



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL



**Centro de Investigación en Ciencia Aplicada
y Tecnología Avanzada. Unidad Legaria**

**“Contribución de dosis absorbida debida a
neutrones en un acelerador lineal de uso
médico”**

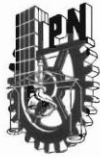
**Tesis
Que para obtener el grado en
Maestro en Tecnología Avanzada**

**Presenta:
Ing. Ana Lilia Cano Aguilar**

**Directores de Tesis

Dr. Juan Azorín Nieto
Dr. Teodoro Rivera Montalvo**

México D. F. 2009



SIP-14

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México, D. F. siendo las 12:00 horas del día 26 del mes de Junio del 2009 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de Tesis designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de CICATA- IPN para examinar la tesis de titulada:
"Contribución de dosis absorbida debida a neutrones en un acelerador lineal de uso médico"

Presentada por el alumno:

Cano
Apellido paterno

Aguilar
Apellido materno

Ana Lilia
Nombre(s)

Con registro:

B	0	6	1	2	2	8
---	---	---	---	---	---	---

aspirante de:

Maestría en Tecnología Avanzada

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

LA COMISIÓN REVISORA

Director de tesis

Dr. Juan Azorín Nieto

Dr. Teodoro Rivera Montalvo

Dr. Ernesto Marín Moares

Dr. José Antonio Calderón Arenas

Dr. José Guzmán Mendoza

EL PRESIDENTE DEL COLEGIO

Dr. José Antonio Irán Díaz Góngora
PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN EN CIENCIA APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA DEL IPN



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México el día 26 del mes Junio del año 2009, el (la) que suscribe Ana Lilia Cano Aguilar alumno (a) del Programa de Maestría en Tecnología Avanzada con número de registro B061228, adscrito al Centro de Investigación Científica y Tecnológica (CICATA) Unidad Legaria, manifiesta que es autor (a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección de Dr. Juan Azorín Nieto y Dr. Teodoro Rivera Montalvo y cede los derechos del trabajo intitulado Contribución de dosis absorbida debida a neutrones en un acelerador lineal de uso médico, 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 alca07@prodigy.net. Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Nombre y firma

Índice

	Página
Resumen	1
Abstract	2
Capítulo I. Introducción	3
Capítulo II. Antecedentes	8
II.1 Planteamiento del Problema	11
II.2 Objetivo	12
II.3 Justificación	12
Capítulo III. Marco Teórico	13
III.1 Física de Radiaciones Ionizantes	13
III.2 Interacción de la Radiación con la Materia	15
III.2.1 Partículas alfa	15
III.2.2 Partículas beta	16
III.2.3 Neutrones	17
III.2.4 Radiación electromagnética	18
III.2.5 Absorción de fotones	19
III.2.6 Mecanismos de absorción	20
III.2.6.1 Efecto Fotoeléctrico	21
III.2.6.2 Efecto Compton	22
III.2.6.3 Creación de Pares	24
III.2.6.4 Fotodesintegración	25
III.3 Acelerador Lineal de Uso Médico	27
III.4 Partes de un Acelerador Lineal	30
III.4.1 Cabezal del acelerador lineal	33

III.5	Generación y transporte de neutrones de captura en acelerador lineal de electrones de uso médico	39
III.5.1	Radiación de fuga	40
III.6	Acelerador Lineal: Fuente de Neutrones	41
III.6.1	Radiación a través de la puerta	41
III.6.2	Activación de materiales	41
III.6.3	Interacción de los neutrones con la materia	43
III.6.3.1	Captura de neutrón	44
III.6.3.2	Dispersión elástica	46
III.6.3.3	Dispersión inelástica	47
III.6.3.4	Reacciones nucleares	48
III.6.3.5	Espalación	49
III.6.4	Interacción de los neutrones con el material biológico	50
III.7	Detección de Neutrones	53
III.8	Dosimetría de neutrones	54
III.8.1	Determinación de dosis absorbida debida a neutrones	54
III.8.2	Dosímetros	55
III.8.3	Mecanismo general de termoluminiscencia	57
III.8.3.1	Modelo de bandas de energías	58
III.8.4	Características dosimétricas de materiales termoluminiscentes	61
III.8.4.1	Curva TL	61
III.8.4.2	Sensibilidad	62
III.8.4.3	Umbral de detección	62
III.8.4.4	Respuesta termoluminiscente en función de la dosis absorbida	62
III.8.4.5	Respuesta termoluminiscente en función de la energía	64
III.8.4.6	Desvanecimiento	65
III.8.4.7	Reproducibilidad	66

III.8.5	Influencia de las condiciones ambientales	66
III.8.5.1	Temperatura	66
III.8.5.2	Humedad	67
III.8.5.3	Efecto de la luz	67
III.8.6	Material termoluminiscente: Fluoruro de Litio LiF	68
III.8.7	Fantomas	70
III.9	Magnitudes y Unidades	71
III.9.1	Actividad	71
III.9.2	Fluencia	72
III.9.3	Rapidez de fluencia	72
III.9.4	Exposición	73
III.9.5	Dosis Absorbida	73
III.9.6	Dosis Equivalente	74
III.9.7	Kerma	75
Capítulo IV	Parte Experimental	76
IV.1	Fuentes de neutrones	76
IV.2	Datos teóricos de características de una fuente de neutrones	77
IV.3	Características de la fuente de neutrones de PuBe	77
IV.4	Materiales TLD	79
IV.4.1	Características físicas de TLD-600 y TLD-700	79
IV.4.2	Lectura de los materiales	80
IV.5	Caracterización de los dosímetros TLD-600	81
IV.6	Caracterización de los dosímetros TLD-700	85
IV.7	Caracterización de los dosímetros TLD-700 en Co-60	89

Capítulo V	Resultados y Análisis	90
V.1	Caracterización de TLD-600	90
V.2	Caracterización de TLD-700	92
V.3	Caracterización de TLD-700 en Co-60	94
V.4	TLD-600 y TLD-700 irradiados en la fuente de PuBe	97
V.5	Pruebas en el fantoma de parafina con el acelerador lineal	98
V.5.1	Irradiación de los TLD en un tamaño de campo de 0.5x0.5 cm ²	99
V.6	Análisis de resultados	101
Capítulo VI	Conclusiones	103
	Referencias y Bibliografía	105
Apéndice 1	Cálculos de dosis equivalente de TLD-600	109
Apéndice 2	Cálculos para determinar el tiempo en la fuente de Co 60	115
Apéndice 3	Dimensiones del fantoma de parafina	116

Índice de Figuras

Figura		Página
III.1	Diferentes tipos de radiación emitidas por el núcleo	14
III.2	Espectro electromagnético	19
III.3	Efecto fotoeléctrico	21
III.4	Efecto Compton	22
III.5	Proceso de producción de pares	24
III.6	Importancia relativa de los tres procesos de interacción	26
III.7	Acelerador lineal de electrones de uso médico	28
III.8	Unidad de tratamiento de un acelerador lineal y movimiento de la mesa de tratamiento	29
III.9	Técnica de tratamiento a isocentro	30
III.10	Diagrama esquemático de un acelerador lineal para radioterapia, componentes principales de un acelerador lineal de electrones y su función	31
III.11	Cabezal típico de un acelerador lineal de electrones	33
III.12	Subsistema del haz de rayos X para tratamientos	35
III.13	Subsistema del haz de electrones para tratamiento	36
III.14	Valores del coeficiente de kerma para los diferentes tipos que constituyen en tejido muscular	50
III.15	Diagrama de bandas de energía	59
III.16	Curva TL	60

III.17	Curva de respuesta de un material TL	63
III.18	Respuesta teórica de diversos materiales en función de la energía de radiación	65
III.19	Diferentes fantomas: cuba de agua, acrílico y placas de agua sólida	70
IV.1	Fuente de neutrones de PuBe	78
IV.2	Pastillas de ^6LiF y ^7LiF	79
IV.3	Equipo empleado	80
IV.4	Portadosímetro de acrílico circular	81
IV.5	Colocación de los dosímetros en el contenedor	82
IV.6	Curva de lectura de TLD-600	82
IV.7	Curva de lectura de fondo TLD-600	84
IV.8	Isocentro del acelerador lineal	85
IV.9	Placas de agua sólida	89
IV.10	Curva de lectura de TLD-700	87
IV.11	Fantoma de acrílico con parafina	88
IV.12	Irradiación de los dosímetros TLD-600 y TLD-700 en el fantoma de acrílico	88
IV.13	Equipo de cobalto 60	89

	Página
V.1 Curva de respuesta TLD-600	91
V.2 Curva de respuesta TLD-700	93
V.3 Curva de respuesta en Co-60	95
V.4 Curva de respuesta logarítmica en Co-60	96
V.5 Sala de tratamiento del acelerador lineal Varian 21 EX	99
A1.1 Contenedor de la fuente de PuBe en parafina	109
A1.2 Representación de los radios del contenedor de la fuente PuBe	110
A1.3a Factores de conversión de fluencia para dosis equivalente	114
A1.3b Factores de conversión de fluencia para dosis absorbida	114
A3.1 Dimensiones del fantoma de acrílico	116
A3.2 Fantoma de acrílico	117

Índice de Tablas

Tabla	Página
III.1 Características de los tipos de radiación	14
III.2 Límites para radiación de fuga de neutrones dentro del haz de radiación	38
III.3 Límites para radiaciones de fuga de neutrones fuera del haz de radiación	38
III.4 Energías umbral para reacciones fotonucleares	40
III.5 Energía de la radiación gamma de captura para neutrones térmicos en el tejido	45
III.6 Composición en peso de tejido humano	52
III.7 Solubilidad de materiales TL	67
III.8 Factor de calidad	74
IV.1 Características de la fuente de PuBe	78
V.1 Valores de caracterización TL-600	90
V.2 Valores de caracterización TLD-700	92
V.3 Valores TLD-600 y TLD-700 en Co 60	94
V.4 Resultados de TLD-600 y TLD-700, irradiados en la fuente de PuBe	97
V.5 Resultados de los dosímetros irradiados a colimador cerrado	100
V.6 Dosis debida a n y γ a colimador cerrado en el molde	100

Resumen

Un acelerador lineal de electrones para uso médico, está destinado al tratamiento de tumores mediante haces colimados. Estos equipos son dispositivos que emplean ondas electromagnéticas de alta frecuencia, para acelerar electrones que van directamente al campo de tratamiento en lesiones superficiales, o bien, se hacen impactar sobre un blanco apropiado para producir fotones de alta energía destinados al tratamiento de tumores profundos.

