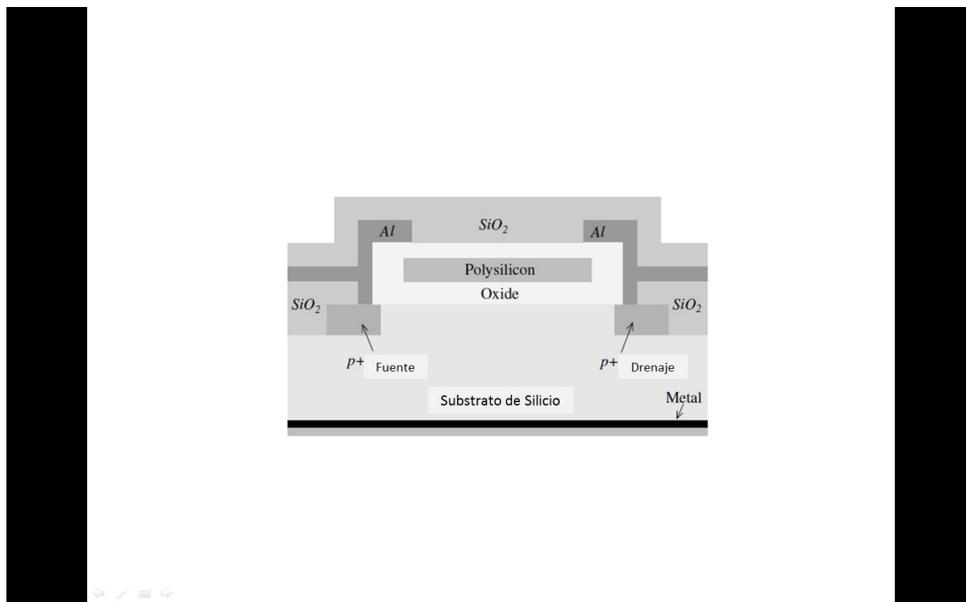
Los MOSFET poseen ciertas ventajas en comparación con las cámaras de ionización o incluso los otros diodos de silicio, como por ejemplo [6]:

- Pequeño tamaño: los dosímetros MOSFET suelen ser de un tamaño muy reducido, con dimensiones típicas de menos de un milímetro. Esto los hace ideales para la dosimetría in vivo.
- Buena resolución espacial.
- Buena isotropía.
- Rango dinámico amplio: esta característica hace que los MOSFET puedan ser usados en ambientes con poca o mucha radiación.
- Sensibilidad al tipo de radiación: ya que los MOSFET trabajan por el principio de producción de huecos electrónicos debido a la radiación incidente estos pueden ser

usados para la dosimetría de cualquier tipo de radiación. Son frecuentemente usados en la dosimetría de fotones, electrones y protones.

Los MOSFET también poseen algunas desventajas como:

- Sensibilidad a la inestabilidad del bias: los MOSFET son muy sensibles a las variaciones del voltaje bias y por lo tanto requieren fuentes de voltaje muy estable.
- Daño por la radiación: siendo dispositivos semiconductores, los dosímetros MOSFET son altamente sensibles a los daños producidos por la radiación, por lo que si estos son usados en campos de radiación elevada su respuesta puede cambiar después de la irradiación.
- Dependencia de la temperatura: al ser un dispositivo semiconductor la respuesta de los MOSFET se ve afectada por las variaciones de temperatura.



*Fig. 1.15. Sección transversal de un MOSFET de canal p.* [6]

# CAPÍTULO 2:

## Arcoterapia con Electrones y sus Aplicaciones

---

### 2.1. Arcoterapia con Electrones

La arcoterapia es una técnica especial de la Radioterapia que consiste en el tratamiento de grandes superficies corporales curvas mediante un haz de electrones rotacional.

Esta técnica fue descrita por primera vez en el año 1956 por Becker y Weitzel, los cuales utilizaron un betatrón con energías menores de 15 MeV.

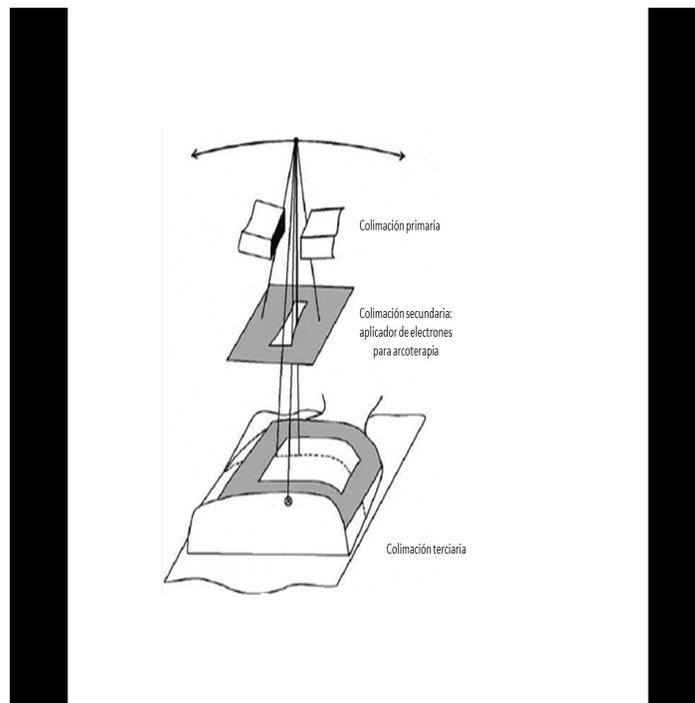
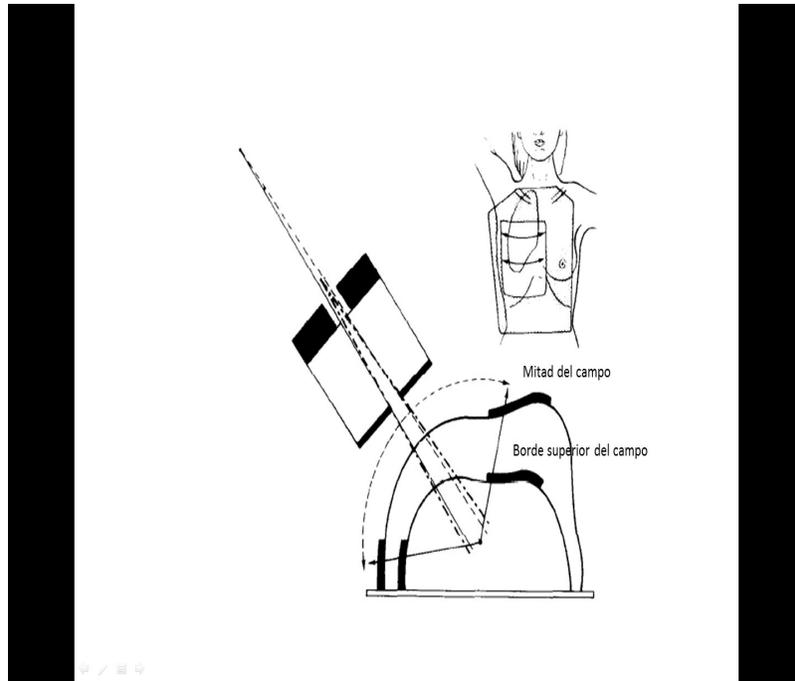
Desde principios de los años 80 esta técnica comenzó a usarse con mayor frecuencia y hoy en día se ofrece como una opción de tratamiento estándar en la mayoría de los aceleradores lineales [7].

#### 2.1.1. Colimación

La arcoterapia con electrones requiere de tres niveles de colimación [8]:

- ❖ El primero consta de los colimadores de fotones (mandíbulas).
- ❖ El colimador secundario (que puede o no usarse) se realiza con cerrobend y se coloca en el cabezal del gantry. Por lo general tiene forma trapezoidal y sus dimensiones se terminan mediante cálculos basados en la DFE y el radio de curvatura de la pared costal del paciente.
- ❖ La colimación terciaria consiste en una protección de cerrobend que es colocada sobre la piel del paciente. Esta se realiza vaciando cerrobend en un molde que se

coloca sobre el paciente y que se adapta a la anatomía de este. Este colimador terciario protege las zonas sanas que no deben recibir radiación y define el borde del campo.



*FIG. 2.1. Representación esquemática de los tres niveles de colimación usados en arcoterapia con electrones. [8]*

### 2.1.2. Modalidades

- ❖ Pseudo-arco: consiste en aplicar una serie de campos estáticos con algunos grados de separación entre sí formando un arco. Estos tienen energías diferentes de acuerdo al grosor del área a irradiar en cada caso.
- ❖ Haz rotacional continuo: el gantry rota de forma continua mientras emite el haz de electrones. Esta modalidad permite otorgar un número variable de cGy por grado.

### 2.1.3. Distribuciones de Dosis

La distribución de dosis en la arcoterapia con electrones depende de varios factores como [9] :

- ❖ Energía del haz
- ❖ Tamaño del campo
- ❖ Profundidad del isocentro
- ❖ DFE
- ❖ Curvatura del paciente
- ❖ Colimación terciaria
- ❖ Forma del campo definida por el colimador secundario

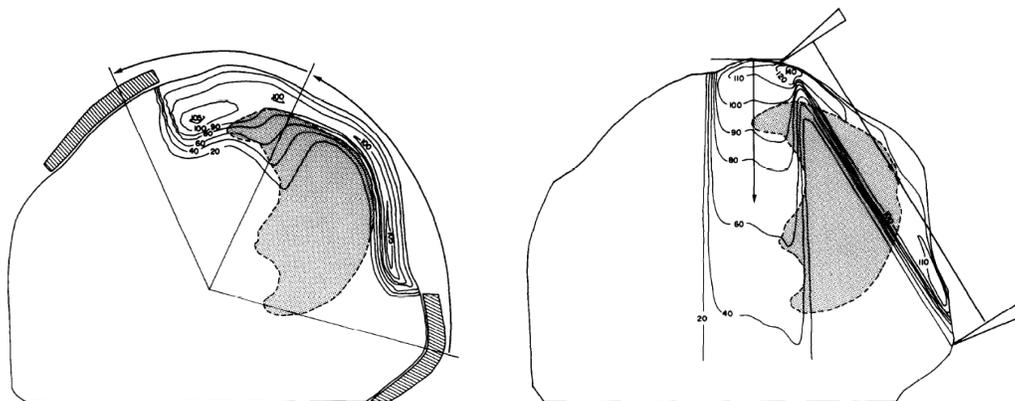
Con el fin de otorgar la misma dosis a distintas profundidades radiales se puede variar la energía de los electrones y la tasa de dosis a lo largo del arco, así como también se puede colocar un bolus para compensar las diferencias de grosor del tejido en las zonas donde se requiera.

La homogeneidad de la dosis a lo largo del eje cráneo-caudal se garantiza a través del colimador secundario elaborado especialmente para cada paciente con el fin de compensar las variaciones del radio corporal a lo largo del campo.

El efecto Bremsstrahlung es un problema para este tipo de terapia ya que contribuye a aumentar la dosis en el isocentro.

Las distribuciones de dosis en pared costal generalmente son calculadas con arcos de 6 o 9 MeV para proteger los tejidos subyacentes como pulmón y corazón. Para tratar la cadena mamaria interna se usan electrones de 12 a 18 MeV [10].

Mediante una rutina de optimización con el sistema de planificación se calcula los cGy por grado de acuerdo al radio del paciente a lo largo del arco.



a)

b)

*FIG. 2.2. Distribución de dosis resultante para: a) arco de electrones, b) campos tangenciales opuestos de fotones más campo AP para tratar la cadena mamaria interna [8].*

#### 2.1.4. Arcoterapia con Electrones en Pared Costal

En base a la distribución de dosis que produce, la arcoterapia con electrones es útil para tratar:

- ❖ Pared costal

- ❖ Costillas
- ❖ Miembros superiores e inferiores

Aunque todos los tumores de pared costal pueden ser tratados con arcoterapia, esta es especialmente útil cuando:

- El tumor invade un gran tramo de pared costal, se extiende más allá de la línea media o hacia el tórax posterior.
- Hay presencia de grandes cicatrices.
- Existe una marcada variación en el grosor de los tejidos a irradiar.

En estos casos al usar la técnica convencional de campos tangenciales opuestos con fotones se corre el riesgo de irradiar una gran cantidad de pulmón y demás tejidos sanos subyacentes.

La alternativa de usar múltiples campos colindantes de electrones trae consigo los conocidos problemas de puntos calientes en las uniones de estos campos.

### 2.1.5. Ángulo Beta( $\beta$ )

El ángulo beta para un punto arbitrario Q en la superficie del paciente se mide entre el eje central de dos haces de electrones rotacionales posicionados de tal forma que en el punto Q el borde frontal de un haz se cruce con el borde posterior del otro haz [9].

Este ángulo se encuentra determinado por tres parámetros de tratamiento:

- Ancho del campo (w)
- Profundidad del isocentro ( $d_i$ )
- DFE (f)

El ancho del campo (w) es definido por el ancho de la luz de campo producida en el isocentro por el último colimador de fotones.

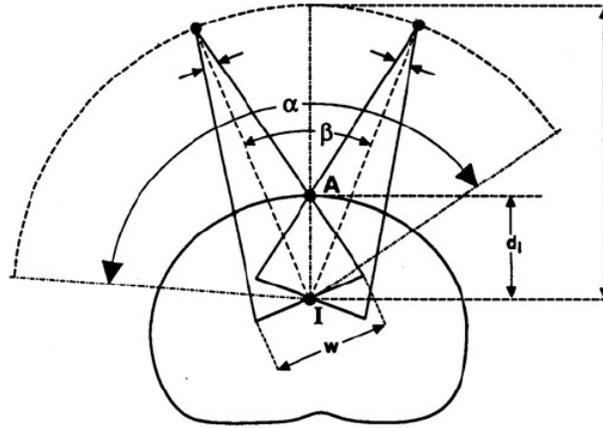


FIG. 2.3. Representación esquemática de la geometría de la arcoterapia con electrones

[9]

La ecuación que relaciona los parámetros antes mencionados es la siguiente [9] :

$$w = \frac{2d_i \sin\left(\frac{\beta}{2}\right)}{1 - \left(\frac{d_i}{f}\right) \cos\left(\frac{\beta}{2}\right)}$$

Se ha encontrado experimentalmente que, con  $f$  constante, los haces de electrones con combinaciones de  $d_i$  y  $w$  que tengan el mismo ángulo  $\beta$  exhiben características muy similares en su porcentaje de dosis en profundidad radial.

