



**INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL**

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN EN  
CIENCIA APLICADA Y TECNOLOGÍA  
AVANZADA**

***DETERMINACIÓN DE LA DOSIS  
ABSORBIDA EN DIFERENTES  
MEDIOS HOMOGÉNEOS***

**Tesis**

**Que en cumplimiento parcial de los requisitos  
para obtener el grado de**

**Maestro en Tecnología Avanzada**

**Presenta**

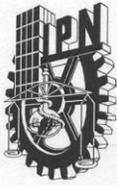
***Ángeles Silva Sánchez***

**Asesores**

**Dr. Teodoro Rivera Montalvo**

**Dr. Héctor René Vega Carrillo**





# INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

## ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de MÉXICO siendo las 15:00 horas del día 5 del mes de DICIEMBRE del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA - LEGARIA para examinar la tesis titulada:

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN DIFERENTES MEDIOS HOMOGÉNEOS

Presentada por el alumno:

<u>SILVA</u>	<u>SÁNCHEZ</u>	<u>ANGELES</u>
Apellido paterno	Apellido materno	Nombre(s)

Con registro: 

A	1	0	0	3	5	4
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de:

MAESTRÍA EN TECNOLOGÍA AVANZADA

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

### LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

DR. TEODORO RIVERA MONTALVO

DR. HÉCTOR RENÉ VEGA CARRILLO

DR. JOSÉ GUZMÁN MENDOZA

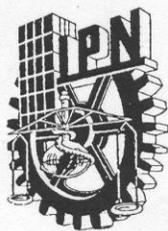
DR. JOSÉ ANTONIO CALDERÓN ARENAS

DRA. LYDIA PAREDES GUTIERREZ

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

DR. JOSÉ ANTONIO IRAN DÍAZ GONGORA

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS  
Y TECNOLOGÍA AVANZADA  
DEL IPN



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

*CARTA CESIÓN DE DERECHOS*

En la Ciudad de México D.F. el día 06 del mes Diciembre del año 2011, el (la) que suscribe Angeles Silva Sánchez alumno (a) del Programa de Maestría en Tecnología Avanzada con número de registro A100354, adscrito al Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Legaria, manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Dr. Teodoro Rivera Montalvo y del Dr. Héctor René Vega Carrillo y cede los derechos del trabajo intitulado Determinación de Dosis Absorbida en Diferentes Medios Homogéneos, al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección asilvas07@gmail.com. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Ing. Angeles Silva Sánchez

## DEDICATORIA

*A Dios por todas las bendiciones, oportunidades y aprendizajes que ha puesto en mi camino; porque cada día tengo las condiciones necesarias para salir adelante y continuar con nuevos proyectos.*

*A mis padres porque me dieron lo más valioso que alguien te puede ofrecer, la vida; porque además me han brindado su apoyo, su amor y me han dado la confianza de seguir adelante.*

*A mi hermana y mis sobrinos por su apoyo, confianza y amor.*

*A todos esos buenos amigos que tuve la fortuna de conocer en Zacatecas y que a lo largo de este proceso me han brindado su apoyo, su compañía, su tiempo y su confianza, en especial a Karen Arlet Guzmán García y a su familia por abrirme las puertas de su casa y a Magaly Martínez Gómez.*

*A Berenice Hernández Almaraz que aunque fue poco el tiempo que tuve la fortuna de convivir con ella, fueron muchas las cosas buenas que me dejó, nos enseñó que la vida es maravillosa y se debe disfrutar cada instante.*

*A ti, que estas en mi corazón y que a tu lado comencé este proyecto...*

## AGRADECIMIENTOS

Al Instituto Politécnico Nacional y al CICATA por brindarme las condiciones necesarias para la realización de este programa de maestría, porque ahí pude encontrar conocimientos, nuevas experiencias y buenos compañeros.

A mi asesor el Dr. Teodoro Rivera Montalvo por su apoyo y paciencia.

A mi asesor el Dr. Héctor René Vega Carrillo por su tiempo, apoyo, conocimientos, paciencia y confianza.

Al Físico Omar Oviedo por habernos impartido la materia de Física de la Radioterapia, y por apoyarme en la resolución de mis dudas.

Al Físico Martín Suárez por su apoyo para la realización de las pruebas experimentales.

Al Hospital Español por el apoyo brindado para la realización de la parte experimental de este trabajo.

Al Hospital General de México por su apoyo para la realización de varias actividades académicas.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por la beca que me otorgó durante el programa de maestría.

Ángeles Silva Sánchez

México, DF

Diciembre 2011

## RESUMEN

La radioterapia es un método eficaz para tratar la mayoría de los tumores primarios, donde se intenta atacar al volumen de la lesión evitando dañar los tejidos sanos. En la radioterapia con aceleradores lineales el haz se adecua para distribuir la dosis necesaria para destruir las células del volumen de tejido afectado, por lo tanto es de vital importancia tener la certeza de que la dosis que se suministrando es la requerida y que el haz de radiación sólo está iluminando el volumen que se desea tratar. Para esto se usan maniqués que permiten verificar la dosis antes de aplicar el tratamiento al paciente. Por su costo los maniqués disponibles en el mercado son inaccesibles para la mayoría de los hospitales en México. Por tal razón la idea de este trabajo es determinar que material y que geometría puede ser utilizada para representar una cabeza para usarse en la verificación de los tratamientos de radioterapia. Los materiales estudiados fueron el agua sólida, el poliestireno, el nylon 6 y el tejido equivalente. Mediante el código MCNP5 se diseñó el cabezal de un acelerador lineal y se modeló un maniqué BOMAB compuesto de tejido equivalente, en la cabeza del maniqué se incluyeron modelos del tumor y la glándula pituitaria o hipófisis y se determinó el flujo de fotones y la dosis para un sistema de tratamiento con un acelerador lineal de 6 MV. Con este mismo modelo se evaluaron maniqués homogéneos (esfera, cubo y cilindro) con los distintos materiales, para determinar el maniqué que emula de mejor manera la respuesta del cerebro humano. Con el fin de establecer un protocolo de tratamiento se usó un cubo de agua sólida que fue irradiado con un acelerador de 6 MV, la dosis se midió con dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio activado con magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti), la planeación del tratamiento se hizo con el sistema de planeación comercial XiO. Los resultados de las dosis medidas experimentalmente fueron comparados con los resultados obtenidos en la simulación con MCNP5. De acuerdo a los resultados obtenidos el material más adecuado para emular el tejido del cerebro humano es el agua sólida y la geometría que se comporta de manera más similar es el cubo.

**Palabras clave:** Cáncer, Radioterapia, Simulación, Monte Carlo, Fantoma, Dosis.

## ABSTRACT

Radiation therapy is an effective method for treating most primary tumors, which attempts to attack the lesion volume avoiding damage to healthy tissue. In radiation therapy linear accelerators the beam is adapted to distribute the dose needed to destroy cells in the affected tissue volume, therefore it is vital to be certain that the dose is required and providing the beam illuminating radiation is only volume to be treated. Dummies are used for this used to verify the dose before applying the treatment to the patient. For Dummies cost on the market are inaccessible to most hospitals in Mexico. For this reason, the idea of this work is to determine what material and geometry can be used to represent a head for use in the verification of radiotherapy treatments. The materials studied were solid water, polystyrene, nylon 6 and tissue equivalent. Using MCNP5 code was designed linear accelerator head and modeled a mannequin made of tissue equivalent BOMAB, head of the dummy models included the tumor and the pituitary gland and determined the photon flux and dose treatment system with a 6 MV linear accelerator. This same model was assessed homogeneous phantoms (sphere, cube and cylinder) with different materials to determine the model that best emulates the response of the human brain. In order to establish a treatment protocol used a bucket of water was irradiated solid with a 6 MV accelerator, the dose was measured with thermoluminescent dosimeters activated lithium fluoride with magnesium and titanium (LiF:Mg,Ti), planning treatment was done with the business planning system XiO. The results of the experimentally measured doses were compared with results obtained in the simulation with MCNP5. According to the results the most suitable material to emulate the human brain tissue is water and solid geometry which behaves more like the cube.

**Keywords:** Cancer, Radiotherapy, Simulation, Monte Carlo, Fantomas, Dose.

## CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN .....	1
Problema científico .....	5
Objetivo general .....	5
2. REVISIÓN DE LITERATURA .....	6
2.1. El cáncer .....	6
2.2. Tumores cerebrales.....	10
2.3. Tratamiento del Cáncer .....	11
2.4. Aceleradores lineales de uso médico.....	12
2.5. Interacción de la radiación con la materia .....	14
2.6. Monte Carlo.....	25
2.7. Fantomas.....	26
2.8. Dosímetros termoluminiscentes .....	27
3. MATERIALES Y MÉTODOS .....	30
3.1. Cálculos.....	30
3.1.1. Características de los materiales .....	31
3.1.2. Cálculos Monte Carlo.....	31
3.2. Experimentos .....	38
3.2.1. Calibración de los DTLs.....	38
3.2.2. Irradiación del fantoma cubico.....	41
4. RESULTADOS .....	45
4.1 Simulación Monte Carlo.....	45
4.1.1. BOMAB .....	45
4.1.2. Fantomas regulares .....	48
4.2. Resultados Experimentales.....	59
4.2.1. Calibración de los DTL.....	59
4.2.2. Planeación del tratamiento de radioterapia .....	64
5. DISCUSIÓN.....	69
5.1 Simulación Monte Carlo.....	69
5.2. Resultados experimentales .....	72
5.2.1. Planeación del tratamiento de radioterapia .....	72

5.2.2. Irradiación del cubo de agua sólida.....	72
5.2.3. Calibración de los DTL.....	73
Recomendaciones.....	73
6. CONCLUSIONES.....	74
Trabajo a futuro.....	75
REFERENCIAS.....	76

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.- Distribución de las funciones cerebrales.....	9
Figura 2.-Acelerador lineal para uso médico.....	13
Figura 3.- Espectros de los fotones Bremsstrahlung de LINAC con blancos de W.....	14
Figura 4.- Mecanismos de interacción de la radiación con la materia.....	18
Figura 5.- Ciclo celular.....	20
Figura 6.- Emisión termoluminiscente.....	24
Figura 7.- Coeficientes de interacción de los fotones con el DTL100.....	28
Figura 8.- Determinación del ángulo de apertura.....	30
Figura 9.- Espectro de un LINAC Varian de 6MeV.....	32
Figura 10.- BOMAB irradiado desde arriba.....	33
Figura 11.- Cabezal y el BOMAB.....	33
Figura 12.- Vista del modelo en el plano medio de la lesión y el cabezal.....	34
Figura 13.- Modelo completo de la sala, el BOMAB y el cabezal.....	35
Figura 14.- Coeficiente de interacción del Nylon 6.....	36
Figura 15.- Coeficientes de interacción del poliestireno.....	36
Figura 16.- Coeficiente de atenuación del agua sólida.....	37
Figura 17.- Modelos de los fantasmas cúbico, cilíndrico y esférico.....	37
Figura 18.- Soporte de irradiación de los DTL100.....	39
Figura 19.- Adquisición de la tomografía del cubo de agua sólida.....	41
Figura 20.- Cubo de agua sólida con los DTL 100 colocados en el centro.....	42
Figura 21.- Irradiación del cubo con un acelerador Varian.....	43
Figura 22.- Espectros gamma para la irradiación superior.....	45
Figura 23.- Espectro gamma de la irradiación derecha.....	46
Figura 24.- Espectro gamma de la irradiación izquierda.....	47
Figura 25.- Espectro de los fotones emitidos por LINACs, Varian y Elekta, de 6 MV.....	49
Figura 26.- Espectros en el fantoma cúbico de agua sólida.....	50
Figura 27.- Espectros en el fantoma cúbico de Nylon 6.....	51
Figura 28.- Espectros en el fantoma cúbico de Poliestireno.....	51
Figura 29.- Espectros en el fantoma esférico de agua sólida.....	53
Figura 30.- Espectros en el fantoma esférico de Nylon 6.....	53
Figura 31.- Espectros en el fantoma esférico de poliestireno.....	54
Figura 32.- Espectro de un cilindro de agua sólida.....	55
Figura 33.- Espectro de un cilindro compuesto de Nylon 6.....	55
Figura 34.- Espectro de un cilindro compuesto de Poliestireno.....	56
Figura 35.- Espectros de fotones en la cabeza de agua sólida en función de la geometría.....	57
Figura 36.- Espectros de fotones en tumor ubicado en el fantoma de nylon 6 en función de la geometría.....	58
Figura 37.- Espectros de fotones en glándula dentro del fantoma de poliestireno en función de la geometría.....	59
Figura 38.- Respuesta de cada DTL expuesto a 10.05 cGy.....	60
Figura 39.- Respuesta de los DTLs expuestos a 25.85 cGy.....	60
Figura 40.- Respuesta de los DTLs expuestos a 50 cGy.....	61

Figura 41.- Respuesta de los DTLs expuestos a 158 cGy.....	61
Figura 42.- Curva de calibración. ....	62
Figura 43.- Función de calibración supralineal. ....	63
Figura 44.- Curvas de isodosis. ....	64
Figura 45.- Ventana del sistema de planeación. ....	65
Figura 46.- Curva de brillo del DTL 100.....	67

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de los DTL.....	29
Tabla 2. Características del cerebro.....	31
Tabla 3. Características del tejido ICRU y el carcinoma.....	31
Tabla 4. Características del Nylon 6, Poliestireno y el Agua sólida.....	35
Tabla 5. Dosis absorbida por el BOMAB.....	46
Tabla 6. Dosis absorbida por el BOMAB durante la irradiación derecha.....	48
Tabla 7. Dosis absorbida por el BOMAB durante la irradiación izquierda.....	48
Tabla 8. Dosis absorbida en el fantoma cúbico en función del material.....	52
Tabla 9. Dosis absorbida en el fantoma esférico en función del material.....	54
Tabla 10. Dosis absorbida en el fantoma cilíndrico en función del material.....	56
Tabla 11. Factores de calibración.....	62
Tabla 12. Lecturas obtenidas de la irradiación de los DTL.....	66
Tabla 13. Lecturas de la irradiación de los DTL colocados en el cubo de agua sólida.....	67

## 1. INTRODUCCIÓN

El cuerpo está compuesto de muchos tipos de células que crecen y se dividen produciendo las poblaciones celulares necesarias para mantener la salud del cuerpo. Algunas veces, este proceso ordenado se descontrola y nuevas células se siguen formando cuando el cuerpo ya no las necesita y las viejas células no se mueren cuando deben morir. Las células excedentes forman una masa de tejido llamada tumor que puede ser benigno o maligno, también llamado canceroso. El cáncer es un grupo de enfermedades relacionadas entre sí que comienza en las células [INCAN, 2010]

De acuerdo al Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA, 2010] el cáncer mata a más personas en todo el mundo que la tuberculosis, el síndrome de inmunodeficiencia adquirida y la malaria juntos, así durante los próximos 10 años 85 millones de personas morirán a causa de este padecimiento. En este panorama los países con bajos y medianos ingresos serán los más afectados.

En los países desarrollados más del 50% de los enfermos de cáncer son tratados con radioterapia mientras que en los el resto de los países sólo el 20% de los pacientes que precisan radioterapia pueden acceder a ella hoy en día [IAEA, 2010].

Las primeras máquinas que se usaron para tratamiento de cáncer en radioterapia fueron de cobalto 60 o cesio 137 por ser máquinas de fácil uso y bajo costo de mantenimiento. Estas máquinas son sumamente fiables y no requieren de energía eléctrica para producir radiación (ya que la producción de la radiación es mediante una fuente radiactiva), pero representan un problema de seguridad nuclear y salvaguardas. Un sustituto de alta tecnología al uso de fuentes radiactivas es el acelerador lineal, LINAC [Burkart, 2010].

La radioterapia con LINAC es la técnica oncológica más utilizada para el control y tratamiento del cáncer; donde se usan haces de electrones y fotones para depositar una dosis alta al tumor localizado dentro del cuerpo humano, procurando que el tejido sano que lo rodea reciba el menor daño y menor dosis posible [Hernández-Adame, 2010]. Para cubrir el objetivo de la

radioterapia (entregar la mayor dosis al volumen blanco) se han diseñado sistemas y protocolos de tratamiento. Así en la radioterapia de haces conformados, lo primordial es entregar la dosis de la forma más homogénea al tumor, evitando las estructuras críticas [Spezi *et al.*, 2001].

Los recientes avances en radioterapia incluyen reducir la dosis a los tejidos adyacentes al tumor así como el uso de otro tipo de partículas, como protones y iones pesados, conocida como Hadronterapia. La radiación ionizante es un carcinógeno humano bien documentado y se asocia con el incremento en el riesgo de leucemias y linfomas, así como a la presencia de tumores sólidos [Weiss *et al.*, 1997].

Sin embargo, el mal uso de las radiaciones ionizantes puede provocar un riesgo para la salud humana. Así, un problema asociado a la radioterapia es el riesgo de que los pacientes desarrollen otro tipo de cáncer secundario a largo plazo [Vega-Carrillo *et al.*, 2011; Weiss *et al.*, 1997].

Los riesgos a largo plazo de tratamientos mediante hadronterapia aún no han sido determinados, debido a que aún su uso no está muy difundido y a que tiene poco tiempo de estarse usando. Por lo tanto, hay una necesidad de desarrollar evaluaciones de riesgo basadas en nuestros conocimientos actuales de la carcinogénesis inducida por la radiación [Newhauser and Durante, 2011]

Un requisito esencial para que la terapia por radiación se lleve a cabo con éxito es que las discrepancias entre las distribuciones de dosis calculadas en la etapa de planificación del tratamiento y las que recibe el paciente se reduzcan al mínimo. Un componente importante en el proceso de planificación del tratamiento es el cálculo exacto de las distribuciones de dosis. La mejor forma de hacer esta determinación es por medio del método Monte Carlo mediante la emulación del transporte de partículas y cálculo de la deposición de energía en los tejidos de interés [Verhaegen and Seuntjens, 2003].

Durante su tratamiento el paciente está expuesto a diferentes niveles de la radiación que se dispersa a partir del volumen tratado y que alcanza los órganos sanos. Sin embargo, la

información detallada de dosimetría para estos órganos no siempre está disponible. Los estudios de cáncer inducido por radiación en pacientes se clasifican en dos categorías: dosimétricos y epidemiológicos. Los estudios de dosimetría se centran en la determinación cuantitativa de la absorción de dosis en un punto o en un órgano del paciente para un tipo específico de tratamiento o procedimiento y se realizan mediante mediciones, cálculos de Monte Carlo o ambos [Popescu *et al.*, 2005]. Los epidemiológicos usan la información sobre los pacientes recurrentes.

La radioterapia a tumores en cerebro ha sido relacionada con disfunciones hormonales cuya severidad y frecuencia dependen de la dosis aplicada y la edad del paciente [Bolanowski, 2011]. El tratamiento oncológico de tumores en el cerebro puede tener repercusiones posteriores cuando se aplica en la infancia y la adolescencia del paciente [Martinez *et al.*, 2009]. Los Glioblastomas son tumores agresivos que rápidamente se vuelven resistentes a la radioterapia [McCarthy, 2006]. Para la planificación y evaluación del efecto de la terapia aplicada se ha propuesto el uso de la tomografía por emisión de positrones en lugar de imagen por resonancia magnética, debido a que el PET es específico para el tejido tumoral [Grosu and Weber, 2010].

La incidencia de los tumores en el cerebro ha sido asociada con la exposición a rayos X con fines de diagnóstico [Pflugbeil *et al.*, 2011] y cuando los pacientes se exponen a ultrasonido en estado fetal o siendo niños [Rajaraman *et al.*, 2011]. En la edad adulta se ha sugerido que los tumores en el cerebro se relacionan con la exposición al plomo [Bhatti *et al.*, 2009].

En un típico tratamiento externo con haz de fotones que entrega una dosis letal al tumor, la radiación en los tejidos sanos será inevitable ya que son irradiados por la radiación primaria o bien por los rayos dispersos en diferentes niveles. Para evaluar las dosis específicas de los órganos en todo el cuerpo mediante mediciones se utilizan fantomas o maniqués anatómicos y en los cálculos mediante métodos Monte Carlo se usan fantomas matemáticos; en ambos procedimientos se intenta que los fantomas coincidan con la anatomía del paciente [Ge and Faddegnon, 2011; Xu *et al.*, 2008].

La simulación por Monte Carlo para el transporte de radiación es considerada como el método más preciso para el cálculo de dosis en radioterapia, este método se ha utilizado para comparar el desempeño de diferentes tratamientos sin exponer al paciente [Athar *et al.*, 2010], así como para evaluar la dosis que reciben otros órganos o tejidos en tratamientos con braquiterapia [Mille *et al.*, 2010].

Con el rápido desarrollo de la tecnología en las computadoras este método se ha llevado a la práctica para la planificación del tratamiento de terapia de radiación. Un requisito básico para la planificación de Monte Carlo es el tratamiento de un conocimiento detallado de los haces de radiación de aceleradores médicos, y ha sido aplicado en caso de tumores cerebrales [Boudou *et al.*, 2005; Jonsson *et al.*, 2010]. Los modelos Monte Carlo del cabezal de la máquina de tratamiento también pueden mejorar nuestra comprensión de las características clínicas del haz, ayudar en el diseño del acelerador y mejorar la exactitud de la dosimetría clínica proporcionando datos más realistas [Chang-Ming and Jiang, 1999]

En la simulación Monte Carlo se usan fantomas matemáticos hechos con geometrías simples, que requieren de tiempos cortos de cálculo hasta modelos tridimensionales hechos a base de voxeles [Xu and Eckerman, 2010; Gu *et al.*, 2008] que necesitan de muchos recursos de cómputo.

Para medir la dosis absorbida por el tumor y los tejidos adyacentes se requiere que los materiales y la geometría del fantoma sean lo más similar al paciente, así se puede verificar que durante el tratamiento se obtendrá un alto beneficio con el mínimo riesgo para el paciente [ICRU, 1989]

Para representar físicamente la anatomía del cuerpo se han usado diferentes materiales, desde tanques de líquido hasta bloques sólidos de modelos antropomórficos hechos de materiales cuya composición sea equivalente a los del cuerpo humano [Lebacq *et al.*, 2011], a este material se le denomina Tejido Equivalente, TE, y tienen una gran simulación biológica [Vega-Carrillo, 1988]; para su construcción se han propuesto diferentes materiales ICRU.

El tejido equivalente se usa para simplificar los procedimientos de control de calidad en

radiología diagnóstica y terapéutica, donde es importante conocer la composición elemental de los materiales usados para su diseño y construcción [Yohannes *et al.*, 2011].

Los fantomas como el RANDO emulan la composición y anatomía del organismo masculino y femenino, sin embargo su costo impide que estén disponibles en las salas de tratamiento, por lo que es necesario el desarrollo de tecnología propia que permita utilizar los recursos disponibles para el desarrollo de fantomas específicos cuyo desempeño en un tratamiento sea similar al comportamiento de los tejidos del paciente cuando se le aplica un tratamiento con radioterapia.

Ante los hechos científicos antes mencionados el problema científico de esta investigación es el siguiente.

### **Problema científico**

Determinar la dosis que absorben diferentes geometrías de distintos materiales, cuya densidad es muy similar a la del tejido del que se encuentra formado el cerebro humano, en un tratamiento de radioterapia con haces de fotones producidos con un LINAC de 6 MeV para lograr encontrar las condiciones más adecuadas para el diseño de un fantoma de cabeza.

Para resolver el problema científico se planteó el siguiente objetivo.

### **Objetivo general**

Estimar mediante cálculos Monte Carlo la dosis absorbida por el tumor y la glándula hipófisis en un tratamiento usando haces de fotones de un LINAC de 6 MV, usando como modelos tres geometrías y tres materiales distintos y comparar estos resultados con los obtenidos en la medición con DTL's durante la irradiación con un LINAC.

## 2. REVISIÓN DE LITERATURA

### 2.1. El cáncer

El cáncer constituye un problema de salud pública a nivel mundial ya que es una de las principales causas de mortalidad. Este problema es resultado de la interacción de factores genéticos y externos, tales como químicos, físicos y biológicos, que producen una degradación de las células, con lo que se originan lesiones precancerosas y finalmente tumores malignos. Dichos tumores suelen estar localizados, pero eventualmente pueden diseminarse a otros órganos [INCAN, 2010].

El cáncer surge cuando las células de alguna parte del cuerpo comienzan a crecer sin control (neoplasia). Se piensa que el cáncer es trastorno de mutación genética porque la mayoría de los tipos de cáncer parecen surgir de una sola célula que ha sufrido una interrupción en sus mecanismos de regulación, de proliferación y de autoeliminación [Cox and Moss, 1994].

Las células malignas se diferencian de los tejidos normales de varias maneras. En primer lugar, a menudo son inmortales o al menos tienen la capacidad de dividirse muchas veces más que las células normales de tejidos somáticos; en segundo lugar, a menudo crecen con mayor rapidez que las células del mismo tejido u origen; en tercer lugar, tienen interacciones anormales con las demás células, lo que se traduce en que son capaces de invadir y viajar a otras partes del cuerpo donde pueden comenzar a crecer y reemplazar al tejido normal [Cox and Moss, 1994].

La metástasis ocurre a medida que las células cancerosas entran al torrente sanguíneo o a los vasos linfáticos del cuerpo [Cox and Moss, 1994].

#### 2.1.1. Tipos de cáncer

No todos los tumores son cancerosos, los tumores benignos no se propagan y, con muy raras excepciones, constituyen una amenaza para la vida.

Todos los tumores, benignos y malignos, tienen dos componentes básicos: (1) células neoplásicas proliferantes que constituyen su parénquima y (2) un estroma de soporte constituido por tejido conectivo y vasos sanguíneos [Robbins y Cotran, 1985].

Aunque las células del parénquima representan “el borde de corte” de la proliferación de las neoplasias y determinan, de esta manera, su conducta y consecuencia patológicas, el crecimiento y la evolución de las neoplasias dependen críticamente de su estroma. Se requiere de un aporte sanguíneo estromal adecuado, y el tejido conjuntivo estromal proporciona el soporte para el parénquima. Además, hay un intercambio de información entre las células tumorales y las células del estroma que parecen influir directamente sobre el crecimiento del tumor [Robbins y Cotran, 1985].

La nomenclatura de los tumores se basa en el componente parenquimatoso.

### 2.1.2. Tumores Benignos

En general, los tumores benignos se designan añadiendo el sufijo *-oma* a la célula original, por lo general, los tumores de las células mesenquimales siguen esta regla. Por ejemplo, un tumor benigno de las células fibroblásticas se denomina *fibroma*, un tumor cartilaginoso es un *condroma*, y un tumor de osteoblastos es un *osteoma*. Por el contrario, la nomenclatura de los tumores epiteliales benignos es más compleja. Se clasifican de manera variada, basándose unas en sus células de origen, otras en la arquitectura microscópica y otras en sus patrones macroscópicos. Adenoma es el término aplicado a una neoplasia epitelial benigna que forma patrones glandulares, así como a tumores derivados de las glándulas pero que no necesariamente reproducen patrones glandulares. Las neoplasias epiteliales benignas que producen proyecciones visibles microscópica y macroscópicamente en forma de dedos o verrugas a partir de las superficies epiteliales se denominan papilomas. Las que forman grandes masas quísticas, como en el ovario, se denominan *cistoadenomas*. Cuando una neoplasia, benigna o maligna, produce una proyección macroscópicamente visible sobre una superficie mucosa y se proyecta, por ejemplo, en la luz gástrica o del colon, se denomina pólipo [Robbins y Cotran, 1985].

### 2.1.3. Tumores Malignos

Los tumores malignos que surgen del tejido mesenquimal se denominan, habitualmente, sarcomas porque tienen poco estroma del tejido conectivo y, por ello, son carnosos. Las neoplasias malignas con origen en la célula epitelial, derivadas de cualquiera de las tres capas germinales, se denominan carcinomas. En las neoplasias benignas y en las malignas diferenciadas, las células parenquimatosas se parecen mucho entre ellas, como si derivaran todas de una única célula, como sabemos que es en el caso del cáncer. De forma infrecuente, una diferenciación divergente desde una única línea de células parenquimatosas a otro tejido crea a los denominamos tumores mixtos [Robbins y Cotran, 1985].