A partir de la energía asociada a 10 MV, del material del blanco y de los componentes del cabezal, el acelerador lineal produce además de la radiación necesaria campos neutrónicos los cuales aparecen como radiación no deseada, la cual es un riesgo radiológico adicional para el paciente y el POE.

Esto es que la dosis equivalente debida a los propios neutrones, se suman a la dosis debida a las gammas, producido por la captura de neutrones térmicos. Para lo cual se realizo un fantoma de acrílico con parafina para termalizar los neutrones que salen del acelerador lineal.

Para la evaluación de la contribución de la dosis se utilizaron dosímetros TLD-600 y TLD-700, estos materiales fueron expuestos a la radiación gamma y emisión de neutrones provenientes de una fuente de plutonio berilio, así como del acelerador lineal, con el propósito de caracterizarlos para analizar el comportamiento lineal a la dosis absorbida. Y así poder estimar la dosis absorbida irradiándolos fuera, dentro y a la salida del fantoma de acrílico expuesto en el acelerador lineal.

Abstract

An electron linear accelerator for medical use is intended for treating tumors using collimated beams. These computers are devices that use high frequency electromagnetic waves to accelerate electrons to be directly used in the treatment of superficial lesions, or are making an impact on a target for producing high-energy photons for the treatment of deep tumors.

From the energy corresponding to 10 MV, the target material and components of the head, the linear accelerator also produces the required fields, neutron radiation which radiation does not appear as desired, which is an additional radiation risk to the patient and POE.

This is the dose equivalent due to neutrons themselves; add to the dose due to gamma, produced by thermal neutron capture. This will make an acrylic phantom with paraffin to thermalize neutrons leaving the linear accelerator.

For the evaluation of the contribution of the dose used dosimeters TLD-600 and TLD-700, these materials were exposed to gamma and neutron emission from a source of plutonium, beryllium, and the linear accelerator, for the purpose of described for analyzing the linear behavior to the absorbed dose. And so we can estimate the absorbed dose irradiated outside, inside and out of the acrylic phantom exposed in the linear accelerator.

Capítulo I. Introducción

Debido al auge y al enorme incremento del uso de fuentes artificiales de radiación en las últimas décadas, se cree frecuentemente que los seres vivos han sufrido por primera vez los efectos de la radiación en el siglo XX. Realmente el hombre siempre ha vivido desde su aparición sobre la tierra, en un medio ambiente radiactivo. Un ciudadano recibe una cantidad de radiación de origen natural (por tanto inevitable) muy superior a la que recibe de fuentes artificiales.

Una de las aplicaciones en medicina que surgió con el descubrimiento de los rayos X fue la radioterapia. El objetivo de la radioterapia es la eliminación radical del tejido anormal o el control de su crecimiento aplicando una dosis controlada de radiación ionizante muy intensa a un determinado volumen, definido por el tamaño del tumor. Actualmente, la tecnología permite diagnosticar en sus primeros inicios un tumor así como su tratamiento oportuno, lo cual ofrece mayores expectativas de vida.

La radioterapia externa conocida también como Teleterapia, se lleva a cabo normalmente con haces de fotones, los cuales se pueden producir a partir de rayos X de alta energía producidos con un acelerador lineal, de rayos gamma producto del decaimiento del Co-60. El acelerador lineal se ha constituido en la aplicación más importante de la física de partículas al tratamiento del cáncer. Su importancia radica en que permite acelerar electrones de energías asociadas de 4 y 35 MeV utilizando microondas de alta frecuencia.

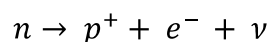
En nuestro país va en incremento el uso de los aceleradores lineales de electrones de alta energía en el sector público y privado, debido a que se van incrementando enfermedades neoplásicas, es decir cáncer, lo se convierte en un problema de salud y con el uso de aceleradores lineales de uso médico se combaten diferentes tipos de cáncer. No obstante, durante el uso de este tipo de equipos, se generan fotones y electrones de alta energía también se generan una cantidad considerable de fotoneutrones en diferentes formas.

Específicamente en la generación o producción de fotones para energías superior debida a 10 MeV, se inicia la producción de fotoneutrones que contribuye una componente de la dosis total de radiación recibida por el paciente y el personal ocupacionalmente expuesto (POE). Esta contribución normalmente no se incluye en los cálculos de dosis absorbida entregada al volumen de tratamiento por lo cual es muy importante cuantificar la contribución.

En instalaciones donde se encuentran este tipo de equipos, permite identificar los aspectos más importantes relacionados con la protección y seguridad radiológica, estableciendo procedimientos de operación, mantenimiento y calibración del equipo así como el manejo y cuidado de la instrumentación de detección y procedimientos de control radiológico y medico del POE y procedimientos de seguridad física de la instalación (zona controlada).

El interés del grupo de protección radiológica tanto hospitalaria como la comunidad científica radica en la preservación del principio ALARA (por sus siglas en inglés “As low as reasonable achievable”; tan bajo como razonablemente sea posible), proponiendo para ello el estudio y determinación de la contribución por neutrones de la dosis aplicada a pacientes sometidos algún tipo de tratamiento.

El neutrón es una partícula sin carga eléctrica y masa ligeramente superior a la del protón ($m_n = 1.674292 \times 10^{-24}$ g). No es una partícula estable si se encuentra aislada ya que se convierte en un protón, un electrón y un antineutrón de acuerdo con la siguiente reacción de desintegración.



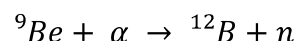
El neutrón es una partícula estable cuando se encuentra incorporado a algún núcleo, pero en algunos casos se desintegra. Los protones y los neutrones forman el núcleo de los átomos (excepto del hidrogeno 1) que no contiene neutrones como ya se menciono, por lo cual ambos son denominados como nucleones.

Existen diferentes formas para obtener neutrones: en reactores nucleares, en aceleradores de partículas y mediante el uso de fuentes radiactivas, para producir una reacción nuclear.

- a) Reactores nucleares: constituyen la fuente más intensa de neutrones, los cuales son producidos por fisión.
- b) Aceleradores de partículas: en este caso los neutrones se producen por medio de reacciones nucleares en las que el proyectil es una partícula cargada de energía elevada.
- c) Con fuentes radiactivas:

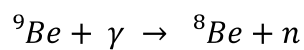
Fuentes (α , n).

Este tipo de fuentes consiste en la mezcla de dos materiales, uno que contiene núcleos radiactivos emisores de alfas y otro que contiene núcleos que al interactuar con las alfas producen neutrones.



Fuentes (γ , n).

Estas fuentes se construyen a partir de dos materiales, uno que emite gammas de energía apropiada y el otro con el cual reaccionan los fotones para producir neutrones.



Los neutrones depositan su energía de diversas maneras, generando partículas cargadas secundarias que adquieren espectros de energías complejos, o bien emitiendo fotones de captura. Por lo que la dosimetría de neutrones, en general, es muy difícil, debido principalmente a la presencia inevitable de radiación gamma y de fotones de alta energía, ya que muchos de los sistemas de detección responden a este tipo de radiación y a los neutrones. Esto ha sostenido un área dentro de la investigación cuyo objetivo ha sido el desarrollo de dosímetros con alta sensibilidad a neutrones y muy baja casi nula sensibilidad a la radiación gamma o también conocida como fotones de alta energía, confiable y de bajo costo. La determinación de la dosis absorbida debida a neutrones en un material biológico irradiado tiene como objetivo principal determinar el depósito de energía debido a los neutrones en ese material.

El presente trabajo se estructura de seis capítulos, los cuales se mencionan a continuación.

El capítulo I y capítulo II mencionan los antecedentes relacionados al tema del trabajo, así como la justificación, el planeamiento del problema, la forma en que será resuelto y el objetivo del mismo.

El capítulo III contiene todo el marco teórico el cuál comienza con un breve repaso de física de radiaciones, estudio de la interacción y efectos resultantes de la interacción con la materia, unidades correspondientes a la radiación ionizante, producción de neutrones e interacción de los anteriores. Contiene además la descripción del funcionamiento de los componentes del acelerador lineal de uso médico y el fenómeno de termoluminiscencia.

El capítulo IV se destina a la parte experimental, la cual describe la metodología donde se detalla la forma en la cual se caracterizaron los dosímetros TLD-600 y TLD-700 en la fuente de neutrones de PuBe, el acelerador lineal de uso médico y en la bomba de cobalto.

En el capítulo V se exponen los resultados obtenidos de la caracterización y medición de los dosímetros en el acelerador lineal de electrones.

Por último, en el capítulo VI se presentan las conclusiones y recomendaciones de los resultados obtenidos del desarrollo de este trabajo así como los posibles trabajos a futuro.