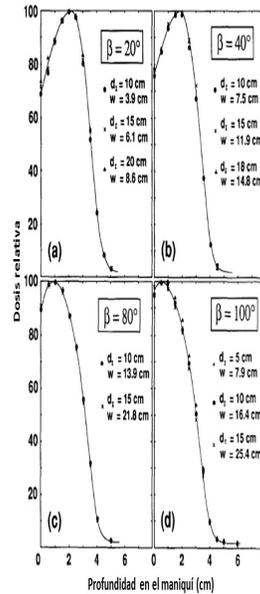


FIG. 2.4. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad radial usando la técnica de pseudo-arco medidas en un maniquí para varias combinaciones de  $w$  y  $d_i$  dados los ángulos  $\beta$  característicos de: a)  $20^\circ$ , b)  $40^\circ$ , c)  $80^\circ$  y d)  $100^\circ$ . La energía del haz fue de 9 MeV, DFS: 100cm y  $\alpha=220^\circ$ . [9]

La escogencia de los parámetros de haz adecuados en la arcoterapia con electrones depende de:

- Volumen a tratar
- Contorno del paciente
- Distribución de dosis deseada

#### 2.1.6. Algoritmos para Arcoterapia con Electrones

Existen dos categorías:

- ❖ Algoritmos basados en modelos físicos.

- ❖ Algoritmos basados en medidas

#### 2.1.6.1. Algoritmos Basados en Modelos Físicos

El algoritmo de haz de lápiz (pencilbeam) no modela la colimación terciaria o la dispersión en aire producida por la gran distancia entre el colimador secundario y la superficie del paciente (air gap).

Tomando en cuenta estos detalles, Hogstrom desarrolló un algoritmo basado en el algoritmo de haz de lápiz para arcoterapia con electrones (1989), pero este no se encuentra disponible en la mayoría de los centros de RT.

#### 2.1.6.2. Algoritmos Basados en Medidas

La característica que tienen en común estos algoritmos es la medición de una serie de curvas de dosis en profundidad a lo largo del eje central y de perfiles de dosis para un haz de electrones estático.

También se requiere la tasa de dosis por unidad de ángulo del arco para diferentes DFS.

Estos datos dosimétricos actúan como los datos de comisionamiento del algoritmo y se suelen medir debajo de una superficie plana de agua bajo una serie de condiciones de tratamiento típicas. Luego la data es almacenada en forma de tablas o en una cuadrícula computacional [9].

La distribución de dosis para arcoterapia con electrones en pacientes puede ser calculada entonces a través de la extrapolación de datos de las tablas obtenidas.

En la mayoría de los casos se establece un modelo matemático simple basado en:

- ❖ Ajustes de la data experimental
- ❖ Observación de un gran número de medidas

En el último caso la fórmula matemática usa los datos medidos para calcular la dosis en cualquier punto del volumen tratado.

A veces resulta más rápido realizar este procedimiento mediante un programa de computación.

Como ejemplo está el método propuesto por Lam et al (1987), en el que se miden solo dos curvas de dosis en profundidad en eje central a dos distancias fuente-superficie y un perfil de dosis fuera del eje a una DFS. Esta data se manipula para obtener la distribución de dosis con el método desarrollado por Milan y Bently(1974).

Los métodos basados en fórmulas empíricas son más complicados. Leavitt et al (1985) derivaron varias expresiones matemáticas para las curvas de dosis en profundidad y los perfiles fuera del eje. Posteriormente desarrollaron un programa de planificación de tratamiento para poder visualizar y optimizar las distribuciones de dosis.

Otro modelo empírico bien conocido es el concepto del ángulo  $\beta$  que se usa para la técnica de pseudo-arco.

#### 2.1.7. Cálculo de las Distribuciones de Dosis

Hay tres opciones:

- ❖ Algoritmo de haz de lápiz para arcoterapia con electrones (no disponible en la mayoría de los centros).
- ❖ Algoritmos basados en medidas.
- ❖ Superposición de campos estáticos: la distribución de dosis para un arco de electrones puede ser calculada como la suma de las distribuciones de dosis para una serie de haces de electrones estáticos.

Estos haces se colocan a lo largo del arco con un incremento angular muy pequeño. Para cada uno de ellos la distribución de dosis puede ser calculada a través del algoritmo de haz de lápiz conocido. Esta es una aplicación de la técnica de pseudoarco en la planificación del tratamiento.

### **2.1.8. Cálculo de la Dosis por UM**

Para entregar la dosis prescrita en un determinado punto del paciente, el número de unidades monitor requerido para entregar dicha dosis debe ser calculado lo más precisamente posible.

El número de unidades monitor suele determinarse por fuera del sistema de planificación y su cálculo se basa en la dosis por UM determinada a  $Z_{max}$  para una geometría específica del aplicador y bajo las condiciones de tratamiento para cada paciente.

Aun así la dosis por UM es difícil de predecir debido a la variación en la dispersión de los electrones para diferentes aceleradores lineales, energías, DFS y sistemas de colimación. Como resultado de esto la dosis por UM es medida individualmente para cada tratamiento para lograr una precisión aceptable.

Khan (1981) sugirió que estas medidas específicas para cada paciente se pueden realizar para el caso de la arcoterapia con electrones pero se requiere de la construcción de maniqués cilíndricos de agua o sólidos personalizados para cada paciente, cuyo radio fuera el promedio del radio del paciente. Esto es impráctico en términos de recursos y tiempo de planificación.

En el año 2004 Keith Croft desarrolló un método para el cálculo de la dosis por UM para arcoterapia con electrones usando para el comisionamiento un maniquí de agua plano.

## **2.2. Cáncer de mama**

Consiste en el crecimiento de células malignas en el tejido mamario. Representa aproximadamente el 25% de todos los casos de cáncer diagnosticados en mujeres y casi el 15% de las muertes por cáncer en mujeres.

Este crecimiento de células malignas puede originarse en los ductos ó conductos galactóforos (Carcinoma Ductal) o en los lobulillos (Carcinoma Lobulillar).

El tumor puede ser considerado "in situ" o infiltrante. El carcinoma ductal in situ no tiene capacidad de atravesar la membrana basal del epitelio glandular, por lo que no puede diseminarse a los ganglios de la axila. En cambio el carcinoma infiltrante sobrepasa la membrana basal y puede diseminarse por todo el organismo si contacta con vasos linfáticos y sanguíneos.

Para su diagnóstico se realizan múltiples exámenes como: mamografía, eco mamario, resonancia magnética de la mama y tomografía.

### **2.2.1. Tratamiento**

El tratamiento depende del estadiaje de la enfermedad y contempla las siguientes opciones:

- ❖ Mastectomía parcial o radical
- ❖ Quimioterapia
- ❖ Hormonoterapia
- ❖ Radioterapia

### **2.2.2. Recidiva de cáncer de mama:**

En oncología el término recidiva se refiere a la reaparición de un tumor tras un período más o menos largo de ausencia de la enfermedad. La recidiva puede ser locorregional (en el

mismo sitio o en región aledaña al sitio donde de origen el tumor inicial) o a distancia (metástasis).

En el caso del cáncer de mama "se puede definir la recidiva local como la reaparición del cáncer ya sea en la mama operada, en la cicatriz operatoria o en la piel que recubre la parrilla costal después de realizada la cirugía" [11] .

La recidiva regional comprende la reaparición del tumor en los ganglios axilares, infraclaviculares, supraclaviculares ipsilaterales (del mismo lado en que se originó el tumor) o los de la cadena mamaria interna [11] .

La recidiva a distancia o metástasis consiste en la aparición de la enfermedad lejos de la región donde se originó el tumor. Esta puede ser ósea, pulmonar, hepática, etc.

"La recidiva locorregional se asocia a un elevado riesgo de que se desarrolle enfermedad a distancia y de mortalidad" [12] . A pesar de esto es importante que la paciente reciba tratamiento con el fin de mejorar su calidad de vida y evitar el avance de la enfermedad.

El presente trabajo se focaliza en una modalidad de tratamiento de radioterapia con electrones para tratar recidiva en piel de cáncer de mama. La radioterapia con electrones ha demostrado ser una buena opción de tratamiento en el caso de las recidivas en piel ya que tiene un buen efecto cosmético y contribuye a ralentizar la diseminación de la enfermedad.

A continuación se presentan las fotografías de una paciente con recidiva en piel de cáncer de mama tratada con radioterapia con electrones (campos estáticos) en el Servicio de Radioterapia del Centro Médico Docente de La Trinidad:



*Figura 2.5. Paciente con recidiva en piel de cáncer de mama antes de recibir el tratamiento radiante.*



*Figura 2.6. Tratamiento de la paciente mediante campos de fotones y electrones (estáticos).*



*Figura 2.7. Paciente con recidiva en piel de cáncer de mama después de recibir tratamiento radiante (4500 cGy).*

# CAPÍTULO 3:

## Equipos y Montaje Experimental

---

### 3.1. Equipos y materiales utilizados

#### ❖ Dosímetros tipo MOSFET

Para realizar los estudios dosimétricos de la técnica de arcos con electrones se utilizaron 5 dosímetros de estado sólido tipo MOSFET.

- Marca: Best Medical Canada.
- Modelo: TN-502RD
- Región activa: 0.2 x 0.2 mm

Este tipo de detector es isotrópico (no presenta dependencia angular).

El sistema de detección está formado por tres partes:

- Los dosímetros tipo MOSFET
- Fuente de Voltaje Bias: posee cinco canales donde se conectan los dosímetros a la hora de realizar la lectura. Proporciona una diferencia de potencial para facilitar el flujo de electrones hacia el detector. Funciona con una batería de 9 V.
- Electrómetro: procesa y entrega valores de voltaje con 5 cifras significativas.

#### ❖ Acelerador Lineal Clínico

El acelerador lineal clínico utilizado para el presente trabajo es el modelo Clinac 2100 C/D de la marca Varian Medical Systems. Este acelerador posee las siguientes energías para tratamiento:

#### Fotones:

- 6 MV
- 18 MV

**Electrones:**

- 6 MeV
- 9 MeV
- 12 MeV
- 16 MeV
- 20MeV

Este acelerador posee un colimador multiláminas de 120 láminas (80 de 0,5 cm de ancho y 40 de 1 cm de ancho) así como un sistema de verificación de posicionamiento de megavoltaje denominado “Portal Vision” que permite realizar imágenes radiográficas del paciente.

**❖ Aplicador trapezoidal para arcoterapia con electrones**

Se construyó un aplicador de arcoterapia con electrones que se colocó en el cabezal del acelerador para todas las mediciones realizadas.

El aplicador se elaboró con una abertura de forma trapezoidal para compensar las variaciones en el radio del maniquí a lo largo de su eje cráneo-caudal.

El material utilizado para la elaboración del aplicador fue el cerrobend (aleación de bismuto, plomo, estaño y cadmio). Para su elaboración el cerrobend fue fundido y posteriormente vaciado en una bandeja con un molde de anime de forma trapezoidal para formar la abertura. Esta bandeja se coloca en el porta-accesorio donde se colocan los conos o aplicadores de electrones.



*Fig. 3.1. Fundición del cerrobend.*



*Fig. 3.2. Vaciado del cerrobend para formar el aplicador trapezoidal.*



*Fig. 3.3. Aplicador trapezoidal colocado en el porta-accesorio.*

#### ❖ **Maniquí antropomórfico**

Para los estudios dosimétricos realizados en el presente trabajo se utilizó un maniquí antropomórfico de plástico hueco sobre el cual se colocó un bolus (material equivalente al tejido). Como se trabajó con haces de electrones, los cuales tienen poca penetración, no hizo falta rellenar el maniquí con ningún material, ya que solo se estudió la dosis a nivel de la superficie.

El maniquí tiene las siguientes medidas:

- Diámetro antero-posterior: 15,5 cm.
- Diámetro lateral: 24 cm.



*Figura 3.4. Maniquí antropomórfico.*

#### ❖ **Maniquí de tomografía**

Se utilizó un maniquí de simetría cilíndrica para tomografía. El maniquí posee las siguientes características:

- Material: Polimetil Metacrilato (PMMA)
- Diámetro: 32 cm.

#### ❖ **Bloque de parafina**

Se elaboró un bloque de parafina de 2 cm de grosor, para lo cual se procedió a fundir la misma para luego vaciarla en una bandeja porta-accesorio.

Este bloque de parafina se coloca sobre el aplicador trapezoidal de electrones de manera que cubra la abertura del mismo con el fin de aumentar la dosis en la superficie.



*Fig. 3.5. Bloque de parafina.*



*Fig. 3.6. Bloque de parafina colocado sobre el aplicador trapezoidal.*

## 3.2. Montajes Experimentales

### 3.2.1. Calibración de los MOSFET

Antes de realizar las medidas los dosímetros MOSFET deben ser caracterizados ya que todos los factores que afectan la lectura de los dosímetros deben ser corregidos mediante el cálculo del factor de calibración de cada detector.

La calibración del MOSFET consiste en encontrar una relación entre la dosis absorbida y la diferencia de voltaje en mV producida en el dosímetro por la irradiación (lectura del electrómetro,  $L_{(mV)}$ ), siendo esta relación el “factor de calibración” ( $F_c$ ):

$$D_d = L_{(mV)} * F_c \quad (3.1.)$$

Donde  $D_d$  es la dosis absorbida medida con el diodo.