### 2.1.4. Cáncer del Sistema Nervioso Central

El encéfalo se compone de cerebro, cerebelo y tronco (mesencéfalo, puente y bulbo raquídeo), se aloja en la cavidad craneal o espacio del cráneo ocupado por el encéfalo, las meninges y el líquido cefalorraquídeo. El techo de la cavidad craneal lo forma la calota, y el suelo, la base del cráneo. El cerebro, es la parte principal del encéfalo, comprende a los hemisferios cerebrales y al diencefalo, pero no al tronco encefálico.

Los hemisferios cerebrales se encuentran separados parcialmente por una profunda fisura longitudinal, ocupan el espacio intracraneal existente por encima de la tienda del cerebelo y se subdividen en lóbulos acorde a su posición. El diencefalo se compone del epitalamo, tálamo dorsal e hipotálamo, y forma el núcleo central del encéfalo, además de rodear el tercer ventrículo; la cavidad entre las mitades derecha e izquierda del diencefalo configura este estrecho ventrículo. El mesencéfalo (cerebro medio), es la región del tronco encefálico que se observa en la exploración de un cerebro adulto intacto. Se encuentra en la zona de unión entre las fosas craneales media y posterior. El metaencéfalo está integrado por el cerebelo (compuesto por dos hemisferios laterales y una porción media que ocupan la fosa craneal posterior por debajo de la tienda del cerebelo) y la protuberancia (una región prominente del tronco encefálico anterior al cerebelo, que ocupa la porción más anterior de la fosa craneal posterior, sobre el clivus y el dorso de la silla turca). El mielencéfalo (bulbo raquídeo), es la

porción más caudal del tronco encefálico. En él se encuentran los nervios craneales VI al XII. Finaliza en el agujero magno o en la salida de las raíces más superiores del primer nervio cervical [Moore and Dalley, 2006].

En términos generales el cerebro:

- Es la unidad reguladora del tono muscular.
- Se encarga de regular el estado de vigilia, es consciente a través de la atención y permite la percepción e interviene en la regulación del comportamiento sexual y alimentario. En ciclos del sueño-vigilia y en las actividades viscerales.
- Es la unidad procesadora y de almacenamiento de la información que recibe, subdividida en sensitiva general, auditiva y visual.
- Es la unidad de programación, regulación y verificación de la actividad mental.
- Verifica la actividad consciente, la planeación y programación de acciones. Intervienen mecanismos de la actividad motriz, la inteligencia y la regulación de la conducta.

En la figura 1 se muestra un esquema del cerebro donde se muestran las áreas del mismo y las funciones que regula.

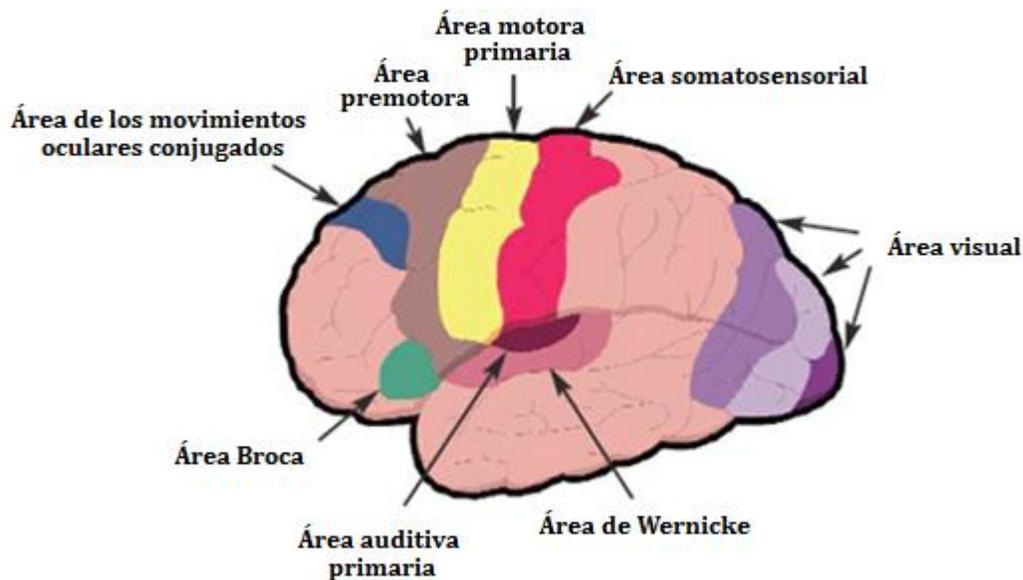


Figura 1.- Distribución de las funciones cerebrales

## 2.2. Tumores cerebrales

La determinación de la estructura anatómica a partir de la cual se origina un tumor reviste la mayor importancia, máxime cuando el tumor se localiza en el interior de la cavidad craneal. La incorrecta localización de la lesión y su lugar de origen pueden acarrear consecuencias devastadoras al paciente. Cuando se estudia una lesión cerebral, es importante definir si se trata de una lesión intraxial (intracerebral) o extraxial (localizada fuera del cerebro). Los tumores extra-axiales más comunes incluyen los meningiomas (tumores originados por las meninges) y los neurinomas del acústico. Los meningiomas generalmente se derivan de las meninges, y sus localizaciones preferidas incluyen regiones próximas a la hoz del cerebro, el borde libre de la tienda del cerebro y el borde anterior de la fosa craneal media. Los neurinomas del acústico se sitúan típicamente en el nervio vestibulococlear (VIII) y sus regiones próximas, así como en el ángulo pontinocerebeloso. Las lesiones intraxiales pueden ser primarias o secundarias. Las lesiones secundarias son con gran diferencia las más frecuentes y en la mayoría de los casos se trata de tumores metastásicos, aunque también es posible encontrar lesiones infecciosas metastásicas en un número considerable de ocasiones. Las lesiones metastásicas tumorales más frecuentes proceden del cáncer de mama o de pulmón, aunque muchos otros pueden causar metástasis cerebrales. Los tumores cerebrales primarios son poco frecuentes y pueden oscilar desde formas benignas a variedades muy agresivas de muy mal pronóstico. Estos tumores se originan de las distintas líneas celulares, siendo posible encontrar gliomas, oligodendrocitomas y tumores del plexo coroideo. Los tumores cerebrales primarios pueden presentarse a cualquier edad, aunque los picos de mayor incidencia se producen en los primeros años de vida y al comienzo de la edad media de la vida [Drake *et al.*, 2010]. La mayor parte de los tumores cancerosos del cerebro simplemente ocurren sin razón aparente, aunque se conocen algunos factores de riesgo relacionados que son:

- Factores ambientales
  - Radiación
  - Exposición al cloruro de vinilo
  - Exposición al aspartame
- Factores genéticos
- Trastornos del sistema inmunológico

### 2.3. Tratamiento del Cáncer

Para el tratamiento del cáncer existen tres procedimientos que se aplican en forma individual o combinada: la cirugía, la quimioterapia y la radioterapia. Esta última tiene como fin depositar una dosis de radiación lo suficientemente grande para eliminar el tumor intentando evitar exponer el tejido sano [Ortiz Hernández, 2010]. La práctica actual de la terapia de radiación demanda gran precisión en la planificación y la administración de la radiación.

La radioterapia es un tipo de tratamiento oncológico que utiliza las radiaciones para eliminar las células tumorales. Durante su aplicación la radiación actúa sobre el tumor, destruyendo las células malignas y procurando que el tejido sano, que se encuentra en torno a las células malignas, reciba la menor dosis posible [Hernández-Almaraz, 2010].

Como la dosis y la dosis por fracción se intensificaron con el objetivo de aumentar las tasas de control tumoral, el margen de incertidumbre debe ser menor. En consecuencia, la necesidad de definir de una forma más precisa los volúmenes de tumor ha aumentado, así como la necesidad de una contabilidad exacta de las incertidumbres en la configuración de los pacientes y el movimiento del tumor, y la preservación de las estructuras anatómicas críticas no involucradas. Las tecnologías más recientes han facilitado el logro de estos objetivos [Weiss *et al.*, 1997].

La radioterapia es, después de la cirugía, la modalidad de tratamiento con mayor éxito y de uso más frecuente contra el cáncer, aplicándose en más del 50% de los pacientes afectados. A pesar de los avances científicos y tecnológicos, así como de las investigaciones que se realizan para abatir el cáncer, la radioterapia con haces de fotones y electrones es la técnica más utilizada para el control y tratamiento de tumores malignos [Vega-Carrillo *et al.*, 2010].

La radioterapia tiene como objetivo ofrecer una dosis de radiación al tumor, que sea lo suficientemente alta como para matar todas las células tumorales. Es decir, desde el punto de vista físico y técnico resulta una tarea difícil, ya que los tumores malignos a menudo se encuentran cerca de los órganos radiosensibles tales como los ojos, los nervios ópticos, el tronco

del encéfalo, la médula espinal o el tejido pulmonar. Estos órganos llamados “en riesgo” no deben ser dañados durante la radioterapia. La situación se complica aún más cuando el tumor es radioresistente y dosis muy altas son necesarias para alcanzar un efecto terapéutico. En el momento de ser diagnosticados, aproximadamente el 60% de todos los pacientes que sufren de un tumor maligno localizado aún no se ha diseminado, es decir, no sufren enfermedad metastásica, por lo que estos pacientes pueden ser considerados como potencialmente curables. Sin embargo, alrededor de un tercio de estos pacientes (18%) no se pueden curar porque la terapia no puede detener el crecimiento del tumor. Este es el punto donde las nuevas tecnologías en la radiación oncológica, sobre todo terapia conformal, entran en juego: se espera que se alcance el control local del tumor. En la radioterapia conformacional, la distribución de dosis en los tejidos es de tal manera que la región de dosis alta se encuentra en el objetivo de volumen (tumor), con un efecto terapéutico máximo a lo largo de este. En el tejido sano vecino, la dosis de radiación se debe mantener por debajo del límite de daño por radiación. Esto significa que se debe alcanzar una caída pronunciada de la dosis entre el volumen blanco y los órganos vecinos, por lo que en radioterapia no es una regla estadística que al disminuir la dosis a los tejidos sanos, la dosis administrada al volumen blanco se pueda hacer mayor y, además, un aumento de la dosis no asegura un mejor control del tumor (probabilidad de control tumoral), mientras que una disminución de la dosis de los tejidos sanos implica una disminución de los efectos secundarios. Por lo tanto, un aumento en el control del tumor y una disminución simultánea de los efectos secundarios significa una mayor probabilidad de curación del paciente.

#### **2.4. Aceleradores lineales de uso médico**

Un acelerador lineal o LINAC, como el mostrado en la figura 2, para uso médico es un equipo destinado al tratamiento de tumores mediante haces colimados de electrones y/o fotones con energía de varios MeV. Estos aceleradores son dispositivos que emplean ondas electromagnéticas de alta frecuencia que se transmiten a través de guías de onda para acelerar electrones que se utilizan directamente en el tratamiento de tumores superficiales, o bien, si se los hace impactar sobre un blanco apropiado con número atómico grande como el tungsteno,

pueden producir fotones o rayos X debido al fenómeno Bremsstrahlung que son destinados al tratamiento de tumores profundos [Hernández-Adame *et al.*, 2011].



**Figura 2.-Acelerador lineal para uso médico.**

Por otra parte, los LINAC trabajan a altos potenciales, lo que permite tener haces de electrones o de fotones de varios MeV, la razón para utilizar un alto voltaje, es que así los haces de fotones tienen una mayor penetración dentro del cuerpo, depositan menos dosis en la superficie de entrada y se obtienen mejores curvas de isodosis; sin embargo, con mayores energías los electrones y los fotones producen reacciones nucleares que generan neutrones, estos inducen reacciones de activación en los materiales de la sala de tratamiento e inducen reacciones nucleares donde se producen rayos gamma inmediatos. Igualmente, los LINAC producen haces terapéuticos con electrones monoenergéticos o con fotones Bremsstrahlung. Los potenciales nominales de los LINAC son 4, 6, 8, 12, 15, 18, 20 y 25 MV [Valero-Luna, 2011].

En el caso de los aceleradores lineales, LINACs, operando a potenciales superiores a los 10 MV, el espectro de los fotones que alcanzan el isocentro tiene su máximo aproximadamente en 1.5 MeV como se muestra en la figura 3.

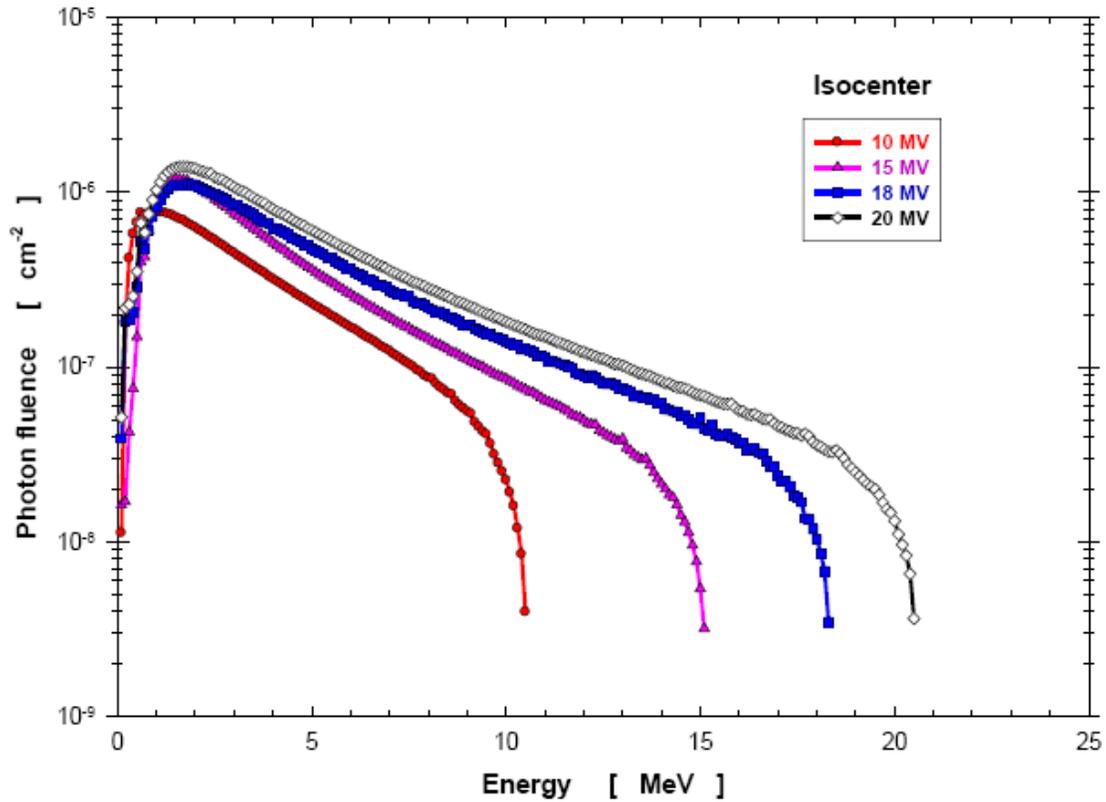


Figura 3.- Espectros de los fotones Bremsstrahlung de LINAC con blancos de W.

Uno de los propósitos de la radioterapia es depositar la mayor cantidad de dosis en el tumor procurando que los tejidos adyacentes y los que se ubican en la trayectoria del haz de radiación reciban la menor dosis posible; esta condición se logra incrementando la energía de los fotones.

## 2.5. Interacción de la radiación con la materia

Existen las radiaciones no ionizantes y las ionizantes que son las que tienen la capacidad de producir ionizaciones y excitaciones cuando son absorbidas por el material biológico.

La elevación de un electrón en un átomo o molécula a un nivel superior de energía, sin la expulsión de ese electrón del átomo o molécula se llama excitación. Si la radiación tiene energía

suficiente para expulsar a uno o más electrones orbitales del átomo o molécula, el proceso se conoce como ionización, y entonces esta radiación es conocida como radiación ionizante.

La característica importante de la radiación ionizante es la versión localizada de grandes cantidades de energía. La energía disipada por un evento ionizante es de aproximadamente 33 electrón volts (eV), que es más que suficiente para romper un enlace químico fuerte, por ejemplo, la energía asociada con un enlace carbono-carbono es de 4.9 eV. La radiación ionizante produce sustanciales efectos biológicos porque la energía se libera localmente en "paquetes" lo suficientemente grandes como para romper enlaces químicos e iniciar la cadena de acontecimientos que conducen en última instancia, a un daño biológico. La radiación electromagnética (rayos X y rayos gamma) es indirectamente ionizante. Estos tipos de radiación no producen daños químicos y biológicos de forma indirecta, pero sí lo hacen cuando se absorben en el medio por el que pasan y dan su energía para producir electrones de movimiento rápido de Compton, fotoeléctrico, o un proceso de producción de pares. Los rayos X y rayos gamma son formas de radiación electromagnética que no difieren en su naturaleza y propiedades, la designación de X o gamma refleja la forma en que se producen. Los rayos X son producidos fuera del núcleo, lo que significa que se generan en un dispositivo eléctrico que acelera los electrones de alta energía y luego se detiene abruptamente en ellos (blanco), y está hecho generalmente de tungsteno o de oro. Parte de la energía cinética, o energía de movimiento de los electrones, es convertido en fotones de rayos-X. Los rayos gamma se producen dentro del núcleo (es decir, emitidos por isótopos radioactivos), que representan el exceso de energía que se desprende cuando el núcleo inestable se rompe y se descompone en sus esfuerzos para llegar a una forma estable [Cox and Moss, 2010].

### **2.5. 1. Efecto fotoeléctrico**

Los experimentos que confirmaron por primera vez la existencia de las ondas electromagnéticas y la teoría electromagnética de Maxwell acerca de la propagación de la luz fueron realizados por Heinrich Hertz en 1886 y 1887. Hertz descubrió que una descarga eléctrica entre dos electrodos ocurre con mayor facilidad cuando sobre uno de ellos incide luz ultravioleta. Lenard, continuando algunos experimentos de Hallwachs demostró enseguida que la luz ultravioleta

facilita la descarga debido a que ocasiona la emisión de electrones desde la superficie del cátodo, a esta emisión de electrones desde una superficie por la acción de la luz se le denomina efecto fotoeléctrico [Eisberg y Resnick, 2009].

### 2.5.2. Dispersión Compton

En el año de 1923 la naturaleza corpuscular de la radiación recibió una confirmación dramática proveniente de los experimentos de Compton [Eisberg y Resnick, 2009]. En sus experimentos Compton utilizó un haz de rayos X de longitud de onda  $\lambda$  que hizo incidir sobre un blanco de grafito y midió la longitud de onda de los rayos X dispersados en diferentes ángulos. Encontró que a pesar de que el haz incidente tenía una única longitud de onda  $\lambda$ , los rayos X dispersados mostraban dos máximos uno de éstos tenía la misma longitud de onda que la del haz incidente y el otro tenía una longitud de onda,  $\lambda'$ , mayor.

En la dispersión Compton la diferencia entre ambas longitudes de onda,  $\Delta\lambda = \lambda' - \lambda$ , es función del ángulo de dispersión [Eisberg y Resnick, 2009]. A este corrimiento se le conoce como el corrimiento Compton.

### 2.5.3. Producción de pares

Además del efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton, existe otro proceso mediante el cual los fotones pierden su energía e interactúan con la materia, este proceso es el llamado Producción de Pares. En este proceso un fotón pierde toda su energía  $h\nu$  cuando interactúa con el campo de núcleo atómico, creando un negatrón y un positrón (el par), que en el sistema centro de masas se alejan uno del otro con cierta energía cinética. El negatrón es idéntico al electrón mientras que el positrón difiere en su momento magnético y en que su carga es positiva. En la producción de pares, la energía que toma el retroceso del núcleo es despreciable debido a que es muy masivo y, por lo tanto, el balance de la energía relativista total en el proceso se obtiene mediante la ecuación 1.

$$h\nu = E_- + E_+ = (m_0c^2 + K_-) + (m_0c^2 + K_+) = K_- + K_+ + 2m_0c^2 \quad (1)$$

En esta expresión  $E_-$  y  $E_+$  son las energías relativistas totales y  $K_-$  y  $K_+$  son las energías cinéticas del electrón y positrón, respectivamente,  $m_0$  es la masa en reposo del electrón y  $c$  es la velocidad de la luz. Ambas partículas tienen la misma energía de masa en reposo  $m_0c^2$ . El positrón se produce con una energía cinética ligeramente mayor a la del electrón debido a la interacción de Coulomb del par con el núcleo cargado positivamente que produce una aceleración en el positrón y una desaceleración en el electrón. La presencia de un núcleo masivo (el cual puede absorber impulso sin afectar apreciablemente el balance de energía) es necesaria para permitir que tanto la energía como el impulso se conserven en el proceso. La carga se conserva ya que el fotón no tiene carga y el par de partículas creadas no tiene carga neta.

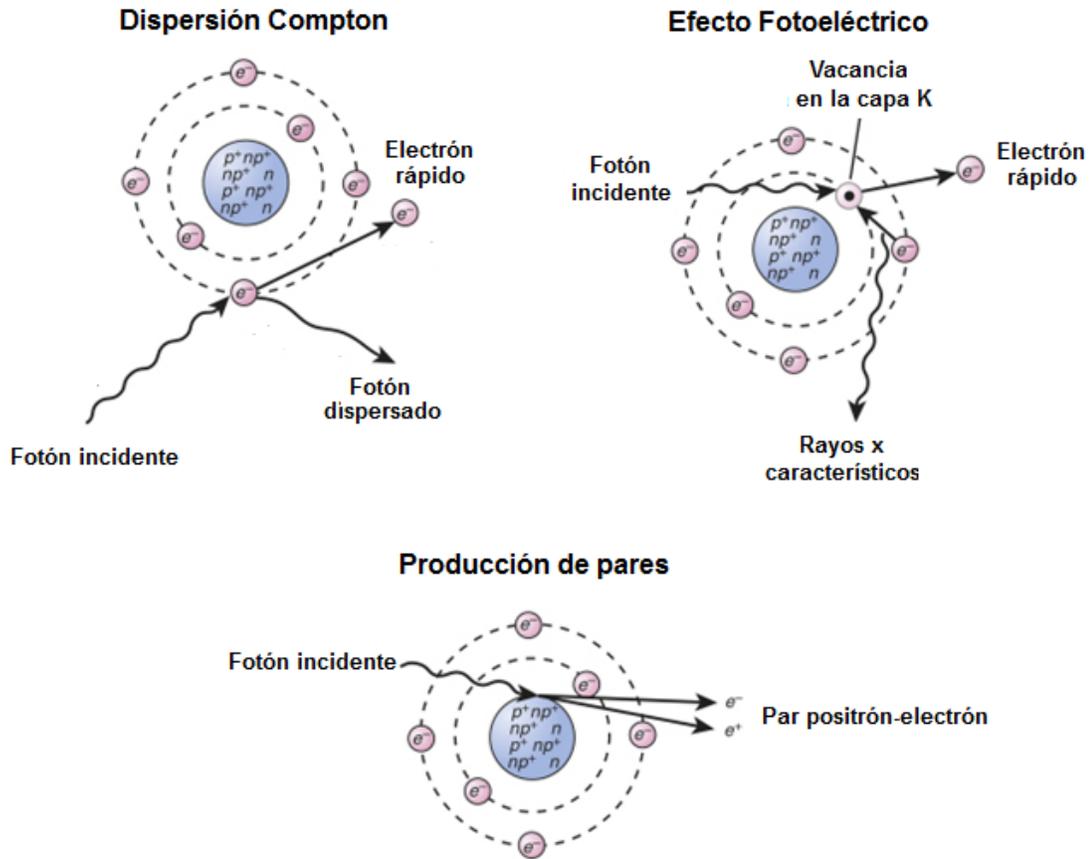
La energía mínima o umbral, necesaria para que un fotón cree un par es  $2 m_0c^2$  o 1.022 MeV (1 MeV=10<sup>6</sup> eV), lo que implica que el fotón debe tener una longitud de onda de 0.012 Å, si la longitud de onda del fotón incidente es menor que ésta, que corresponde a una energía mayor que el umbral, el fotón crea el par con energía cinética [Eisberg y Resnick, 2009].

En la figura 4 se muestran los tres mecanismos de interacción entre los fotones y la materia en forma de masa.

#### **2.5.4. Partículas de radiación**

Además de los fotones para el tratamiento del cáncer también se usan electrones, protones, partículas alfa, neutrones, mesones pi-negativos, iones pesados. Los electrones son partículas con carga negativa que pueden ser acelerados a alta energía y a una velocidad cercana a la de la luz por medio de un dispositivo eléctrico, como un betatrón o acelerador lineal.

Los protones son partículas con carga positiva, con una masa aproximadamente 1800 veces mayor que la de un electrón. Los protones requieren equipos más complejos y costosos para acelerarlos a energías útiles. Los protones son cada vez más utilizados para la terapia de radiación debido a la favorable distribución de la dosis que se puede obtener.



**Figura 4.- Mecanismos de interacción de la radiación con la materia.**

Las partículas alfa son núcleos de átomos de helio, cada uno formado por dos protones y dos neutrones que son emitidas durante la desintegración de algunos radioisótopos pesados, debido a que tienen una carga neta positiva se les puede acelerar mediante campos eléctricos. En radioterapia además de las partículas alfa se han utilizado iones pesados, como los del carbono, a este tipo de tratamiento se le llama Hadronterapia.

Los neutrones son partículas que tienen una masa similar a la de los protones, pero que no tienen ninguna carga eléctrica. Debido a que son eléctricamente neutros, no se pueden acelerar con campos eléctricos, pero se pueden producir en reacciones nucleares donde deuterones o protones, que se acelera a altas energías, se les hace incidir en materiales usados como blanco [Cox and Moss, 1994].

### 2.5.5. Física de la radiación

La dosis de radiación es la cantidad de energía de radiación absorbida por unidad de masa de tejido irradiado. La unidad actual de dosis de radiación es el gray (Gy), y es equivalente a un joule por kilogramo. De ordinario las dosis se prescriben o informan en centigrays (cGy) [Weiss *et al.*, 1997].

El depósito de dosis cuando el haz atraviesa el tejido, varía con la profundidad y penetración al interior de este. Una vez que se alcanza la  $D_{\text{máx}}$ , la dosis cae conforme aumenta la profundidad. Los haces de alta energía tienen una disminución más lenta al aumentar la profundidad, mientras que las energías más bajas se atenúan de manera más rápida al pasar a través de los tejidos. Por razones de conveniencia, la dosis a una profundidad dada se compara con la dosis a  $D_{\text{máx}}$  como un porcentaje. Cuando estos porcentajes se registran en comparación con la profundidad del tejido en el cual se producen, se forma una curva de profundidad de dosis que es característica de un tipo particular de energía de radiación.

### 2.5.6. Radiación terapéutica

La radiación terapéutica es radiación ionizante que interactúa con los tejidos del paciente para producir iones o partículas cargadas. Esta ionización se causa por la expulsión de electrones de sus órbitas en los átomos de los tejidos blanco, tal cantidad de energía está finalmente disponible para romper enlaces químicos y efectuar otros cambios bioquímicos necesarios para destruir células malignas. La radiación ionizante terapéutica es altamente eficiente en su impacto biológico. Una dosis corporal total de 400 cGy a seres humanos produciría la muerte de aproximadamente la mitad de los individuos irradiados de esa manera [Weiss *et al.*, 1997].

### 2.5.7. Biología de la radiación

Cuando la radiación ionizante, ya sea electromagnética o de partículas, incide en los tejidos, se inicia una serie compleja de eventos que, si tienen éxito, conducen a la destrucción de células tumorales y a la erradicación final del tumor. La muerte celular por radiación se caracteriza ya

sea como muerte en interfase o muerte reproductora. La muerte en interfase se produce pronto y suele requerir dosis muy altas de exposición a radiación [Weiss *et al.*, 1997].

### 2.5.8. Ciclo celular y radiosensibilidad

El ciclo celular, mostrado en la figura 5, consta de las fases G<sub>1</sub> (presintética), S (síntesis de DNA), G<sub>2</sub> (premitótica) y M (mitótica).