Capítulo II. Antecedentes

Desde la invención de los tubos de rayos x, pasando por la era del cobalto; ha habido un interés constante por mejorar y optimizar el uso de radiaciones con fines terapéuticos. El primer acelerador fue inventado en 1922 por R. Van de Graff, pero solo fueron implementados para terapia médica en la década de los 40 y fueron descontinuados por sus grandes costos y dimensiones. La invención del Betatrón en 1943, produjo un acelerador generador de rayos x de alta energía, con mayor penetración y menor dispersión de radiación que los tubos de rayos x y las fuentes radioactivas. Su desventaja fue la baja intensidad de los rayos x.

Los aceleradores lineales de radio frecuencia en los años 60, surgieron como aplicación médica de los adelantos en física nuclear impulsados por la segunda guerra mundial.

El acelerador lineal también llamado LINAC (linear accelerator) es un tipo de acelerador que le proporciona a la partícula subatómica cargada pequeños incrementos de energía cuando pasa a través de una secuencia de campos eléctricos alternos.

En los últimos años la radioterapia ha evolucionado enormemente y el reto es la determinación cada vez más precisa de la dosis y de las diferentes áreas y posiciones de irradiación, modelando la geometría del haz a la forma que presenta el tumor desde distintas orientaciones para definir con precisión el volumen de tratamiento y preservar la integridad de los tejidos sanos circundantes. En un plan de tratamiento en radioterapia, se debe de obtener en el tumor el 95% de la dosis absorbida prescrita con un error del 5% [2].

En aceleradores lineales de electrones que operan a diferencias de potencial mayor de 10 MV se producen fotones de alta energía; lo que a su vez produce neutrones en la estructura del acelerador, principalmente en el cabezal. Estos fotoneutrones se dispersan en la sala de tratamiento donde progresivamente por interacciones con el blanco y con el hormigón estructural, por lo que los fotoneutrones van perdiendo energía hasta que se convierten en neutrones térmicos. Esos neutrones térmicos pueden producir rayos gamma de captura neutrónica de energías de hasta 8 MeV, dependiendo del tipo de material donde se produzca la captura. En el caso del hormigón la energía media de los rayos gamma de captura producidos es de aproximadamente 3.6 MeV [1].

Por ende, es importante evaluar la contribución de los neutrones a la dosis equivalente que recibe el paciente, debido a su alto factor de ponderación en función de la energía [3]. Todo este tipo de instalaciones en las cuales albergan aceleradores lineales deben de cumplir con el límite de dosis anual para el POE y público [3] así como la efectividad de los blindajes y la radiación de fuga por rayos X y neutrones.

No obstante, las empresas que venden y fabrican aceleradores lineales deben de proporcionar un reporte de las pruebas de radiación de fuga de neutrones y de rayos X [4], para comprobar la seguridad y confiabilidad del equipo. De acuerdo a la normativa de las organizaciones internacionales que emiten sus recomendaciones. Las organizaciones son la National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) [5] y la Internacional Electrotechnical Commission (IEC) [6], otros organismos indican los valores máximos de la radiación de fuga para rayos X y neutrones generados en aceleradores lineales para diferentes energías y planos (referente al paciente y al cabezal). Ya sean en el plano del paciente, este a un radio de 2 m y plano del cabezal a un radio de 1 m.

La detección de neutrones no es sencilla, por lo que esto ha sostenido un área dentro de la investigación cuyo objetivo ha sido el desarrollo de dosímetros con alta sensibilidad a los neutrones y muy baja o casi nula sensibilidad a la radiación gamma o fotones de alta energía. La dosimetría de neutrones con termoluminiscencia aproximadamente iniciada por los años 80 [7,8] en diferentes áreas, se aplicó en áreas, por ejemplo: en la sala de tratamiento y laberinto, así como en el cabezal, con la finalidad de diseñar el mejoramiento del blindaje y sobre todo por los efectos biológicos de los neutrones en el paciente y en el personal ocupacionalmente expuesto (POE).

Este tipo de investigaciones se han realizado en campos mezclados [9] y en campo cerrado o también conocido como colimador cerrado para observar si existe fuga de radiación en el cabezal, así como las características y recomendaciones de la dosimetría de neutrones [10], características dosimétricas en las fuentes de neutrones [11] y verificación de modelos de dosis equivalente por neutrones en fantomas [12].

La mayoría de los estudios sobre la presencia de los fotoneutrones generados en el cabezal en aceleradores lineales (LINACs) se han centrado en equipos que operan entre 10 y 25 MV. No obstante, estos equipos han venido a desplazar las fuentes de teleterapia que utilizaban una fuente de ^{60}Co o ^{137}Cs . Además que en nuestro país va en aumento nuevos centros de radioterapia por el aumento de casos de cáncer y bajo este esquema se plantea lo siguiente.

II.1. Planteamiento del Problema

El problema es la dosis no deseada o adicional que recibe el paciente debida a neutrones, en un acelerador lineal de electrones, los fotones se producen acelerando electrones, los cuales chocan con un blanco (placa aproximadamente de 5cm x 5cm de tungsteno), la energía de los electrones se convierte en rayos X cuya energía máxima es la correspondiente a la de los electrones. Los neutrones se producen cuando los fotones interactúan con los materiales de alto número atómico que componen al cabezal, en una reacción (γ, n). La medición de la cantidad de neutrones depositados en el paciente no es sencilla, no obstante, se puede estimar a partir de la dosis equivalente, esto es, cuantificar el daño probable por la energía recibida de la radiación para así poder obtener la dosis absorbida.

En los últimos tres años se han instalado aproximadamente diez aceleradores lineales de electrones en diferentes partes del país y aún faltan por instalarse en centros oncológicos estatales próximos a ser inaugurados. En este tipo de equipos, no se tiene un control o estimación de dosis absorbida por la producción de neutrones depositados en el cuerpo del paciente. A pesar que las compañías dedicadas a fabricar estos equipos sólo reportan la radiación de fuga de rayos X y de neutrones en el cabezal con diferentes ángulos del gantry. No hacen una estimación de dosis absorbida en el cuerpo del paciente.

Además es importante considerar que en la sala de tratamiento se producirán rayos X de captura y neutrones al interactuar con el material de las paredes. Sin olvidar los que se producen por el tipo de material del cabezal en el acelerador.

Por lo anterior se hace la siguiente pregunta: ¿Cuánto contribuyen los fotoneutrones a colimador cerrado, utilizando fotones de energía asociada a 18 MV?

II.2. Objetivo

Determinar la dosis absorbida debida a neutrones y la dosis absorbida debida a gammas producida en un acelerador lineal de uso médico usando dosímetros TLD-600 y TLD-700 con el propósito de preservar los principios de Protección Radiológica, mediante la utilización de un fantoma de acrílico con parafina con el fin de termalizar los neutrones producidos haciendo que pierdan su energía.

II.3. Justificación

Es importante determinar la contribución de dosis generada por los neutrones adicional a la dosis absorbida preescrita al plan de tratamiento del paciente; para ello se requiere el conocimiento necesario de aspectos físicos de la radiación que genera los neutrones y su interacción con la materia. Considerando aspectos básicos de la dosimetría termolumincente y la dosimetría de neutrones para aceleradores lineales de electrones de uso médico y su funcionamiento.

Capítulo III. Marco Teórico

El término radiación es comúnmente usado para describir una amplia variedad de emisiones asociadas a transformaciones nucleares producidas por aceleradores de partículas, decaimiento de átomos y núcleos excitados y por fuentes cósmicas. Estas emisiones son en sí partículas con determinada energía cinética o radiaciones electromagnéticas de determinada energía.

El estudio de la interacción de la radiación ionizante con la materia se debe, a que es necesario entender los mecanismos o fenómenos por medio de los cuales ceden su energía al medio con el que interactúan para saber como detectar estas radiaciones, como protegerse de ellas, como estimar el daño biológico que producen y para entender los cambios que producen en los materiales.

La radiación emitida durante las transformaciones nucleares, los rayos X y los neutrones producen ionización en la materia con la que interactúan, por lo que se le llama radiación ionizante.

III.1. Física de Radiaciones Ionizantes

La desintegración es la manifestación de la existencia de inestabilidad del núcleo y la radiación es la energía emitida desde el núcleo para alcanzar la estabilidad, ya sea como partículas o como radiación electromagnética. Las partículas que se emiten pueden ser: radiación alfa (α) núcleos de helio: dos protones y dos neutrones, radiación beta (β) partículas positivas o negativas con masa y carga idénticas a la del electrón. La radiación electromagnética puede ser emitida por el núcleo o por el átomo.

En el primer caso es llamada radiación gamma (γ) y cuando es emitida por el átomo se les nombra rayos X. En la figura III.1 y en la tabla III.1 se muestran algunas características generales de estos tipos de radiación.

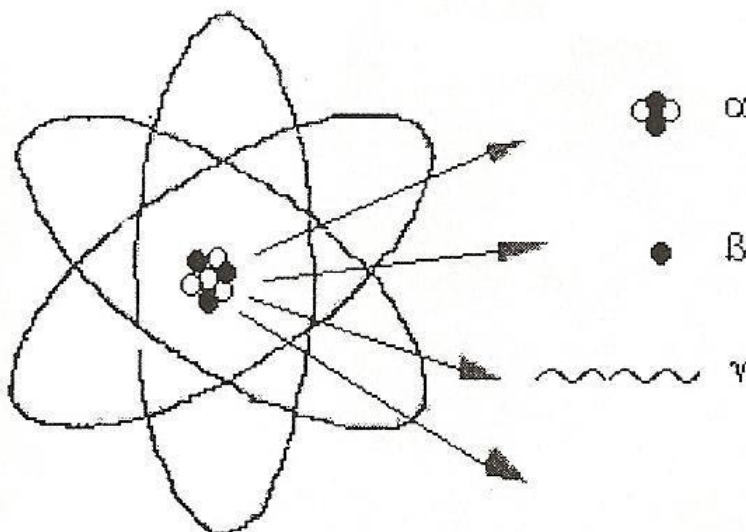


Figura III.1 Diferentes tipos de radiaciones emitidas por el núcleo.