Para calibrar los MOSFET es necesario determinar previamente la dosis absorbida en agua debido a los haces de electrones con una cámara de ionización plano-paralela ( $D_{ci}$ ) siguiendo las recomendaciones del protocolo TRS-398 de la OIEA y posteriormente se realiza la irradiación de los MOSFET bajo las mismas condiciones. De esta manera se tiene que:

$$D_d = D_{ci} \quad (3.2.)$$

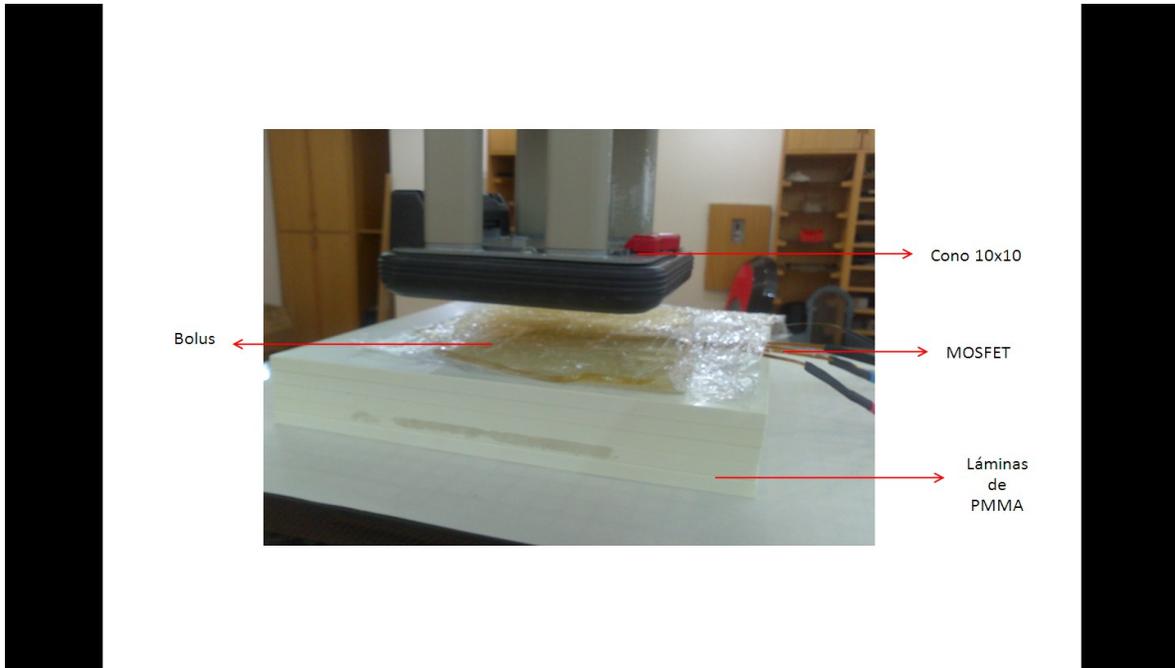
La irradiación de los MOSFET se efectuó mediante el siguiente montaje:

- Se apilaron 5 láminas de PMMA (polimetilmetacrilato) de 1 cm cada una.
- Se colocaron los cinco detectores MOSFET sobre la quinta lámina con 1 cm de separación entre cada uno.

- Se colocó sobre los MOSFET una lámina de bolus (0,5 cm para 6 MeV y 1 cm para 9 MeV).

Se utilizaron las condiciones de referencia:

- ❖ Tamaño de campo: 10 x 10.
- ❖ DFS: 100 cm.
- ❖ UM (unidades monitor): 100.



*Fig. 3.7. Montaje para la calibración de los detectores MOSFET.*

Primeramente se procedió a verificar la dosis inicial o de fondo que traían los MOSFET. Posteriormente se pre-irradiaron los MOSFET con 200 UM y se procedió a realizar 5 irradiaciones sucesivas para cada energía (6 MeV y 9 MeV) con 100 UM determinando la variación de voltaje en cada una.

Sustituyendo la ecuación (3.2.) en la ecuación (3.1.) se obtiene que:

$$F_c = \frac{D_{ci}}{L_c} \quad (3.4.)$$

Mediante la ecuación anterior se puede determinar el factor de calibración de cada uno de los MOSFET a partir de la dosis absorbida medida con la cámara de ionización y la lectura de los MOSFET.

### 3.2.2.Verificación de la uniformidad de dosis con maniquí cilíndrico

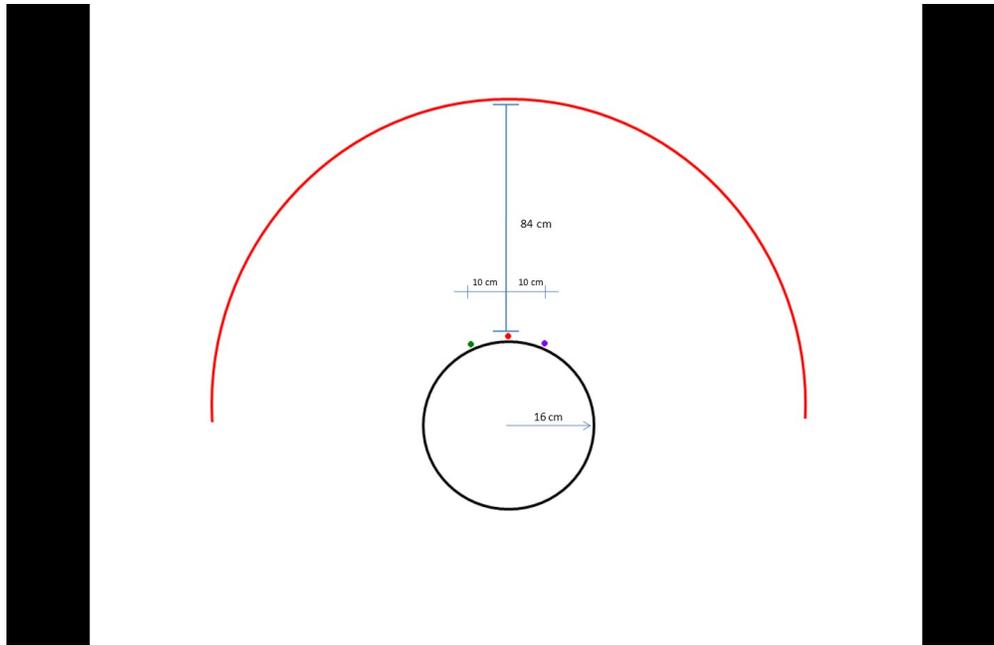
Se utilizó el maniquí de tomografía posicionando su centro en el isocentro del acelerador por medio de los láseres. La DFS fue de 84 cm.

Se colocaron tres MOSFET: uno en  $0^\circ$  y los otros dos a cada lado de este separados por una distancia de 10 cm.

Posteriormente se procedió a irradiar el maniquí con arcos de electrones de  $180^\circ$ . Primero usando la energía de 6 MeV y luego la de 9 MeV.

	Grados	UM	DFS	Profundidad del Isocentro
ARCO	$90^\circ$ - $270^\circ$	400	84 cm	16 cm

Cuadro 3.1. Características del arco usado para irradiar el maniquí cilíndrico.



*Fig. 3.8. Esquema de la irradiación del maniquí cilíndrico.*



*Fig. 3.9. Maniquí cilíndrico con los detectores MOSFET*



*Fig. 3.10. Irradiación del maniquí cilíndrico con bolus de 1 cm para la energía de 6 MeV (Izq) y con bolus de 1,5 cm para la energía de 9 MeV (Der).*

### 3.2.3. Técnica de Isocentro Único

Se utilizó un maniquí antropomórfico sobre el cual se colocó una lámina de bolus de 1,5 cm de espesor.

Sobre el bolus se colocaron cinco detectores MOSFET en línea en las siguientes posiciones:

- MOSFET 4:  $0^\circ$
- MOSFET 1: 5 cm a la derecha del MOSFET 4.
- MOSFET 5: 5 cm a la izquierda del MOSFET 4.
- MOSFET 3: 13 cm a la izquierda del MOSFET 4.
- MOSFET 2: 13 cm a la derecha del MOSFET 4.



*Fig. 3.11. Detectores MOSFET colocados sobre el maniquí (1 arco, 1 isocentro).*

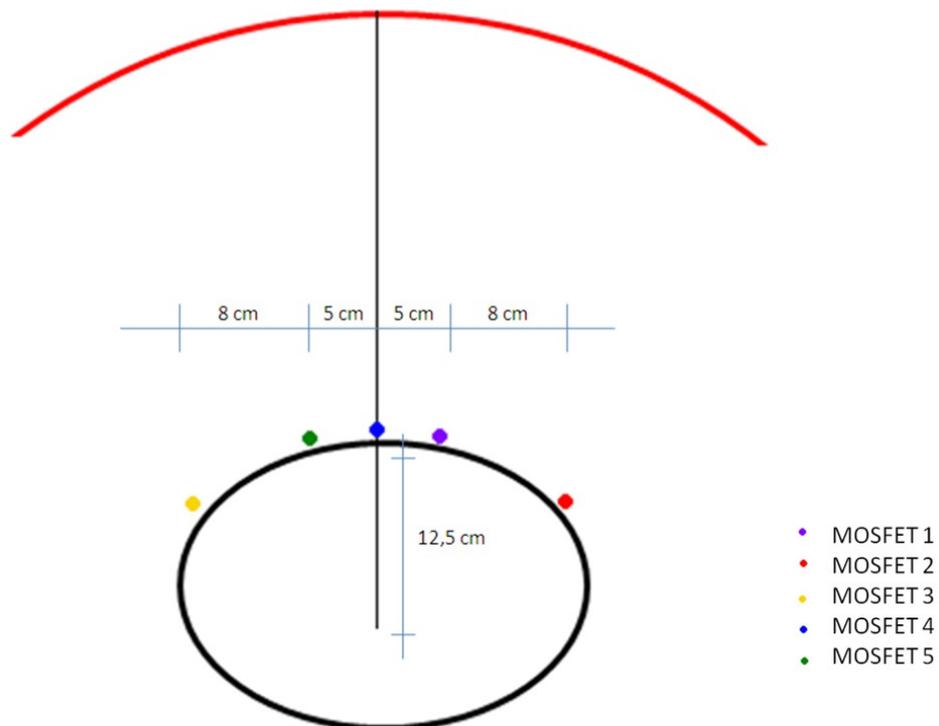


*Fig. 3.12. Irradiación del maniquí antropomórfico con arco de electrones (1 isocentro).*

El maniquí fue irradiado con arcos de electrones de  $60^\circ$  (tanto de 6 MeV como de 9 MeV) con las siguientes características:

	Grados	UM	DFS en $0^\circ$ (sobre el MOSFET 4)	Profundidad del Isocentro
ARCO	$330^\circ$ - $30^\circ$	100	87,5 cm	12,5 cm

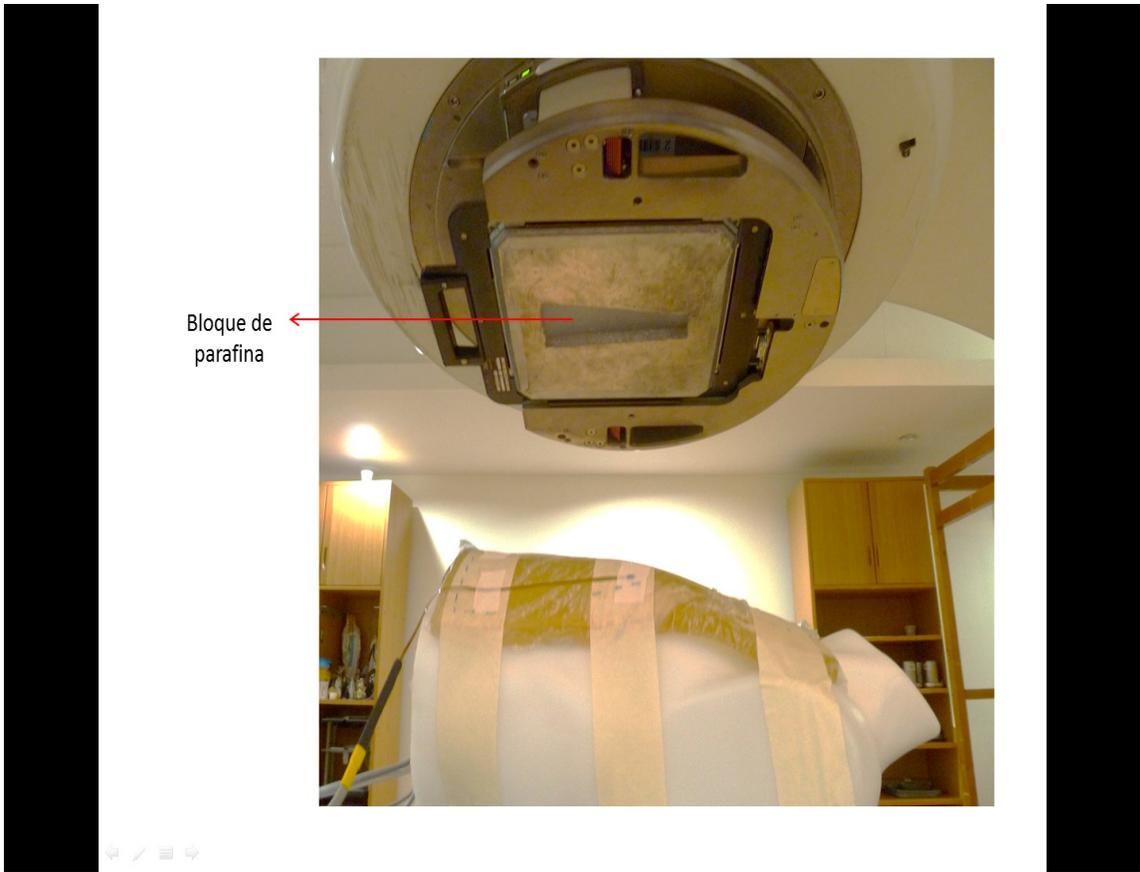
*Cuadro 3.2. Características del arco de electrones usado para irradiar el maniquí antropomórfico (1 isocentro).*



*Fig. 3.13. Esquema de la irradiación del maniquí antropomórfico con arco de electrones (1 isocentro).*

La irradiación del maniquí con los arcos antes mencionados se realizó bajo tres condiciones experimentales distintas:

- ❖ Sin bolus sobre los MOSFET.
- ❖ Con bolus de 1,5 cm sobre los MOSFET.
- ❖ Sin bolus sobre los MOSFET y con bloque de parafina sobre el aplicador trapecoidal.