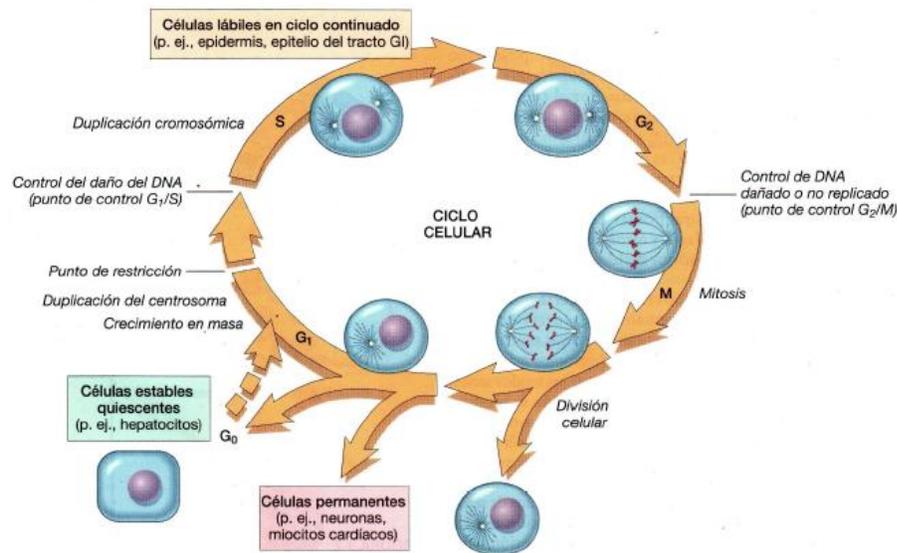


Figura 5.- Ciclo celular.

Las células quiescentes se encuentran en un estado fisiológico denominado G<sub>0</sub>. Los tejidos pueden estar compuestos principalmente por células quiescentes en G<sub>0</sub>, pero la mayoría de los tejidos maduros contiene cierta combinación de células en constante división, células terminalmente diferenciadas, células madre y células quiescentes que, de forma ocasional, entran en el ciclo celular [Robbins y Cotran, 1985].

Los tejidos del cuerpo se dividen en tres grupos en función de su actividad proliferativa:

- Tejidos en división continua
- Tejidos quiescentes (o estables)
- Tejidos sin división (permanentes)

### 2.5.9. Efectos biológicos

Se consideran como efectos biológicos únicamente a las lesiones detectables inducidas por la radiación en los seres humanos. La ICRP distingue tres términos diferentes para explicar el efecto de las radiaciones ionizantes. El cambio, que ocurre tras la interacción radiación ionizante-materia viva, que se define como una alteración molecular que puede o no evolucionar hacia un daño, ya que puede repararse o no. El daño es una anomalía estructural o funcional de la célula, que puede expresarse o no como lesión en el individuo irradiado o en su descendencia.

En 1906, Bergonié y Tribondeau demostraron experimentalmente que eran más radiosensibles las células indiferenciadas o inmaduras, que presentan un número mayor de divisiones o se dividen constantemente y las que tienen un periodo mitótico más largo. Posteriormente Ancel y Vitemberg, en 1925, apoyaron la teoría, definiendo como radiosensibles a las células que soportan mayor tensión biológica. La célula radiosensible expresa el daño radioinducido precisamente en el momento de la división [Cox and Moss, 1994]. La única excepción a estos postulados es el linfocito, célula madura que en circunstancias normales no se divide.

### 2.6. Dosimetría y termoluminiscencia

El término radiación es muy amplio, abarca emisiones electromagnéticas como la luz visible, la infrarroja y la luz ultravioleta, las microondas y las ondas de radio, los rayos X y los rayos gamma; y emisiones corpusculares como las partículas alfa y beta, los neutrones, los electrones acelerados y algunos iones pesados. Sin embargo, se emplea muy a menudo en el sentido de la radiación ionizante; es decir la que altera el estado físico de la materia en la que incide, haciendo que sus átomos queden cargados eléctricamente, esto es ionizados. En determinadas circunstancias, la presencia de tales iones en los tejidos vivos puede perturbar los procesos biológicos normales. Por lo tanto la radiación ionizante puede constituir un riesgo para la salud humana si no se emplea en forma apropiada y segura. Por tal motivo, la medición de la cantidad de radiación, es decir la dosimetría es una necesidad fundamental en las aplicaciones de las radiaciones y los radioisótopos, y muy especialmente en el campo de la medicina.

La dosimetría de las radiaciones ionizantes en las aplicaciones médicas abarca tanto la dosimetría en pacientes como la del personal ocupacionalmente expuesto (POE) y la dosimetría ambiental o de área en los hospitales. En el primer caso las exposiciones son deliberadas y con el propósito de obtener un beneficio directo a la salud del paciente, y por consiguiente el campo de radiación está bien definido. Su objetivo es valorar el riesgo o la efectividad de la exposición. En los otros dos casos, el objetivo es verificar el cumplimiento de los límites establecidos en las normas de protección radiológica.

Este tipo de mediciones son efectuadas de manera más conveniente utilizando dosímetros termoluminiscentes (DTL), sobre la base de la termoluminiscencia (TL) fenómeno, que consiste en el hecho de que ciertos sólidos previamente irradiados emiten luz cuando son calentados a una temperatura por debajo de su temperatura de incandescencia. Este fenómeno se llama radioluminiscencia térmicamente estimulado, sin embargo, por razones históricas, se le conoce como radiotermoluminiscencia o simplemente como la termoluminiscencia [Azorín, 2004].

La luminiscencia se presenta en una gran variedad de materiales tales como: cristales inorgánicos, vidrios, cerámicas y compuestos orgánicos, así como en ciertos materiales bioquímicos y biológicos. Los materiales que presentan este fenómeno pueden dividirse en dos grandes grupos: materiales inorgánicos y materiales orgánicos. En los primeros, la luminiscencia se debe principalmente a la formación de electrones libres y agujeros, mientras que en los inorgánicos a la formación de radicales libres.

En algunos casos se emite luz solamente mientras se mantiene la excitación, fenómeno que se conoce como fluorescencia, con una duración aproximada de  $10^{-8}$  segundos; y en otros, la luz persiste cuando se elimina la excitación fenómeno al que se le da el nombre de fosforescencia, con una duración mayor de  $10^{-8}$  segundos. Existe similitud entre estos dos fenómenos con el de termoluminiscencia (TL); ya que los tres tienen el mismo origen y solo difieren en la manera en que se liberan de la energía que les fue impartida.

Ciertos sólidos previamente irradiados tienen la propiedad de emitir luz, si se eleva su temperatura a un valor suficientemente por debajo de su temperatura de incandescencia. A este

fenómeno se le conoce como radioluminiscencia térmicamente estimulada; sin embargo, por razones históricas [Nambi, 1975], se le llama radiotermoluminiscencia o simplemente termoluminiscencia (TL).

La importancia de este fenómeno en la dosimetría de la radiación ionizante radica en el hecho de que la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado.

El mecanismo general para explicar el fenómeno del TL es el siguiente: al irradiar el cristal, su estructura sufre alteraciones por la ionización, en este proceso se liberan electrones de la red y se generan dos tipos de entes móviles: electrones y agujeros, ambos portadores de carga, que pueden viajar por el cristal hasta quedar atrapados en los defectos de la red, generando centros de color.

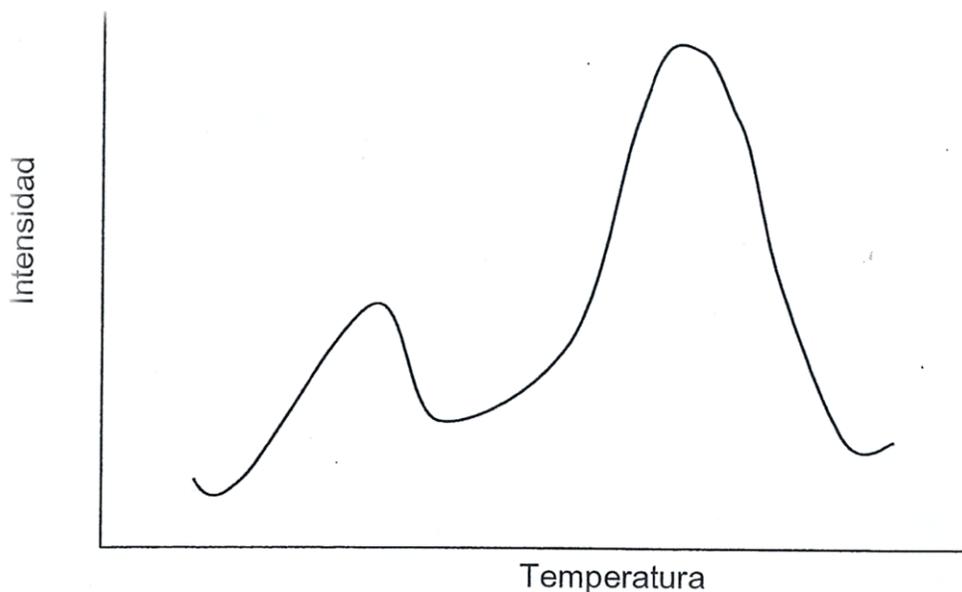
Los electrones y agujeros permanecen atrapados hasta que se proporciona al material la energía suficiente para liberarlos, volviéndolos a su estado natural antes de la irradiación. Cuando esto ocurre, se desprenden del exceso de energía que adquirieron, emitiendo fotones de luz visible. Si la energía que se proporciona al cristal para que los entes móviles vuelvan a su estado original es térmica, se produce el efecto de TL. A la energía necesaria para liberar a los entes atrapados se le denomina energía de activación o profundidad de la trampa.

### **2.6.1. Curva termoluminiscente**

El proceso de emisión luminosa durante el calentamiento del cristal implica la desocupación de las trampas en el cristal. Este proceso, se muestra en la figura 6. Esta curva representa la probabilidad de desocupación de las trampas en función de la temperatura; a baja temperatura, esta probabilidad es cero o despreciable ya que los portadores de carga tienen la suficiente energía cinética para escapar del pozo de potencial.

A medida que aumenta la temperatura, la probabilidad de que las trampas se desocupen aumenta y generalmente lo hace de cero a la unidad en un intervalo de temperatura de 10°C a 50°C. Durante este intervalo de temperatura, una fracción de los portadores de carga liberados

se dirige hacia los centros de recombinación haciendo que disminuya la población de portadores de carga atrapados, por lo que la intensidad de la luz emitida alcanza un máximo dando origen a un patrón de luminiscencia en función de la temperatura llamado curva TL [Levy and Komoroski, 1974].



**Figura 6.- Emisión termoluminiscente**

Si el cristal contiene más de un tipo de trampas (que es lo más común), este proceso se repite para cada grupo de trampas dando lugar a varios puntos de máxima intensidad de emisión luminosa en la curva TL, los cuales se conocen comúnmente como picos TL. Cada pico TL está caracterizado por la temperatura a la cual se presenta a máxima intensidad de emisión ( $T_m$ ), por la energía de activación o profundidad de la trampa ( $E$ ) y por el factor de frecuencia ( $s$ ).

### 2.6.2. Sistemas de planeación

El objetivo de un sistema de planeación es determinar el depósito de dosis con una configuración específica. El sistema de planeación utiliza un algoritmo de cálculo que requiere de la información del haz primario, la radiación dispersa debida a la contaminación del haz por el filtro, los colimadores, el aire, las cuñas, protecciones, etc., el manejo de inhomogeneidades, el tamaño de la unidad de cálculo y el tipo de información de entrada. Algunos de los algoritmos

que se usan son: el de *Clarkson*, *Pencil beam*, convolución de cono colapsado y el algoritmo analítico anisotrópico.

## 2.7. Monte Carlo

El método Monte Carlo, MMC, aplicado al transporte de partículas, se introdujo por primera vez en la década de 1940 para el diseño de las armas atómicas. Desde entonces, ha evolucionado en diferentes áreas de aplicación, como es el caso de la radioterapia. En este campo, se trata con fuentes de radiación y con las geometrías de pacientes, las cuales pueden ser geometrías muy complejas, que incluye una amplia gama materiales.

Para la radioterapia externa se utilizan haces de fotones o de electrones con energías que varían de 4 a 25 MeV. En el caso de haces de protones las energías varían de 50 a 250 MeV, y cuando se trata de iones pesados las energías suelen ser superiores a los 250 MeV. La complejidad y variedad de los mecanismos de interacción de estas partículas con la materia hacen que el uso de los MMC sea una alternativa cada vez más utilizada, en el modelado y transporte de la radiación en radioterapia [Verhaegen and Seuntjens, 2003]

El método de Monte Carlo es un método de simulación estadística donde se simulan las trayectorias de partículas individuales mediante el muestreo de funciones de distribución de probabilidad que describen los distintos procesos físicos. El muestreo se hace usando pseudo números aleatorios y se obtienen valores medios de cantidades macroscópicas como la fluencia de partículas, su distribución de energía o espectro y la dosis absorbida. Con la disponibilidad de equipos de cómputo cada vez más poderosos y accesibles han permitido el uso de los MMC en diversos estudios relacionados con la radioterapia [Burlin *et al.*, 1973; Raeside, 1976; Nelson and Jenkins, 1980; Rogers, 1984; Turner *et al.*, 1985; Jenkins *et al.*, 1988; Andreo, 1991; Rogers, 2006].

En la simulación Monte Carlo no se resuelve la ecuación de transporte, sino que se emula a la naturaleza en sus interacciones más complejas como la retrodispersión en materiales de alta densidad, como los huesos o las que ocurren en el aire alcanzando precisiones mayores, en

particular de la dosis, a las que se obtienen por métodos numéricos [Andreo, 1991; Nelson and Jenkins, 1980; Rogers, 1984; Rogers 2006].

Inicialmente la principal desventaja de los MMC era que requería de equipos de cómputo que implicaba una inversión importante, si embargo esto ya no es un problema debido al aumento en la velocidad y la disminución del costo de las computadoras, y el empleo de técnicas innovadoras en las técnicas de reducción de varianza [Holmes et al., 1993; Ma and Nahum, 1993].

## 2.8. Fantomas

Cuando un volumen de un sustituto del tejido se utiliza para simular la interacción de radiación en este volumen se llama un fantoma o maniquí. Un fantoma también puede simular un tejido del cuerpo con respecto a los detalles anatómicos como la forma y distribución espacial de densidad de masa.

Existen fantomas matemáticos y físicos, los primeros se construyen mediante funciones cuadráticas que describen todos los componentes del cuerpo humano, mientras que los segundos se construyen con materiales cuya densidad y concentración elemental es semejante a los tejidos y órganos del organismo.

Los fantomas físicos pueden ser homogéneos y heterogéneos, un fantoma homogéneo está construido de un único material, así un fantoma homogéneo de forma cúbica y un mínimo de 30 cm de lado se conoce como fantoma estándar y puede estar hecho de agua o agua sólida y se utiliza para comparar irradiaciones en condiciones normales.

El propósito de los fantomas es poder simular la modificación del campo de radiación causado por la absorción y dispersión de la radiación en los tejidos del cuerpo y órganos de interés.

La composición de un sustituto de tejido elegido para un fantoma se basa en la composición del tejido del cuerpo que se va a simular y las características del campo de radiación [ICRU, 1989].

## 2.9. Dosímetros termoluminiscentes

Los dosímetros termoluminiscentes, DTL, son detectores pasivos comúnmente usados para determinar la dosis debida a diferentes tipos de fuentes de radiación ionizante. En función de su composición química y los elementos traza que se agregan durante su preparación, algunos de los DTL tienen una alta eficiencia para determinar la dosis de cierto tipo de radiación [Rivera *et al.*, 2010].

Además de que su respuesta termoluminiscente es función de la dosis absorbida, una ventaja de los DTL es que el número atómico efectivo ( $Z_{\text{eff}} = 8.14$ ) es cercano al del tejido ( $Z_{\text{eff}} = 7.42$ ).

La respuesta termoluminiscente de los DTL depende de su capacidad para absorber la radiación. Los DTL 100 están hechos de LiF:Ti:Mg y se utilizan para medir la dosis por rayos x y  $\gamma$ . Su capacidad de absorber la radiación depende de su composición elemental y su densidad ( $\rho_{\text{DTL100}} = 2.62 \text{ g/cm}^3$ ).

Para evaluar esta característica hemos calculado los coeficientes másicos, parciales y total, del DTL 100 en función de la energía del fotón para fotones de  $10^{-1}$  a  $10^5$  MeV, que se muestran en la figura 7. En esta figura se puede observar que para fotones de energía menor a 0.03 MeV la interacción más probable es el efecto fotoeléctrico, entre 1 y 7 MeV la interacción más probable es la dispersión Compton y para fotones de energía mayor a 30 MeV el fenómeno dominante es la producción de pares. De la gráfica se infiere que entre menor sea la energía del fotón mayor será la probabilidad de interacción con el DTL, si la interacción es del tipo fotoeléctrico toda la energía de fotón se transfiere a los electrones, que por tener carga eléctrica ceden prácticamente toda su energía dentro del DTL. Para fotones de energía intermedia la interacción más probable es del tipo dispersión Compton, donde el electrón, dependiendo del ángulo de dispersión, absorbe parte de la energía del fotón incidente, dando lugar a un electrón y a un fotón dispersado. Para fotones de energía mayor o igual a 1.022 MeV tienen lugar la producción de pares, en esta interacción no hay fotón residual, así la energía del fotón incidente se distribuye entre 1.022 MeV y la energía cinética del electrón y el positrón [Knoll, 2000].

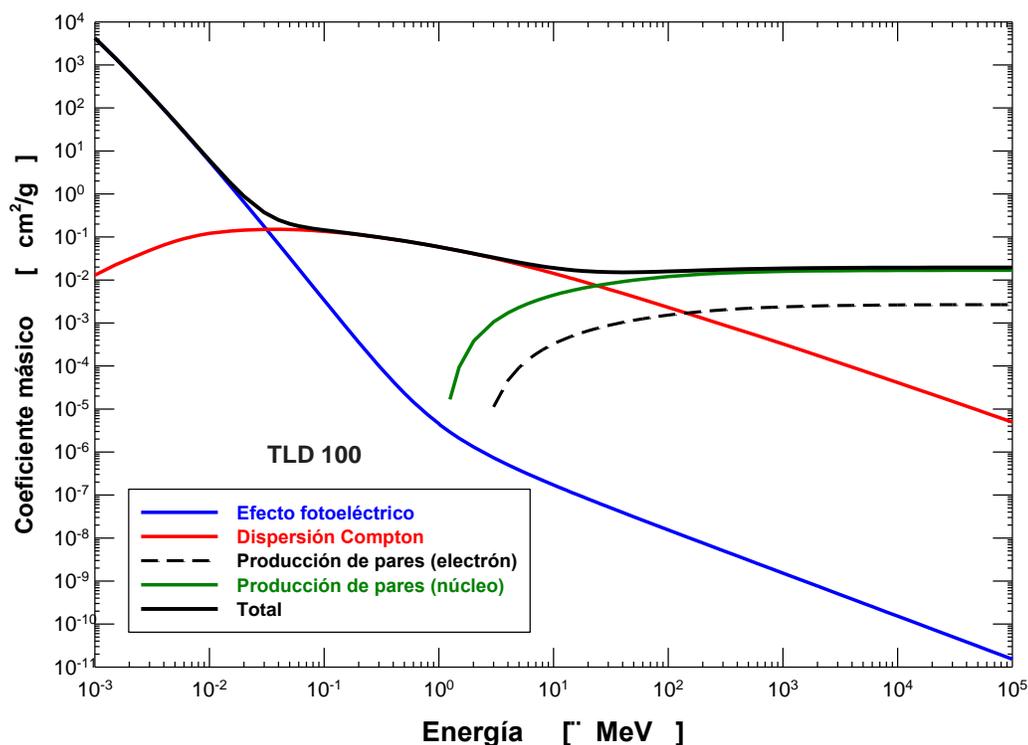


Figura 7.- Coeficientes de interacción de los fotones con el DTL100.

En todos los mecanismos de interacción entre los fotones y el DTL100, se producen electrones con cierta energía cinética, que al transportarse dentro del material producen fotones Bremsstrahlung, parte de lo cual se escapa del volumen del DTL; por su baja energía la mayoría de los rayos X que no se escapan son absorbidos dentro del DTL. Cuando la interacción ocurre cerca de las superficies del DTL, algunos electrones se escapan del DTL, por lo que es necesario garantizar la existencia de equilibrio electrónico para que el DTL se pueda usar para determinar la dosis absorbida. La energía absorbida por el DTL hace que algunos electrones queden atrapados en trampas en la zona de la banda prohibida, para liberarlos es necesario depositar una cierta cantidad de energía, que en el caso de los DTLs se hace mediante radiación infrarroja (calor). Al ser liberados vuelven a la banda de valencia y el exceso de energía lo emiten en forma de luminiscencia en un espectro conocido como curva de brillo, la cantidad de luz emitida se relaciona directamente con la dosis absorbida [Knoll, 2000]. Los dosímetros de uso común en la dosimetría se identifican por el prefijo DTL seguido por un número, en la tabla 1 se muestran

algunas características de este tipo de dosímetros [Higginbotham, 1996].

**Tabla 1. Características de los DTL.**

<b>Tipo</b>	<b>Material</b>	<b><math>\rho</math> [g/cm<sup>3</sup>]</b>	<b>Z<sub>eff</sub></b>
DTL 100	Natural LiF	2.64	8.2
DTL 200	CaF <sub>2</sub> :Dy	3.18	16.3
DTL 400	CaF <sub>2</sub> :Mn	3.18	16.3
DTL 500	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> :C	2.7	10.2
DTL 600	<sup>6</sup> LiF	2.64	8.2
DTL 700	<sup>7</sup> LiF	2.64	8.2
DTL 800	Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Mn	≈ 2.4	7.4
DTL 900	CaSO <sub>4</sub> :Dy	2.61	15.5

Entre 10  $\mu$ Gy y 1 Gy la respuesta del DTL100 es lineal, para dosis mayores presentan supralinealidad. El DTL 100 está hecho con LiF:Ti:Mg, donde la composición isotópica del Li es natural y el Ti y el Mg están como impurezas.

Con el fin de utilizar los DTL como dosímetros es indispensable calibrarlos, para lo cual se utiliza una fuente de radiación conocida y los DTL se exponen a diferentes dosis. De este proceso se relaciona la respuesta termoluminiscente con la dosis de calibración. En el proceso de calibración es deseable que la energía de los fotones de la fuente de calibración sea la misma a la de los fotones del campo de radiación donde los DTL serán utilizados [Vega-Carrillo, 2002], también es deseable que los valores de las dosis a medir estén incluidas dentro de las dosis usadas en la calibración; sin embargo, no siempre es posible lograrlo, por lo que es común que los DTL se calibren con fuentes de <sup>137</sup>Cs y/o <sup>60</sup>Co, ya que para fotones de energía mayor a 0.5 MeV la respuesta termoluminiscente es aproximadamente independiente de la energía de los fotones; esto no ocurre para fotones de menor energía, como es el caso de los rayos X para radiodiagnóstico.

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

Con el fin de determinar qué tipo de material y cuál geometría son más adecuados para describir la cabeza de un paciente sometido a radioterapia, esta investigación se hizo en dos fases. En la primera se realizaron una serie de cálculos MC y en la segunda se realizó la parte experimental.

#### 3.1. Cálculos

Para determinar la apertura que debe existir en el cabezal del acelerador lineal que se simuló en Monte Carlo fue necesario calcular el ángulo de irradiación para iluminar el área del tumor; para lo cual se supuso que el tumor tiene 1.54 cm de radio; esta relación se muestra en la figura 8.

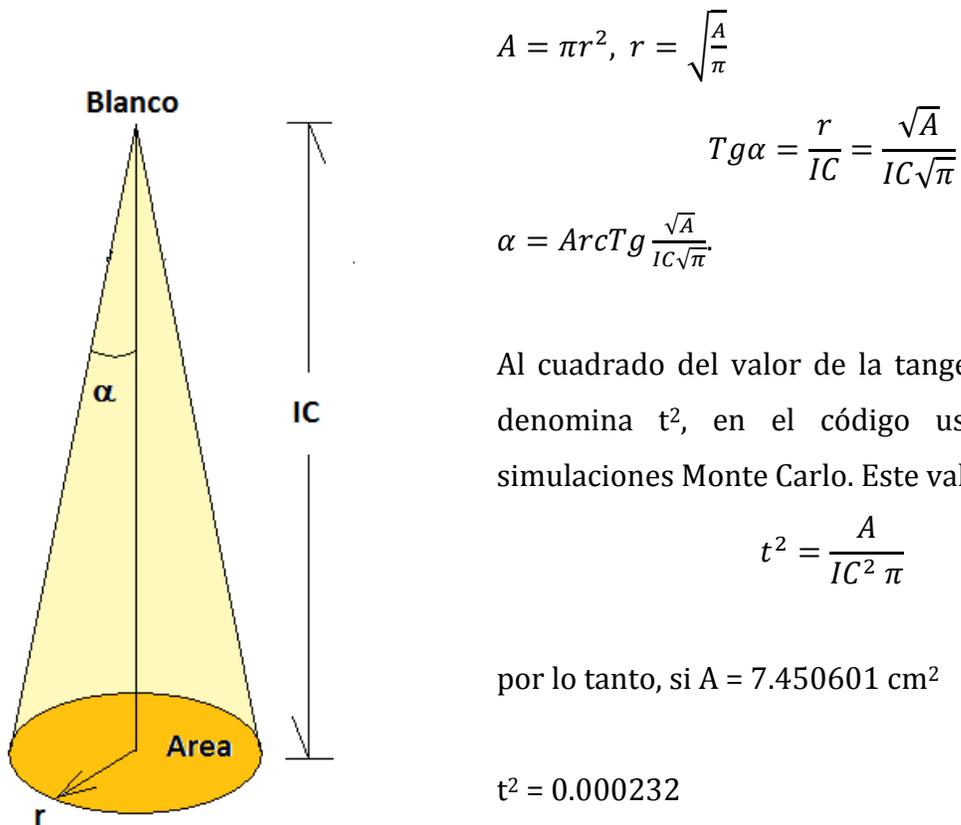


Figura 8.- Determinación del ángulo de apertura

### 3.1.1. Características de los materiales

Para determinar las dosis que recibe el cerebro durante un tratamiento de radioterapia mediante MMC es necesario que la composición elemental del modelo sea lo más semejante a la composición elemental del cerebro, en la tabla 2 se muestra la concentración elemental del cerebro y su densidad.

**Tabla 2. Características del cerebro.**

Tejido	Composición elemental					Densidad
	H	C	N	O	Otros	
Cerebro (material blanca y gris)	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2 Na, 0.4 P, 0.2 S, 0.3 Cl, 0.3 K	1040

Los materiales que se usan como sustitutos de los órganos y tejidos del cuerpo humano se denominan tejidos equivalentes, entre los que están el tejido ICRU, que tiene diferencias respecto a la composición elemental del tejido de carcinoma. Las características de ambos se muestran en la tabla 3.

**Tabla 3. Características del tejido ICRU y el carcinoma.**

Tejido	Composición elemental				Densidad
	H	C	N	O	
Tejido ICRU	10.1	11.1	2.6	76.2	1054
Carcinoma	10	18.5	4.2	65.9	1500

Debido a la importancia que tiene la capacidad de los materiales para absorber la radiación se calcularon los coeficientes de interacción másicos del tejido equivalente y del cerebro.

### 3.1.2. Cálculos Monte Carlo

En los cálculos Monte Carlo se usó el código MCNP versión 5, MCNP5, donde MCNP es el acrónimo en inglés de *Monte Carlo N-Particle* del Laboratorio Nacional de los Alamos [X-5 Monte

Carlo team, 2005]. Con el código se construyó un modelo de cuerpo completo conocido como BOMAB (*Bottle Mannequin Absorber phantom*), que comercialmente se consigue y está formado por una serie de recipientes que se llenan con agua o algún otro tejido equivalente líquido. En los cálculos el BOMAB se construyó de tejido equivalente.

Para emular el acelerador se usó un cascarón esférico en cuyo centro se colocó el término fuente cuyo espectro de fotones producido por un LINAC Varian de 6 MV que se obtuvo de la literatura [Sheik-Bagheri and Rogers, 2002] y se muestra en la figura 9.