Tipo de Radiación	Símbolo	Composición	Carga	Ionización	Penetración
Alfa	α	2 protones y 2 neutrones	2 +	Muy alta	Muy baja
Beta	β	Masa idéntica a los e^-	- , +	Alta	Baja
Gamma	γ	Electromagnética	0	Baja	Alta
Neutrones	n	Neutrones	0	No ioniza	Mediano

Tabla III.1. Características de los tipos de radiación.

III. 2. Interacción de la Radiación con la Materia

Por interacción de la radiación con la materia se entienden los mecanismos mediante los cuales la radiación pierde energía al interactuar con los átomos que se encuentra en su trayectoria. Estos mecanismos son la base para conocer las formas en que puede detectarse la radiación, las aplicaciones industriales, médicas, etc., así como los efectos biológicos de la radiación. El proceso principal de todos los tipos de radiación es la ionización, proceso en el cual un átomo pierde electrones, quedando el átomo como ion positivo y el electrón como ion negativo.

Los procesos o efectos que se llevan a cabo durante la interacción de la radiación con la materia tienen que ver con el tipo de radiación, por lo cual se clasifican de la siguiente forma: partículas cargadas, radiación electromagnética y neutrones.

III.2.1. Partículas alfa

Las partículas alfa son muy pesadas (compuestas por dos protones y dos neutrones), por lo que no se desvían de su trayectoria. Por su carga $2+$, las partículas alfa interaccionan en primera instancia fuertemente con los electrones de los átomos ya que los atrae a su paso ionizando a los átomos. Ya que tiene doble carga positiva, el poder de ionización es mucho mayor para las partículas alfas que para los demás tipos de radiación.

Las partículas alfa tienen una alta transferencia lineal de energía (LET). De acuerdo a este concepto, las partículas producen un número grande de iones por micra de trayectoria en el aire o en cualquier material, incluidos los tejidos.

En resumen podemos decir que las partículas alfa [13]:

- i. Son pesadas e idénticas al núcleo de ${}^4\text{H}$ (dos protones y dos neutrones), por lo que no se desvían fácilmente de su trayectoria.
- ii. Tienen carga $2+$ por lo que interaccionan principalmente con los electrones de los átomos ionizándolos. Su transferencia lineal de energía es alta.
- iii. Por su alto poder de ionización, ceden rápidamente su energía, teniendo una penetración muy pequeña, en aire solo unos centímetros.
- iv. Ceden toda su energía en una pequeña distancia.

III.2.2. Partículas beta

Al igual que las partículas beta negativas, las betas positivas o positrones, interaccionan con la materia ionizando a los átomos con un poder de ionización menor que las alfas. Considerando que tienen una masa idéntica a la de los electrones de casi 8 000 veces menor que las alfas, tienen más penetración que las alfas. Cuando pierde toda su energía, la β^+ se une a un electrón e^- , formándose un pseudo átomo llamado positronio, para aniquilarse mutuamente emitiendo dos fotones γ con energía equivalente a la masa en reposo de las β^+ del electrón. El proceso es llamado aniquilación de pares.

En resumen podemos decir que las partículas β^+ [13]:

- i. Son partículas ligeras. Se desvían fácilmente de su trayectoria (dispersión).
- ii. Tienen carga $1+$ por lo que interaccionan principalmente con los electrones de los átomos ionizándolos. Su poder de ionización es menor que las alfas.
- iii. Tienen una penetración mayor que las alfas. El valor de transferencia lineal de energía es bajo, ya que ceden toda su energía en una trayectoria mayor que las alfas.

En resumen podemos decir que las partículas β^- [13]:

- i. Son partículas ligeras. Se desvían fácilmente de su trayectoria (dispersión).
- ii. Por su carga 1-, interaccionan principalmente con los electrones, ionizando a los átomos o excitándolos.
- iii. Cuando ocurre el proceso de excitación, se emiten rayos X característicos.
- iv. Cuando ocurre el proceso de dispersión, pueden producirse la emisión de rayos X, conocida como radiación de frenado o bremsstrahlung.
- v. Tienen una penetración notablemente mayor que las alfas y tienen una LET baja.
- vi. Una vez que pierde su energía, queda como electrón libre o se incorpora a un átomo que requiera electrones.

III.2.3. Neutrones

Los neutrones tienen masa casi igual a la del protón, pero no tienen carga eléctrica. Sin embargo, se ven afectados por la fuerza nuclear. En consecuencia, no ionizan directamente a los materiales por no interaccionar con los electrones; el único efecto que pueden producir es chocar directamente con los núcleos. Como esto es poco probable, los neutrones pueden recorrer distancias de algunos centímetros sin sufrir ninguna colisión.

Los neutrones se pueden desintegrar, formando un protón y un electrón, o bien pueden ser absorbidos por los núcleos de los átomos circundantes, dando lugar a reacciones nucleares, como por ejemplo la fisión nuclear.

La forma en que interaccionan los neutrones con la materia depende de su energía, por consiguiente los neutrones se clasifican en función de su energía: neutrones rápidos alrededor de 100 keV, neutrones intermedios de 100 eV a 100 keV, neutrones lentos de 0.25 eV a 100 eV y neutrones térmicos cerca de 0.25 eV. Los neutrones térmicos forman parte de los neutrones lentos, pero debido a su aplicación en reacciones nucleares, con el ^{235}U , utilizados en la generación de energía eléctrica, forman una clasificación particular.

Los neutrones pueden interaccionar con los átomos mediante choques elásticos o inelásticos. En la interacción elástica se conserva la cantidad de movimiento total $P = mv$. Y en la interacción inelástica: en este caso, la cantidad de movimiento no se conserva ya que parte de la energía de la partícula que impacta, se transforma en cualquier otra forma de energía, por ejemplo el calor.

III.2.4. Radiación electromagnética

La radiación electromagnética no posee masa en reposo pero si posee una cantidad de energía que es característica del núcleo radiactivo emisor.

La radiación electromagnética es llamada radiación gamma (γ) cuya naturaleza es similar a otras radiaciones electromagnéticas como los rayos X, la luz visible, las ondas de radio, etc., pero su longitud de onda es mucho menor, en la figura III.2 se observa el espectro electromagnético con las regiones de longitudes de onda y frecuencias de varias radiaciones, donde podemos encontrar las correspondientes a la radiación gamma. Es necesario mencionar que dos propiedades fundamentales de las radiaciones electromagnéticas son su velocidad y su longitud de onda., se sabe experimentalmente que la velocidad de todas las radiaciones electromagnéticas es la misma: 2.999792×10^8 m/s en el vacío, es decir la velocidad de la luz. Dado que la radiación electromagnética consiste de ondas en movimiento que tiene una serie de crestas, la distancia entre dos crestas sucesivas se llama longitud de onda representada por la letra λ . El número de ondas que pasa por un punto determinado por segundo se llama frecuencia representada por ν , la relación que existe entre λ y ν es la siguiente donde: λ = Longitud de onda en m, ν = Frecuencia en s^{-1} o Hz y c = velocidad de la luz en el vacío.

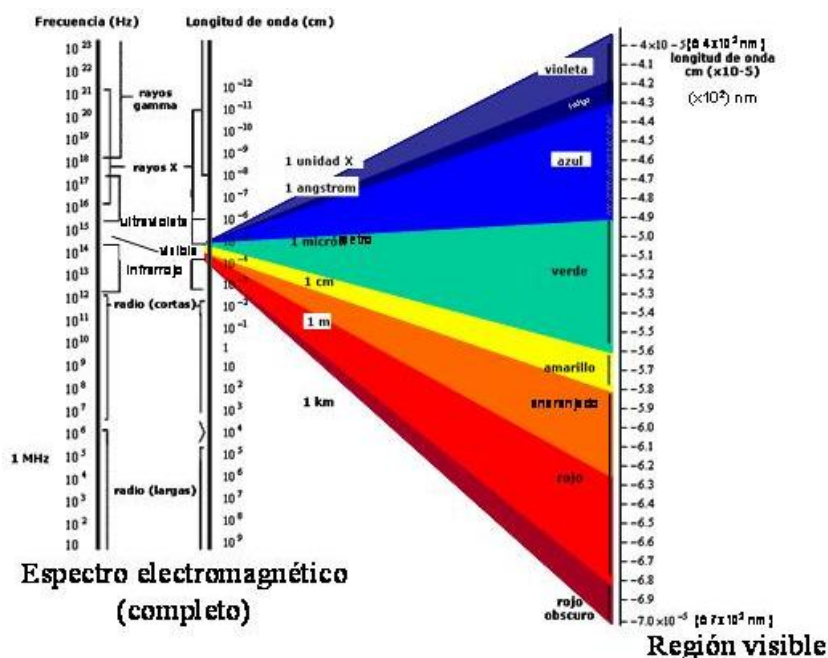


Figura III.2. Espectro electromagnético.

III.2.5. Absorción de Fotones

La radiación electromagnética (γ o x) no puede ser absorbida por completo sino que solo disminuye su intensidad al aumentar el espesor del absorbedor.

Por ejemplo si se realizan mediciones de absorción de radiación electromagnética, en condiciones de buena geometría, es decir, con un haz de radiación bien colimado, y se grafica en papel semilogarítmico la intensidad de la radiación transmitida en función del espesor del material absorbedor, se obtendrá una línea recta para radiación monoenergética. Si el haz de radiación es heteroenergético, se obtendrá una curva.

La ecuación de la línea recta resultante es:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu t} \quad (1)$$

Donde:

I_0 = intensidad de la radiación γ para un espesor del absorbedor igual a cero

I = intensidad de la radiación γ transmitida a través de un absorbedor de espesor t

t = espesor del absorbedor

μ = coeficiente de absorción = pendiente de la recta

Las propiedades de absorción de la materia varían en forma sistemática con el número atómico del absorbedor y con la energía de la radiación gamma [20].