Fi

*g. 3.14. Irradiación del maniquí con bloque de parafina sobre el aplicador trapezoidal.*

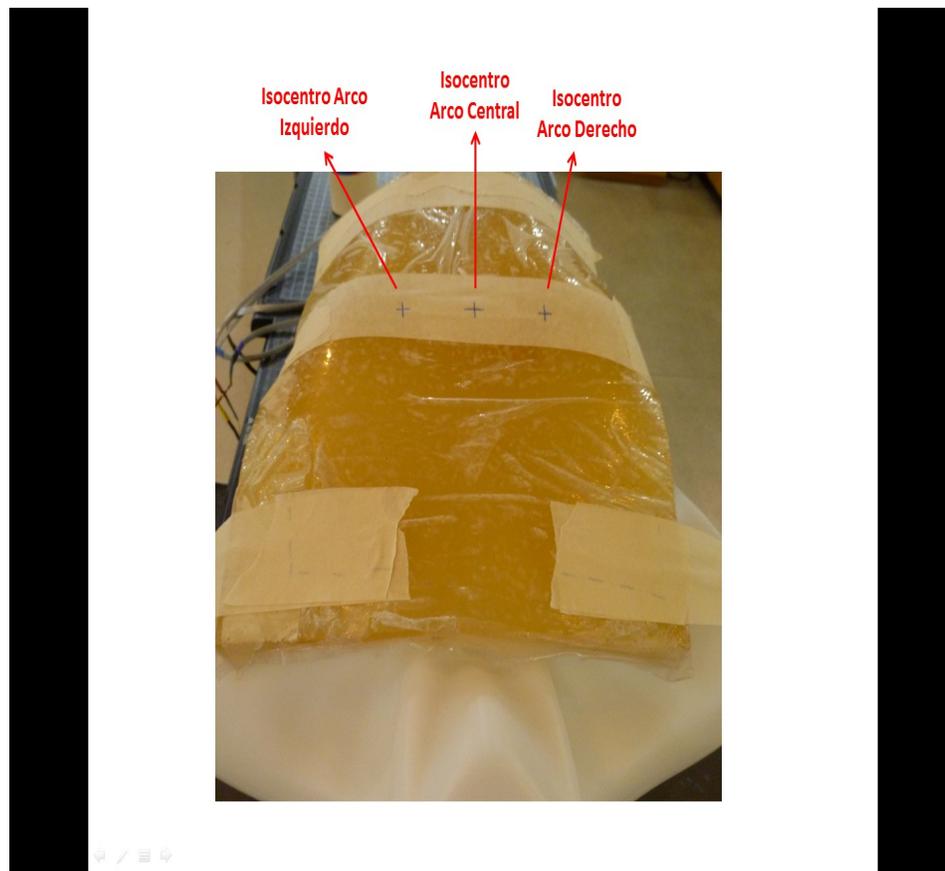


*Figura 3.15. Irradiación del maniquí con bolus de 1,5 cm sobre los MOSFET.*

### 3.2.4. Técnica de Tres Isocentros

Se utilizó un maniquí antropomórfico sobre el cual se colocó una lámina de bolus de 1,5 cm de espesor.

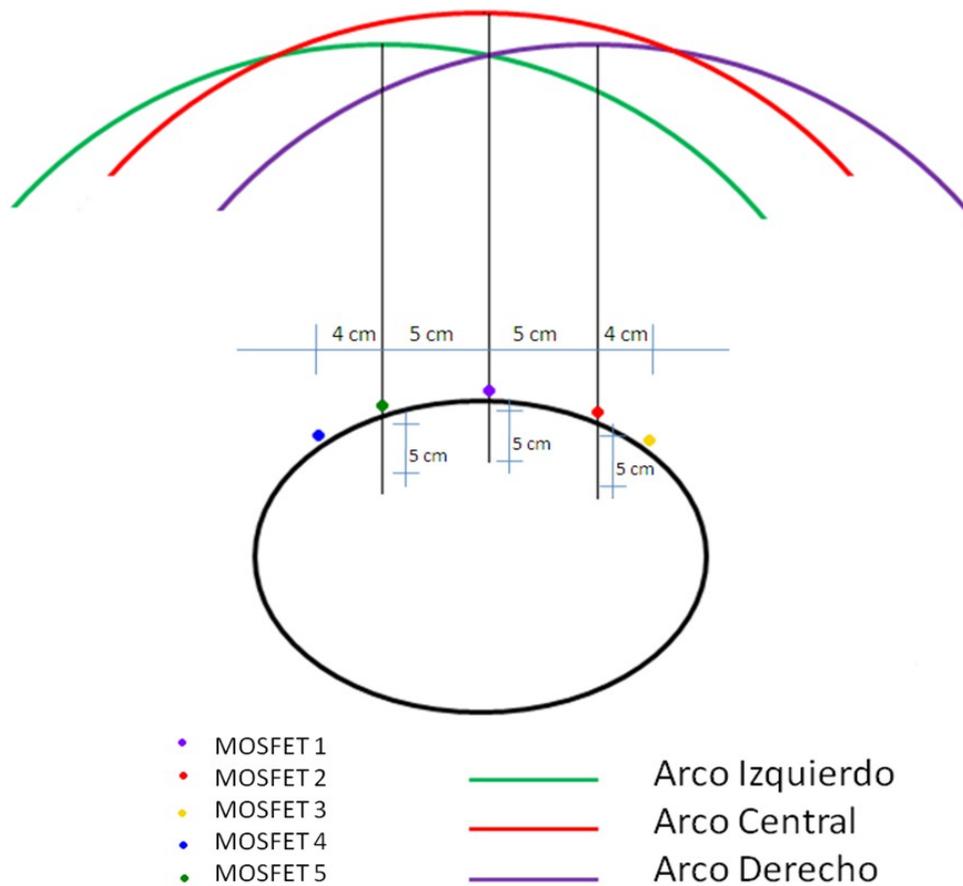
El maniquí se irradió con tres arcos de electrones de  $60^\circ$ , cada uno con un isocentro distinto separados entre sí por una distancia de 5 cm. La profundidad de los tres isocentros fue de 5 cm.



*Fig. 3.16. Posición de los tres isocentros en el maniquí (a 5 cm de profundidad desde la superficie).*

	Grados	UM	DFS sobre el isocentro	Profundidad del isocentro
Arco Izquierdo	330°-30°	100	95 cm	5 cm
Arco Central	330°-30°	100	95 cm	5 cm
Arco Derecho	330°-30°	100	95 cm	5 cm

*Cuadro 3.3. Características de los arcos de electrones usados para irradiar el maniquí antropomórfico (3 isocentros).*



*Fig. 3.17. Esquema de la irradiación del maniquí antropomórfico con tres arcos de electrones (3 isocentros).*

Se colocaron 5 detectores MOSFET en línea sobre el bolus, uno sobre cada isocentro y otros dos a cada lado separados por una distancia de 4 cm.

- MOSFET 4: 4 cm a la izquierda del MOSFET 5.
- MOSFET 5: sobre el isocentro del arco izquierdo.
- MOSFET 1: sobre el isocentro del arco central.
- MOSFET 2: sobre el isocentro del arco derecho.
- MOSFET 3: 4 cm a la derecha del MOSFET 2.

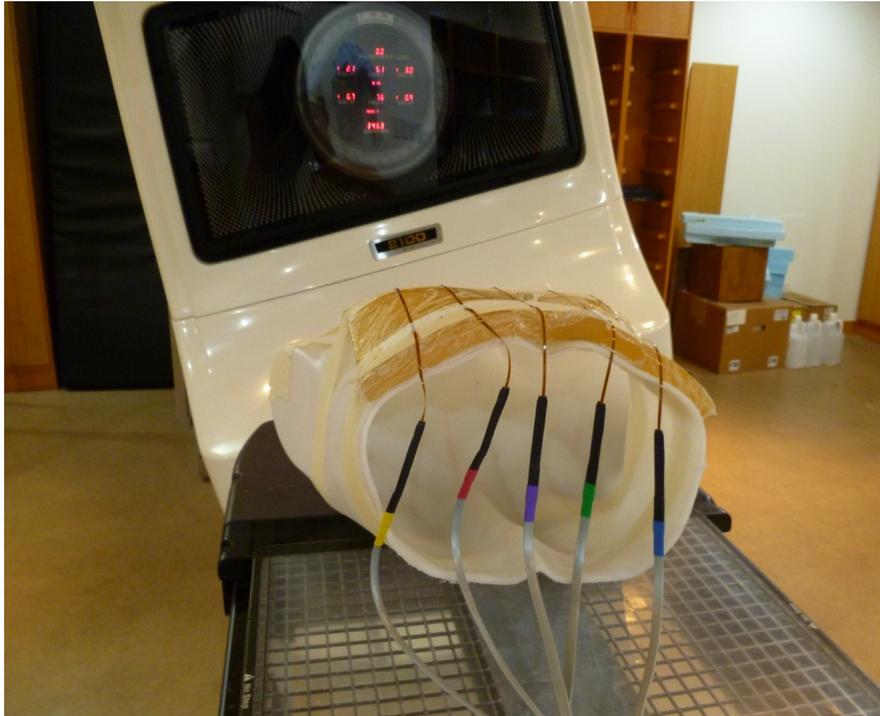


*Fig. 3.18. Detectores MOSFET colocados sobre el maniquí (3 arcos, 3 isocentros).*

Se tomaron las lecturas de cada MOSFET, dejando estos fijos en sus respectivas posiciones, para cada arco (tres isocentros distintos). Posteriormente se sumó la dosis medida con cada MOSFET en cada uno de los tres arcos.

La irradiación del maniquí con los arcos antes mencionados se realizó para las energías de 6 MeV y 9 MeV (los tres arcos con la misma energía) bajo tres condiciones experimentales distintas:

- ❖ Sin bolus sobre los MOSFET.
- ❖ Con bolus de 1,5 cm sobre los MOSFET.
- ❖ Sin bolus sobre los MOSFET y con bloque de parafina sobre el aplicador trapezoidal.



*Fig. 3.19. Irradiación del maniquí antropomórfico con tres arcos de electrones (3 isocentros).*

# CAPÍTULO 4:

## Resultados y Discusiones

---

### 4.1. Calibración de los MOSFET

#### Dosis absorbida con la cámara de ionización

La dosis absorbida medida con la cámara de ionización plano-paralela fue determinada siguiendo las recomendaciones del protocolo TRS-398 de la OIEA. A partir de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (% PDP) para las energías de 6 MeV y 9 MeV se obtuvo el % PDP a las profundidades de 0,5cm y 1cm respectivamente.

Valores de referencia para electrones	
% PDP (0,5_ 6 MeV)	87,30
% PDP (1,0_ 9 MeV)	91,80

*Cuadro 4.1. Valores de referencia para haces de electrones obtenidos de la calibración del acelerador lineal clínico usado en este trabajo siguiendo el protocolo TRS-398.*

Estos valores representan la dosis absorbida medida con la cámara bajo condiciones de referencia, tamaño de campo 10x10 cm, DFS de 100 cm y 100 UM. Estas mismas condiciones fueron las utilizadas para irradiar los dosímetros MOSFET para su calibración.

## Irradiación de los MOSFET para obtener los factores de calibración

Para obtener los factores de calibración de cada MOSFET estos fueron irradiados 5 veces con 100 UM, se tomó nota de la lectura del electrómetro después de cada irradiación y posteriormente se calculó la diferencia entre las lecturas.

Se utilizó la lectura promedio de cada MOSFET para cada energía junto con la dosis absorbida medida con la cámara de ionización plano paralela para calcular los factores de calibración mediante la ecuación 3.4.

El tamaño de campo usado fue de 10 x 10cm y la DFS fue de 100cm.

### 6 MeV

**Bolus: 0,5 cm**

MOSFET	Dosis (mV)						Fc (cGy/mV)
	L1	L2	L3	L4	L5	Lp	
1	89	89	88	88	87	88,2	<b>0,9898</b>
2	87	87	87	90	89	88,0	<b>0,9920</b>
3	89	90	89	88	89	89,0	<b>0,9809</b>
4	85	89	89	85	92	88,0	<b>0,9920</b>
5	88	89	86	87	87	87,4	<b>0,9989</b>

*Cuadro 4.2. Resultados de la irradiación de los MOSFET y factores de calibración para la energía de 6 MeV.*

### 9 MeV

**Bolus: 1 cm**

<b>MOSFE T</b>	<b>Dosis (mV)</b>						<b>Fc (cGy/mV )</b>
	<b>L1</b>	<b>L2</b>	<b>L3</b>	<b>L4</b>	<b>L5</b>	<b>Lp</b>	
<b>1</b>	97	90	90	94	85	91,2	<b>1,0066</b>
<b>2</b>	90	92	92	92	94	92,0	<b>0,9978</b>
<b>3</b>	94	94	93	93	90	92,8	<b>0,9892</b>
<b>4</b>	96	92	96	92	95	94,2	<b>0,9745</b>
<b>5</b>	90	92	94	93	91	92,0	<b>0,9978</b>

*Cuadro 4.3. Resultados de la irradiación de los MOSFET y factores de calibración para la energía de 6 MeV.*

#### 4.2. Verificación de la uniformidad de dosis con maniquí cilíndrico

Se tomó nota de la lectura del electrómetro después de cada irradiación del maniquí y posteriormente se calculó la diferencia entre las lecturas. Luego se determinó el promedio de estas diferencias para después multiplicar cada uno por el factor de calibración de cada MOSFET y obtener así la dosis promedio medida con cada MOSFET.

El maniquí se irradió 5 veces con cada arco de electrones de 180° (uno de 6 MeV y otro de 9 MeV). La distancia fuente superficie fue de 84 cm.