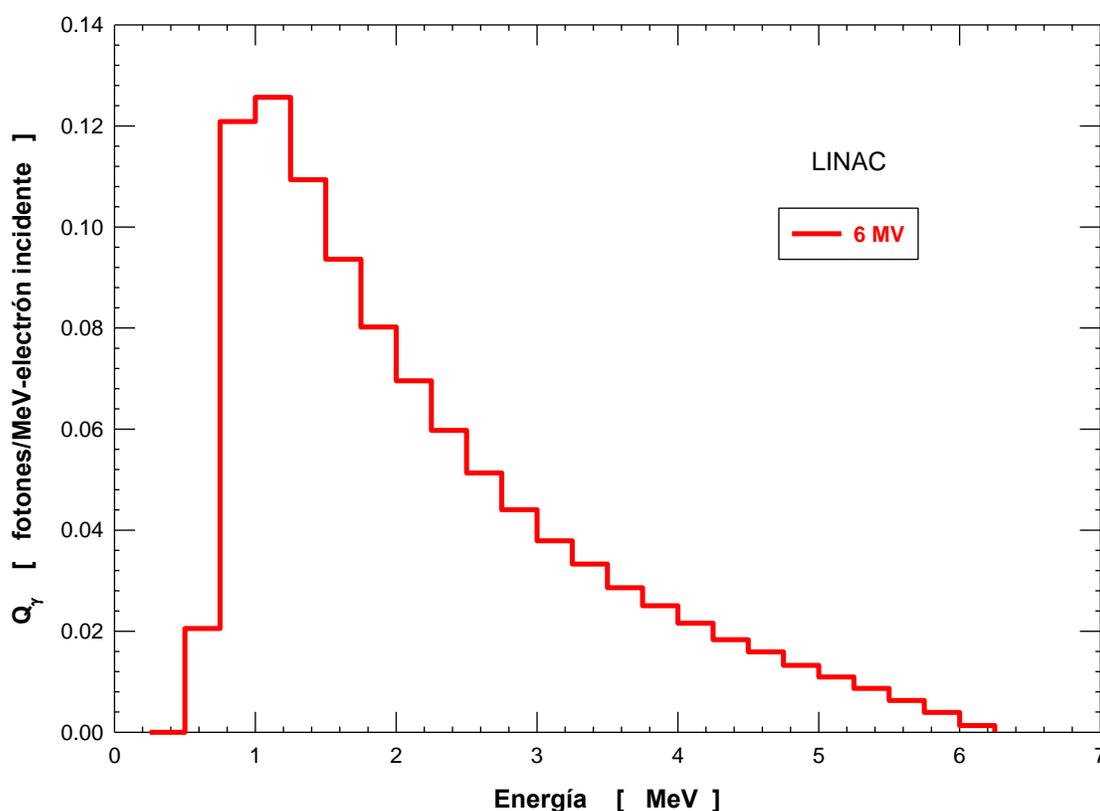
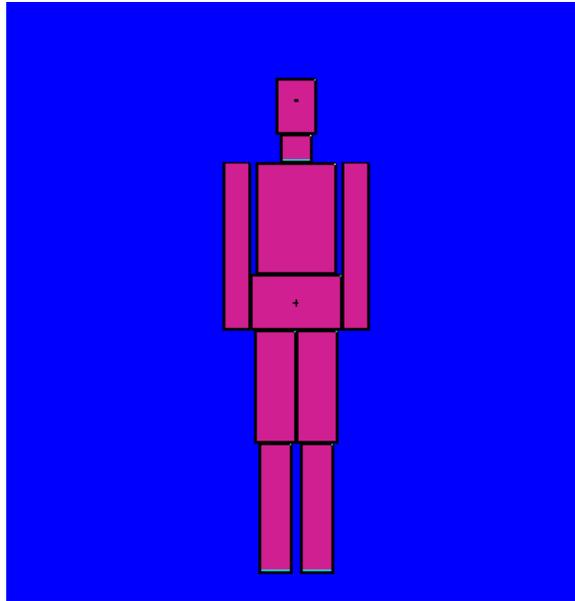


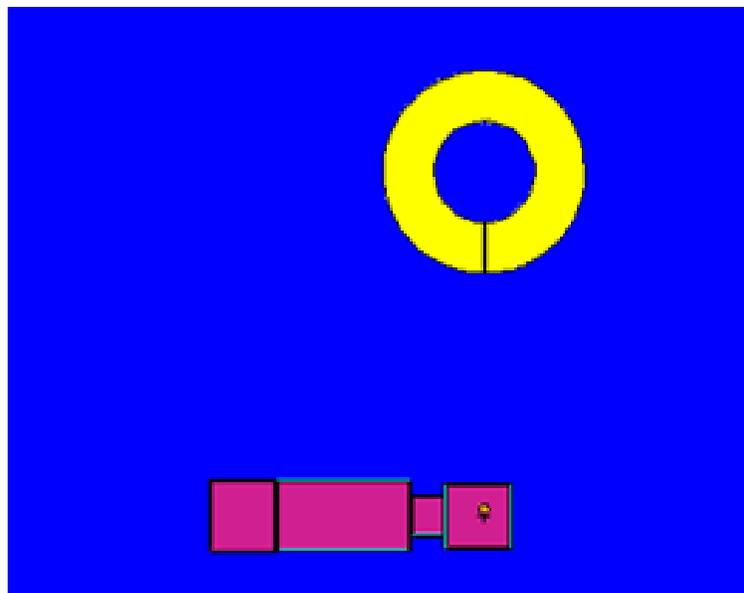
Figura 9.- Espectro de un LINAC Varian de 6MeV.

En la cabeza del BOMAB se usaron dos esferas, una de 1.54 cm de radio para modelar el tumor y la otra de 0.45 cm de radio para simular a la glándula hipófisis, esto con el fin de evaluar la dosis que recibe el tejido adyacente. En la figura 10 se muestra el BOMAB en la posición anatómica decúbito supino y el haz de radiación de fotones se hizo incidir por la parte frontal de la cabeza, ubicando el centro del tumor en el isocentro.



**Figura 10.- BOMAB irradiado desde arriba.**

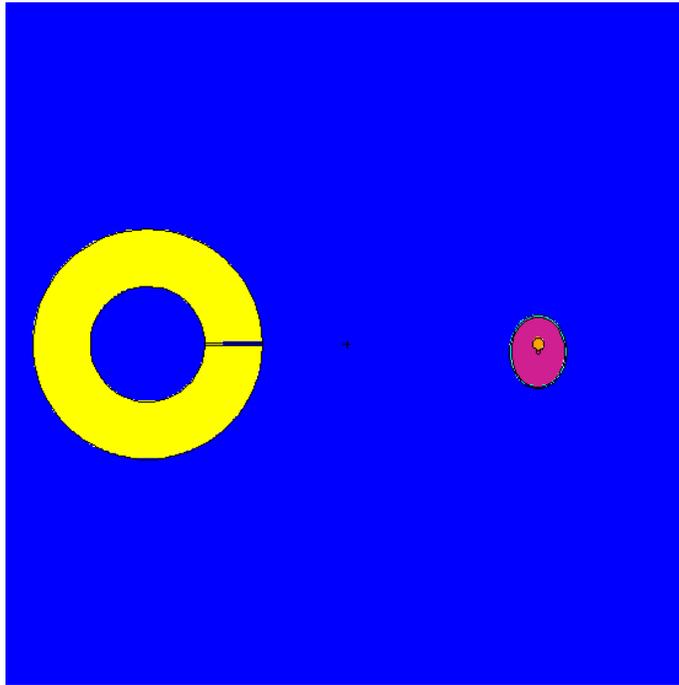
En la figura 11 se muestra un plano, sobre el eje axial del BOMAB, del modelo para el cálculo MC, donde se incluye el cabezal, con la apertura para iluminar el tumor.



**Figura 11.- Cabezal y el BOMAB.**

Los cálculos de la dosis se complementaron irradiando el tumor desde dos posiciones laterales ubicadas a la derecha y la izquierda del tumor, en la figura 12 se muestra el modelo de la cabeza

del BOMAB, donde se aprecia la posición del tumor y de la glándula hipófisis, y el cabezal del LINAC.



**Figura 12.- Vista del modelo en el plano medio de la lesión y el cabezal.**

En un tratamiento real se usan colimadores con el fin de iluminar solo la zona de la lesión con el fin de evitar irradiar los tejidos adyacentes. En el modelo MC la apertura del cabezal se logró usando un cono en cuyo vértice se ubicó el término fuente y cuya base es el área del tumor.

En la figura 13 se muestra el modelo completo, en ésta se puede apreciar que la sala de radioterapia se simuló como un cascarón esférico lleno de aire y con muros de concreto.

De este primer conjunto de cálculos se observó que la sección del modelo más importante es la cabeza, por lo que se procedió a modelarla como un cubo, una esfera y un cilindro. En el caso del cubo se modeló con 30 cm de arista, la esfera se modeló con 18 cm de diámetro y el cilindro con 18 cm de diámetro por 18 cm de alto.

Debido a que no es sencillo obtener el tejido equivalente del ICRU, las diferentes geometrías de la cabeza se modelaron con materiales de fácil acceso como el Nylon 6, poliestireno y agua sólida; las características de estos materiales se muestran en la tabla 4.

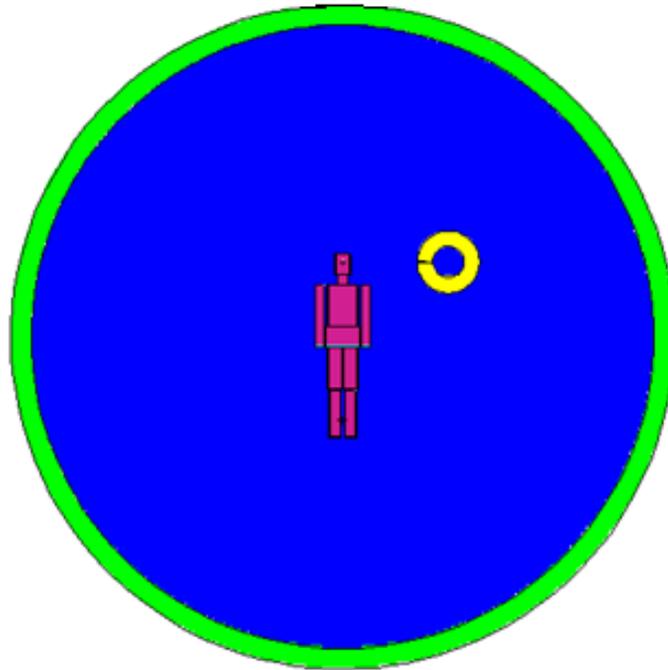


Figura 13.- Modelo completo de la sala, el BOMAB y el cabezal.

Tabla 4. Características del Nylon 6, Poliestireno y el Agua sólida.

Material	Composición elemental					Densidad kg m <sup>-3</sup>
	H	C	N	O	Ti	
Nylon 6	9.8	63.7	12.4	14.1		1130
Poliestireno	7.7	92.3				1050
Agua sólida	7.59	90.41		0.80	1.20	1045

Para cada uno de estos materiales se calcularon los coeficientes másicos de interacción para fotones. En las figuras 14, 15 y 16 se muestran estos coeficientes, para el Nylon 6, poliestireno y agua sólida respectivamente.

Para cada geometría y material se repitieron los cálculos Monte Carlo, usando el mismo término fuente y los mismos modelos para el tumor y la glándula hipófisis, en la figura 17 se muestra un esquema de los modelos Monte Carlo usados para las tres geometrías.

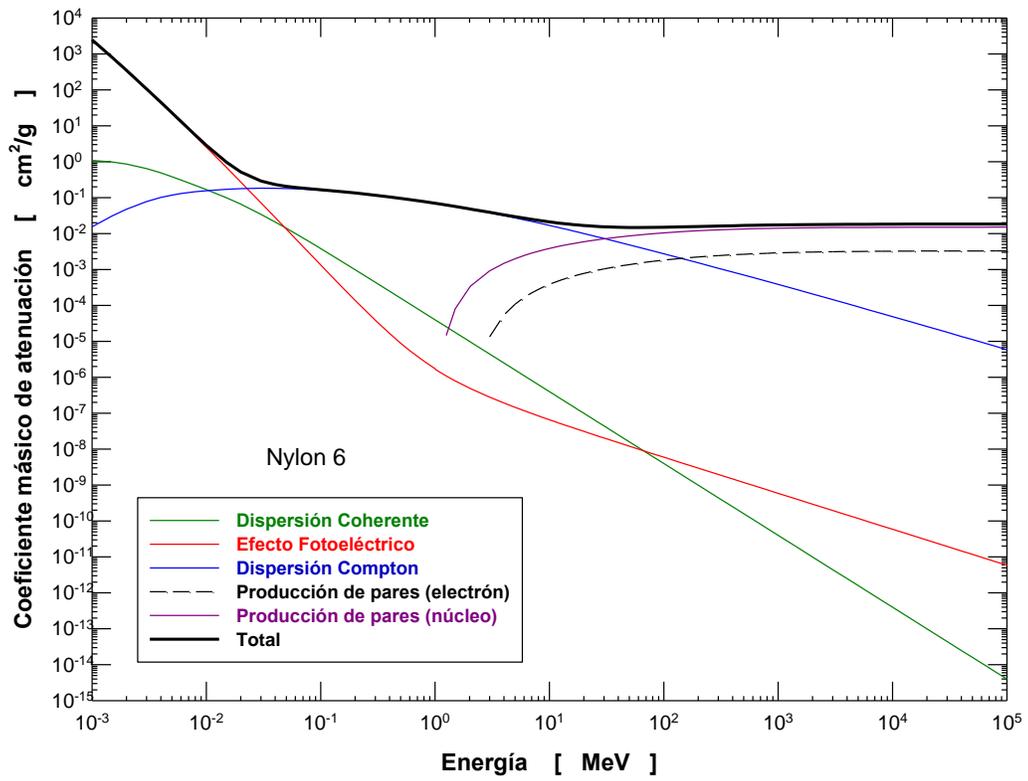


Figura 14.- Coeficiente de interacción del Nylon 6.

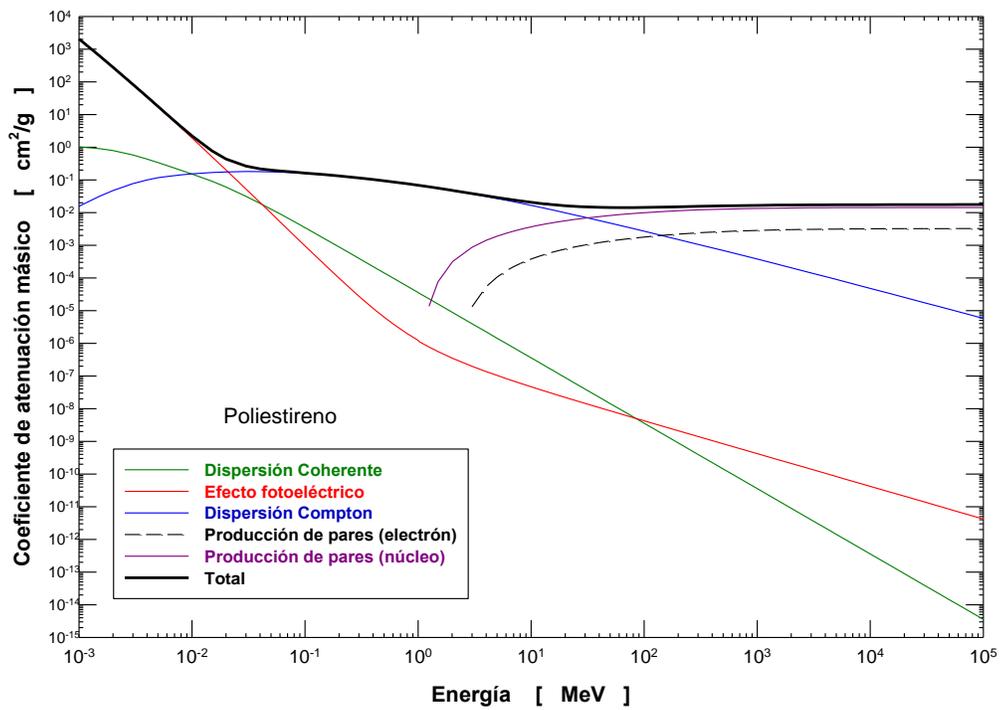


Figura 15.- Coeficientes de interacción del poliestireno.

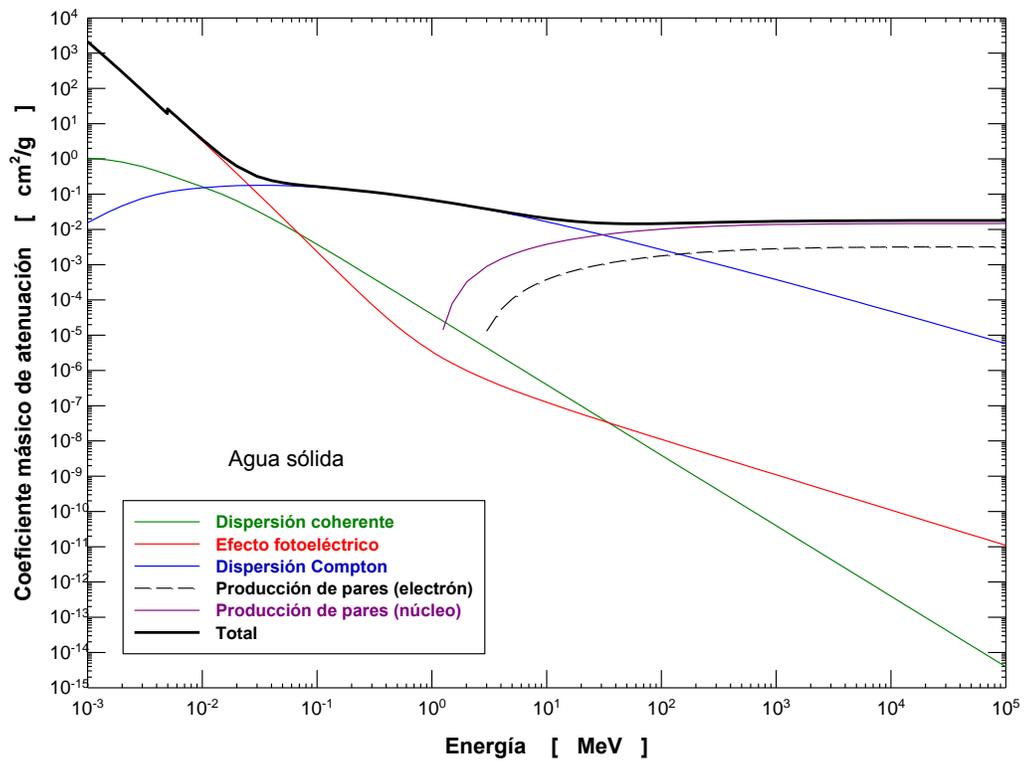


Figura 16.- Coeficiente de atenuación del agua sólida.

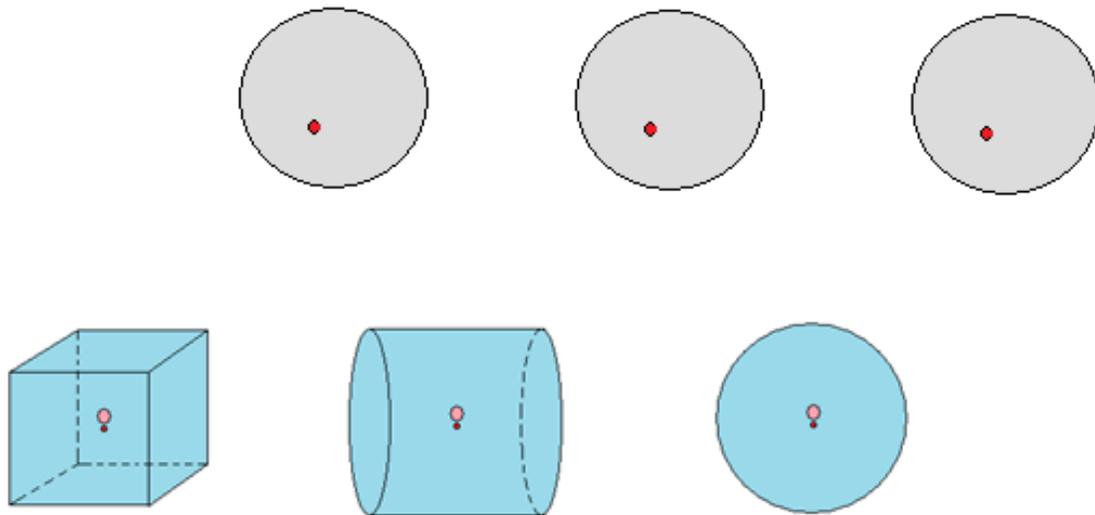


Figura 17.- Modelos de los fantomas cúbico, cilíndrico y esférico

## 3.2. Experimentos

En la fase experimental se usó un fantoma de geometría cubica de dimensiones  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  fabricado de agua sólida que se expuso al haz terapéutico de fotones de un LINAC de 6 MeV.

Para medir la dosis se usaron dosímetros termoluminiscentes DTL 100.

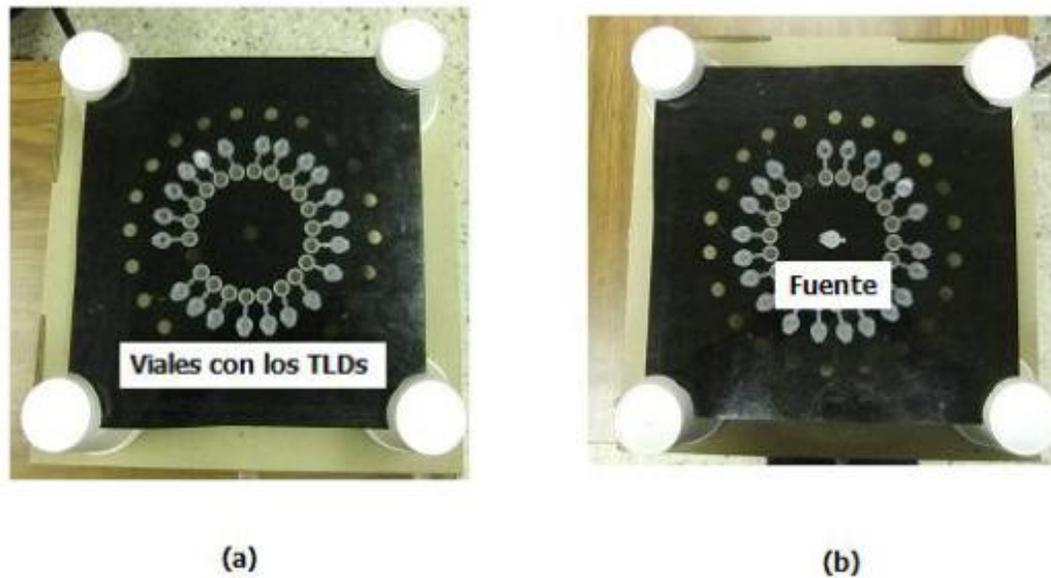
### 3.2.1. Calibración de los DTLs

Los espectros de los LINACs que operan por encima de los 10 MV tienen fotones cuya energía máxima es igual al potencial del acelerador, sin embargo la mayor fluencia de fotones se presenta a 1.5 MeV tal y como se puede observar en el espectro del acelerador. Para este tipo de aceleradores el uso de una fuente de  $^{60}\text{Co}$  para calibrar los DTL es adecuada. En el caso de los LINAC que operan a potenciales menores o igual a los 10 MV, el valor más probable de la energía de los fotones es menor a 1 MeV por lo que la calibración se puede hacer con una fuente de  $^{137}\text{Cs}$  [Vega-Carrillo y Hernández-Dávila, 2011].

En este trabajo se calibraron un conjunto de 21 dosímetros termoluminiscentes del tipo DTL 100 para determinar la dosis que recibe el fantoma cúbico. Para la calibración se usó una fuente sellada de  $^{137}\text{Cs}$  de Amersham International plc de actividad inicial de  $1.11 \pm 3\%$  GBq. Sus dimensiones son  $0.45 \text{ } \varnothing \times 0.60 \text{ cm}$ . De acuerdo al fabricante la fuente produce un Kerma en aire de  $24 \pm 5\%$  nGy-s<sup>-1</sup> a 1 metro. La rapidez de dosis a 5 cm de distancia fue  $1.93 \pm 0.10$  cGy-h<sup>-1</sup>. Durante la calibración la fuente se mantuvo en un vial, cónico de 1 cm<sup>3</sup> de volumen, de polietileno.

El lote de DTLs que se calibró son 21 dosímetros termoluminiscentes del tipo 100, cada DTL se identificó en forma individual y esa identidad se mantuvo durante todo el proceso de calibración, durante éste cada DTL se colocó en un vial cónico de polietileno, de 1 cm<sup>3</sup> de volumen, igual al usado para manejar la fuente de  $^{137}\text{Cs}$ . Se utilizó una placa de metilmetacrilato con perforaciones a lo largo del perímetro de un círculo de 5 cm de radio y con otra perforación en el centro, en esta última se colocó la fuente de  $^{137}\text{Cs}$ , y a lo largo del perímetro del círculo se

colocaron los DTLs. En la figura 18 (a) se muestra una imagen de los viales con los DTLs colocados en la placa de metilmetacrilato, y en la figura 18 (b), se muestra la placa con los DTLs y la fuente en el centro. Antes de ser expuestos al campo de calibración los DTLs fueron borrados calentándolos a 400°C por 1 hora en una mufla PANASONIC. El calentamiento de borrado se hizo colocando los DTLs sobre una base de cerámica, al finalizar el calentamiento la base de cerámica con los DTL se dejó enfriar en forma natural hasta que la temperatura alcanzó la del ambiente.



**Figura 18.- Soporte de irradiación de los DTL100.**

Las dosis de irradiación fueron 10.05, 25.85, 50 y 158 cGy; los tiempos de irradiación fueron 5.22, 13.42, 25.95 y 82 h respectivamente. Después de terminada la irradiación los DTLs fueron leídos, en atmósfera de nitrógeno, con un lector Harshaw TLD 3500. El procedimiento de lectura fue desde 50 a 300°C manteniendo un gradiente de 10 °C/s. De cada DTL se obtuvo la curva de brillo y la señal termoluminiscente registrada fue el área bajo la curva de ésta. Para cada dosis se obtuvo el valor promedio de las lecturas del lote de DTLs, la lectura promedio se relacionó con la dosis aplicada y se obtuvo un factor de calibración, como se muestra en la ecuación 2.

$$f_c = \frac{D}{\langle L \rangle} \quad (2)$$

En esta ecuación  $f_c$  es el factor de calibración,  $D$  es la dosis aplicada y  $\langle L \rangle$  es el valor promedio de las lecturas del lote de DTLs.

Usando la ley de propagación de incertidumbres [Taylor, 1982; Vega-Carrillo, 2010], la incertidumbre asociada al  $f_c$  se obtuvo como se muestra en la ecuación 3.

$$\sigma_{f_c} = \frac{\sqrt{\varepsilon_D^2 + \varepsilon_L^2}}{100} \quad (3)$$

En esta ecuación  $\varepsilon_D$  y  $\varepsilon_L$  son los errores porcentuales de la dosis y la lectura promedio de los DTLs respectivamente.

Con el fin de evaluar el desempeño individual de los DTLs se trazaron las gráficas del número de identificación de cada DTL y su lectura individual, sobre cada figura se trazó el valor promedio, en cada gráfica se trazaron líneas paralelas para exhibir la dispersión de las lecturas individuales, estas líneas representan 1 y 2 veces el valor de la desviaciones estándar.

Se trazó una gráfica con el promedio de los valores de las lecturas de los DTLs y la dosis absorbida aplicada, estos valores se usaron para hacer un ajuste lineal mediante la técnica de Mínimos Cuadrados Ponderados [Vega-Carrillo, 1989], para ser usado como la función o curva de Calibración. Los valores de los factores de ponderación,  $\omega$ , usados en el ajuste se obtuvieron mediante el recíproco de la suma de las varianzas de las lecturas de los DTLs y la dosis de calibración, como se muestra en la ecuación 4.

$$\omega = \frac{1}{\sigma_L^2 + \sigma_D^2} \quad (4)$$

Con la función de calibración, y usando como variable independiente la dosis aplicada, se calcularon los valores de las respuestas de los DTLs. Estas lecturas se multiplicaron por el factor único de calibración y se obtuvieron a su vez los valores de las dosis. De la misma forma, a los

valores reales de las lecturas de calibración se les aplicó el factor único de calibración y se obtuvo el valor de la dosis que representaban. Los valores de las dosis reales se compararon con los valores obtenidos mediante la curva de calibración y los obtenidos con el factor único.

Con el fin de explorar el comportamiento supralineal de los DTLs, los valores experimentales se usaron para realizar el ajuste a un polinomio de segundo grado.