III.2.6. Mecanismos de absorción

Cuatro son los mecanismos de absorción de radiación gamma que son significativos. Dos de estos mecanismos, el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton, los cuales implican interacciones sólo con los electrones orbitales del absorbedor, predominan en los casos en que la energía cuántica de los fotones no exceden en mucho de 1.02 MeV la cual es el equivalente en energía de la masa en reposo de dos electrones. En el caso de fotones de mayor energía, domina el efecto de producción de pares, el cual es una conversión directa de energía electromagnética en masa [20].

Estos tres mecanismos de absorción de radiación gamma dan por resultado la emisión de electrones del absorbedor. Los fotones de muy alta energía ($E \gg 2m_0c^2$) pueden ser absorbidos por el núcleo, y por consiguiente iniciar reacciones nucleares las cuales dan como resultado la emisión de otras radiaciones.

III.2.6.1. Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es una interacción entre un fotón y un electrón fuertemente ligado cuya energía de enlace es igual o menor que la energía del fotón. En el efecto fotoeléctrico el fotón desaparece, dando lugar a una partícula ionizante primaria llamada fotoelectrón cuya energía está dada por:

$$E_f = h\nu - \phi \quad (2)$$

El fotón disipa su energía en el medio absorbedor principalmente por ionización y excitación. El efecto fotoeléctrico es considerado como una absorción real debido a que toda la energía del fotón es depositada en el absorbedor. La energía de enlace (Φ) es transferida al absorbedor por medio de la radiación fluorescente que sigue a la interacción inicial (ver figura III.3). Estos fotones de baja energías son absorbidos por los electrones externos en otras interacciones fotoeléctricas no lejos de sus puntos de origen. El efecto fotoeléctrico se va favorecido por fotones de baja energía y absorbedores de número atómico alto. Dependiendo del número atómico del absorbedor, el efecto fotoeléctrico es el modo de interacción predominante para energías del fotón suficientemente bajas (0.1 – 0.5 MeV).

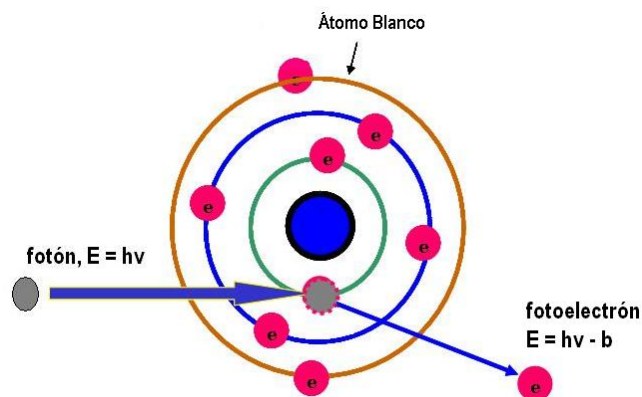


Figura III.3. Efecto Fotoeléctrico.

La dirección en que se emiten los fotoelectrones varía con la energía del fotón incidente, a bajas energías los electrones tienden a ser emitidos en la dirección del vector de campo eléctrico de la radiación incidente; es decir, a ángulos rectos con la dirección del fotón incidente. La energía cinética del fotoelectrón es siempre la misma.

La expulsión de un fotoelectrón del átomo deja un hueco en una de las órbitas electrónicas, el cual es llenado por un electrón de una órbita exterior. La energía potencial perdida por este electrón en ocasiones aparece como un fotón de rayos-x cuya energía es característica del átomo del que proviene, por lo que se llama radiación característica [20].

III.2.6.2. Efecto Compton

La dispersión Compton es una colisión elástica entre un fotón y un electrón libre como se muestra esquemáticamente en la figura III.4. Un fotón (γ o x) interacciona con un electrón orbital externo de algún átomo, cediéndole solo parte de su energía, saliendo desviado respecto a su dirección original. Se presenta para fotones entre 30 keV y 30 MeV.

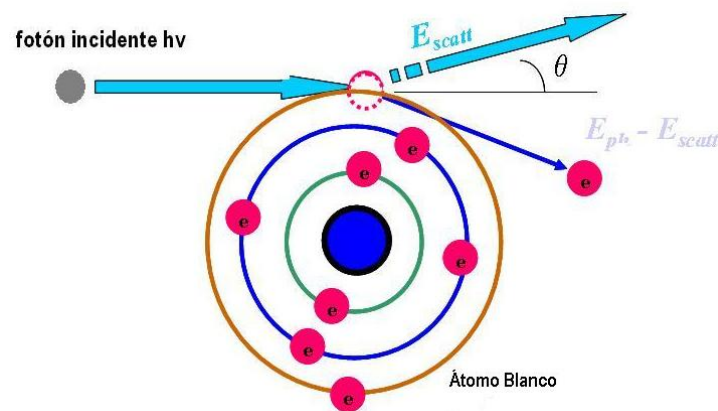


Figura III.4. Efecto Compton.

En una colisión entre un fotón y un electrón libre es imposible que toda la energía de los fotones sea transferida al electrón si no se conservan la energía y la cantidad de movimiento. Esto puede mostrarse asumiendo que tal reacción es posible. Si esto fuera cierto, de acuerdo con la conservación de la energía, toda la energía del fotón es impartida al electrón y se tendría [20]:

$$E = mc^2 \quad (3)$$

De acuerdo con la ley de conservación de la cantidad de movimiento, toda la cantidad de movimiento del fotón (p) debe ser transferida al electrón si el primero desaparece; es decir:

$$p = \frac{E}{c} = mv \quad (4)$$

Eliminando m de las dos ecuaciones anteriores y resolviendo para v , se tiene $v = c$ la cual es una solución imposible. Por lo tanto, la suposición original de que el fotón transfiere su energía al electrón debe ser falsa. Puesto que no puede ser transferida toda la energía del fotón, éste debe ser dispersado con una energía menor que el fotón. Únicamente la diferencia de energía entre el fotón incidente y el dispersado es transferida al electrón libre.

La probabilidad de una interacción Compton disminuye a medida que aumenta la energía del fotón y con el aumento del número atómico del absorbedor. En elementos con número atómico bajo (elementos ligeros) la dispersión Compton es el principal mecanismo de interacción. En esta dispersión cada electrón actúa como centro dispersor y las propiedades macroscópicas de dispersión de la materia dependen principalmente de la densidad de electrones por unidad de masa.

III.2.6.3 Creación de Pares

En este proceso un fotón cuya energía exceda de los 1.02 MeV puede desaparecer espontáneamente al pasar cerca de un núcleo y su energía puede reaparecer como un positrón y un electrón (figura III.5). Cada una de estas partículas tiene una masa en reposo de $m_0c^2 = 0.51 \text{ MeV}$.

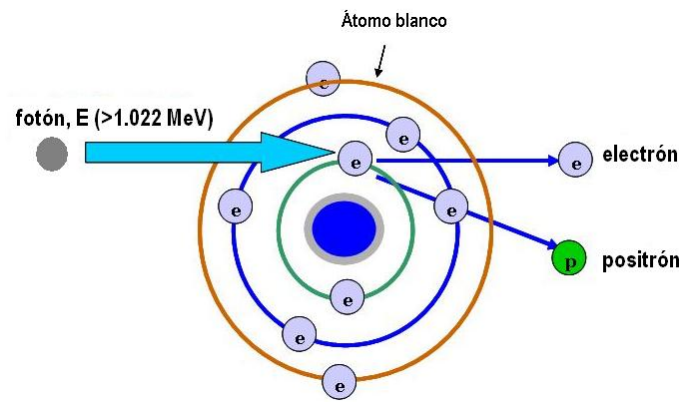


Figura III.5. Proceso de producción de pares.

Después de producirse un par de iones, el positrón y el electrón son proyectados hacia adelante en relación con la dirección del fotón incidente, y pierde su energía cinética por ionización, excitación y producción de bremsstrahlung en la misma forma que cualquier otro electrón energético. Una vez que el positrón ha gastado toda su energía cinética se combina con un electrón, para aniquilarse produciéndose dos fotones de 0.51 MeV cada uno; o bien pueden sufrir dispersión Compton o absorción fotoeléctrica [20].

Por otro lado se sabe que este proceso aumenta su probabilidad de producirse al aumentar Z [13].

III.2.6.4 Fotodesintegración

Durante este proceso el núcleo absorbedor captura un rayo gamma y, en la mayoría de los casos, emite un neutrón mejor que un protón debido a que el primero no tiene que vencer una barrera de potencial coulombiano para escapar del núcleo y por lo tanto tiene un umbral más bajo. Esta es una reacción de umbral en la cual la energía cuántica debe exceder un cierto valor mínimo que depende del absorbedor.

El intervalo de energías umbral para fotodesintegración con emisión de neutrones varía desde 1.66 MeV para el berilio hasta alrededor de 8.5 MeV para núcleos ligeros.

También es una reacción de altas energías y excepto algunos casos no es un mecanismo de absorción para la radiación gamma. La fotodesintegración es una reacción importante en el caso de fotones de muy alta energía producidos en aceleradores tales como betatrones o sincrotrones.

La importancia relativa de los tres procesos de ilustra en la siguiente figura, para varios materiales absorbedores y diferentes energías de los fotones gamma incidentes. La línea izquierda representa el intervalo de energía en el que la absorción fotoeléctrica y la dispersión de Compton son igualmente probables en función del número atómico del absorbedor. La línea de la derecha representa el intervalo de energía en el que el efecto Compton y la producción de pares tienen la misma probabilidad. Así, las tres regiones en las que se divide la gráfica muestran el predominio de cada proceso de interacción.