Los resultados de la irradiación del maniquí cilíndrico fueron los siguientes:

#### 6 MeV

MOSFET	Diferencias entre las lecturas obtenidas (mV)					Promedio de las lecturas (mV)	Dosis promedio (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3	4	5			
<b>Morado</b>	86	86	87	88	86	86.60	85.72	0.80
<b>Rojo</b>	84	86	84	89	84	85.40	84.72	1.96
<b>Verde</b>	86	87	83	83	82	84.20	84.11	1.94

*Cuadro 4.4. Resultados de la irradiación de maniquí cilíndrico. Energía 6 MeV.*

#### 9 MeV

MOSFET	Diferencias entre las lecturas obtenidas (mV)					Promedio de las lecturas (mV)	Dosis promedio (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3	4	5			
<b>Morado</b>	84	86	87	89	88	86.80	87.37	1.72
<b>Rojo</b>	88	84	86	91	86	87.00	86.81	2.37
<b>Verde</b>	86	85	89	86	89	87.00	86.81	1.67

*Cuadro 4.5. Resultados de la irradiación de maniquí cilíndrico. Energía 9 MeV.*

La distribución de dosis medida con el maniquí cilíndrico fue bastante homogénea ya que la dosis medida con los tres detectores MOSFET fue similar. Estos resultados eran predecibles ya que, debido a su simetría cilíndrica y al estar alineado el centro del maniquí con el isocentro del acelerador, la distancia fuente superficie es la misma en cualquier punto del arco (84 cm).

Debido a estos resultados sería interesante estudiar el uso de la técnica de arcoterapia con electrones para el tratamiento de cáncer de piel en las regiones de cabeza y cuello, ya que estas partes del cuerpo poseen geometría cilíndrica. El cáncer de piel de células basales o escamosas es especialmente frecuente en las regiones de la cabeza (cuero cabelludo o cara) y el cuello debido a la alta exposición al sol de estas partes del cuerpo.

### 4.3. Técnica de Isocentro Único

Se tomó nota de la lectura del electrómetro después de cada irradiación del maniquí y posteriormente se calculó la diferencia entre las lecturas. Luego se determinó el promedio

de estas diferencias para después multiplicar cada uno por el factor de calibración de cada MOSFET y obtener así la dosis promedio medida con cada MOSFET.

Posteriormente se graficó la dosis promedio normalizada de cada MOSFET con respecto a la posición del mismo sobre el maniquí tomando como cero la posición del MOSFET central (MOSFET 4). La dosis promedio fue normalizada tomando como 1 la dosis del MOSFET 4.



*Figura 4.1. Posición de los detectores MOSFET en la superficie del maniquí. Técnica de isocentro único.*

El maniquí se irradió 4 veces con cada arco de electrones de  $60^\circ$  (uno de 6 MeV y otro de 9 MeV) bajo tres condiciones experimentales distintas (sin bolus, con bolus y con

bloque de parafina). La distancia desde la fuente a la superficie del maniquí (a nivel de los MOSFET) fue de 87.5 cm.

Los resultados de la irradiación del maniquí antropomórfico fueron los siguientes:

#### 4.3.1. Sin bolus

##### 6 MeV

MOSFE T	Diferencias entre las lecturas obtenidas (mV)				Promedio de las lecturas (mV)	Dosis Promedio (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3	4			
1	43	44	41	44	43.00	42.56	1.22
2	1	1	3	0	1.25	1.24	1.09
3	1	1	1	1	1.00	0.98	0.00
4	61	60	65	61	61.75	61.26	1.92
5	43	39	42	47	42.75	42.70	2.86

Cuadro 4.6. Resultados de la irradiación con la técnica de isocentro único. Energía 6 MeV, sin bolus.

MOSFET	Posición (cm)	Dosis (cGy)	Normalización
3	-13	0.98	0.02
5	-5	42.70	0.70
4	0	61.26	1.00
1	5	42.56	0.69
2	13	1.24	0.02

Cuadro 4.7. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de isocentro único, energía 6 MeV, sin bolus.

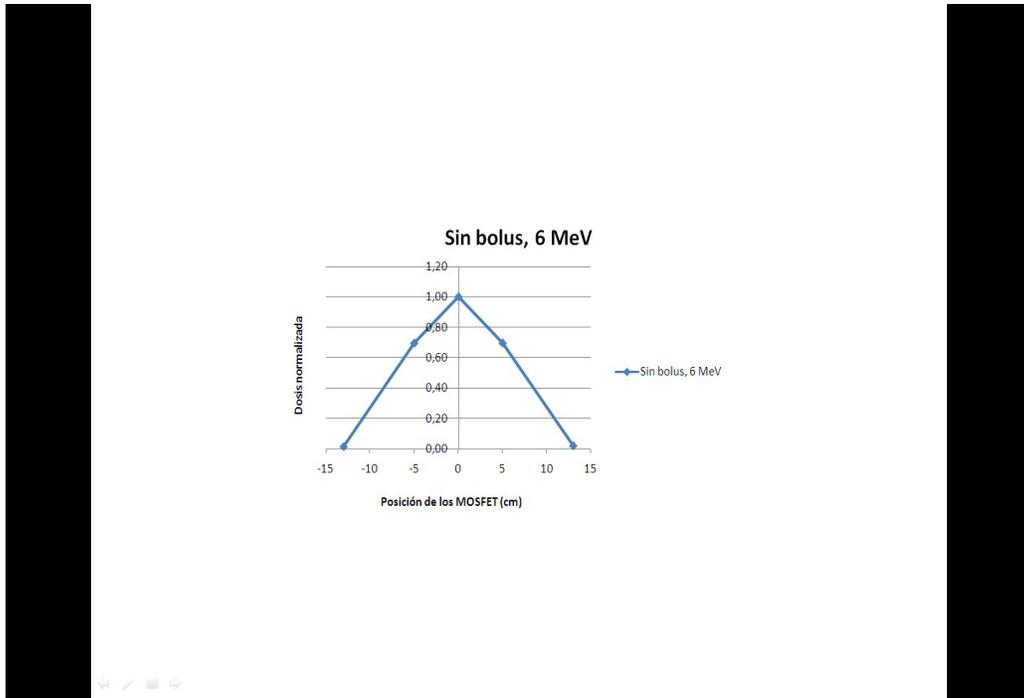


Figura 4.2. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET. Técnica de isocentro único, energía 6 MeV, sin bolus.

### 9 MeV

MOSFET	Diferencias entre las lecturas obtenidas (mV)				Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3	4			
1	50	45	46	47	47.00	47.31	1.87
2	3	1	1	1	1.50	1.50	0.87
3	6	1	1	2	2.50	2.47	2.06
4	65	62	67	69	65.75	64.07	2.59
5	46	44	44	44	44.50	44.40	0.87

Cuadro 4.8. Resultados de la irradiación con la técnica de isocentro único. Energía 9 MeV, sin bolus.

MOSFET	Posición (cm)	Dosis (cGy)	Normalización
3	-13	2.47	0.04
5	-5	44.40	0.69
4	0	64.07	1.00
1	5	47.31	0.74
2	13	1.50	0.02

Cuadro 4.9. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de isocentro único, energía 9 MeV, sin bolus.

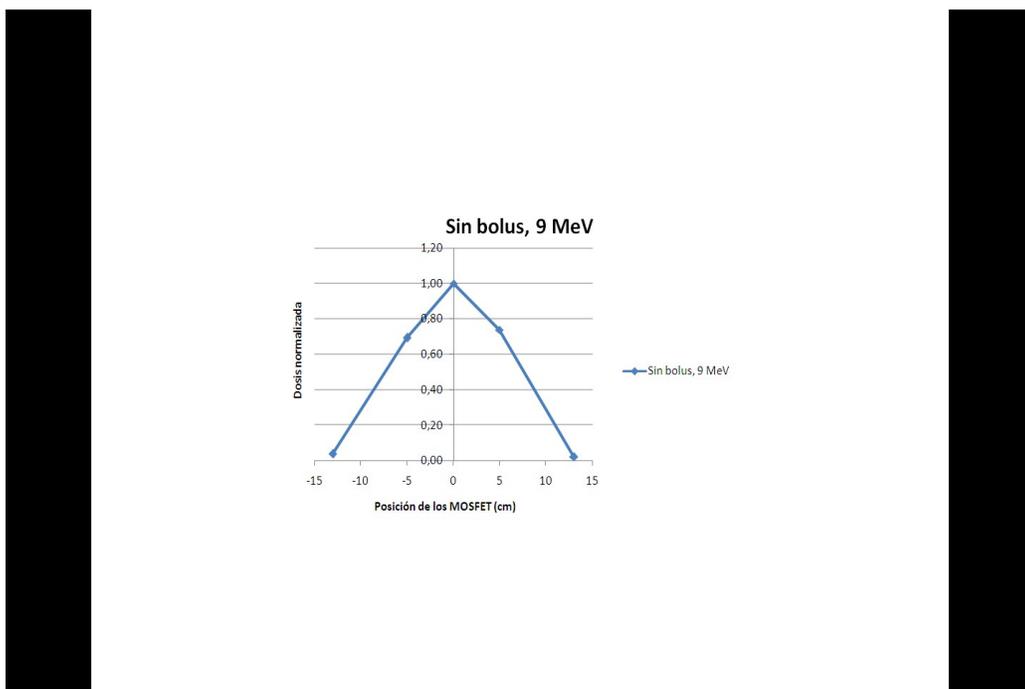


Figura 4.3. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET. Técnica de isocentro único, energía 9 MeV, sin bolus.

#### 4.3.2. Con bolus de 1,5 cm sobre los MOSFET

**6 MeV**

MOSFET	Diferencias entre las lecturas obtenidas (mV)				Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3	4			
1	60	57	61	56	58.50	57.90	2.06
2	0	2	1	1	1	0.99	0.71
3	0	2	0	2	1	0.98	1
4	78	81	82	80	80.25	79.61	1.48
5	58	56	57	54	56.25	56.19	1.48

*Cuadro 4.10. Resultados de la irradiación con la técnica de isocentro único. Energía 6 MeV, con bolus.*

MOSFET	Posición (cm)	Dosis (cGy)	Normalización
3	-13	0.98	0.01
5	-5	56.19	0.71
4	0	79.61	1.00
1	5	57.90	0.73
2	13	0.99	0.01

*Cuadro 4.11. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de isocentro único, energía 6 MeV, con bolus.*

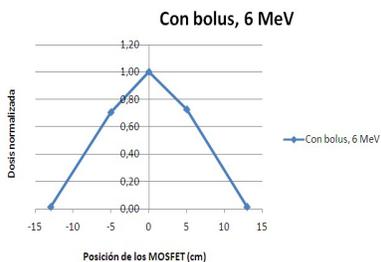


Figura 4.4. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET.  
Técnica de isocentro único, energía 6 MeV, con bolus.

## 9 MeV

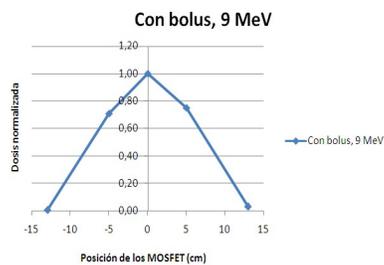
MOSFET	Diferencias entre las lecturas obtenidas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3			
1	62	57	59	59.33	59.72	2.05
2	1	6	0	2.33	2.33	2.62
3	0	1	0	0.33	0.33	0.47
4	83	82	80	81.67	79.58	1.25
5	60	56	54	56.67	56.54	2.49

Cuadro 4.12. Resultados de la irradiación con la técnica de isocentro único. Energía 9 MeV, con bolus.

MOSFET	Posición (cm)	Dosis (cGy)	Normalización
3	-13	0.33	0.00
5	-5	56.54	0.71
4	0	79.58	1.00
1	5	59.72	0.75
2	13	2.33	0.03

Cuadro 4.13. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de isocentro único, energía 9 MeV, con bolus.

Figura 4.5.  
Gráfico de la  
dosis  
normalizada  
en función de  
la posición del  
MOSFET.  
Técnica de  
isocentro  
único, energía



9 MeV, con bolus.

#### 4.3.3. Con parafina

6 MeV

MOSFET	Diferencias entre las lecturas obtenidas (mV)				Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3	4			
1	24	29	30	24	26.75	26.48	2.77
2	17	11	11	17	14.00	13.89	3.00
3	11	11	15	13	12.50	12.26	1.66
4	31	34	34	35	33.50	33.23	1.50
5	28	30	30	24	28.00	27.97	2.45

*Cuadro 4.14. Resultados de la irradiación con la técnica de isocentro único. Energía 6 MeV, con parafina.*

MOSFET	Posición (cm)	Dosis (cGy)	Normalización
3	-13	12.26	0.37
5	-5	27.97	0.84
4	0	33.23	1
1	5	26.48	0.80
2	13	13.89	0.42

*Cuadro 4.15. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de isocentro único, energía 6 MeV, con parafina.*

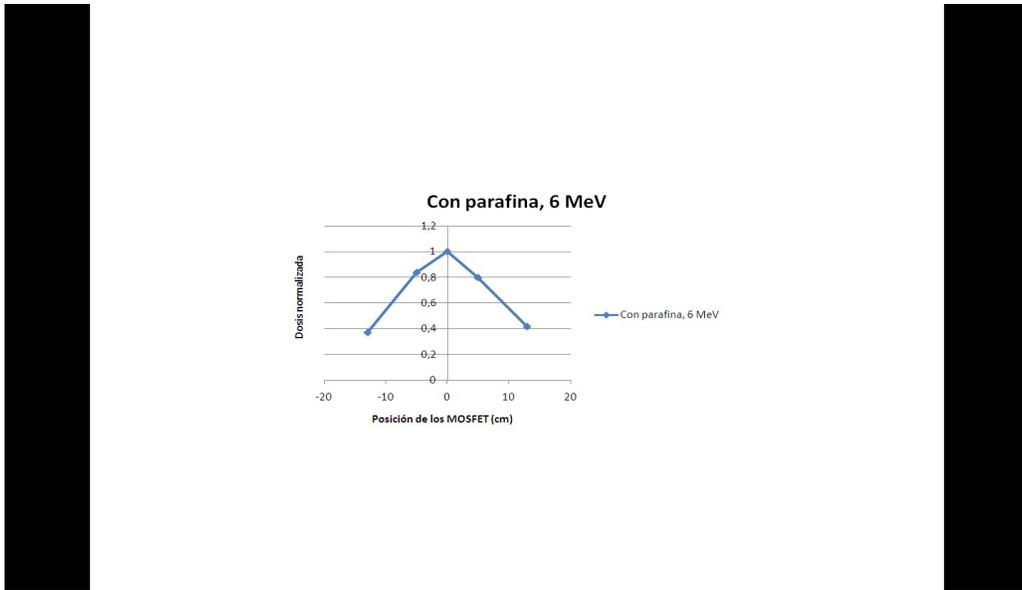


Figura 4.6. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET. Técnica de isocentro único, energía 6 MeV, con parafina.