### 3.2.2. Irradiación del fantoma cubico

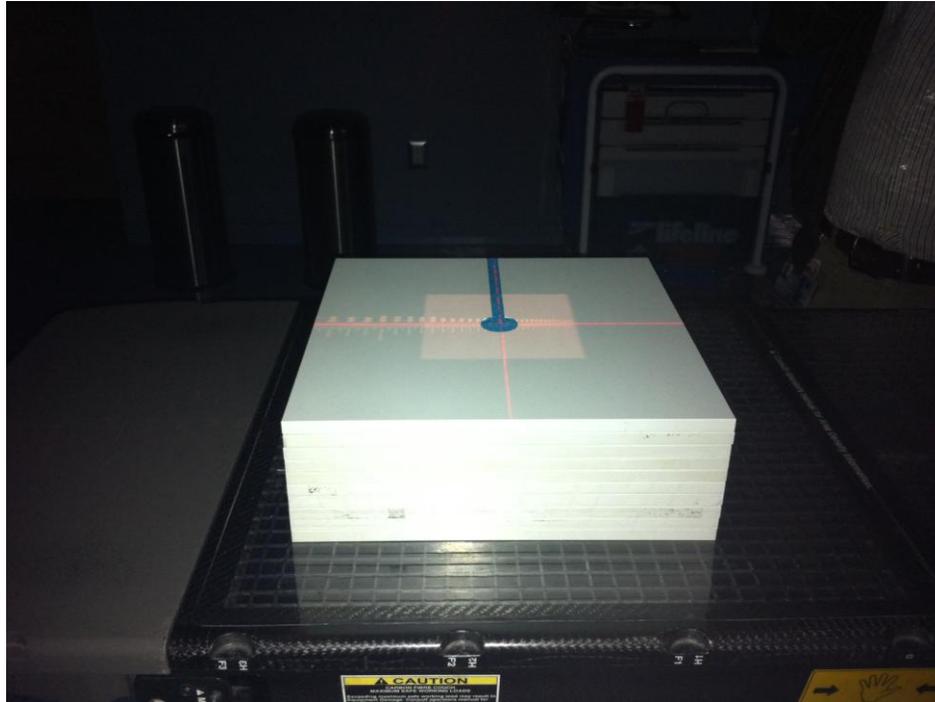
La primera parte de la fase de la irradiación consistió en hacer una tomografía al cubo de agua sólida para obtener la imagen que posteriormente sería enviada al sistema de planeación. La tomografía se realizó en un equipo de la marca Philips, modelo MX8000 IDT. En la figura 19 se muestra el proceso de la tomografía al cubo de agua sólida.



**Figura 19.- Adquisición de la tomografía del cubo de agua sólida.**

Con la imagen se realizó la planeación en el sistema comercial XiO con el fin de obtener la distribución de la dosis absorbida por el cubo al ser irradiado por el acelerador lineal.

El cubo se expuso al haz de un LINAC de 6 MV, en el centro del fantoma, ocupando el sitio del tumor, se colocaron 4 dosímetros DTL 100, durante la irradiación el fantoma se alineó, con los láseres del equipo, para que el haz de radiación penetrara de forma lateral e iluminara justo la zona donde se encontraban los DTL. En la figura 20 se muestra el proceso de alineación del fantoma cúbico de agua sólida.



**Figura 20.- Cubo de agua sólida con los DTL 100 colocados en el centro.**

Durante la irradiación el isocentro se ubicó en el centro del fantoma que se ubica a 100 cm del blanco del LINAC. La irradiación se hizo bajo las siguientes condiciones:

- El gantry se encontraba a 90°.
- La distancia fuente-piel es de 100 cm.
- El campo es de 10x10 cm.
- Los DTL se encontraban alineados longitudinalmente para asegurar que todos estaban a la misma profundidad debido a que fue una irradiación lateral.

- La profundidad de los DTL es de 15 cm, por lo que la PDD = 51.12%, de forma que para que reciban 200 cGy el equipo debe entregar 391 UM. Este valor se determinó de la siguiente forma:

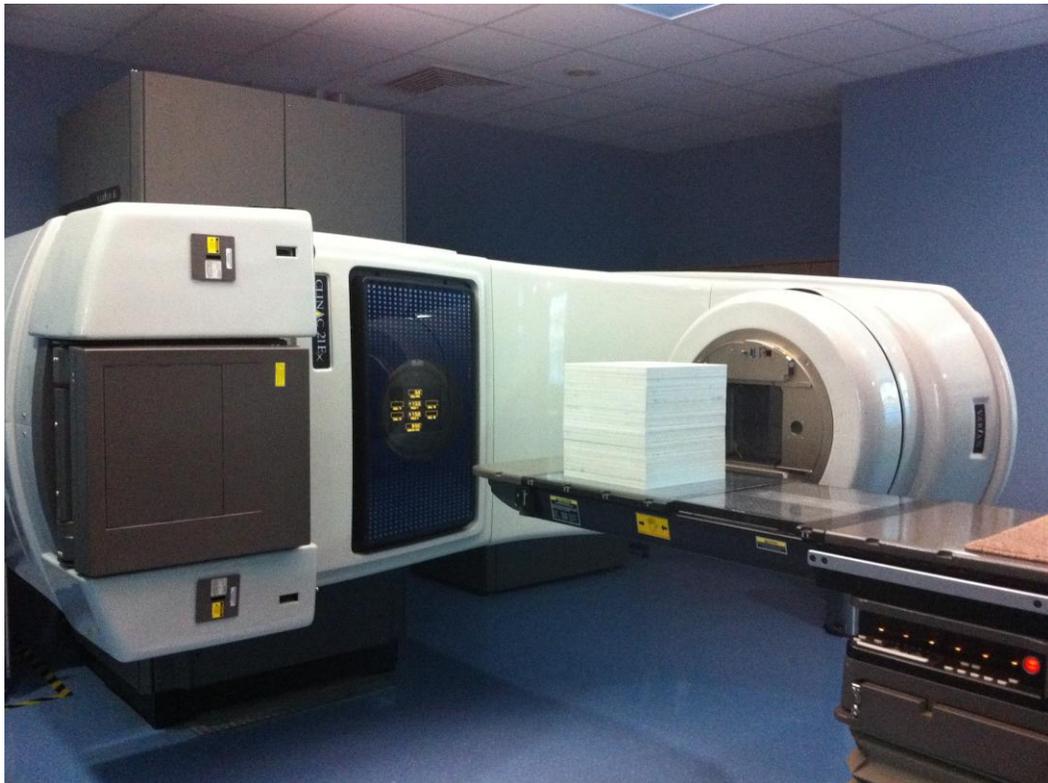
$$PDP(Eq, Prof) = 0.5112$$

$$Rendimiento = \frac{1cGy}{UM}$$

$$Dpm = \frac{200cGy}{0.5112} = 391cGy$$

$$UM = \frac{391cGy}{\frac{1cGy}{UM}} = 391UM$$

En la figura 21 se muestra una imagen del arreglo usado durante la irradiación.



**Figura 21.- Irradiación del cubo con un acelerador Varian.**

---

Una vez que se irradiaron los DTL a esta dosis, se leyeron en un lector Harshaw 3500 usando las mismas características usadas durante la fase de calibración. Con las lecturas se calcularon las dosis usando la función de calibración.

## 4. RESULTADOS

### 4.1 Simulación Monte Carlo

#### 4.1.1. BOMAB

De la simulación del BOMAB compuesto de tejido equivalente e irradiado con el término fuente de un acelerador lineal de la marca Varian utilizando un haz de fotones de 6 MeV de energía, se obtuvieron los espectros del flujo de fotones en la cabeza, el tumor y la hipófisis; estos espectros se muestran en la figura 22.

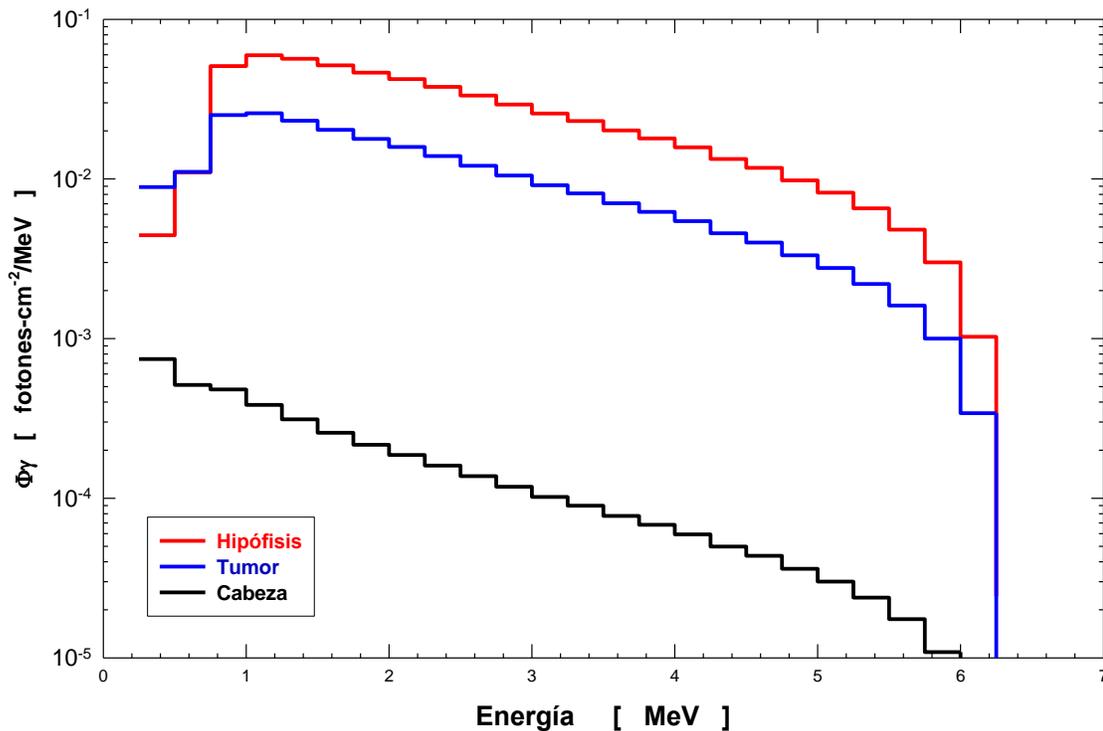


Figura 22.- Espectros gamma para la irradiación superior.

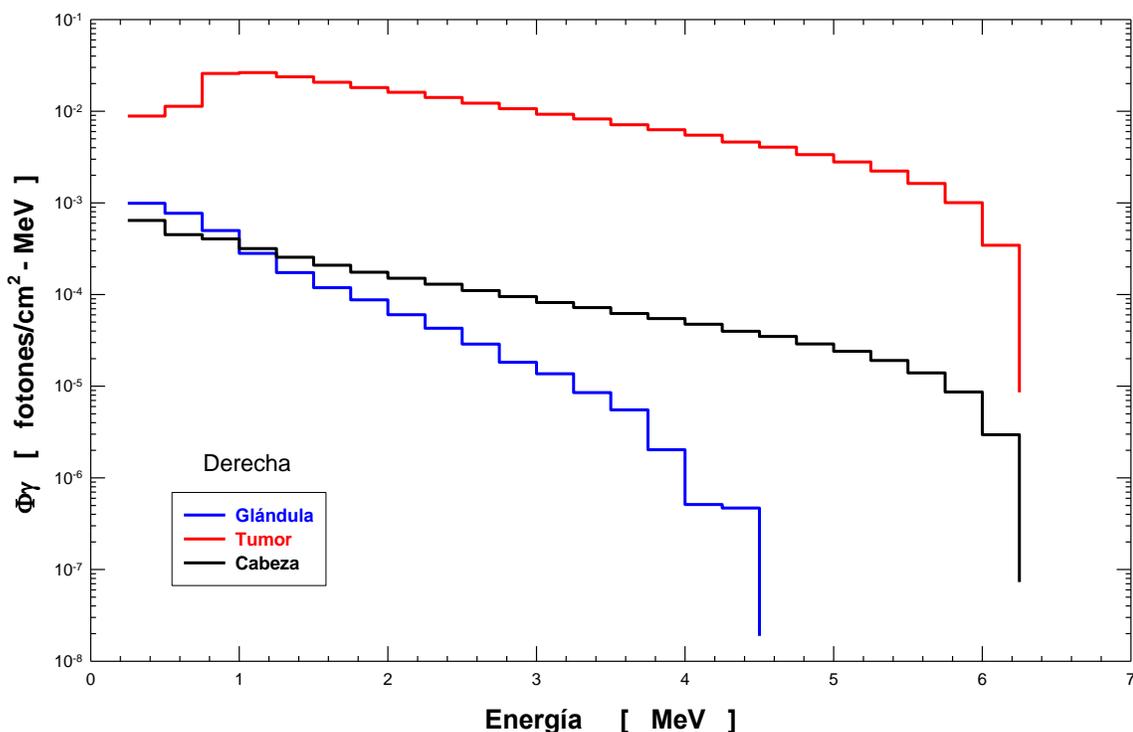
En la figura 22 se observa que la hipófisis, a pesar de no ser el objetivo, recibe un mayor flujo de fotones; la razón de esto se debe a que el haz de tratamiento ingresa por la cara del fantoma y está calculado para iluminar el área total del tumor, así la hipófisis, ubicada tras el tumor, está totalmente iluminada por el haz y recibe una mayor cantidad de fotones debido a los fotones que se transmiten a través del tumor así como los fotones dispersados por éste. Además de los

espectros también se calcularon los valores de la dosis absorbida por la cabeza, la hipófisis y el tumor. Los valores de la dosis, por cada fotón emitido por el cabezal, se muestran en la tabla 5, donde se observa que la hipófisis recibe una mayor dosis absorbida de fotones que el mismo tumor. Este resultado refleja que para la situación analizada un tratamiento irradiando desde arriba es inadecuado.

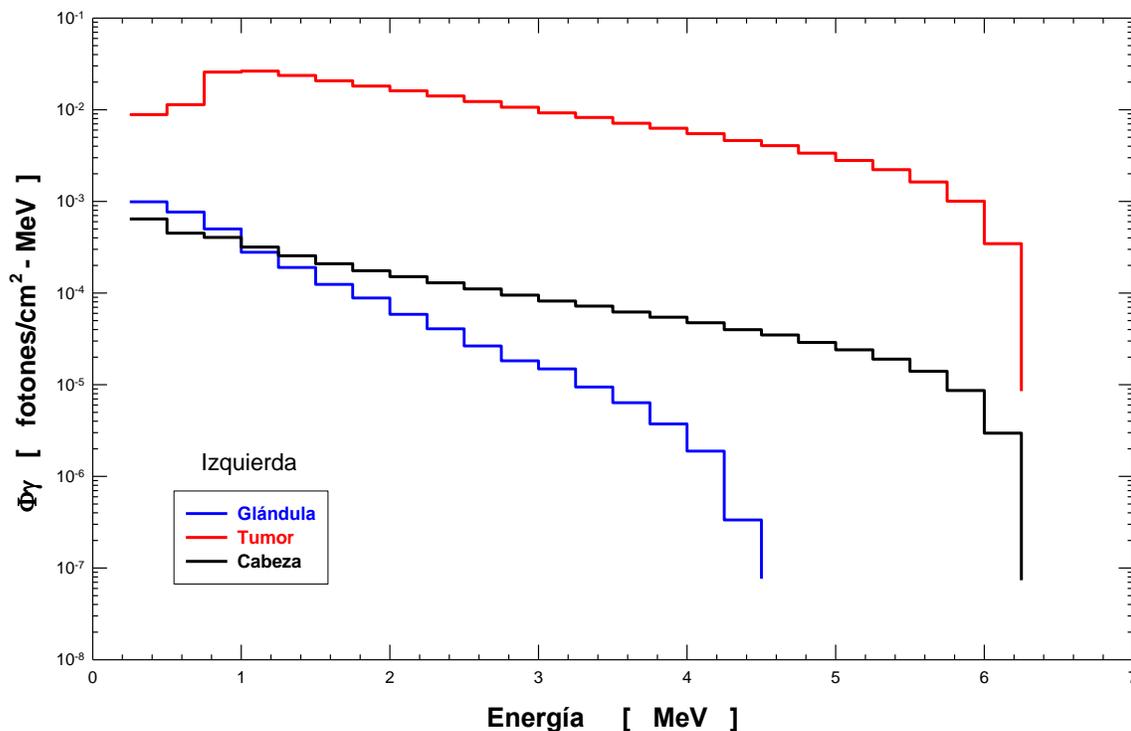
**Tabla 5. Dosis absorbida por el BOMAB.**

Sitio	Dosis absorbida por fotón emitido [ Gy ]
Glándula	$4.7422E(-12) \pm 0.05\%$
Tumor	$1.7776E(-12) \pm 0.04\%$
Cabeza	$2.2606E(-14) \pm 0.05\%$

En la figura 23 se muestran los resultados de los espectros del flujo de fotones cuando la cabeza del BOMAB se irradió desde el lado derecho del paciente, mientras que en la figura 24 se muestran los resultados cuando la irradiación se hace del lado izquierdo.



**Figura 23.- Espectro gamma de la irradiación derecha.**



**Figura 24.- Espectro gamma de la irradiación izquierda.**

En las figuras 23 y 24 se observa que con las irradiaciones laterales el tumor es el que recibe la mayor cantidad de fotones, mientras que la glándula recibe una menor cantidad. Es necesario hacer notar que el flujo máximo de los fotones que alcanza a la glándula son de energía menor a 0.6 MeV, aún a pesar de que el valor más probable de la energía de los fotones del término fuente es de 1.2 MeV, tal y como se puede observar en el espectro de energía del acelerador lineal de 6 MV, de la marca Varian, esto se debe a que en su interacción con el tumor los fotones son dispersados vía Compton y algunos de los fotones que en el tumor experimentan la producción de pares alcanzan a la glándula. También se puede observar que la energía máxima de los fotones que alcanza al tumor es 6 MeV, mientras que para el caso de la hipófisis es de 4.5 MeV, lo que confirma que a la glándula sólo llegan fotones que son dispersados principalmente en el tumor y en menor medida por el tejido de la cabeza que se interpone entre el haz y el tumor.

En las tabla 6 y 7 se incluyen los valores de la dosis absorbida por la glándula, el tumor y la cabeza del BOMAB por cada fotón que emite el cabezal, para las irradiaciones laterales.

**Tabla 6. Dosis absorbida por el BOMAB durante la irradiación derecha.**

<b>Sitio</b>	<b>Dosis absorbida por fotón emitido [ Gy ]</b>
Glándula	1.4259E(-16) ± 0.06%
Tumor	2.6777E(-14) ± 0.01%
Cabeza	2.7607E(-16) ± 0.01%

**Tabla 7. Dosis absorbida por el BOMAB durante la irradiación izquierda.**

<b>Sitio</b>	<b>Dosis absorbida por fotón emitido [ Gy ]</b>
Glándula	1.1680E(-16) ± 0.06%
Tumor	2.6846E(-14) ± 0.01%
Cabeza	2.7633E(-16) ± 0.01%

De los valores de las dosis estimadas en las irradiaciones laterales se observa que existe simetría, además en las irradiaciones laterales la glándula es la que recibe la menor dosis; esto confirma que para el caso usado el procedimiento lateral de irradiación es el más adecuado.

#### 4.1.2. Fantomas regulares

Los cálculos Monte Carlo se repitieron usando los fantomas de cabeza con geometrías regulares: esfera, cilindro y cubo.

Cada geometría se modeló de poliestireno, agua sólida y Nylon 6. En estos cálculos sólo se usaron las irradiaciones laterales, para este tipo de fantomas se usó como término fuente el espectro de fotones que produce un LINAC Elekta de 6 MV. En la figura se muestra el espectro del término fuente del LINAC Varian y Elekta de 6 MV [Sheikh-Bagheri and Rogers, 2002]. El espectro del LINAC Elekta tiene un pico en torno a 1 MeV, mientras que en esa zona el Varian

muestra un espectro suavizado, probablemente esta diferencia se debe al tipo de filtro de aplanado que usan ambos aceleradores.

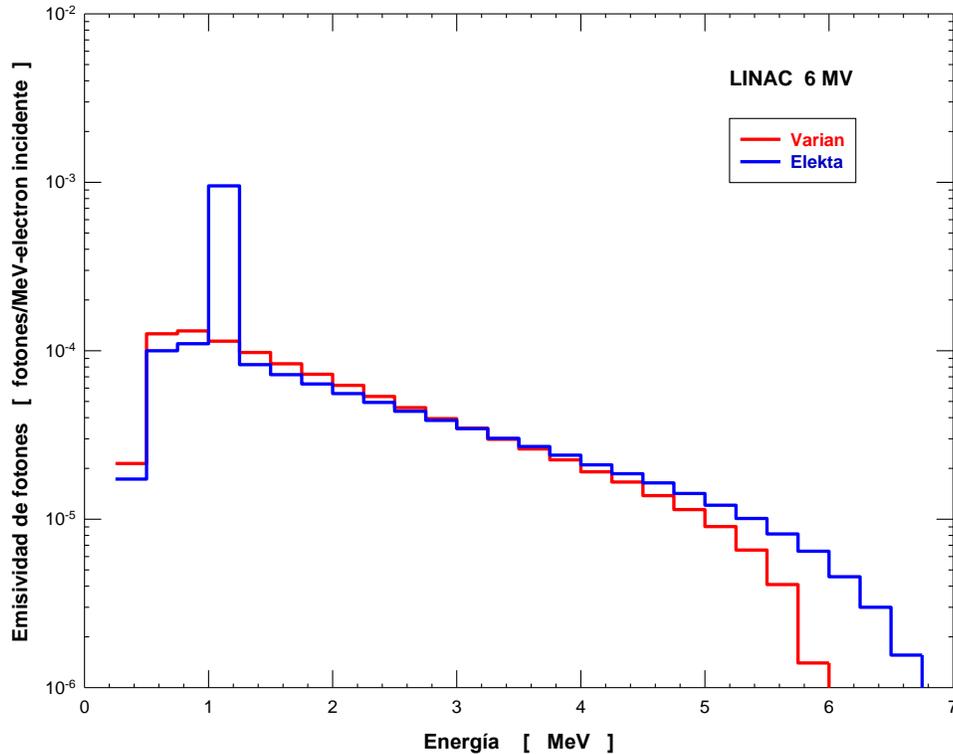
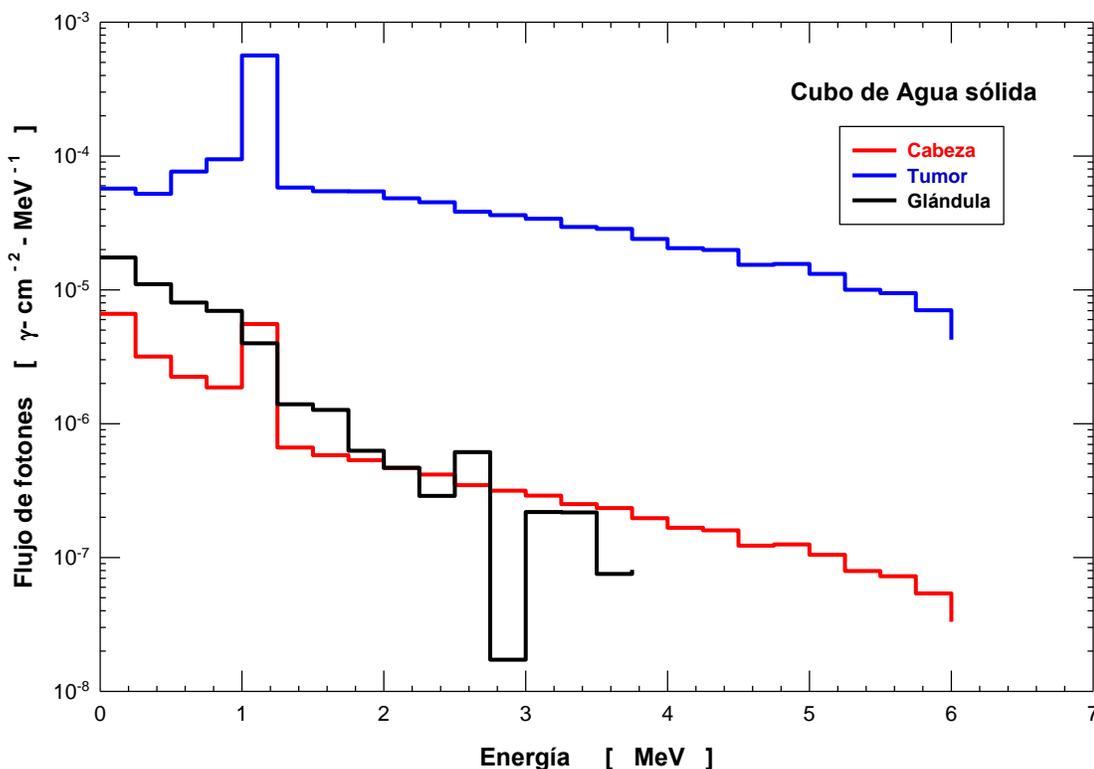


Figura 25.- Espectro de los fotones emitidos por LINACs, Varian y Elekta, de 6 MV

#### 4.1.2.1. Fantoma cúbico

En la figura 26 se muestran los espectros del flujo de fotones que alcanza al tumor, la hipófisis y la cabeza cuando el fantoma cúbico, de 30 cm de arista, de agua sólida es irradiado desde el lado derecho.

En el resto de los resultados se han omitido los espectros calculados con la irradiación de lado izquierdo debido a que son iguales a los del lado derecho.



**Figura 26.- Espectros en el fantoma cúbico de agua sólida.**

En la figura se puede observar que el flujo de fotones que alcanza al tumor, así como el que cruza por la cabeza tienen un pico en torno a 1 MeV, que es el mismo que presenta el término fuente; sin embargo ese pico no se observa en el flujo de fotones que alcanza a la glándula. En ésta se puede notar que el mayor flujo de fotones se presenta en el rango de baja energía ( $E < 1$  MeV).

Esta misma situación se observa en la irradiación derecha de los fantomas cúbicos hechos de Nylon 6 y poliestireno que se muestran en las figuras 27 y 28 respectivamente.

Debido a que los espectros calculados con la irradiación de lado izquierdo fueron iguales a los obtenidos en la irradiación de lado derecho, en lo sucesivo sólo se mostrarán los espectros obtenidos con una sola irradiación lateral.

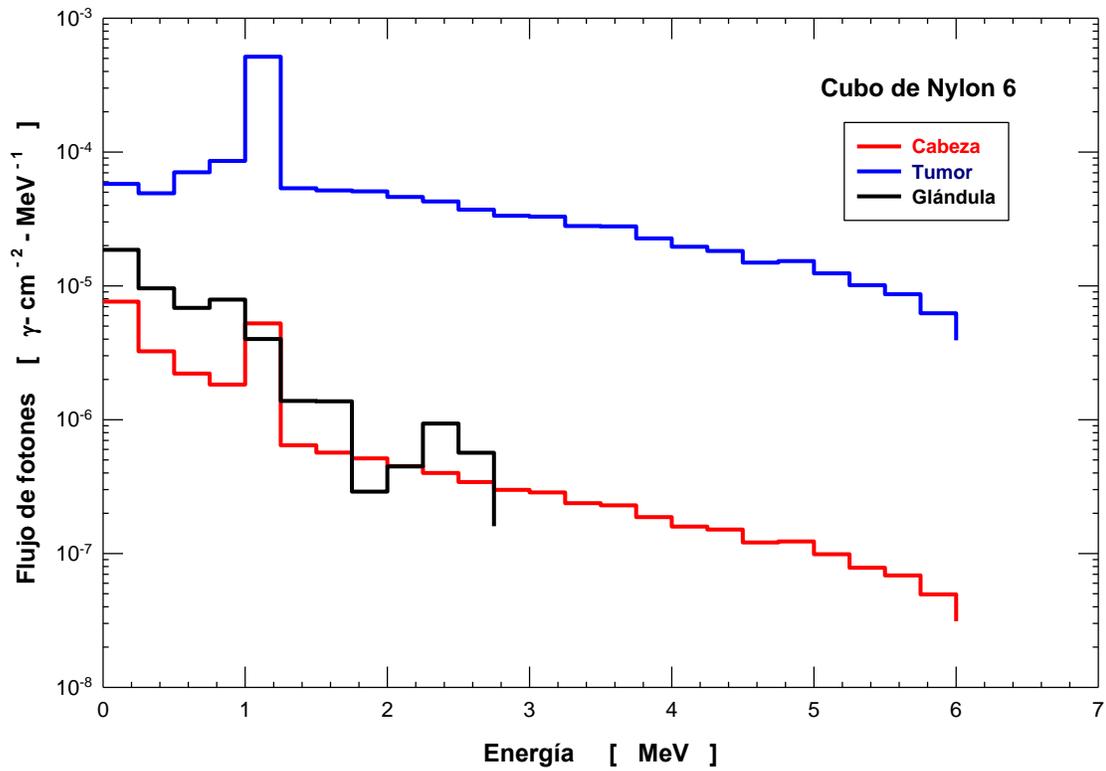


Figura 27.- Espectros en el fantoma cúbico de Nylon 6.