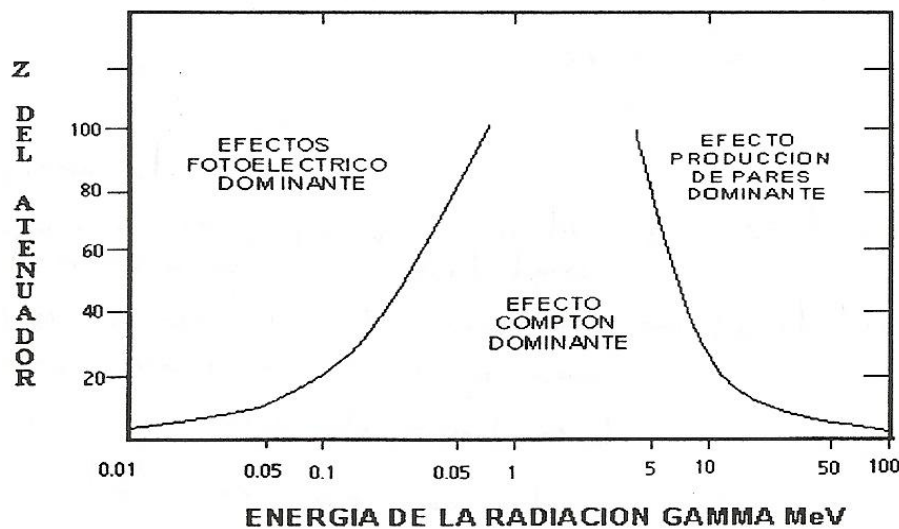


Figura III.6. Importancia relativa de los tres procesos principales de interacción.

III.3. Acelerador Lineal de Uso Médico

Un acelerador lineal de electrones para uso médico (figura III.7), es un equipo destinado al tratamiento de tumores o a tratamientos de pacientes con cáncer, mediante accesorios como multihojas, cuñas dinámicas, aplicadores para radiocirugía, aplicadores para electrones, conocidos comúnmente como conos y colimadores asimétricos para haces de fotones. Estos aceleradores son equipos que emplean ondas electromagnéticas de alta frecuencia.

La forma de producir fotones en un acelerador lineal parte de la generación de electrones en un cátodo incandescente los cuales son acelerados en el cañon mediante la aplicación de un campo eléctrico pulsado, alcanzando una cuarta parte de la velocidad de la luz, posteriormente al introducirse en la guía de onda que forma la estructura aceleradora y en donde existe un campo electromagnético de alta frecuencia y alta potencia, se crean pequeños paquetes y se aceleran hasta alcanzar la velocidad de la luz. Estas partículas aceleradas (electrones) son frenadas haciéndolas chocar contra una material de alto número atómico, generalmente de tungsteno emitiendo fotones de rayos-x por el efecto de radiación de frenado (bremsstrahlung), teniendo un incremento de temperatura en el blanco (tungsteno) en el instante del choque, así el haz de fotones producido es de heterogénea y con energía muy alta asociada en MeV.

Donde el **electrón-volt (eV)**, es una unidad de energía equivalente a la energía cinética que adquiere un electrón al ser acelerado por una diferencia de potencial de 1 volt. El cual equivale a $1 \text{ eV} = 1.602 \times 10^{-19} \text{ J}$.



Figura III.7. Acelerador lineal de electrones de uso médico.

En la figura III.8, se muestra esquemáticamente una unidad de tratamiento de un acelerador lineal de electrones a mayor detalle. El acelerador lineal está montado sobre un cabezal que gira sobre un gabinete. El haz de radiación que emerge del colimador, siempre está dirigido y centrado a través del eje del cabezal. El eje central del haz intercepta el eje horizontal en un punto en el espacio llamado *isocentro*. En la mayoría de los casos, la cama se coloca de tal forma que el tumor del paciente se centra en el isocentro. Usualmente, el paciente yace en posición *prona o supina*, es decir decúbito dorsal o decúbito ventral sobre la cama del tratamiento.

El sistema de soporte de la mesa de tratamiento, incluye tres movimientos lineales y uno de rotación alrededor del isocentro, para facilitar el posicionamiento del paciente para su tratamiento. Los haces de rayos láser horizontal y vertical, proyectan líneas que interceptan al isocentro, para facilitar el posicionamiento del paciente en conjunto con marcas de

referencia, que en algunos casos son tatuajes temporales localizados sobre la piel del paciente [31].

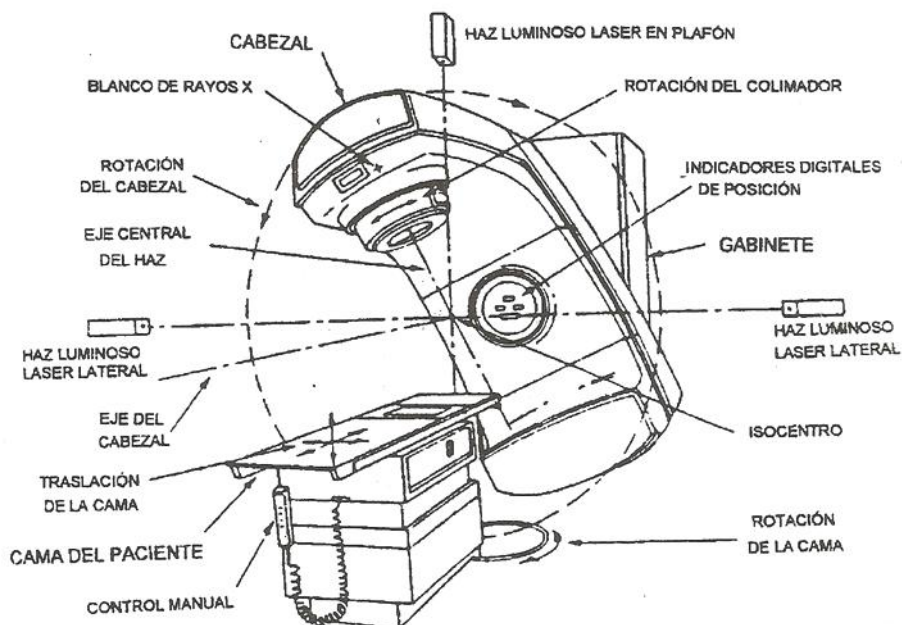


Figura III.8. Unidad de tratamiento de un acelerador lineal y movimientos de la mesa de tratamiento.

Con la ayuda de los indicadores digitales de la posición, el tamaño de campo y los ángulos de rotación del cabezal. El sistema isocéntrico facilita un tratamiento preciso y confiable para el paciente. En la figura III.9, se muestra la técnica de tratamiento a isocentro, donde el centro del tumor se posiciona en el isocentro, en un corte transversal del paciente.

El círculo punteado, indica todas las posibles ubicaciones de la fuente de rayos X en un radio de 100 cm.

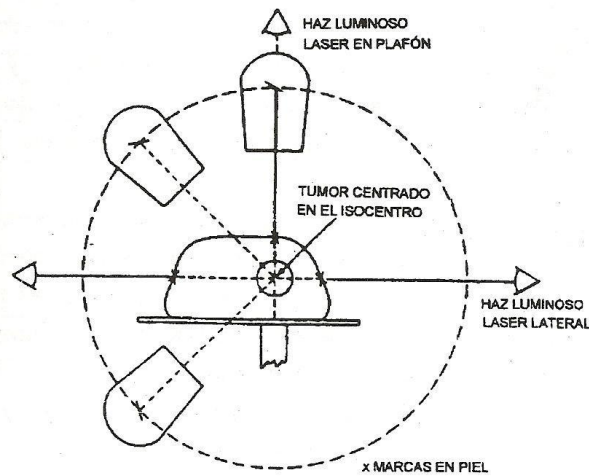


Figura III.9. Técnica de tratamiento a isocentro.

III.4. Partes de un Acelerador Lineal

Las partes principales de un acelerador lineal son las siguientes: el gabinete, el cabezal, la mesa de tratamiento y la consola de control. En la figura III.10, se identifican las partes instaladas en el gabinete y cabezal de un acelerador. El gabinete está montado firmemente sobre el piso y el cabezal gira sobre cojines o puntos de apoyo del gabinete. La estructura operacional del acelerador que está montada sobre el gabinete, gira sobre el eje horizontal fijo.

La consola de control contiene un gabinete de tarjetas electrónicas, un teclado de control, un sistema de registro y verificación de los canales de operación y seguridad, así como un circuito cerrado de televisión con monitor y dos cámaras internas para vigilar al paciente y la operación del acelerador. Adicionalmente se tiene un gabinete modulador, el cual contiene los controles de poder primario y las unidades de electrónica auxiliar.

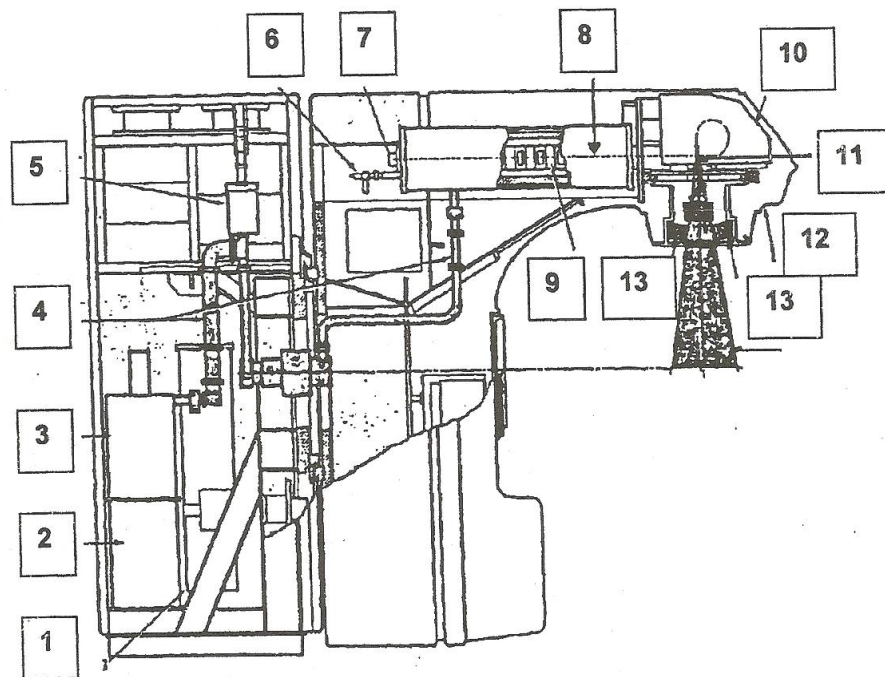


Figura III.10. Diagrama esquemático de un acelerador lineal para radioterapia, donde muestran las componentes principales del gabinete y del cabezal.