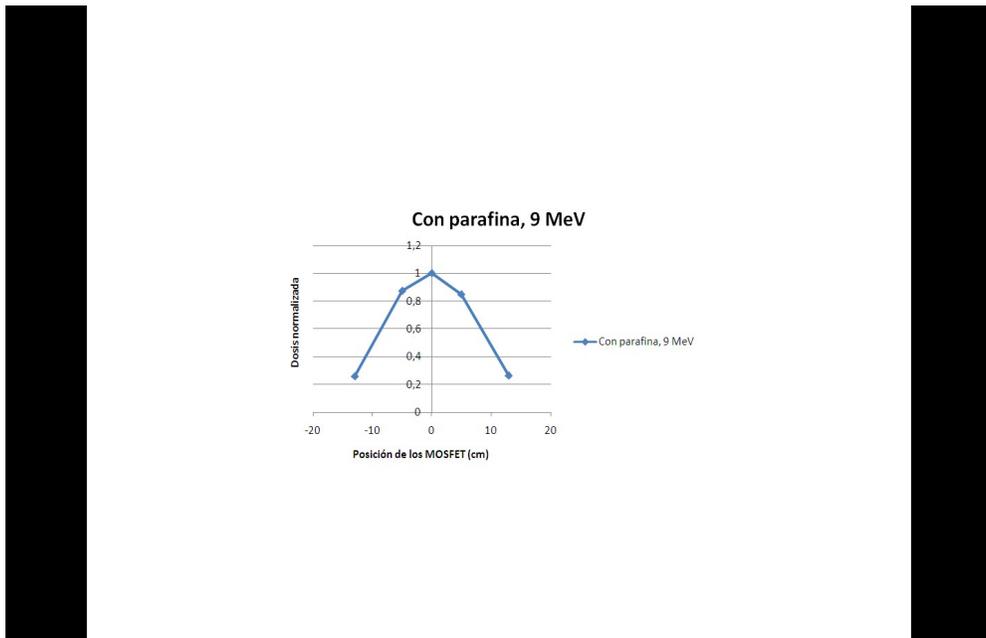
## 9 MeV

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de la lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$ (n)
	1	2	3			
1	37	37	38	37.33	37.58	0.47
2	11	10	14	11.67	11.64	1.70
3	10	15	10	11.67	11.54	2.36
4	47	45	44	45.33	44.18	1.25
5	39	38	39	38.67	38.58	0.47

Cuadro 4.16. Resultados de la irradiación con la técnica de isocentro único. Energía 9 MeV, con parafina.

MOSFET	Posición (cm)	Dosis (cGy)	Normalización
3	-13	11.54	0.26
5	-5	38.58	0.87
4	0	44.18	1
1	5	37.58	0.85
2	13	11.64	0.26

*Cuadro 4.17. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de isocentro único, energía 9 MeV, con parafina.*



*Figura 4.7. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET. Técnica de isocentro único, energía 9 MeV, con parafina.*

#### 4.4. Técnica de Tres Isocentros

El maniquí se irradió 3 veces con cada arco de electrones de  $60^\circ$  (arco central, izquierdo y derecho) para cada energía (6 MeV y 9 MeV) bajo tres condiciones experimentales distintas (sin bolus, con bolus y con bloque de parafina). La distancia desde la fuente a la superficie del maniquí (a nivel de los MOSFET) fue de 95 cm.

Se tomó nota de la lectura del electrómetro después de cada irradiación del maniquí y posteriormente se calculó la diferencia entre las lecturas. Luego se determinó el promedio de estas diferencias para después multiplicar cada uno por el factor de calibración de cada MOSFET y obtener así la dosis promedio medida con cada MOSFET.

La dosis promedio medida con cada MOSFET en cada arco se sumó para así obtener la dosis total en cada punto producto de la irradiación con tres arcos.

Posteriormente se graficó la dosis total normalizada de cada MOSFET con respecto a la posición del mismo sobre el maniquí tomando como cero la posición del MOSFET central. La dosis total fue normalizada tomando como 1 la dosis total medida con el MOSFET central.



*Figura 4.8. Posición de los detectores MOSFET en la superficie del maniquí. Técnica de tres isocentros.*

Los resultados de la irradiación del maniquí antropomórfico fueron los siguientes:

#### 4.4.1. Sin bolus

6 MeV

#### Arco central

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	75	75	76	75,33	74,56	0,47
2	36	39	31	35,33	35,05	3,30
3	3	3	8	4,67	4,58	2,36
4	5	6	5	5,33	5,29	0,47
5	39	44	43	42,00	41,95	2,16

Cuadro 4.18. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco central.

*Energía 6 MeV, sin bolus.*

#### Arco derecho

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			

					(mV)	
1	42	41	42	41,67	41,24	0,47
2	77	79	84	80,00	79,36	2,94
3	52	60	53	55,00	53,95	3,56
4	0	1	0	0,33	0,33	0,47
5	1	3	3	2,33	2,33	0,94

Cuadro 4.19. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco derecho.  
Energía 6 MeV, sin bolus.

#### Arco izquierdo

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	36	36	36	36,00	35,63	0,00
2	0	3	2	1,67	1,65	1,25
3	1	1	1	1,00	0,98	0,00
4	62	55	62	59,67	59,19	3,30
5	75	75	76	75,33	75,25	0,47

Cuadro 4.20. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco izquierdo.  
Energía 6 MeV, sin bolus.

#### Suma

MOSFET	Posición (cm)	Dosis arco central (cGy)	Dosis arco derecho (cGy)	Dosis arco izquierdo (cGy)	Dosis total (cGy)	Normalización
4	-9	5.29	0.33	59.19	64.81	0.43
5	-5	41.95	2.33	75.25	119.54	0.79
1	0	74.56	41.24	35.63	151.44	1.00

2	5	35.05	79.36	1.65	116.06	0.77
3	9	4.58	53.95	0.98	59.51	0.39

Cuadro 4.21. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de tres isocentros, energía 6 MeV, sin bolus.

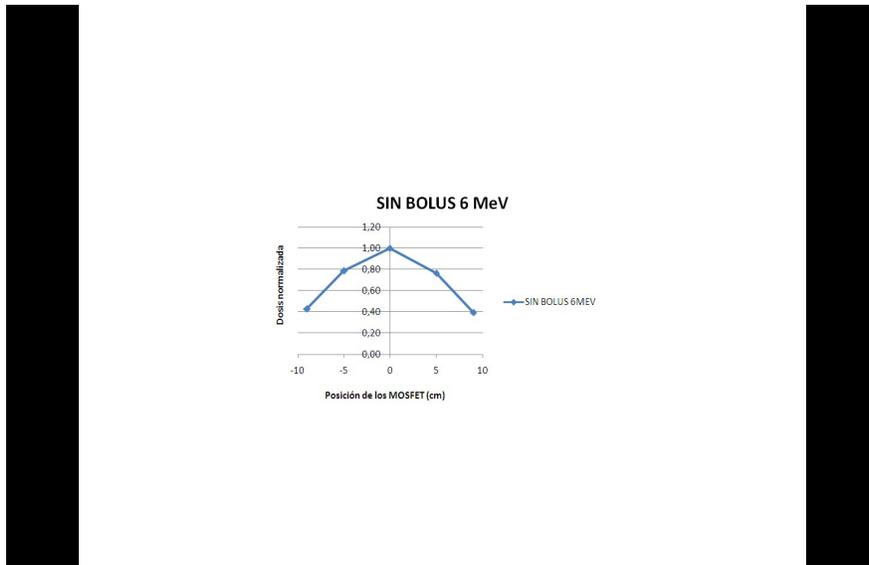


Figura 4.9. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET. Técnica de tres isocentros, energía 6 MeV, sin bolus.

9 MeV

Arco central

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)	Promedio de	Dosis	$\sigma$
--------	------------------------------------	-------------	-------	----------

	1	2	3	las lecturas (mV)	(cGy)	
1	85	82	82	83,00	83,55	1,41
2	37	37	37	37,00	36,92	0,00
3	3	3	2	2,67	2,64	0,47
4	2	4	3	3,00	2,92	0,82
5	43	42	44	43,00	42,91	0,82

Cuadro 4.22. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco central.

Energía 9 MeV, sin bolus.

#### Arco derecho

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	42	41	42	41,67	41,94	0,47
2	82	83	86	83,67	83,48	1,70
3	65	58	63	62,00	61,33	2,94
4	1	1	1	1,00	0,97	0,00

5	1	1	4	2,00	2,00	1,41
---	---	---	---	------	------	------

Cuadro 4.23. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco derecho.  
Energía 9 MeV, sin bolus.

#### Arco izquierdo

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	36	38	37	37,00	37,24	0,82
2	0	2	0	0,67	0,67	0,94
3	0	3	1	1,33	1,32	1,25
4	64	61	65	63,33	61,72	1,70
5	82	84	89	85,00	84,81	2,94

Cuadro 4.24. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco izquierdo.  
Energía 9 MeV, sin bolus.

#### Suma

MOSFET	Posición (cm)	Dosis arco central (cGy)	Dosis arco derecho (cGy)	Dosis arco izquierdo (cGy)	Dosis total (cGy)	Normalización
4	-9	2.92	0.97	61.72	65.62	0.40
5	-5	42.91	2.00	84.81	129.71	0.80
1	0	83.55	41.94	37.24	162.73	1.00
2	5	36.92	83.48	0.67	121.07	0.74
3	9	2.64	61.33	1.32	65.29	0.40

Cuadro 4.25. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de tres isocentros, energía 9 MeV, sin bolus.

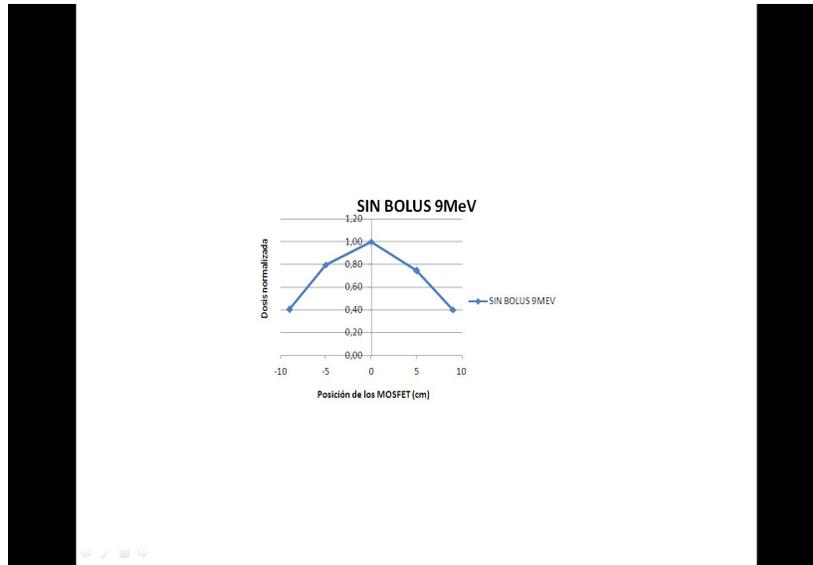


Figura 4.10. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET.  
Técnica de tres isocentros, energía 9 MeV, sin bolus.

#### 4.4.2. Con bolus

#### 6 MeV

#### Arco central

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	99	96	101	98,67	97,66	2,05
2	38	43	41	40,67	40,34	2,05
3	0	3	4	2,33	2,29	1,70

4	4	7	6	5,67	5,62	1,25
5	53	65	57	58,33	58,27	4,99

*Cuadro 4.26. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco central.*

*Energía 6 MeV, con bolus.*

**Arco derecho**

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	50	53	57	53,33	52,79	2,87
2	96	94	100	96,67	95,89	2,49
3	71	67	71	69,67	68,34	1,89
4	0	2	1	1,00	0,99	0,82
5	1	3	2	2,00	2,00	0,82

*Cuadro 4.27. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco derecho.*

*Energía 6 MeV, con bolus.*

**Arco izquierdo**

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	39	41	40	40,00	39,59	0,82
2	0	7	2	3,00	2,98	2,94
3	0	1	0	0,33	0,33	0,47
4	49	53	57	53,00	52,58	3,27
5	89	94	96	93,00	92,90	2,94

Cuadro 4.28. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco izquierdo.

Energía 6 MeV, con bolus.

### Suma

MOSFET	Posición (cm)	Dosis arco central (cGy)	Dosis arco derecho (cGy)	Dosis arco izquierdo (cGy)	Dosis total (cGy)	Normalización
4	-9	5.62	0.99	52.58	59.19	0.31
5	-5	58.27	2.00	92.90	153.16	0.81
1	0	97.66	52.79	39.59	190.04	1.00
2	5	40.34	95.89	2.98	139.21	0.73
3	9	2.29	68.34	0.33	70.95	0.37

Cuadro 4.29. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de tres isocentros,

energía 6 MeV, con bolus.

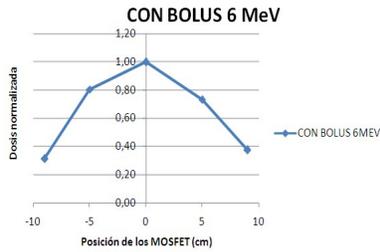


Figura 4.11. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET.  
Técnica de tres isocentros, energía 6 MeV, con bolus.