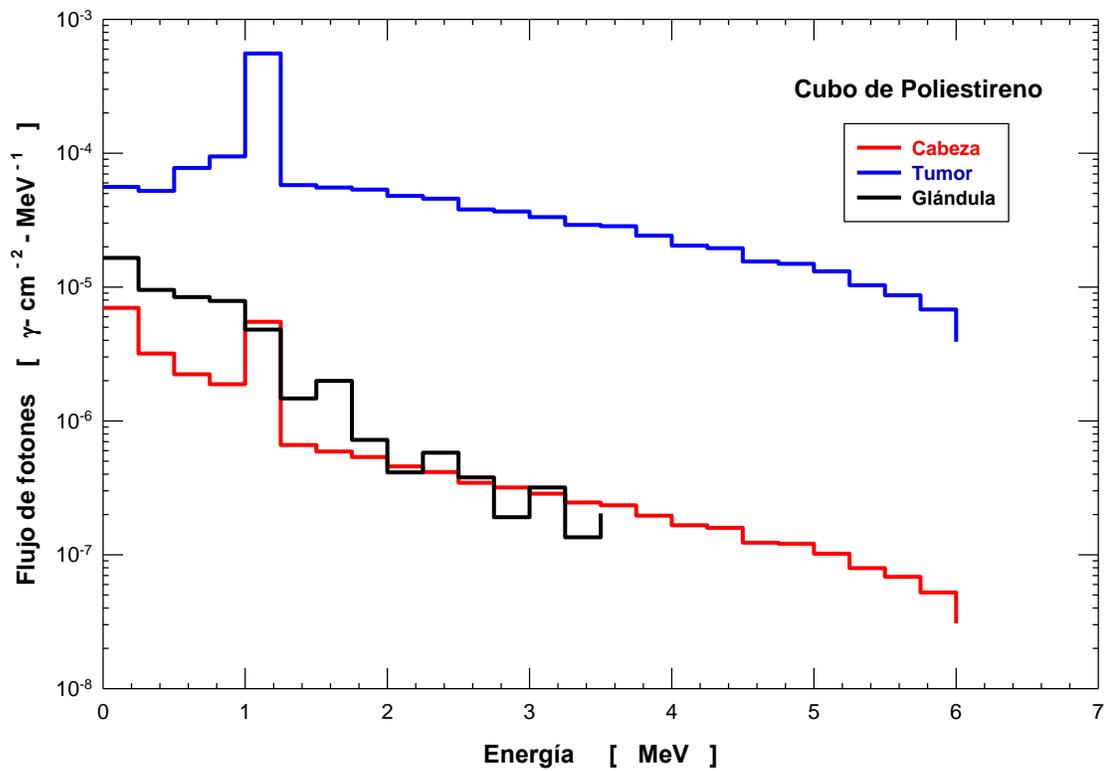


Figura 28.- Espectros en el fantoma cúbico de Poliestireno.

En la tabla 8 se muestran los valores de la dosis absorbida usando el fantoma cúbico en función del material.

**Tabla 8. Dosis absorbida en el fantoma cúbico en función del material.**

Sitio	Agua sólida [ Gy* ]	Nylon 6 [ Gy* ]	Poliestireno [ Gy* ]
Glándula	1.4677E(-16) ± 5.86%	1.5153E(-16) ± 5.91%	1.6389E(-16) ± 5.82%
Tumor	9.8956E(-15) ± 0.77%	9.2561E(-15) ± 0.87%	9.8117E(-15) ± 0.72%
Cabeza	1.0574E(-16) ± 0.67%	1.0455E(-16) ± 0.66%	1.0527E (-16) ± 0.61%

(\*)Gy por fotón emitido por el cabezal del LINAC

De los valores tabulados de la dosis absorbida por la glándula, el tumor y la cabeza para el caso del fantoma cúbico en función del material se observa que los valores son aproximadamente los mismos, lo que implica que la capacidad para absorber fotones es aproximadamente igual para los tres materiales.

No obstante la composición elemental de los tres materiales es diferente, su densidad es aproximadamente la misma, por lo que el parámetro macroscópico más importante en el proceso de absorción de la energía de los fotones es la densidad, mientras que el parámetro microscópico más importante es el número atómico.

#### 4.1.2.2. Fantoma esférico

En la figura 29 se muestran los espectros de los fotones en el tumor, la glándula y la cabeza del fantoma esférico, de 18 cm de radio, modelado con agua sólida, mientras que en las figuras 30 y 31 se presentan los espectros de fotones, en el tumor, la glándula y la cabeza del fantoma esférico modelado con nylon 6 y poliestireno respectivamente. Estos espectros tienen las mismas características que los espectros calculados para el caso del fantoma cúbico. En la tabla 9 se presentan los valores de la dosis absorbida en la glándula, el tumor y la cabeza usando el fantoma esférico para los tres materiales, agua sólida, nylon 6 y poliestireno.

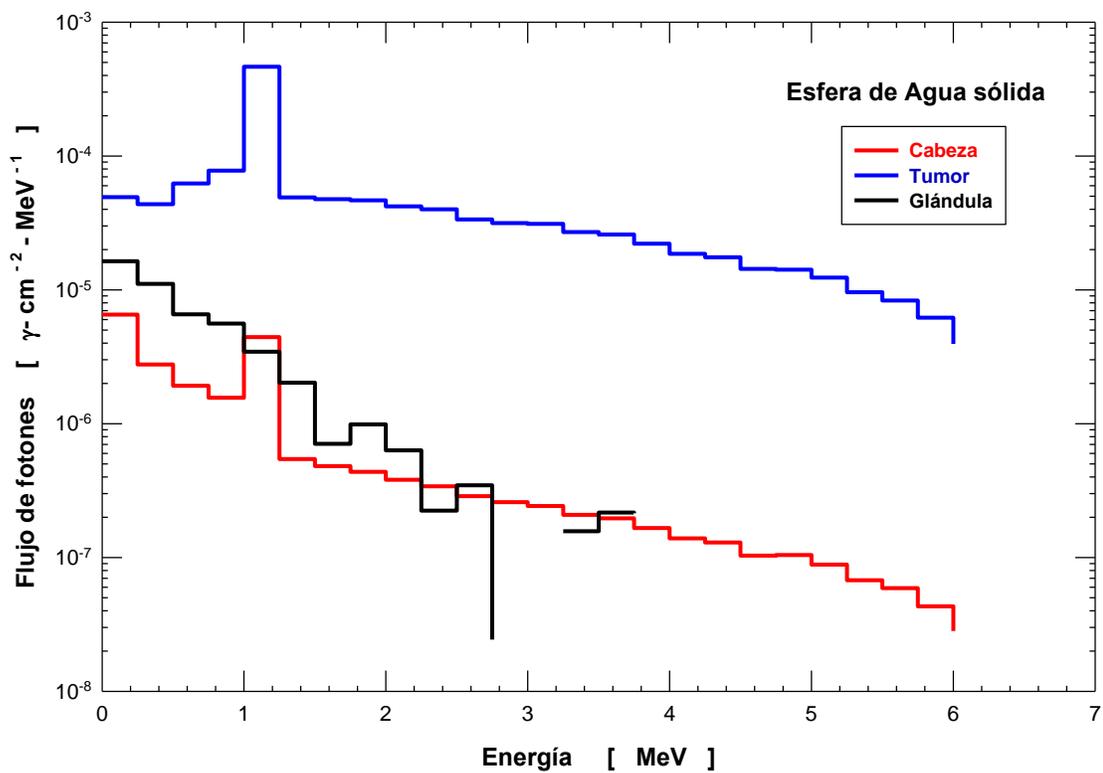


Figura 29.- Espectros en el fantoma esférico de agua sólida.

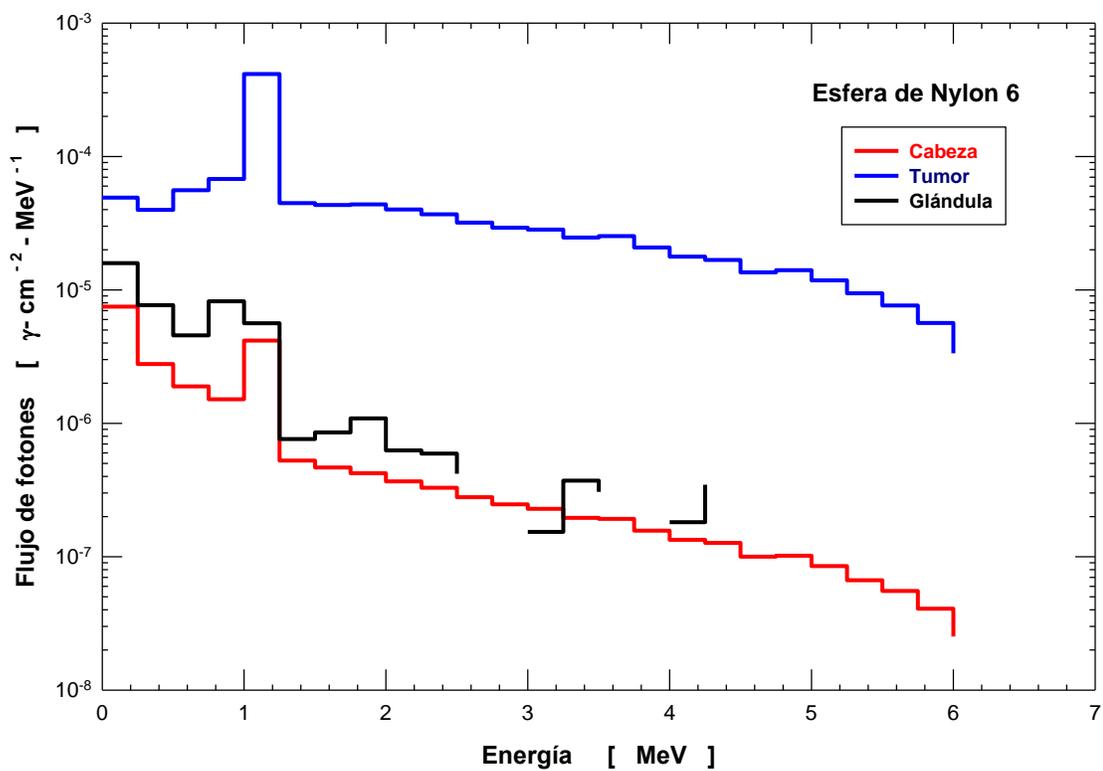


Figura 30.- Espectros en el fantoma esférico de Nylon 6.

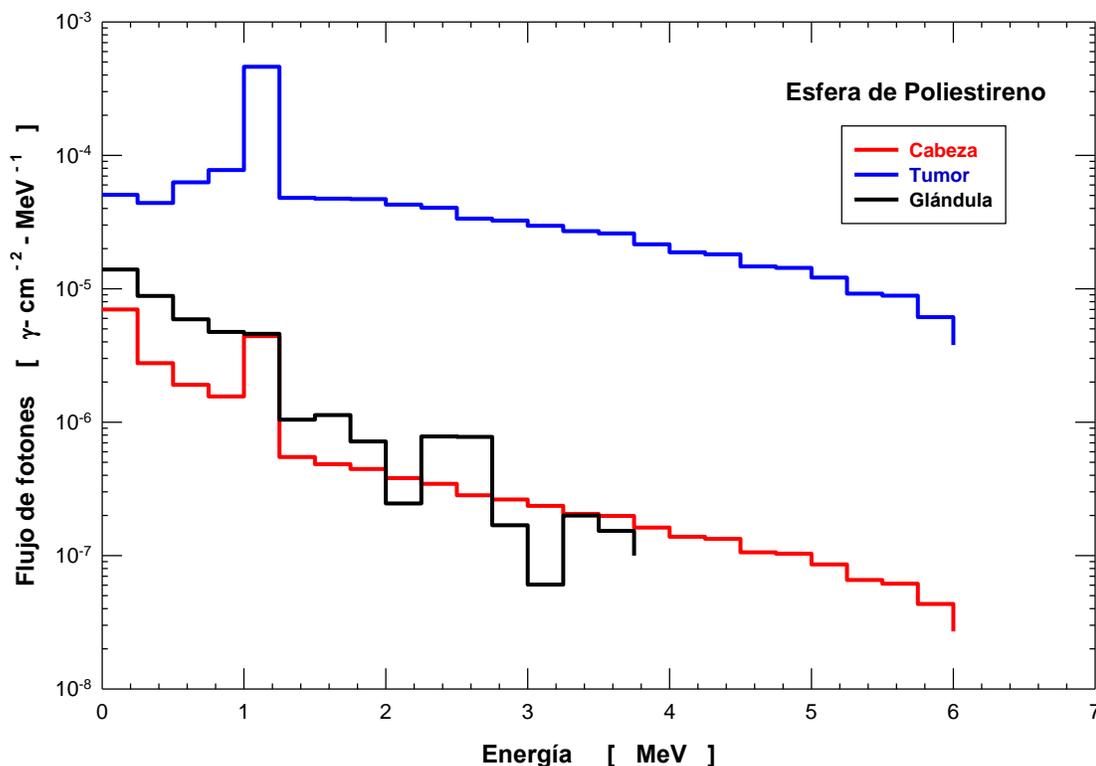


Figura 31.- Espectros en el fantoma esférico de poliestireno.

Tabla 9. Dosis absorbida en el fantoma esférico en función del material.

Sitio	Agua sólida [ Gy* ]	Nylon 6 [ Gy* ]	Poliestireno [ Gy* ]
Glándula	$1.3348\text{E}(-16) \pm 0.06\%$	$1.5486\text{E}(-16) \pm 0.06\%$	$1.31064\text{E}(-16) \pm 0.06\%$
Tumor	$8.5626\text{E}(-15) \pm 0.01\%$	$7.8977\text{E}(-15) \pm 0.008\%$	$8.5562\text{E}(-15) \pm 0.008\%$
Cabeza	$8.7641\text{E}(-17) \pm 0.01\%$	$8.6265\text{E}(-17) \pm 0.006\%$	$8.7542\text{E}(-17) \pm 0.006\%$

(\*) Gy por fotón emitido por el cabezal del LINAC

#### 4.1.2.3. Fantoma cilíndrico

En las figuras 32, 33 y 34 se muestran los espectros de los fotones en la glándula, tumor y cabeza ubicados en el fantoma cilíndrico  $36 \text{ } \varnothing \times 18 \text{ cm}^2$ , modelado con agua sólida, nylon 6 y poliestireno respectivamente.

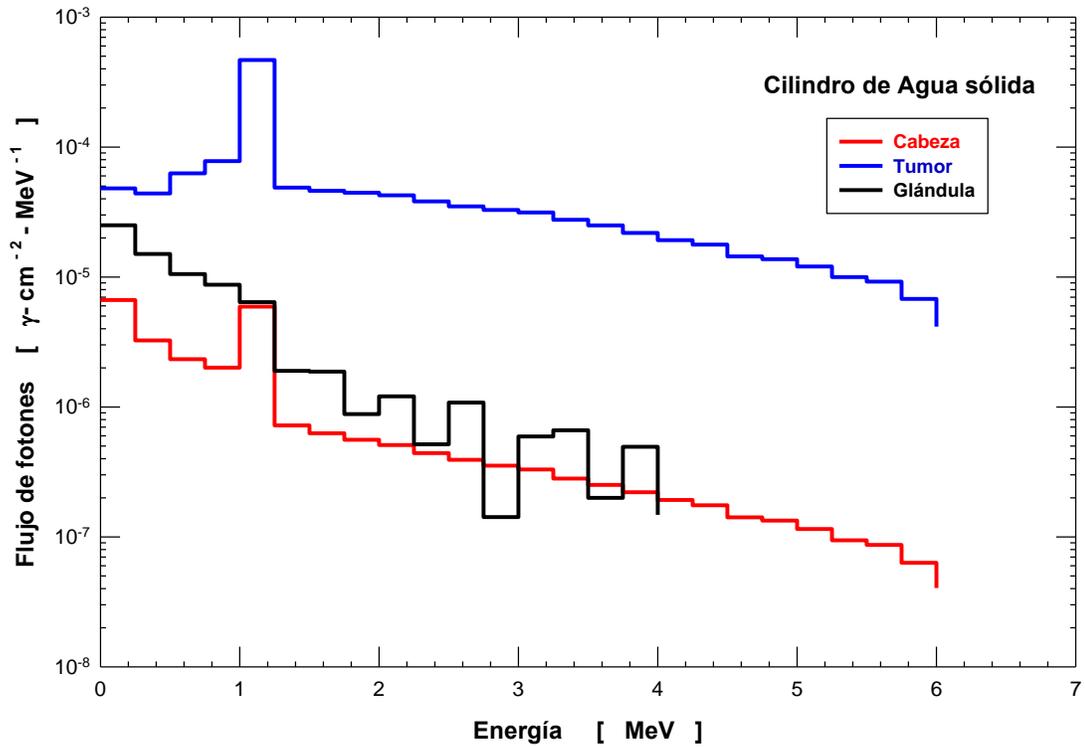


Figura 32.- Espectro de un cilindro de agua sólida.

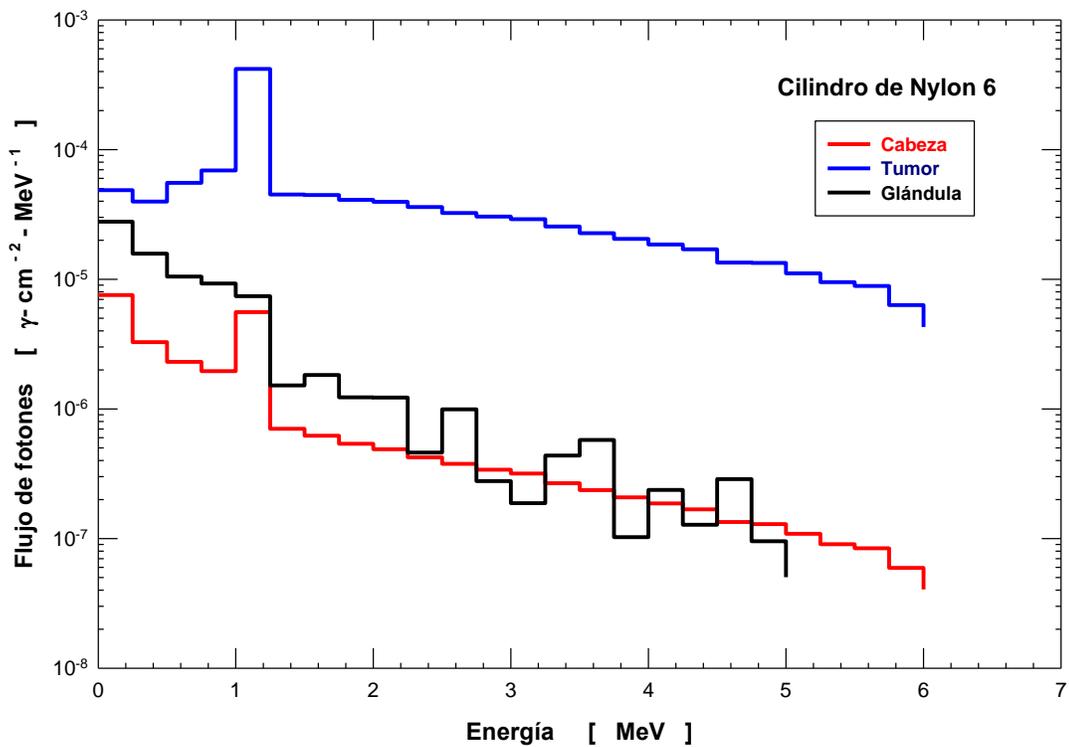
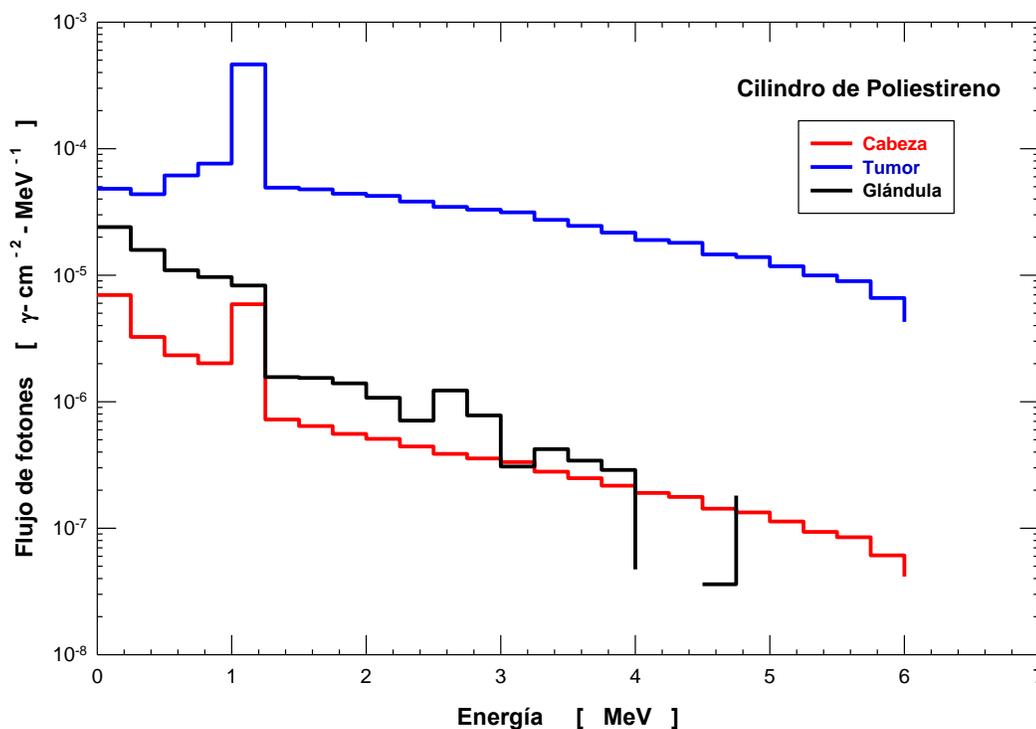


Figura 33.- Espectro de un cilindro compuesto de Nylon 6.



**Figura 34.- Espectro de un cilindro compuesto de Poliestireno.**

En las figuras se observa un comportamiento similar al de las otras geometrías, donde tanto en cabeza como en tumor se presenta el pico del espectro del término fuente; mientras que en la glándula la mayor contribución se debe a fotones de energía menor a 1 MeV, dicha situación se observa en las gráficas del fantoma cilíndrico, ya que el mayor flujo de fotones se encuentra en el rango de 0 a 1 MeV.

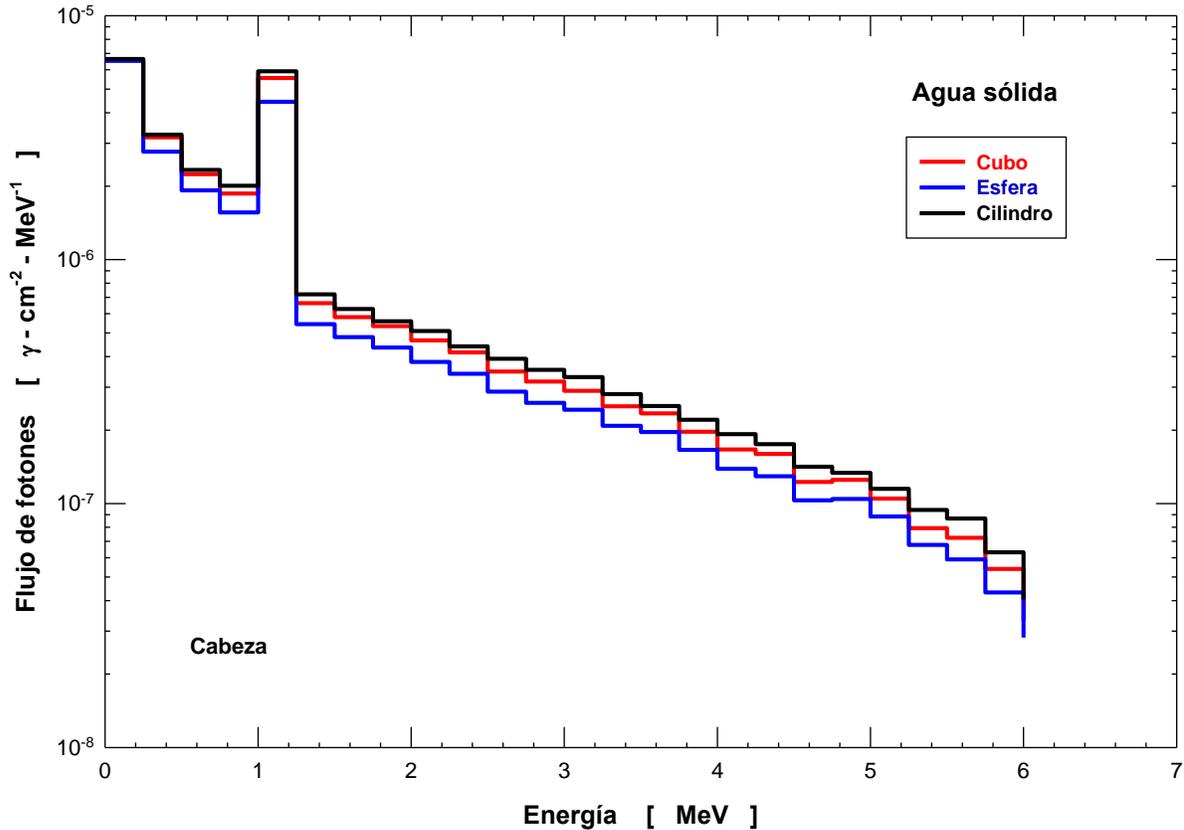
En la tabla 10 se presentan los valores de la dosis absorbida en la glándula, tumor y cabeza del fantoma cilíndrico en función del material usado para modelarlo.

**Tabla 10. Dosis absorbida en el fantoma cilíndrico en función del material.**

Sitio	Agua sólida [ Gy* ]	Nylon6 [ Gy* ]	Poliestireno [ Gy* ]
Glándula	2.29043E(-16) ± 4.21%	2.44221E(-16) ± 4.12%	2.46851E(-16) ± 4.08%
Tumor	8.60893E(-15) ± 0.51%	7.94323E(-15) ± 0.52%	8.56544E(-15) ± 0.51%
Cabeza	1.14324E(-16) ± 0.43%	1.1256E(-16) ± 0.43%	1.14136E(-16) ± 0.43%

(\*) Gy por fotón emitido por el cabezal del LINAC

Con el fin de comparar los resultados calculados con las geometrías simples, en la figura 35 se muestran los espectros de fotones en la cabeza modelada con agua sólida en función de la geometría del fantoma.



**Figura 35.- Espectros de fotones en la cabeza de agua sólida en función de la geometría**

De la figura 35 se puede observar que la esfera es la geometría que recibe la menor cantidad de fotones de energía superior a los 0.25 MeV, mientras que el cilindro es la geometría que recibe la mayor cantidad.

En la figura 36 se presentan los espectros de fotones que alcanzan al tumor para el fantoma modelado con nylon 6.