1. **Sistema de enfriamiento con agua.** El sistema de enfriamiento con agua disminuye la temperatura de varios componentes que se disipan energía en forma de calor y establece una temperatura de operación estable mayor a la temperatura ambiente para evitar la condensación de la humedad.
2. **Tanque con aceite.** En el tanque con aceite contiene un dieléctrico que proporciona aislamiento eléctrico para el alto voltaje del tubo klystron.
3. **Tubo Klystron.** El tubo klystron genera microondas de alta potencia para acelerar electrones en la guía de ondas del acelerador.
4. **Guía de onda.** La guía de onda transporta microondas de alta potencia desde el tubo klystron.

-
5. **Circulador.** El circulador aísla el tubo klystron de las microondas reflejadas desde el acelerador.
 6. **Sistema de vacío.** El sistema de vacío provee de presiones muy bajas para la operación del cañón de electrones, la estructura del acelerador y el sistema de deflexión del haz.
 7. **Cañón de electrones o cátodo.** El cañón de electrones o cátodo, proporciona los electrones inyectados a la guía de ondas de la estructura del acelerador.
 8. **Haz de electrones.** El Haz de electrones se acelera aproximadamente a la velocidad de la luz.
 9. **Estructura del acelerador.** La estructura del acelerador consiste de cavidades de microondas para la transferencia de energía para la aceleración del haz de electrones.
 10. **Imán para deflexión del haz.** El imán desvía 270° el haz de electrones y define sus características de enfoque.
 11. **Blanco de conversión.** El haz de electrones impacta el blanco para generar rayos X de alta energía. Si se remueve el blanco de la trayectoria del haz, se tendría un tratamiento con electrones.
 12. **Cabezal.** El cabezal de tratamiento contiene los dispositivos para la formación y monitoreo del haz.
 13. **Colimadores.** Colimadores móviles para ajustar el haz de rayos X a la forma de tumor.

III.4.1. Cabezal del Acelerador Lineal

En la figura III.11, se muestra el cabezal del acelerador que contiene los dispositivos de formación localización y monitoreo del haz. Los rayos X de alta energía que emergen del blanco, tiene su mayor intensidad sobre el eje central del haz como se muestra en la figura III.12 y ésta disminuyen progresivamente en función de la distancia al eje. Esta distribución es aplanada para proporcionar campos de tratamiento uniforme. Esta función se realiza en el filtro de aplanado, que consiste de un absorbedor metálico cónico, colocado sobre el eje del haz, el colimador primario limita el tamaño del campo máximo.

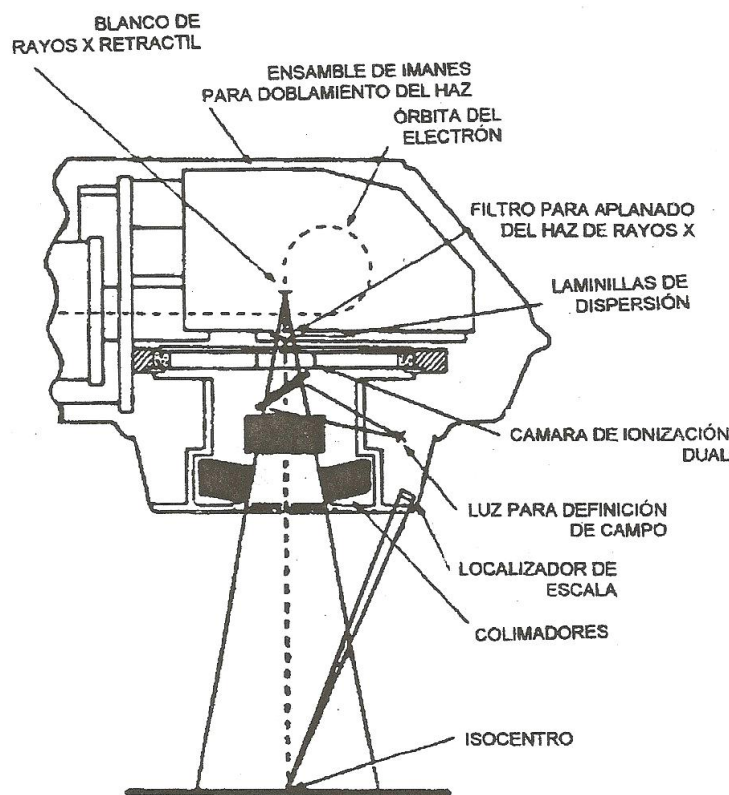


Figura III.11. Cabezal típico de un acelerador lineal de electrones.

El sistema de monitoreo que se encuentra dentro del cabezal como se observa en la figura anterior consiste de varias cámaras de ionización o una cámara con múltiples placas. La función de una cámara de ionización es para detectar la tasa de dosis, integrar la dosis así como la simetría del campo, puesto que la cámara de ionización, realiza un muestreo del haz de radiación ya sea en rayos X o electrones, que pasan a través del cabezal de tratamiento y que producen señales eléctricas para concluir el tratamiento cuando se ha alcanzado la dosis prescrita. Dos canales de medición con cámaras de ionización independientes aseguran que las dosis prescritas se entreguen exacta y seguramente; una sirve como verificadora de la otra. Este criterio de monitoreo del haz es muy importante desde el punto de vista de la filosofía de operación y seguridad del acelerador.

El campo luminoso simula el campo de radiación y facilita el posicionamiento del paciente, el cual proporciona una intensidad de campo luminoso, duplicándolo en tamaño y forma al campo de radiación que incide sobre el paciente, mismo que está definido por los colimadores u otros dispositivos limitadores de haz. La rejilla proyecta una escala numérica sobre la piel del paciente para definir la distancia fuente-piel.

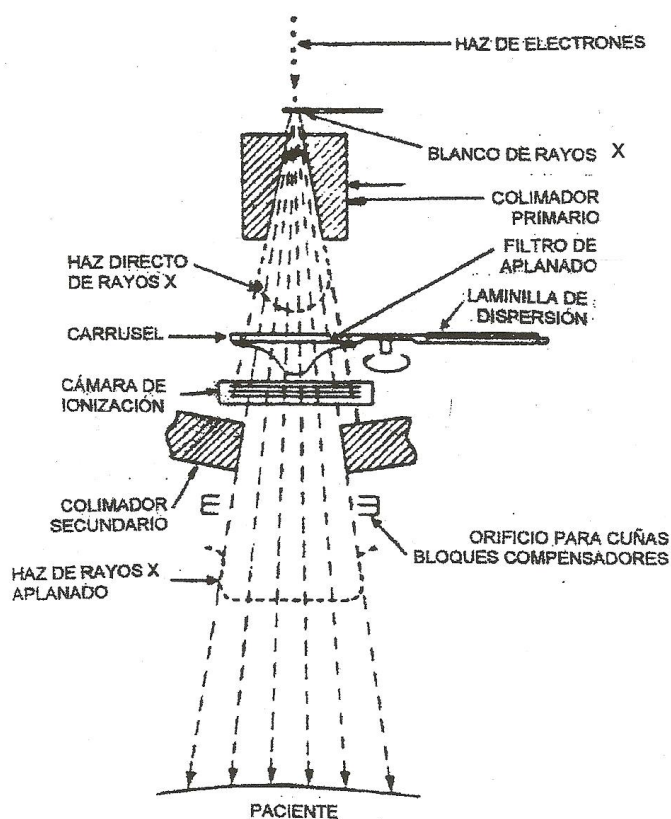


Figura III.12. Subsistema del haz de rayos X para tratamiento.

El blanco de rayos X, es una placa retráctil, que se retira del haz de radiación, cuando se aplica terapia con electrones y es donde se generan los rayos X como radiación de frenado.

El tamaño del campo del tratamiento, se define por el colimador secundario, que consiste en 4 bloques metálicos gruesos, por lo general de tungsteno, los cuales pueden ser ajustados para obtener diferentes tamaños y formas del campo (cuadrado o rectangular); adicionalmente, este colimador gira alrededor del eje del haz, permitiendo la selección de diferentes ángulos de los campos.

El acelerador lineal tiene accesorios para modificar el campo de tratamiento, utilizando cuñas, bloques compensadores y aperturas formadas individualmente, los cuales son montados en charolas especiales que se colocan en el cabezal del tratamiento.

Se muestra en la figura III.13 el subsistema del cabezal de un acelerador lineal para terapia con haces de electrones. El blanco de rayos X se retira del haz y una laminilla dispersora delgada reemplaza el filtro de aplanado, a través de un carrusel. La laminilla de dispersión, expande el haz de electrones y proporciona un campo plano y uniforme para tratamiento con electrones, por lo que el tamaño y forma del campo estará definido por la apertura final del aplicador, que está cerca o en contacto con la piel del paciente. Además, el colimador secundario de rayos X está ajustado a una apertura máxima que el definido por el aplicador.