## 9 MeV

### Arco central

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	96	101	103	100,00	100,66	2,94
2	41	42	42	41,67	41,58	0,47
3	3	1	2	2,00	1,98	0,82
4	3	9	3	5,00	4,87	2,83
5	65	65	56	62,00	61,86	4,24

Cuadro 4.30. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco central.

Energía 9 MeV, con bolus.

**Arco derecho**

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	50	51	55	52,00	52,34	2,16
2	99	103	104	102,00	101,78	2,16
3	78	77	77	77,33	76,50	0,47
4	0	2	1	1,00	0,97	0,82
5	1	1	9	3,67	3,66	3,77

*Cuadro 4.31. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco derecho.*

*Energía 9 MeV, con bolus.*

**Arco izquierdo**

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			

				(mV)		
1	40	34	38	37,33	37,58	2,49
2	1	2	0	1,00	1,00	0,82
3	7	0	0	2,33	2,31	3,30
4	56	62	61	59,67	58,15	2,62
5	98	104	98	100,00	99,78	2,83

Cuadro 4.32. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco izquierdo. Energía 9 MeV, con bolus.

### Suma

MOSFET	Posición (cm)	Dosis arco central (cGy)	Dosis arco derecho (cGy)	Dosis arco izquierdo (cGy)	Dosis total (cGy)	Normalización
4	-9	4.87	0.97	58.15	63.99	0.34
5	-5	61.86	3.66	99.78	165.30	0.87
1	0	100.66	52.34	37.58	190.58	1.00
2	5	41.58	101.78	1.00	144.35	0.76
3	9	1.98	76.50	2.31	80.78	0.42

Cuadro 4.33. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de tres isocentros, energía 9MeV, con bolus.

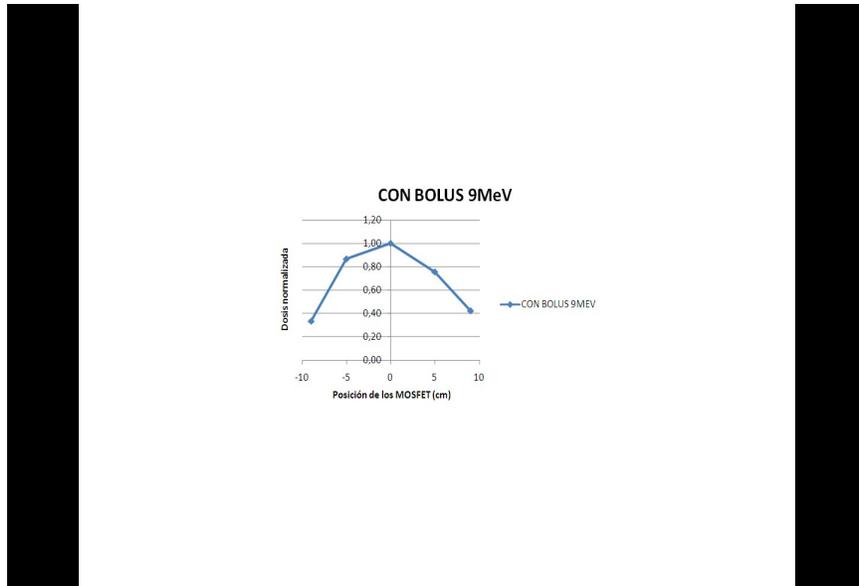


Figura 4.12. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET. Técnica de tres isocentros, energía 9 MeV, con bolus.

#### 4.4.3. Con parafina

6 MeV

Arco central

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	9	20	12	13,67	13,53	4,64
2	24	21	21	22,00	21,82	1,41
3	27	20	29	25,33	24,85	3,86
4	23	18	28	23,00	22,82	4,08

5	11	19	14	14,67	14,65	3,30
---	----	----	----	-------	-------	------

*Cuadro 4.34. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco central.  
Energía 6 MeV, con parafina.*

#### Arco derecho

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	17	25	19	20,33	20,13	3,40
2	20	28	27	25,00	24,80	3,56
3	22	18	27	22,33	21,91	3,68
4	11	14	19	14,67	14,55	3,30
5	8	7	16	10,33	10,32	4,03

*Cuadro 4.35. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco derecho.  
Energía 6 MeV, con parafina.*

#### Arco izquierdo

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)	Promedio de	Dosis (cGy)	$\sigma$
--------	------------------------------------	-------------	-------------	----------

	1	2	3	las lecturas (mV)		
1	5	8	14	9,00	8,91	3,74
2	10	12	18	13,33	13,23	3,40
3	20	19	27	22,00	21,58	3,56
4	24	22	25	23,67	23,48	1,25
5	22	19	24	21,67	21,64	2,05

*Cuadro 4.36. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco izquierdo. Energía 6 MeV, con parafina.*

### Suma

MOSFET	Posición (cm)	Dosis arco central (cGy)	Dosis arco derecho (cGy)	Dosis arco izquierdo (cGy)	Dosis total (cGy)	Normalización
5	-9	14.65	10.32	21.64	46.62	0.68
4	-5	22.82	14.55	23.48	60.84	0.89
3	0	24.85	21.91	21.58	68.34	1.00
2	5	21.82	24.80	13.23	59.85	0.88
1	9	13.53	20.13	8.91	42.56	0.62

*Cuadro 4.37. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de tres isocentros, energía 6 MeV, con parafina.*

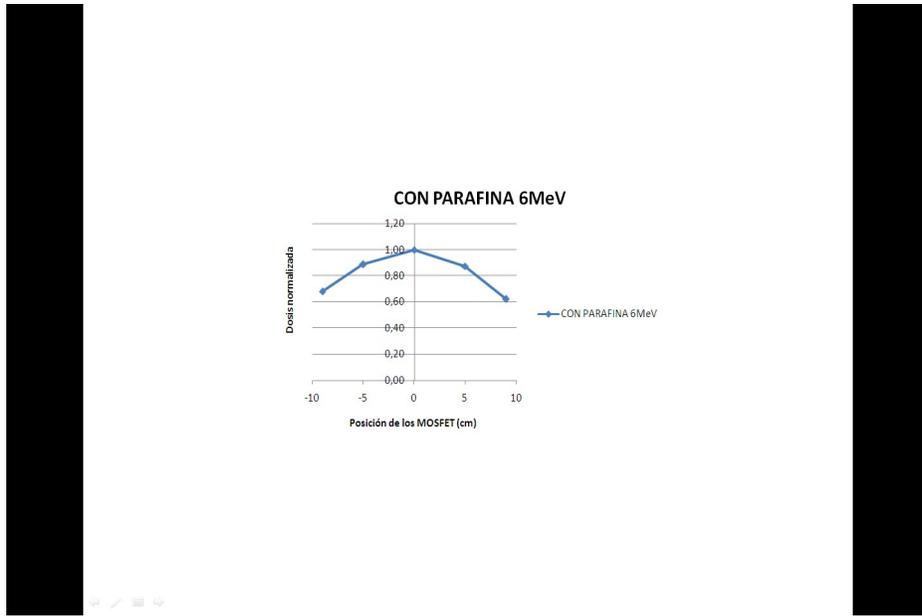


Figura 4.13. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET. Técnica de tres isocentros, energía 6 MeV, con parafina.

## 9 MeV

### Arco central

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	23	17	22	20,67	20,80	2,62
2	35	32	33	33,33	33,26	1,25
3	40	41	41	40,67	40,23	0,47
4	33	33	34	33,33	32,48	0,47
5	23	16	22	20,33	20,29	3,09

*Cuadro 4.38. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco central.  
Energía 9 MeV, con parafina.*

**Arco derecho**

MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	36	36	34	35,33	35,57	0,94
2	42	39	42	41,00	40,91	1,41
3	36	34	28	32,67	32,31	3,40
4	14	20	14	16,00	15,59	2,83
5	7	7	7	7,00	6,98	0,00

*Cuadro 4.39. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco derecho.  
Energía 9 MeV, con parafina.*

**Arco izquierdo**

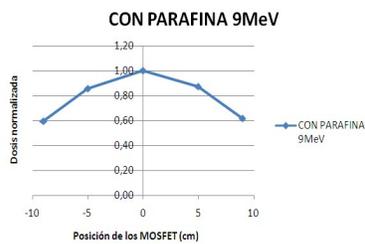
MOSFET	Diferencia entre las lecturas (mV)			Promedio de las lecturas (mV)	Dosis (cGy)	$\sigma$
	1	2	3			
1	6	7	8	7,00	7,05	0,82
2	15	18	14	15,67	15,63	1,70
3	32	32	28	30,67	30,34	1,89
4	39	42	42	41,00	39,95	1,41
5	37	35	30	34,00	33,93	2,94

Cuadro 4.40. Resultados de la irradiación con la técnica de tres isocentros. Arco izquierdo. Energía 9 MeV, con parafina.

### Suma

MOSFET	Posición (cm)	Dosis arco central (cGy)	Dosis arco derecho (cGy)	Dosis arco izquierdo (cGy)	Dosis total (cGy)	Normalización
5	-9	20.29	6.98	33.93	61.20	0.59
4	-5	32.48	15.59	39.95	88.03	0.86
3	0	40.23	32.31	30.34	102.88	1.00
2	5	33.26	40.91	15.63	89.80	0.87
1	9	20.80	35.57	7.05	63.42	0.62

Cuadro 4.41. Posición del MOSFET y dosis normalizada. Técnica de tres isocentros, energía 9 MeV, con parafina.



*Figura 4.14. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET.  
Técnica de tres isocentros, energía 9MeV, con parafina.*

#### 4.5. Comparación entre la técnica de isocentro único y la técnica de tres isocentros

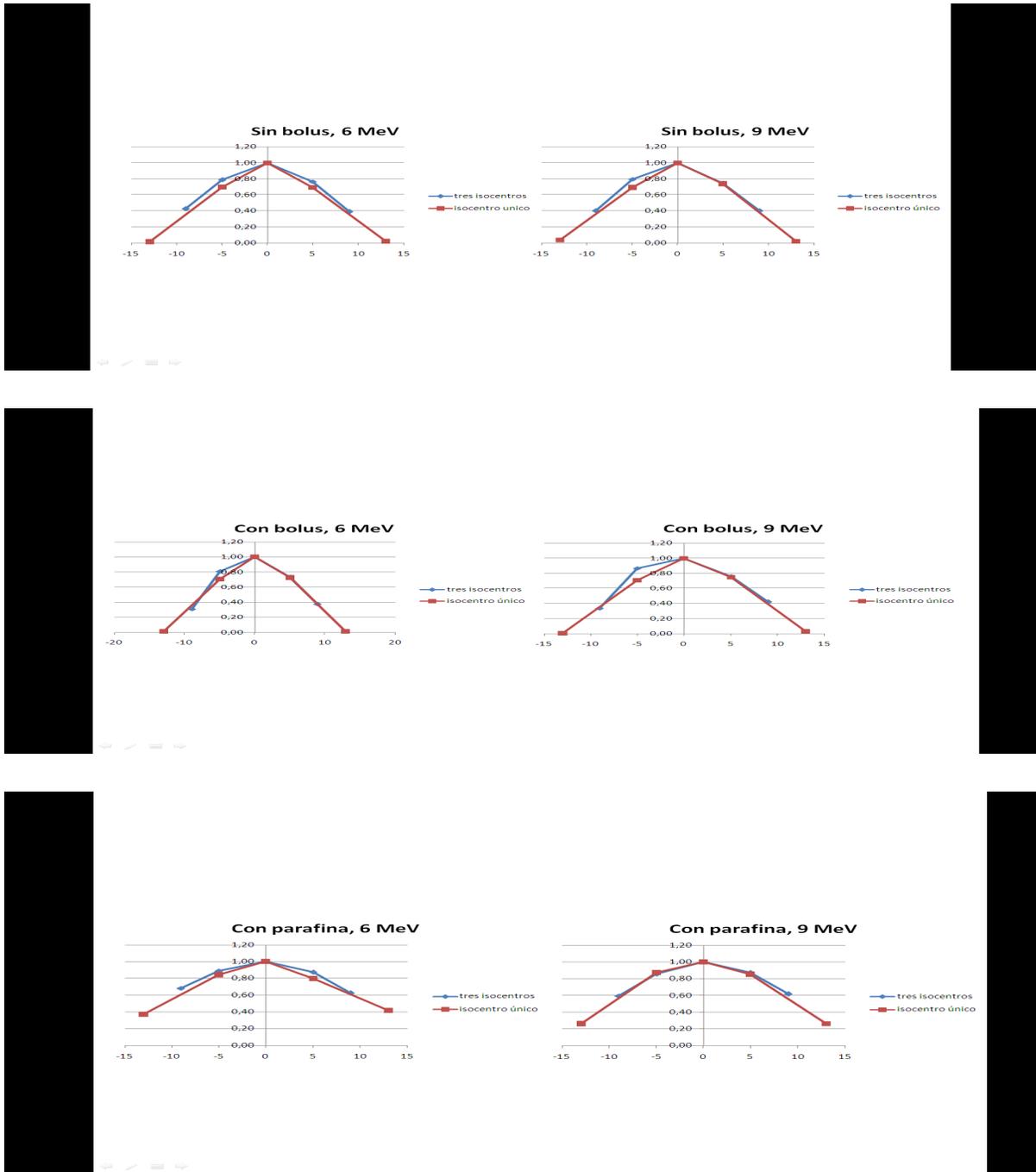


Figura 4.15. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET para las técnicas de isocentro único y de tres isocentros.

De los gráficos anteriores se puede observar que la curva de distribución de dosis en la superficie del maniquí es un poco más plana (uniforme) para la técnica de tres isocentros que para la técnica de isocentro único. La planitud de la curva es importante ya que la dosis debe ser lo más uniforme posible en toda el área cubierta por el campo.

La mejoría de la distribución de dosis mediante la implementación de la técnica de tres isocentros no fue significativa ya que la planitud de la curva no aumento mucho.