En esta figura se puede observar cuando se usa nylon como material la geometría esférica y la cilíndrica reciben la misma cantidad de fotones excepto para fotones cuya energía es mayor a

5.5 MeV ya que a partir de esta energía el cilindro permite que el tumor reciba una cantidad un poco mayor de fotones.

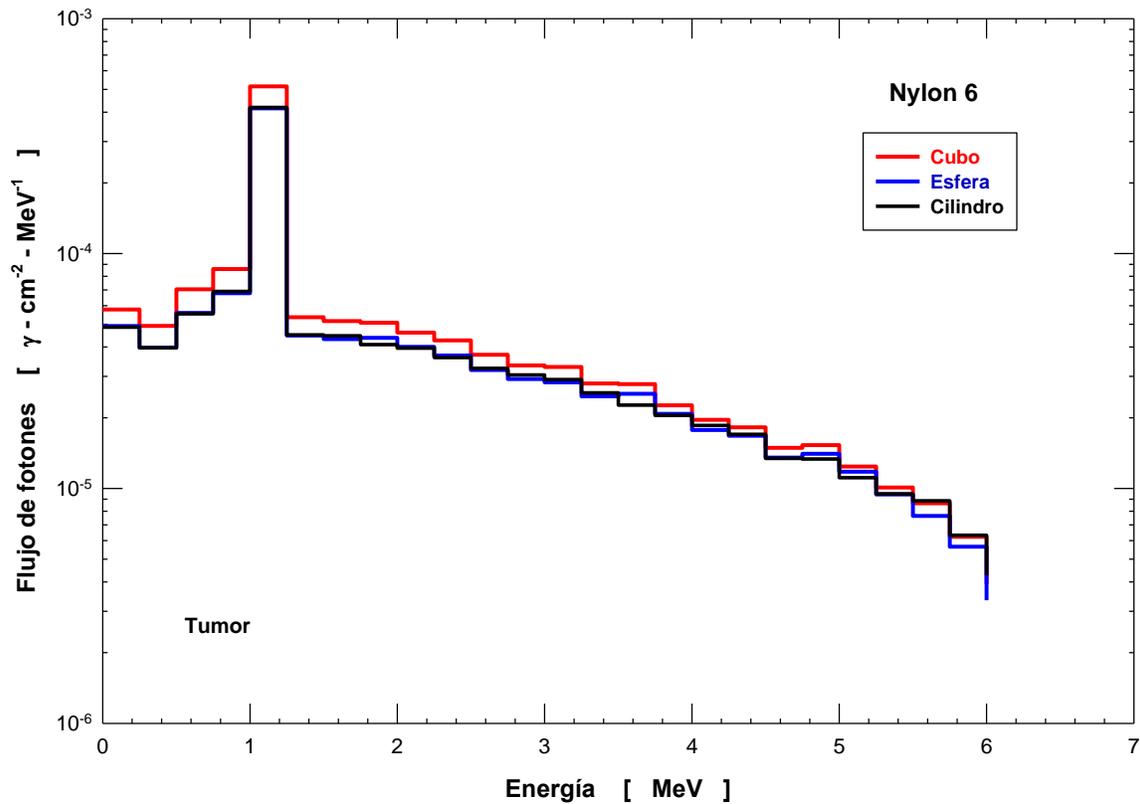


Figura 36.- Espectros de fotones en tumor en el fantoma de nylon 6 en función de la geometría

En la figura 37 se muestran los espectros que alcanzan la glándula cuando el fantoma se modela con poliestireno en función de la geometría del fantoma. Aquí la geometría del cilindro permite el arribo de un número mayor de fotones.

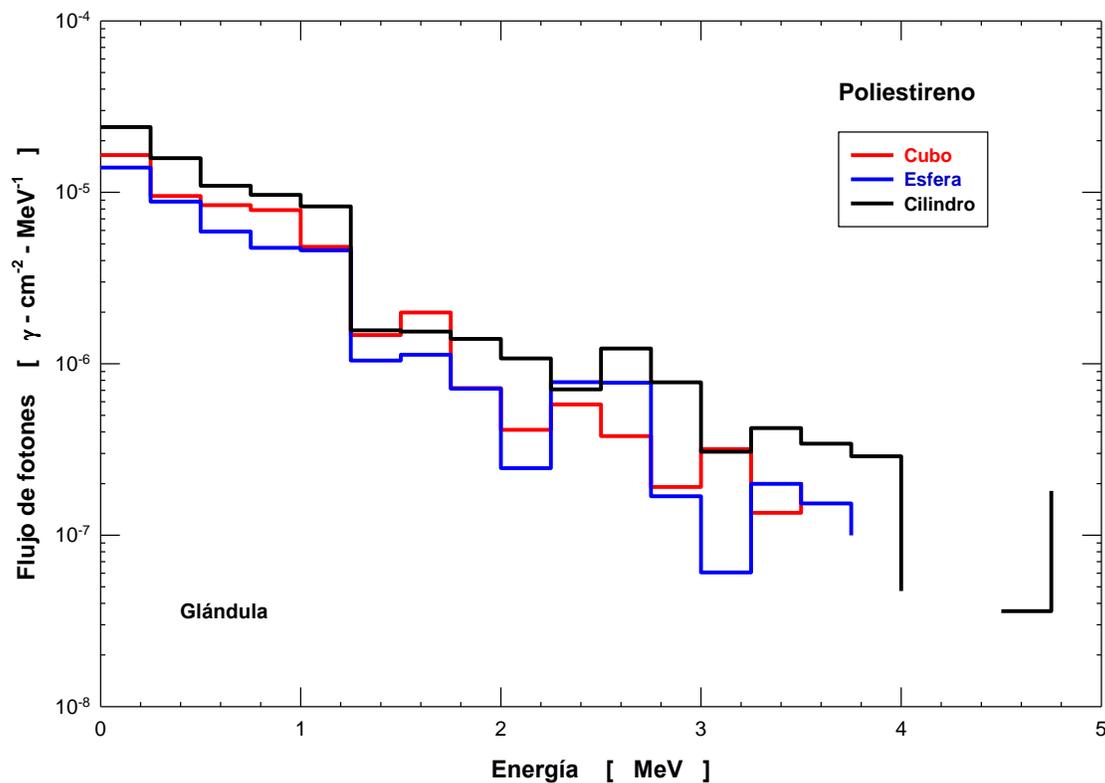
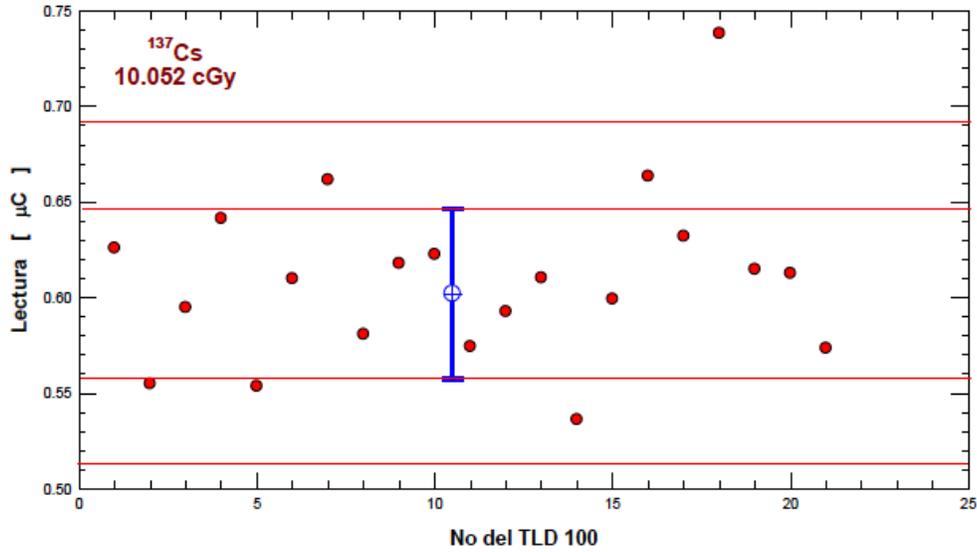


Figura 37.- Espectros de fotones en glándula en el fantoma de poliestireno en función de la geometría

## 4.2. Resultados Experimentales

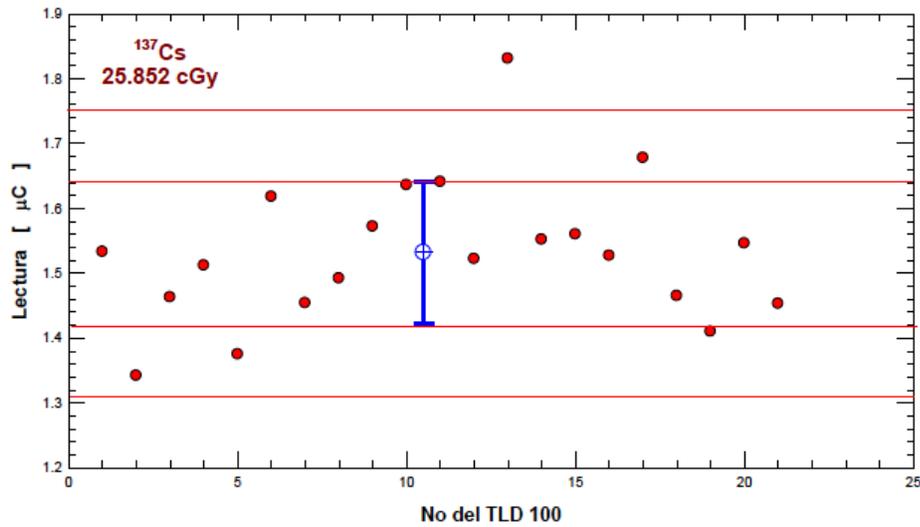
### 4.2.1. Calibración de los DTL

En la figura 38 se muestran el trazo de las lecturas individuales y el promedio de los DTLs expuestos a 10.05 cGy. En la gráfica se incluyen líneas paralelas que señalan la dispersión de las lecturas respecto al valor promedio en 1 y 2 veces la desviación estándar.



**Figura 38.-** Respuesta de cada DTL expuesto a 10.05 cGy.

En la figura 39 se muestran el trazo de las lecturas individuales, y el valor promedio, de los DTLs expuestos a 25.85 cGy.



**Figura 39.-** Respuesta de los DTLs expuestos a 25.85 cGy.

En la figura 40 se muestra el trazo de las lecturas individuales, y el valor promedio, de los DTLs expuestos a 50 cGy.

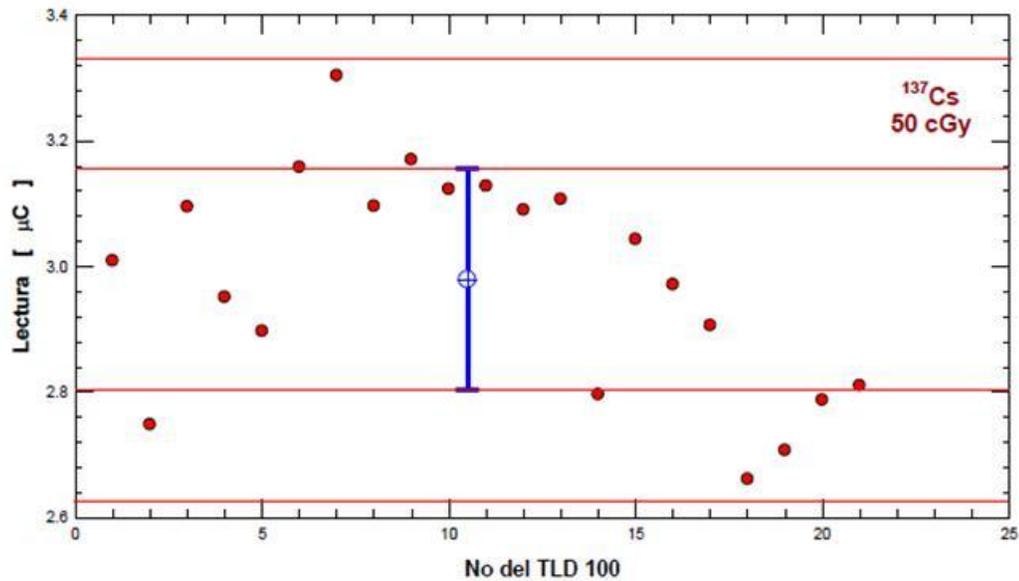


Figura 40.- Respuesta de los DTLs expuestos a 50 cGy.

En la figura 41 se muestran el trazo de las lecturas individuales, y el valor promedio, de los DTLs expuestos a 158 cGy. Cada una de las curvas de brillo de los DTLs mostró respuesta típica del DTL 100 [Burke and Sutton, 1997].

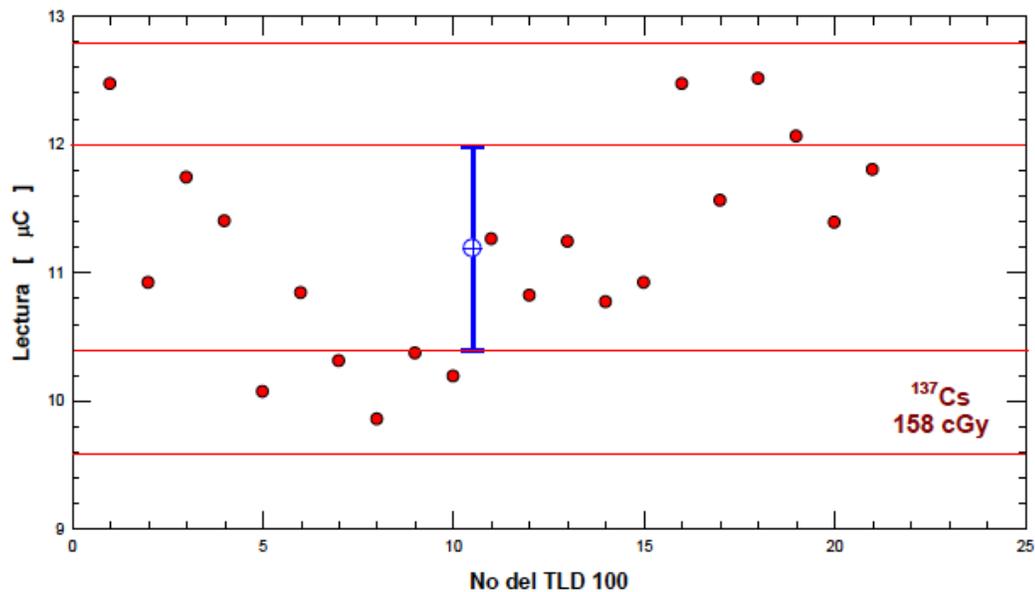


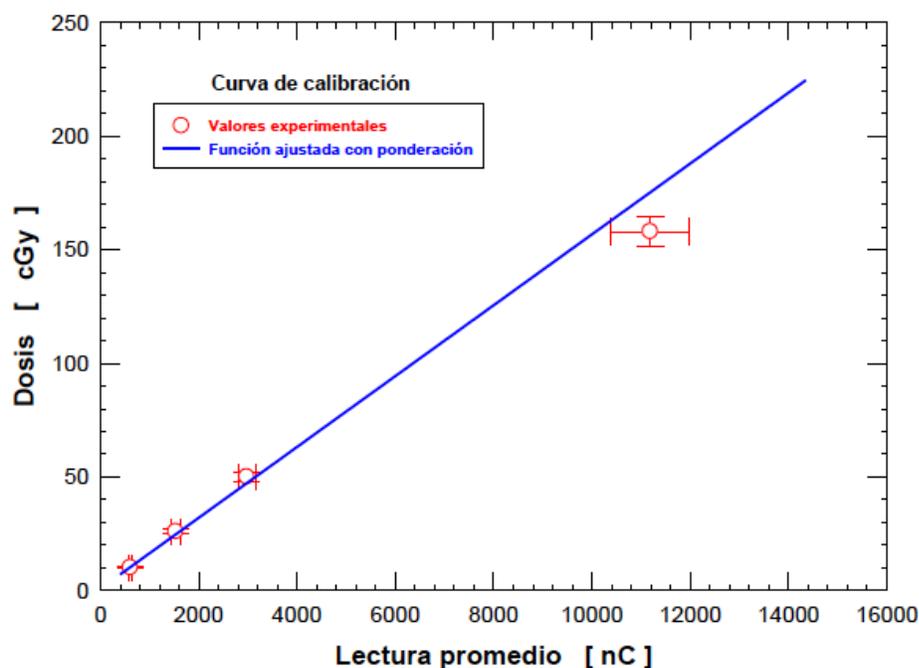
Figura 41.- Respuesta de los DTLs expuestos a 158 cGy.

En todas las figuras se puede observar que para el rango de valores de las dosis aplicadas el grado de dispersión de las lecturas individuales, en su mayoría, yacen dentro de  $2\sigma$ . Usando los valores promedio de las lecturas de los DTLs obtenidos para cada dosis aplicada, se determinaron los factores de calibración usando las ecuaciones 1 y 2, en la tabla 11 se muestran estos valores en función de la dosis.

**Tabla 11. Factores de calibración**

Dosis [cGy]	10.05	25.85	50	158
$f_c$ [cGy/ $\mu$ C]	$16.78 \pm 1.11$	$16.87 \pm 1.31$	$16.48 \pm 1.30$	$14.12 \pm 1.09$

En la tabla 11 se observa que los valores del  $f_c$  son muy regulares en comparación con el factor obtenido con la dosis de 158 cGy, sin embargo la diferencia entre los 4 valores es estadísticamente no significativa. El valor promedio de los factores de calibración es  $16.06 \pm 1.31$  cGy/ $\mu$ C, a este factor le denominamos factor único de calibración. Los pares ordenados de la tabla 8 se ajustaron, mediante mínimos cuadrados ponderados, a una función lineal, el resultado del ajuste se muestra en la figura 42.



**Figura 42.- Curva de calibración.**

Se puede observar que el último par ordenado se encuentra fuera de la función lineal, este hecho fue un indicio de que probablemente los DTLs presentaban una respuesta supralineal, para lo cual se usó una función cuadrática para hacer el ajuste. El ajuste se hizo mediante la regresión por mínimos cuadrados ponderados, en la ecuación 5 se muestra la función ajustada.

$$D(L) = -0.8301 + 0.0180L - 3.414 \times 10^{-7} L^2 \quad (5)$$

El coeficiente de correlación fue  $r^2 = 1$ . En la figura 43 se muestran los pares ordenados de la tabla 8 y la función ajustada.

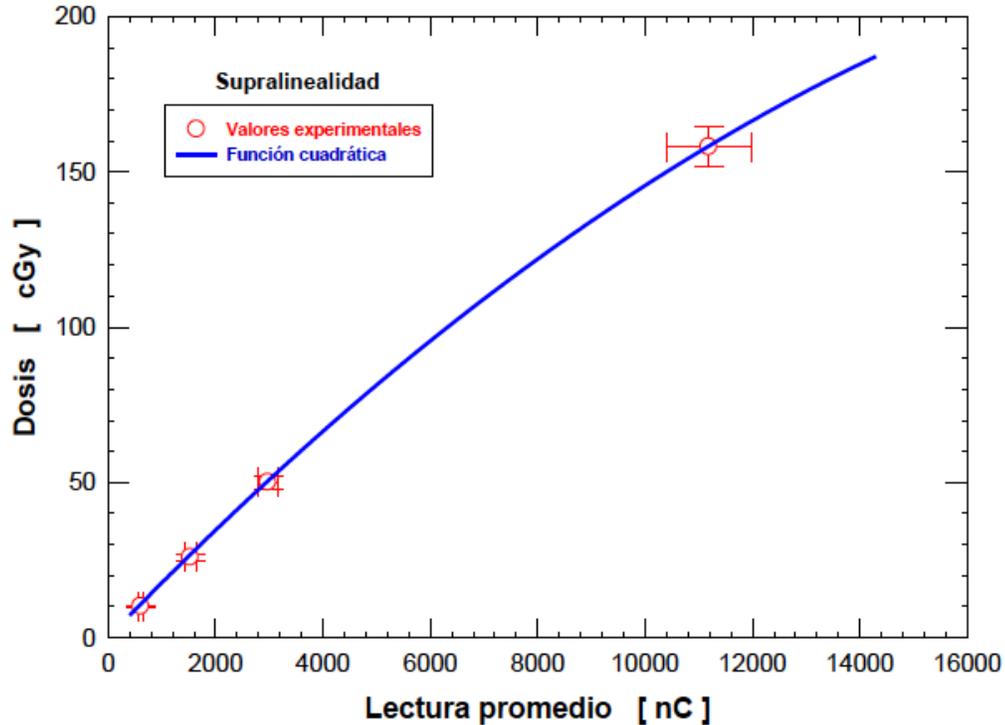


Figura 43.- Función de calibración supralineal.

De esta figura se observa que la función (5), describe los datos experimentales de mejor forma que la curva de calibración lineal.

## 4.2.2. Planeación del tratamiento de radioterapia

Antes de irradiar el fantoma cúbico de agua sólido se determinó la dosis mediante el sistema de planeación XiO, en la figura 44 se muestran las curvas de isodosis.

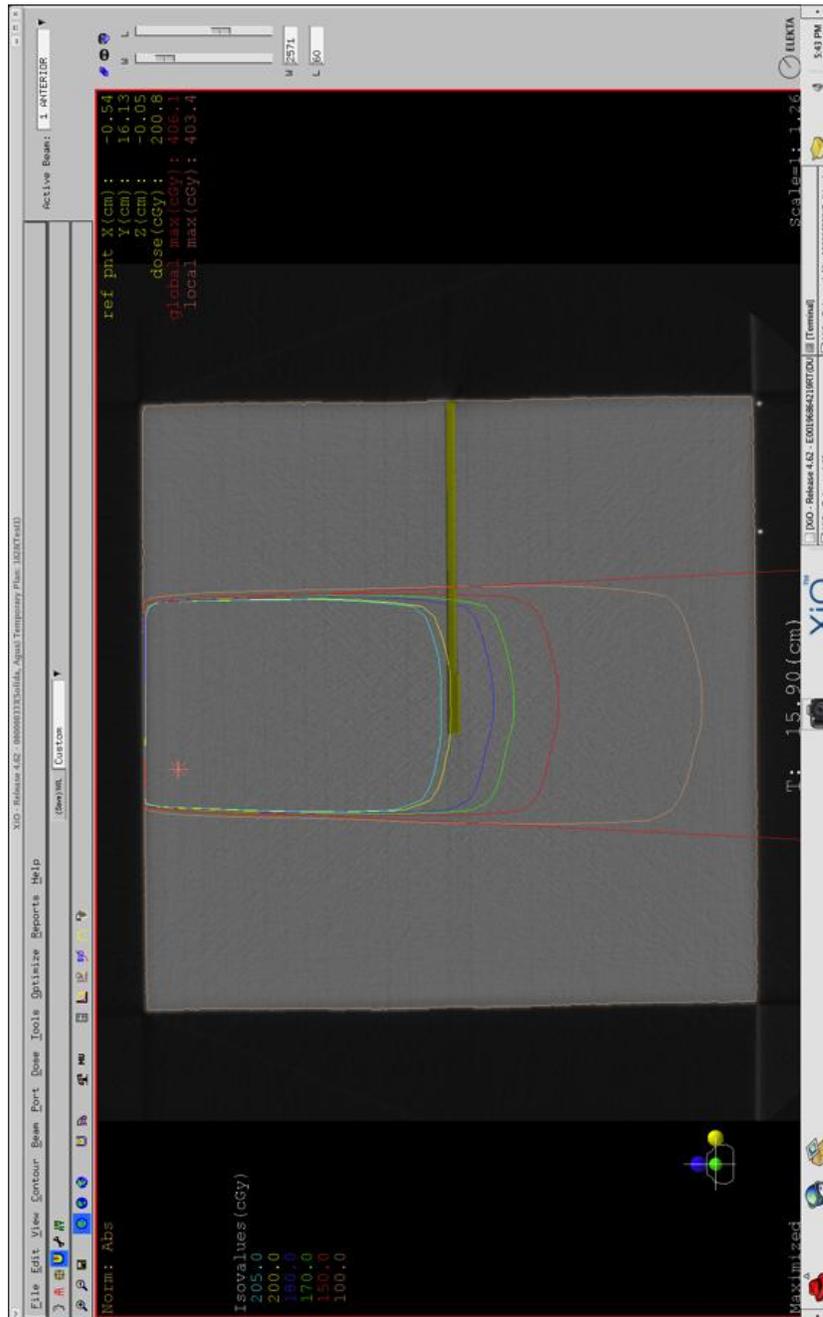


Figura 44.- Curvas de isodosis.

En la figura 45 se muestra la ventana del sistema de planeación, donde se muestra el isocentro y el perfil del fantoma cúbico.

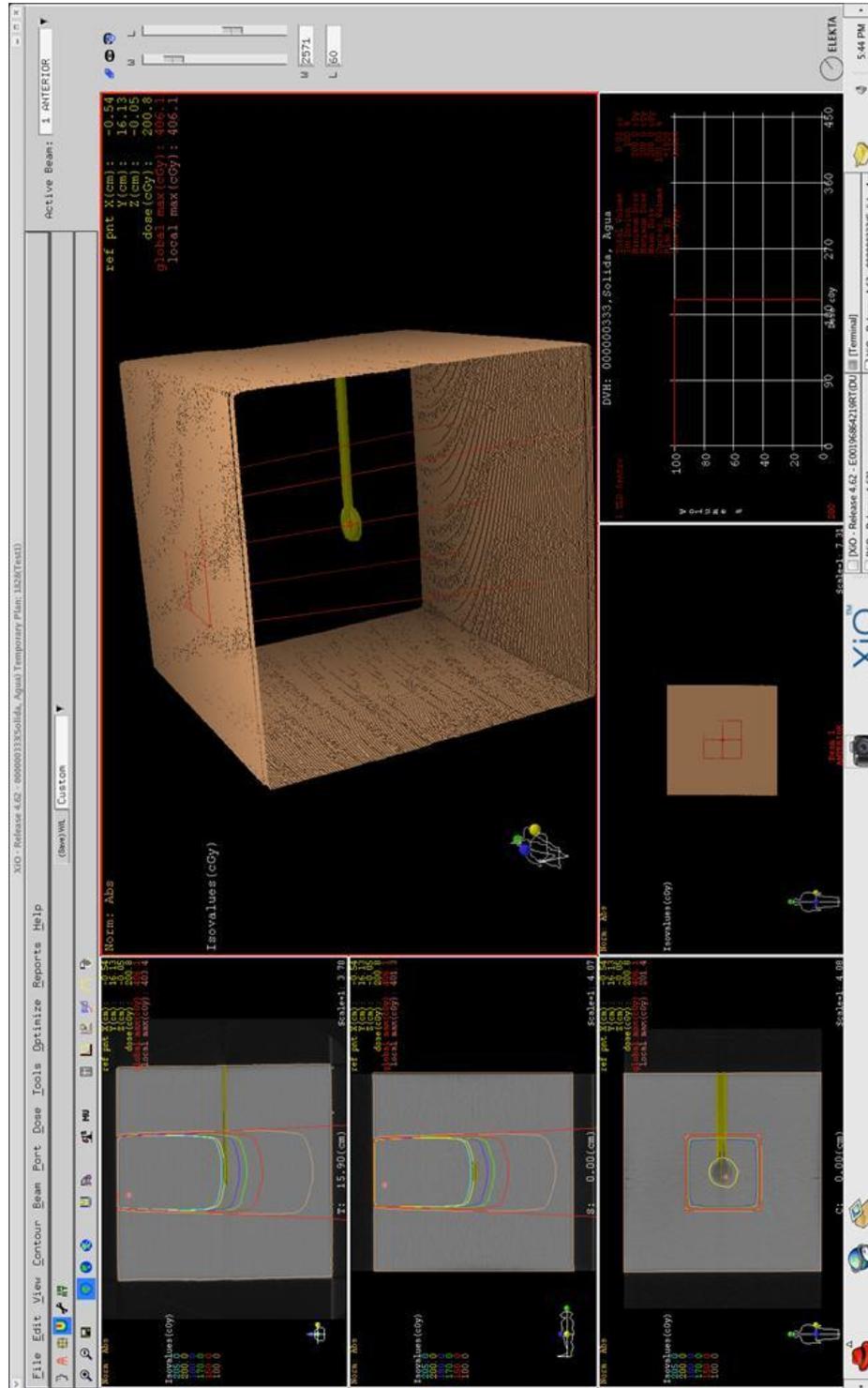


Figura 45.- Ventana del sistema de planeación.