El uso de múltiples arcos con diferentes isocentros con la misma profundidad puede mejorar la distribución de dosis en la superficie del paciente ya que puede ayudar a compensar el hecho de que la sección transversal del paciente no es circular sino más bien elíptica. La razón de que no se produjera una mejoría significativa de la distribución de dosis con la técnica de tres isocentros pudo ser que se produjo una sobredosificación del punto central (MOSFET colocado sobre el isocentro del arco central) debido a que este punto está cubierto por los tres arcos. Esto causó que la curva no se aplanara como se esperaba.

## 4.6. Efectos del uso de bolus y del bloque de parafina

### 4.6.1. Sobre la forma de la curva de distribución de dosis en la superficie del maniquí

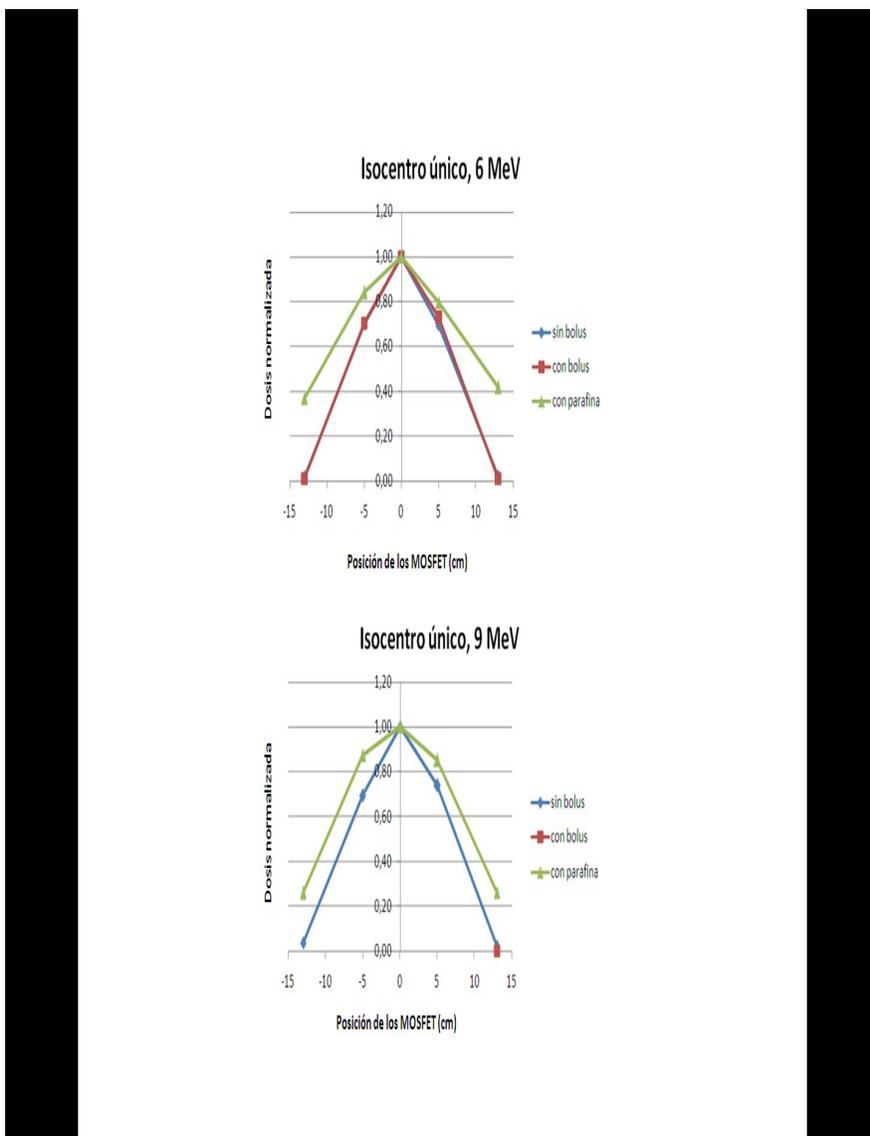
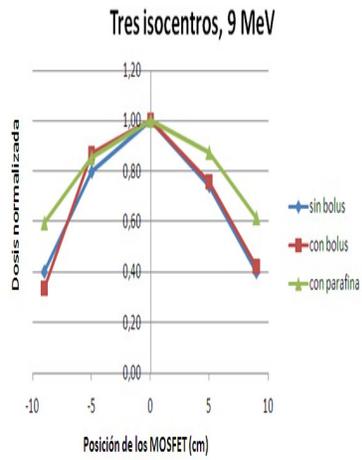
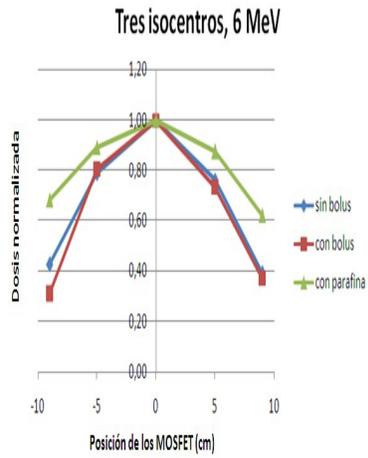


Figura 4.16. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET para la técnica de isocentro único sin bolus, con bolus y con bloque de parafina.



*Figura 4.17. Gráfico de la dosis normalizada en función de la posición del MOSFET para la técnica de tres isocentros sin bolus, con bolus y con bloque de parafina.*

De los gráficos anteriores puede observarse que tanto para la técnica de un solo isocentro como para la técnica de tres isocentros se obtienen mejores resultados al utilizar el bloque de parafina (colocado sobre el aplicador trapezoidal) que al usar bolus sobre los detectores o al no usar bolus. Al usar el bloque de parafina se obtiene una curva de distribución de dosis en la superficie del maniquí más plana lo cual indica que la dosis se distribuye más uniformemente a lo largo del campo.

El bloque de parafina surte un efecto positivo en la distribución de dosis al homogeneizar la misma suavizando las variaciones producidas por el cambio en la DFS a lo largo del arco.

Con respecto a los casos en que se usó bolus comparado con los casos en los que no se utilizó se obtuvieron resultados similares en cuanto a la forma de la curva.

#### 4.6.2. Sobre la dosis total en la superficie del maniquí

Posición del MOSFET (cm)	6 MeV			9 MeV		
	Dosis total sin bolus (cGy)	Dosis total con bolus (cGy)	Dosis total con bloque de parafina (cGy)	Dosis total sin bolus (cGy)	Dosis total con bolus (cGy)	Dosis total con bloque de parafina (cGy)
-13	0.98	0.98	12.26	2.47	0.33	11.54
-5	42.70	56.19	27.97	44.40	56.54	38.58
0	61.26	79.61	33.23	64.07	79.58	44.18
5	42.56	57.90	26.48	47.31	59.72	37.58
13	1.24	0.99	13.89	1.50	2.33	11.64

Cuadro 4.42. Dosis total en la superficie del maniquí para la técnica de isocentro único.

Posición	6 MeV	9 MeV
----------	-------	-------

<b>del MOSFET (cm)</b>	<b>Dosis total sin bolus (cGy)</b>	<b>Dosis total con bolus (cGy)</b>	<b>Dosis total con bloque de parafina (cGy)</b>	<b>Dosis total sin bolus (cGy)</b>	<b>Dosis total con bolus (cGy)</b>	<b>Dosis total con bloque de parafina (cGy)</b>
<b>-9</b>	64.81	59.19	46.62	65.62	63.99	61.20
<b>-5</b>	119.54	153.16	60.84	129.71	165.30	88.03
<b>0</b>	151.44	190.04	68.34	162.73	190.58	102.88
<b>5</b>	116.06	139.21	59.85	121.07	144.35	89.80
<b>9</b>	59.51	70.95	42.56	65.29	80.78	63.42

*Cuadro 4.43. Dosis total en la superficie del maniquí para la técnica de tres isocentros.*

Como puede observarse en los gráficos anteriores la dosis total aumenta al colocar el bolus sobre los detectores. El uso de bolus modifica la distribución de dosis al añadir un grosor adicional de “tejido equivalente” haciendo que aumente la dosis en la superficie del maniquí. Por el contrario, la dosis total en la superficie del maniquí disminuye al utilizar el bloque de parafina, esto puede deberse a que se produce una mayor dispersión de los electrones.

# CONCLUSIONES

---

La distribución de dosis para la técnica de arcoterapia con electrones medida con el maniquí cilíndrico fue bastante homogénea debido a que, por su simetría cilíndrica y al estar alineado el centro del maniquí con el isocentro del acelerador, la distancia fuente-superficie del maniquí es la misma en cualquier punto del arco (84 cm).

La mejoría de la distribución de dosis mediante la implementación de la técnica de tres isocentros no fue significativa ya que la planitud de la curva no varió significativamente con respecto a la técnica de isocentro único. La razón de que no se produjera una mejoría significativa de la distribución de dosis con la técnica de tres isocentros se atribuye a que se produjo una sobredosificación del punto central debido a que este punto está cubierto por los tres arcos.

Tanto para la técnica de un solo isocentro como para la técnica de tres isocentros se obtienen mejores resultados al utilizar el bloque de parafina (colocado sobre el aplicador trapecoidal) que al usar bolus sobre los detectores o al no usar bolus. Al usar el bloque de parafina se obtiene una curva de distribución de dosis en la superficie del maniquí más plana lo cual indica que la dosis se distribuye más uniformemente a lo largo del campo.

El bloque de parafina surte un efecto positivo en la distribución de dosis al homogeneizar la misma suavizando las variaciones producidas por el cambio en la DFS a lo largo del arco.

Con respecto a los casos en que se usó bolus comparado con los casos en los que no se utilizó se obtuvieron resultados similares en cuanto a la forma de la curva.

La dosis total en la superficie del maniquí aumenta al colocar el bolus sobre los detectores. El uso de bolus modifica la distribución de dosis al añadir un grosor adicional de “tejido equivalente” haciendo que aumente la dosis en la superficie del maniquí. Por el contrario, la dosis total en la superficie del maniquí disminuye al utilizar el bloque de parafina, esto puede deberse a que se produce una mayor dispersión de los electrones.

Los objetivos específicos 1, 2 y 3 del presente Trabajo Especial de Grado, así como la parte del objetivo general correspondiente al diseño de un protocolo de trabajo utilizando la técnica de arcos con electrones, no pudieron ser cumplidos por las siguientes razones:

- Los objetivos específicos 1, 2 y 3 no pudieron llevarse a cabo debido a que los software de planificación de tratamientos de radioterapia disponibles en el mercado no se encuentran capacitados para realizar cálculo de dosis para la técnica de arcoterapia con electrones.
- No se pudo diseñar un protocolo de trabajo utilizando la técnica de arcos con electrones ya que las curvas de distribución de dosis en la superficie del maniquí antropomórfico producto de las técnicas utilizadas en el presente Trabajo no fueron lo suficientemente planas. La distribución de dosis medida en la superficie del maniquí no fue lo suficientemente homogénea a lo largo del arco y esta debe optimizarse antes de poder realizar un protocolo de trabajo.

### **Recomendaciones:**

Debido a los buenos resultados obtenidos al irradiar el maniquí cilíndrico mediante la técnica de arcos con electrones en cuanto a la uniformidad de la dosis en la superficie del maniquí a lo largo del arco, se puede recomendar la prosecución de los estudios dosimétricos de dicha técnica así como la elaboración de un protocolo para el tratamiento del cáncer de piel en las regiones de cabeza y cuello, ya que estas partes del cuerpo poseen geometría cilíndrica.

Una posible solución para el problema de la sobredosificación del punto central en la superficie del maniquí al usar la técnica de tres isocentros sería utilizar un arco central y dos semi-arcos a la derecha y a la izquierda que no se solapen con el primero en la zona central del mismo, con el fin de disminuir la contribución de los arcos periféricos (derecho e izquierdo) a la dosis en el punto central. Dicha optimización de la técnica de tres isocentros para la arcoterapia con electrones pudiera estudiarse en futuras investigaciones.

# BIBLIOGRAFÍA

---

## **Libros:**

- [1] **The Physics of Radiation Therapy**

Khan, Faiz M. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

- [2] **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**

Attix, Frank H. John Wiley & Sons, 1986.

- [3] **Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.**

Podgorsak, Ervin B. Educational Report Series, 2003.

- [4] **Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice.**

Mayles, P. Taylor & Francis, 2007.

- [5] **Radiation Physics for Medical Physicist**

Podgorsak, Ervin B. Springer, 2010.

- [6] **Physics and Engineering of Radiation Detection.**

Ahmed, Syed N. Academic Press, 2007.

## **Tesis:**

- [7] Aitang Xing. **Dosimetric Investigation of Electron Arc Therapy Delivered Using**

**Siemens Electron Arc Applicator with a Trapezoidal Aperture.** Tesis de Maestria. Universidad de Canterbury, 2007.

### Artículos:

[8] Leavitt DD, Peacock LM, Gibbs FA Jr, Stewart JR. **Electron arc therapy: physical measurement and treatment planning techniques.** Internal Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics. 1985 May;11(5):987-99.

[9] Pla M, Podgorsak EB, Pla C, Freeman CR, Souhami L, Guerra J. **Physical aspects of the angle- $\beta$  concept in electron arc therapy.** Internal Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics. 1991 June; 20 (6): 1331-39.

[10] McNeely LK, Jacobson GM, Leavitt DD, Stewart JR. **Electron arc therapy: chest wall irradiation of breast cancer patients.** Internal Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics. 1988 June;14(6):1287-94.

[11] Spinetti D, Betancourt L, Martínez P, Romero G, Díaz F, Sánchez R, Bermúdez C, González C, Hernández J. **Cáncer de mama. Recurrencias locales y regionales múltiples en el tiempo sin extensión sistémica.** Revista Venezolana de Oncología. 2009 Diciembre; v.21, n.4.

[12] Vila M. **Supervivencia tras la primera recidiva en cáncer de mama, ¿se puede individualizar?.** MedicinaClínica. 2009; 133(13): 506-507.

[13] Leavitt DD, Stewart R, Earley L. **Improved dose homogeneity in electron arc therapy achieved by a multiple-energy technique.** Internal Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics. 1990 July; 19 (7): 159-65.