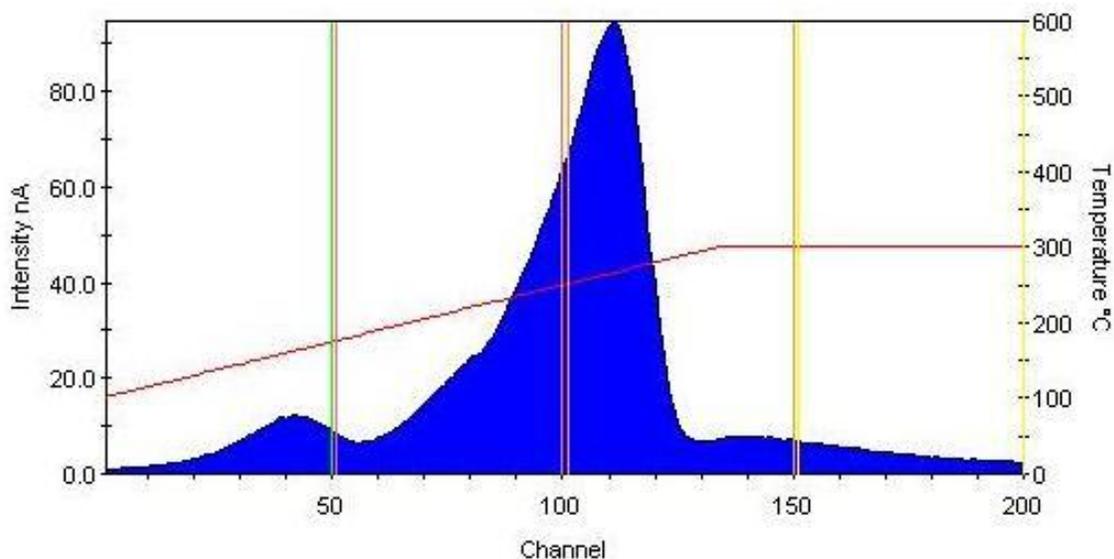
En la figura 45 se muestra la curva de isodosis de la planeación del tratamiento que recibió el cubo de agua sólida, se puede observar que la dosis más alta se depositó en el centro del tumor y que conforme nos alejamos de la zona que interesa irradiar la dosis de radiación absorbida va disminuyendo.

Cuando se realizó la caracterización de los DTLs se utilizó una fuente de  $^{137}\text{Cs}$ , debido a que es de menor energía a la que maneja un acelerador lineal se irradiaron los DTLs con el acelerador a las mismas dosis utilizadas para llevar a cabo la calibración, esto con la finalidad de observar si presentaban la misma respuesta y asegurar que las lecturas obtenidas serían las correctas. Una vez hecha la irradiación los DTLs se leyeron en un lector Harshaw 3500, usando los mismos parámetros usados durante la calibración. En la tabla 12 se muestran las lecturas individuales de los DTLs.

**Tabla 12. Lecturas obtenidas de la irradiación de los DTL.**

<b>DTL</b>	<b>Lectura</b>	<b>Dosis</b>	<b>Dosis</b>
DTL 2	512.5 nC	10 UM	8.2307 cGy
DTL 3	516 nC	10 UM	8.2869 cGy
DTL 4	530.2 nC	10 UM	8.5150 cGy
DTL 5	499.4 nC	10 UM	8.0203 cGy
DTL 6	1.452 $\mu\text{C}$	26 UM	23.3191cGy
DTL 7	1.160 $\mu\text{C}$	26 UM	18.6296cGy
DTL 8	1.129 $\mu\text{C}$	26 UM	18.1317cGy
DTL 9	1.432 $\mu\text{C}$	26 UM	22.9979cGy
DTL 10	2.723 $\mu\text{C}$	50 UM	43.7313cGy
DTL 11	2.734 $\mu\text{C}$	50 UM	43.9080cGy
DTL 12	2.799 $\mu\text{C}$	50 UM	44.9519cGy
DTL 13	2.746 $\mu\text{C}$	50 UM	44.1007cGy
DTL 14	9.311 $\mu\text{C}$	158 UM	149.5346cGy
DTL 15	9.676 $\mu\text{C}$	158 UM	155.3965cGy
DTL 16	9.485 $\mu\text{C}$	158 UM	152.3291cGy
DTL 17	9.345 $\mu\text{C}$	158 UM	150.0807cGy

En la figura 46 se muestra la curva de brillo de uno de los DTLs, donde se observa la respuesta típica de un DTL 100.



**Figura 46.- Curva de brillo del DTL 100.**

En la irradiación de los DTL colocados dentro del cubo de agua sólida las lecturas de los DTLs se muestran en la tabla 13.

**Tabla 13. Lecturas de la irradiación de los DTL colocados en el cubo de agua sólida.**

DTL	Lectura	Dosis	Dosis
DTL 18	14.96 $\mu\text{C}$	391 UM	240.2576cGy
DTL 19	12.84 $\mu\text{C}$	391 UM	208.1376cGy
DTL 20	14.04 $\mu\text{C}$	391 UM	225.4824cGy
DTL 21	13.94 nC	391 UM	223.8764cGy

De estos valores se obtuvo el valor promedio de la dosis medida que fue de  $224 \pm 13$  cGy, al compararlo con el valor de la dosis aplicada,  $200 \pm 2$  cGy; de la comparación se observa que el valor medido es mayor al valor aplicado; la probable explicación de esta diferencia se atribuye a dos razones, la primera es que los DTLs tienen una respuesta individual que depende a la dosis aplicada; sin embargo tienen la ventaja de que su tamaño es pequeño, en comparación con otros

instrumentos como las cámaras de ionización, y se comportan como detectores puntuales. La segunda razón se debe a que el fantoma se construyó con placas de agua sólida de 1 cm de espesor que al fijarla dejan un espacio entre placas lo que propicia que el agua sólida absorba una menor cantidad de fotones permitiendo que los DTLs registren una mayor dosis. Una tercera sugerencia es que el DTL registra dosis absorbida total por lo tanto esta dosis medida puede ser debida a la suma total, es decir, es dosis debida a la radiación directa, a la radiación dispersa y también debida a la dosis de la radiación debida a electrones generados durante la interacción de los fotones con el medio.

## 5. DISCUSIÓN

Haciendo uso de método Monte Carlo se simularon una serie de fantomas de cabeza de diferentes geometrías y materiales, con la finalidad de determinar la dosis absorbida en dos estructuras ubicadas dentro de los fantomas y que emulan un tumor y la glándula hipófisis respectivamente, así como la dosis que absorbe la cabeza.

Se simuló primeramente un modelo de cuerpo completo y posteriormente sólo geometrías simples, de materiales de fácil acceso, que representan la cabeza, con el fin de determinar la geometría y el material que se puede usar para construir un fantoma de cabeza útil en las salas de radioterapia.

Con el fin de desarrollar un protocolo de calibración, se irradió un fantoma cúbico de agua sólida en un LINAC Varian de 6 MV, para determinar la dosis se usaron DTLs 100, que fueron previamente caracterizados y calibrados con una fuente de  $^{137}\text{Cs}$ .

En el proceso de irradiación se usó un sistema de planeación comercial XiO con el fin de estimar la dosis aplicada al isocentro del fantoma, misma que fue medida con los DTLs. La dosis aplicada fue de 200 cGy, mientras que la dosis determinada por los DTLs fue de 224 CGy.

### 5.1 Simulación Monte Carlo

De la figura 22 y la tabla 5 se observa que la dosis absorbida por la glándula es 0.37 veces mayor que la que recibe el tumor, lo cual va en contra de lo esperado en un tratamiento de radioterapia. Para obtener una solución a este problema se modificó la orientación del *gantry*, colocándolo de forma lateral y se calculó el ángulo para poder irradiar sólo el área de interés.

En la figura 23 y la tabla 6 se observa que la dosis absorbida por el tumor es 187 veces mayor que la que recibe la glándula, de forma que esta simulación es más eficiente que la anterior, con lo que podemos asegurar que el cambio en la orientación del *gantry* resultó efectivo y asegura que se cumpla el objetivo de un tratamiento de radioterapia, el cual debe ser que se deposite la

mayor dosis en la lesión y la menor posible en los tejidos sanos. La cabeza recibe 96 veces menos dosis que el tumor.

La figura 24 y la tabla 7 muestran la irradiación del lado izquierdo, en que se observa el mismo comportamiento del lado derecho.

Ambos modelos son con el BOMAB constituido de tejido equivalente, material que no es de fácil acceso y manipulación. Al observar los resultados de la dosis absorbida por la cabeza del BOMAB y las geometrías simples se puede observar que el resto del cuerpo no interfiere en la distribución de la dosis en la cabeza, así que en las siguientes simulaciones sólo se hicieron considerando la cabeza.

Para la figura 26 que corresponde al cubo de agua sólida, la dosis que recibe la glándula es 67 veces menor que la recibida por el tumor, y la cabeza absorbe 93 veces menos dosis que el tumor.

En la figura 27 se observa el espectro del cubo compuesto de nylon 6, en el que la glándula recibe 61 veces menos dosis que el tumor y la cabeza 88 veces menos.

En la figura 28 se muestra el espectro del cubo constituido de poliestireno en el cual la dosis absorbida por la cabeza es 93 veces menos que la que absorbe el tumor, y la glándula absorbe 59 veces menos.

Al comparar los tres diferentes materiales con la geometría cúbica se observa que la que resulta más eficiente es el agua sólida ya que para este caso la glándula recibe la menor dosis y el tumor recibe la máxima, esta información se puede apreciar en la tabla 8 en donde se muestran las dosis para cada caso en particular.

La figura 29 correspondiente a la esfera de agua sólida nos muestra que la dosis que recibió la glándula es 64 veces menor que la absorbida por el tumor y la cabeza recibe 97 veces menos dosis.

En el caso del espectro de la esfera de nylon 6 que se muestra en la figura 30, se observa que el tumor recibe 50 veces más dosis que la glándula y 91 veces menos que la cabeza.

Para el espectro de la esfera de poliestireno mostrado en la figura 31 la dosis absorbida por la cabeza es 97 veces menor que la recibida por el tumor, y la que absorbe la glándula es 65 veces más pequeña.

Al observar dichas figura y analizar los valores de dosis reportados en la tabla 9 se puede concluir que para la geometría esférica el mejor material es el poliestireno.

En la figura 32 se muestra el espectro del cilindro de agua sólida en el cual la dosis que recibe el tumor es 38 veces mayor que la absorbida por la glándula y 75 veces más que la que recibe la cabeza.

El espectro del cilindro constituido de nylon 6 se muestra en la figura 33, para este caso la dosis absorbida por el tumor es 33 veces mayor que la dosis que recibe la glándula y 71 veces mayor que la recibida por la cabeza.

En la figura 34 se observa el espectro para el cilindro construido de poliestireno, para el que la dosis que absorbió la glándula es 35 veces menor que la recibida por el tumor y la cabeza recibió 75 veces menos dosis que este.

Para el caso del fantoma cilíndrico los datos se pueden observar en la tabla 10.

De los datos mostrados en los párrafos anteriores se puede observar que la geometría que resulta más eficiente y que cumple con la idea fundamental de la radioterapia es el cubo, y el material que responde mejor es el agua sólida seguido del poliestireno y por último el nylon 6.

De los espectros de cada geometría se puede observar también que el comportamiento con cada material es muy similar, para el caso de la cabeza y el tumor el espectro respeta la misma forma que el espectro que emite el acelerador lineal ya que el haz de fotones penetra y se deposita en

el objetivo que es el tumor y la cabeza recibe el haz de fotones con la misma forma pero con menor energía ya que se atenúa al interactuar con los tejidos y el tumor.

Por otra parte la glándula presenta un espectro diferente al del haz de fotones ya que la radiación que recibe es producto de los efectos que se presentan cuando este interacciona con el tumor, y difiere con cada material dependiendo de su coeficiente de atenuación.

## **5.2. Resultados experimentales**

### **5.2.1. Planeación del tratamiento de radioterapia**

Al realizar la planeación en el sistema comercial se programó un campo de 10x 10 cm y una dosis de 200 cGy, el sistema indica que se deben suministrar 391 UM al momento de realizar la irradiación en el acelerador utilizando una energía de 6 MeV.

En la figura 39 se observan las curvas de isodosis obtenidas en el sistema de planeación XiO, en donde se puede observar que la curva de isodosis absoluta para 200 cGy se encuentra ubicada justo en el isocentro que es donde se colocaron los dosímetros.

En la figura 40 se muestra como entra al cubo el haz de radiación de forma lateral iluminando la región donde se encontraban colocados los dosímetros, se muestran también las curvas de isodosis para los diferentes planos.

### **5.2.2. Irradiación del cubo de agua sólida**

En la tabla 11 se plasmaron las lecturas obtenidas en los DTL que se colocaron en el cubo de agua sólida y que fueron irradiados en el acelerador lineal.

Al observar estas dosis se puede pensar que los valores no coinciden con la dosis que se buscaba depositar, pero considerando el error que se encontró cuando se calculó el factor de calibración se puede observar que estos valores se encuentran dentro del rango de los valores permitidos,

de manera que los resultados obtenidos en el sistema de planeación y las lecturas de los dosímetros coinciden, así que podemos decir que estos resultados son aceptables.

### 5.2.3. Calibración de los DTL

Para verificar las lecturas que se obtuvieron durante la caracterización de los DTL con la fuente de  $^{137}\text{Cs}$ , se irradiaron con el acelerador lineal con una energía de 6 MeV por lotes de 4 a diferentes dosis, en este experimento es posible observar que existe el mismo comportamiento en los dosímetros y que los valores de las lecturas se encuentran dentro del rango permitido según lo muestra el factor de calibración.

Al comparar las curvas de brillo se puede observar también que tienen el mismo patrón que las obtenidas al momento de realizar la caracterización.

### Recomendaciones

Al querer hacer la comparación de los valores de dosis obtenidos por el método Monte Carlo con las lecturas obtenidas de los DTL irradiados por el acelerador se encontró con el siguiente problema: no se cuenta con la fluencia de fotones para los diferentes aceleradores que se encuentran instalados en los centros de tratamiento donde se ha tenido la oportunidad de realizar la presente investigación, sin embargo existe la necesidad de conocer este valor ya que los parámetros que se utilizan para hacer la calibración de los equipos no depende directamente de la fluencia de electrones o fotones sino de valores tales como, carga, kerma, lecturas obtenidas de las cámaras de ionización, etc.

Por esta razón se considera necesario determinar la fluencia de electrones y fotones para un acelerador lineal utilizando un modelo e instrumentos matemáticos mediante el uso del Método Monte Carlo.

## 6. CONCLUSIONES

Mediante métodos Monte Carlo se ha determinado la dosis que absorben los diferentes materiales de los cuales fueron considerados la constitución de los fantasmas de diferentes geometrías para un tratamiento de radioterapia con haces de fotones producidos con un LINAC de 6 MV. También, con el fin de establecer un protocolo de irradiación, se usó un fantoma cúbico de agua sólida que fue expuesto a una dosis de 200 cGy en un LINAC de 6 MV, el valor de la dosis fue medido mediante dosímetros DTL 100. De estas acciones las principales conclusiones de esta investigación son las siguientes.

El BOMAB compuesto de tejido equivalente tienen un comportamiento eficiente ya que la dosis absorbida por el tumor es elevada y la que se deposita en la glándula es 96 veces más pequeña y la que se deposita en la cabeza es 187 veces más pequeña. Sin embargo un fantoma de este tipo tiene el inconveniente de su construcción y el acceso al tejido equivalente, sería imposible que los hospitales en México lo tengan para hacer el control de calidad de los tratamientos en forma rutinaria.

Ya que uno de los objetivos de este trabajo es tener las herramientas necesarias para en un futuro poder desarrollar en México un sistema de verificación de dosis para tratamientos de cabeza y cuello, de forma que se deben buscar las condiciones propicias para lograr llevar a cabo este proyecto y sobre todo que se pueda ofrecer una solución que hasta ahora es una necesidad que no se ha cubierto debido a los costos tan elevados que tiene estos productos y los bajos recursos con que cuenta el sistema de salud en este país.

La geometría más eficiente para realizar la simulación de un tratamiento de radioterapia de cabeza es el cubo constituido de agua sólida. Posteriormente el resto se podría enumerar de la siguiente forma:

- Esfera de poliestireno
- Esfera de agua sólida
- Cubo de nylon 6
- Cubo de poliestireno

- Esfera de nylon 6

En el caso de los cilindros, esta no fue una geometría que resultará ser eficiente para este caso, ya que las diferencias en las dosis absorbidas por el tumor y la glándula son despreciables.

### **Trabajo a futuro**

Ahora que ya se conoce el material más adecuado y la geometría que presenta un comportamiento más similar al de la cabeza se puede proceder a construir el fantoma antropométrico, considerando que este deberá tener la posibilidad de colocar en su interior dosímetros que permitan a los físicos médicos utilizarlo como un apoyo para la realización y verificación de las planeaciones y tratamientos de radioterapia.

Sería también de gran utilidad que se puedan colocar en el interior del fantoma estructuras de diferentes densidades que representen órganos de riesgo o tumores, ya que en ninguno de los casos la ubicación es la misma y debe existir la libertad de ajustar las condiciones para el caso específico de cada paciente.

## REFERENCIAS

- Andero, P. (1991). *Monte Carlo techniques in medical radiation physics*. Physics in Medicine and Biology **36**: 861-920.
- Athar, B.S.; Bednarz, B.; Seco, J.; Hancox, C.; Paganetti, H. (2010). *Comparison of out-of-field photon doses in 6 MV IMRT and neutron doses in proton therapy for adult and pediatric patients*. Physics Medicine and Biology **55**: 2879-2891.
- Azorín, J. (2004). *Thermoluminescence Dosimetry (TLD) and its application in medical physics*. Eight Mexican Symposium on Medical Physics: 20-26.
- Bhatti, P.; Stewart, P.A.; Hutchinson, A.; Rothman, N.; Linet, M.S.; Inskip, P.D. and Rajarman, P. (2009). *Lead exposure, polymorphisms in genes related to oxidative stress, and risk of adult brain tumors*. Cancer Epidemiology, Biomarkers & Prevention **18**: 1841-1848.
- Bolanowski, M. (2011). *Pituitary late effects of radiotherapy for brain tumours*. Endocrine Abstracts **26**: S17.3
- Boudou, C.; Balosso, J.; Esteve, F. and Elleaume, H. (2005). *Monte Carlo dosimetry for synchrotron stereotactic radiotherapy of brain tumours*. Physics in Medicine and Biology **50**: 4841-4852.
- Burkart, W. (2010). *Facing the challenge*. International Atomic Energy Agency Bulletin **52-1**: 4-5.
- Burke, K. and Sutton, D. (1997). *Optimization and deconvolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic radiobiology*. British Journal of Radiology **70**: 261-271.
- Burlin, T.E.; Sidwell, J.M. and Wheatley, B.M. (1973). *Applications of Monte Carlo methods in medical radiology*. British Journal of Radiology **46**: 398-399.

- Chang-Ming, M. and Jiang, S.B. (1999). *Monte Carlo Modeling of electron beams from medical accelerators*. *Physics in Medicine and Biology* **44**: R157-R189.
- Cox, J.D. and Moss, W. *Moss' Radiation Oncology: Rationale, Technique, Results*. Mosby CV. (1994).
- Drake, R.L.; Wayne, V. y Mitchell, A.W.M. *Gray Anatomía para Estudiantes*. 2nd ed. Elsevier/Churchill Livingston. (2010).
- Eisberg, R. y Resnick, R. *Física Cuántica; Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos y Partículas*. Editorial LIMUSA. (2009).
- Ge, Y. and Faddegon, B.A. (2011). *Study of intensity-modulated photon-electron radiation therapy using digital phantoms*. *Physics in Medicine and Biology* **56**: 6693-6708.
- Grosu, A.L. and Weber, W.A. (2010). *PET for radiation treatment planning of brain tumours*. *Radiotherapy and Oncology* **96**: 325-327.
- Gu, J.; Bednarz, B.; Xu, X.G.; Jiang, S.B. (2008). *Assessment of patient organ doses and effective doses using the VIP-MAN adult male phantom for selected cone-beam CT imaging procedures during image guided radiation therapy*. *Radiation Protection Dosimetry* **131**: 431-443.
- Hernández-Almaraz, B. (2010). *Espectro de neutrones en un LINAC 18 MV*. Tesis de Maestría. Universidad Autónoma de Zacatecas.
- Hernández-Adame, L. (2010). *Diseño de una Sala de Tratamiento para un LINAC de 18 MV*. Tesis de Maestría. Universidad Autónoma de Zacatecas.
- Hernandez-Adame, L.; Contreras-Sandoval, H.; Vega-Carrillo, H.R.; Perez Landeros, L.H. (2011). *Design of a treatment room for an 18-MV Linac*. *Nuclear Technology* **175**: 105-112.

- Higginbotham, J. (editor). *Applications of New Technology: External Dosimetry*. Medical Physics Publishing. (1996).
- Holmes, M.A.; Mackie, T.R.; Sohn, W.; Reckwerdt, P.J.; Kinsella, T.J.; Bielajew, A.F. and Rogers, D.W.O. (1993). *The application of correlated sampling to the computing of electron beam dose distribution in heterogeneous phantoms using the Monte Carlo method*. *Physics in Medicine and Biology* **38**: 675-688.
- IAEA. (2010). *Fighting Cancer in Developing Countries*. International Atomic Energy Agency Bulletin **52-1**: 1-16.
- ICRU. (1989). *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*. International Commission on radiation units and measurements Report 44.
- INCAN. [en línea]. Sistema de información sobre el Cáncer. <<http://www.infocancer.org.mx/>>. Infocancer (2010). [Consulta Febrero 2010].
- Jenkins, T.M.; Nelson, W.R. and Rindi, A. *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*. Plenum Press. (1988).
- Jonsson, J.H.; Karlsson, M.G.; Karlsson, M. and Nyholm, T. (2010). *Treatment planning using MRI DATA: an analysis of the dose calculation accuracy for different treatment regions*. *Radiation Oncology* **5**: 2-8.
- Knoll, G.F. (2000). *Radiation Detection and Measurements*. John Wiley & Sons Inc. (2000).
- Lebacqz, A.L.; Bruggeman, M. and Vanhavere, F. (2011). *Efficiency calibration of a whole-body-counting measurement setup using a modular physical phantom*. *Radiation Protection Dosimetry* **144**: 411-414.

- Levy, G.C. and Komoroski, R.A. (1974). *Paramagnetic relaxation reagents. Alternatives of complements to lanthanide shift reagents in nuclear magnetic resonance spectral analysis.* Journal of the American Chemical Society **96**: 678-681.
- Ma, C.M. and Nahum, A.E. (1993). *Calculation of absorbed dose ratios using correlated Monte Carlo sampling.* Medical Physics **20**: 1189-1199.
- Martinez, A.; Suárez, M.; Jasper, H.; Pasqualini, T.; Rey, R. and Gottlieb, S. (2009). *Secuelas endocrinológicas del tratamiento de las enfermedades oncológicas en la infancia y la adolescencia.* Revista Argentina de Endocrinología y Metabolismo **46**: 24-38.
- McCarthy, N. (2006). *Rooting out resistance.* Nature Review Neuroscience **7**: 909.
- Mille, M.M.; Xu, X.G. and Rivard, M.J. (2010). *Comparison of organ doses for patients undergoing balloon brachytherapy of the breast with HDR  $^{192}\text{Ir}$  or electronic sources using Monte Carlo simulations in a heterogeneous human phantom.* Medical Physics **37**: 662-671.
- Moore, K.L. and Dalley, A.F. *Anatomía con Orientación Clínica.* Editorial Médica Panamericana. (2006)
- Nambi, K.S.V. (1975). *Evaluation of the absolute TL emission spectrum and intrinsic efficiency for  $\text{CaSO}_4(\text{Dy})$  and  $\text{CaF}_2$  (natural) phosphors.* Nuclear Instruments and Methods **130**: 239-243.
- Nelson, W.R. and Jenkins, T.M. *Computer Techniques in Radiation Transport and Dosimetry.* Plenum Press (1980).
- Newhauser, W.D. and Durante, M. (2011). *Assessing the risk of second malignancies after modern radiotherapy.* Nature Reviews Cancer **11**, 438-448.
- Ortiz-Hernández, A.; (2010). *Fotoneutrones en dos LINACs de 10 MV.* Tesis de Maestría. Universidad Autónoma de Zacatecas.

- Pflugbeil, S.; Pflugbeil, C. and Schmitz-Feuerhake, I. (2011). *Risk estimates for meningiomas and other late effects after diagnostic X-ray exposure of the skull*. Radiation Protection Dosimetry **147**: 305-309.
- Popescu, I.A.; Shaw, C.P.; Zavgorodni, S.F. and Beckham, W.A. (2005). *Absolute dose calculation for Monte Carlo simulation of radiotherapy beams*. Physics in Medicine **50**: 3375-3392.
- Raeside, D.E. (1976). *Monte Carlo principles and applications*. Physics in Medicine and Biology **21**: 181-197.
- Rajaraman, P.; Simpson, J.; Neta, G.; Berrington de Gonzalez, A.; Ansell, P.; Linet, M.S. Ron, E.; Roman, E. (2011). *Early life exposure to diagnostic radiation and ultrasound scans and risk of childhood cancer: case-control study*. British Medical Journal **342**: 1-9.
- Rivera, T.; Roman, J.; Azorín, J.; Guzmán, J.; Serrano, A.; García, M. and Alarcón, G. (2010). *Preparation of CaSO<sub>4</sub>:Dy by precipitation method to gamma radiation dosimetry*. Applied Radiation and Isotopes **68**: 623-625.
- Robbins, S.L. y Cotran, R.S. *Patología Estructural y Funcional*. Editorial Interamericana. (1985).
- Rogers, D.W.O. (1984). *Low energy electron transport with EGS*. Nuclear Instruments and Methods **277**: 535-548.
- Rogers, D.W.O. (2006). *Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics*. Physics in Medicine and Biology **51**: R287-R301.
- Sheikh-Bagheri, D and Rogers, D.W.O. (2002). *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code*. Medical Physics. **29**:391-402.
- Spezi, E.; Lewi, D.G. and Smith, C.W. (2001). *Monte Carlo simulation and dosimetric verification of radiotherapy beam modifiers*. Physics in Medicine and Biology **46**: 3007-3029.

- Taylor, J.R. *An Introduction to Error Analysis*. University Science Books. (1982).
- Turner, J.E.; Wright, H.A. and Hamm, R.N. (1985). *A Monte Carlo primer for health physicist*. *Health Physics* **48**: 717-733.
- Valero–Luna, C.Y. (2011). *Monitor de área para neutrones con detector de activación*. Tesis de Maestría. Universidad Autónoma de Zacatecas.
- Vega-Carrillo, H.R. (1988). *Medición del espectro de neutrons y rayos gama de una fuente de californio 252 en un medio de tejido equivalente*. *Revista Mexicana de Física* **34**: 25-31.
- Vega-Carrillo, H.R. (1989). *Least squares for different experimental cases*. *Revista Mexicana de Física* **35**: 597-602.
- Vega-Carrillo, H.R. (2002). *TLDs pairs as thermal neutron detector, in neutron multisphere spectrometry*. *Radiation Measurements* **35**: 251-254.
- Vega-Carrillo, H.R. (2010). *Teoría del Error*. Documento 007/UaEN-MC/LMN/05130810, Universidad Autónoma de Zacatecas.
- Vega-Carrillo, H.R.; Hernandez-Almaraz, B.; Hernandez-Davila, V.M.; Ortiz-Hernandez, A. (2010). *Neutron spectrum and dose in a 18 MV linac*. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry* **283**: 261-265.
- Vega-Carrillo, H.R. y Hernández-Dávila, V.M. (2011). *Calibración de los TLD 100, para dosimetría en radioterapia del CICATA-IPN*. Universidad Autónoma de Zacatecas Reporte No. 007/TLDs-CICATA-2/05230911.

- Vega-Carrillo, H.R., Martinez-Ovalle, S.A., Lallena, A.M., Mercado, G.A., Benites-Rengifo, J.L. (2011). *Photon and neutron spectra in LINACs*. Proceedings of the XII International Symposium on Solid State Dosimetry, ISSSD 2011. Mexico City: 236-253.
- Verhaegen, F. and Seuntjens, J. (2003). *Monte Carlo Modelling of external radiotherapy proton beams*. Physics in Medicine and Biology **48**: R107-R164.
- Weiss G. R.; Jorge, T.R. y Merigo J.A. *Oncología Clínica*. El manual moderno. (1997): 542.
- X-5 Monte Carlo Team. (2005). *MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code*. Version 5. Los Alamos National Laboratory Report LA-UR-03-1987.
- Xu, X.G.; Bednarz, B. and Paganetti, H. (2008). *A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction*. Physics in Medicine and Biology **53**: R193-R241.
- Xu, X.G. and Eckerman, K.F. (editors). *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*. Boca Raton, FL. CRC Press. (2010).
- Yohannes, I.; Kolditz, D.; Kalender, W. (2011). *Semiempirical analysis of materials' composition to formulate tissue-equivalent materials: a preliminary study*. Physics in Medicine and Biology **56**: 2963-2978.