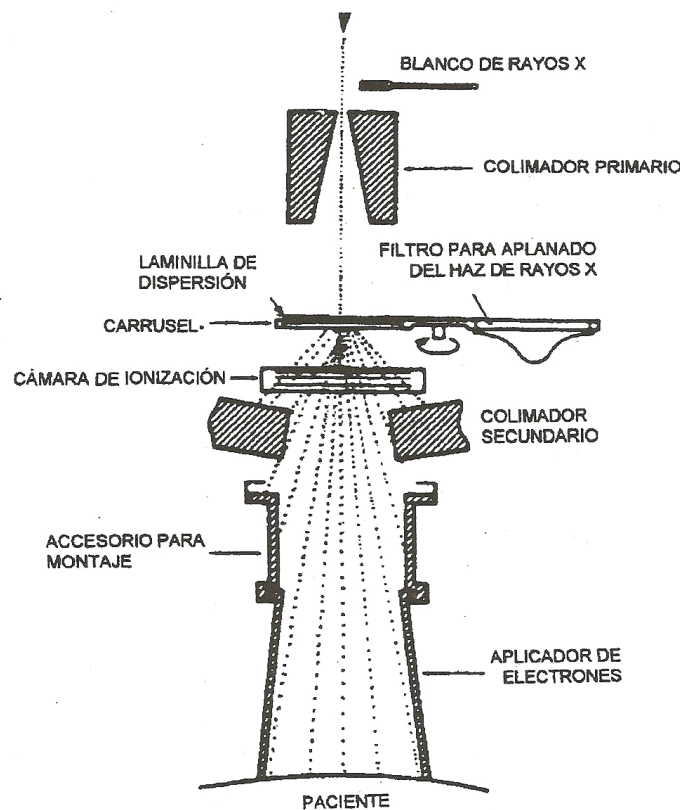


Figura III.13. Subsistema del haz de electrones para tratamiento.

En el área de radioterapia se utilizan aceleradores lineales de electrones que producen haces de fotones monoenergéticos de 6 MV, así también existen equipos con una gran variedad de energías que van desde 6, 10 y 18 MV para fotones y 4, 6, 8, 12, 16 y 20 MeV para electrones.

Dependiendo de la energía de los electrones, fotones y de los materiales que componen el cabezal del acelerador y el blanco donde los electrones choquen, estos equipos producirán además de la radiación antes mencionada, campos neutrónicos de regular intensidad, los cuales aparecen como radiación no deseada que supone un riesgo radiológico adicional para pacientes, personal ocupacionalmente expuesto y público en general. A la dosis equivalente debida a los propios neutrones, se suman las dosis debidas al campo gamma de captura neutrónica, producido por la captura de neutrones térmicos en el hormigón del bunker, y las dosis gamma debidas a fenómenos de activación neutrónica de elementos del propio acelerador (colimadores, cuñas, etc.) y el blindaje del cabezal llamado colimador, el material blindado diseñado para definir las dimensiones de un haz de radiación.

En seguridad y protección radiológica en instalaciones de radioterapia y principalmente en aceleradores lineales de electrones, se necesita especial atención debido a que la normativa empleada, no es muy explícita con respecto al método para el cálculo de blindajes para neutrones, especialmente en lo referente a espacios secundarios de la instalación, que conforman partes de acero, salas de control y pasillos.

La normativa internacional a través de recomendaciones emitidas por las organizaciones National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) [11] e International Electrotechnical Commission (IEC) [12], indican los valores máximos de la radiación de fuga para rayos X y neutrones, generados en aceleradores lineales para diferentes energías y planos, como se indican en las tablas III.2 y III.3.

Publicación	Plano Paciente Radiación de fuga	
	Promedio (cGy/Gy)	Máximo (cGy/Gy)
IEC 60601-2-1-1998 [12]	-	-
NCRP 102-1989 [11]	-	< 1.00

Tabla III.2. Límites para radiación de fuga de neutrones dentro del haz de radiación.

Publicación	Plano Paciente Radiación de fuga		Plano Cabezal Radiación de fuga (a 1 m del blanco)	
	Promedio (cGy/Gy)	Máximo (cGy/Gy)	Promedio (cGy/Gy)	Máximo (cGy/Gy)
IEC 60601-2-1-1998 [12]	0.02	0.05	-	0.05
NCRP 102-1989 [11]	-	ALAP*	-	ALAP*

ALAP.- As Low As Practicable.

Tabla III.3 Límites para radiaciones de fuga de neutrones fuera del haz de radiación.

En México, se tiene la norma oficial NOM-033-NUCL-1998 [7]; la cual, establece las especificaciones técnicas que deben satisfacerse para la operación de los aceleradores lineales de uso médico, así como los requisitos de debe cumplir la documentación de registro de las verificaciones y mantenimientos que se realizan a dichos equipos. Para su instalación se realizan pruebas de aceptación, entre las cuales se tienen las pruebas de fuga para rayos X y neutrones.

III.5. Generación y transporte de neutrones de captura en un acelerador lineal de electrones de uso médico

El campo de radiación en torno en un acelerador lineal de electrones de uso médico, un campo mezclado de fotones provenientes de las fugas del cabezal, fotones dispersados por el paciente, los colimadores de haz y las paredes del bunker así como los fotones generados por los electrones detenidos en cualquier otra material distinto del blanco.

Si la energía es suficientemente alta en el acelerador para producir neutrones ($E \geq 10$ MV), existirá además una componente neutrónica del campo de radiación. La producción primaria de neutrones se debe a reacciones (γ, n) existiendo una pequeña contribución debida a reacciones (γ, pn) y $(\gamma, 2n)$ si la energía así lo permite [26].

En el rango de energías (10 MV – 25 MV), la producción de neutrones se origina en un fenómeno de interacción llamado “Resonancia gigante fotonuclear” o “Resonancia gigante (RG)”.

La sección eficaz para RG se caracteriza por poseer una energía umbral, un rápido crecimiento hasta un pico prominente y un decrecimiento más gradual a energías mayores (tabla III.4). Para nucleídos medianos y pesados ($A > 40$) que son los que más interesan, por el tipo de materiales constitutivos del blanco y del cabezal del acelerador, el pico ocurre a energías asociadas entre los 13 MeV y 18 MeV, en tanto que las energías umbral para la reacción (γ, n) oscilan entre 6 y 13 MeV [26].

Elemento	Núm. Atómico	Abundancia isotópica [%]	Energía umbral para (γ , n) [MeV]
Pb	206	25.1	8.08
	207	21.7	6.74
	208	52.3	7.37
Fe	54	5.8	13.40
	56	91.7	11.20
W	182	26.4	8.05
	183	14.4	6.19
	184	30.6	7.41
	185	28.4	5.75

Tabla III.4. Energías umbral para reacciones fotoneutrónicas.

III.5.1. Radiación de fuga

Es definida como toda la radiación que se genera en las componentes del acelerador y que emerge fuga del campo de radiación o haz útil. Esta se especifica en dos formas:

- a) en el plano paciente.
- b) a 1 m de distancia de la trayectoria del haz de electrones.

Su medición se ha realizado con el colimador cerrado. Sus componentes de interés para este trabajo son los fotones y neutrones.

Las radiación de fuga de neutrones se expresa en unidades de dosis absorbida de neutrones cGy por Gy de dosis absorbida de fotones en el isocentro, con una distancia fuerte superficie de 100 cm para una energía inicial de los electrones determinada. Los límites establecidos por la normativa internacional para neutrones, dentro y fuera del haz útil se indican en las tablas III.2 y III.3 ya mencionadas.

III.6. Acelerador Lineal: Fuente de Neutrones

III.6.1. Radiación a través de la puerta

Las instalaciones tiene un blindaje adecuado contra fuga de neutrones, excepto en la puerta de acceso. Las salas de tratamiento con diseño inadecuado de puerta y pasillo pueden presentar problemas de exposición a la radiación fuera de la puerta de acceso, por lo que es un área frecuentemente ocupada por el POE, ya que este se encuentra en la consola de control del equipo, la cual generalmente esta cerca de la puerta de acceso y en espera al termino de cada tratamiento. Dependiendo de los componentes de la puerta de acceso a la sala de tratamiento, una gran fracción de la componente de neutrones en esta posición, está abajo de 500 keV [1], por lo que la dosimetría personal se dificulta.

III.6.2. Activación de materiales

Cuando el fotón produce un neutrón a través de la reacción (γ, n), el núcleo producto puede ser radiactivo y el neutrón puede ser absorbido formando un núcleo radiactivo secundario. Si el nivel de radiación resultante es significativo, ello puede contribuir a la dosis de radiación del personal de operación.

La radiactividad inducida se origina en:

- a) Componentes del acelerador y accesorios para tratamiento.
 - b) Paciente
 - c) Paredes, techo y piso de la sala de tratamiento.
- a) **Componente del acelerador y accesorios para tratamiento.** Es claro que las partes del acelerador activadas son: el blanco, colimadores, filtro de aplanado y superficies internas del blindaje del cabezal. Estos dispositivos a excepción de los colimadores externos, están autoblandados dentro del cabezal. En el caso de los colimadores externos, éstos están fabricados de aluminio, lucita, bloques de plomo y ceroben, cera y latón. Por tanto, la rapidez de exposición disminuye rápidamente dentro de los primeros dos minutos después de la irradiación, a excepción del latón, debido a que el ^{62}Cu tiene una vida media de 9.78 min.
- b) **Paciente.** Las reacciones fotonucleares con mayor probabilidad de producción son; $^{16}\text{O}(\gamma, n)^{15}\text{O}$ y $^{12}\text{C}(\gamma, n)^{11}\text{C}$, donde el ^{15}C y ^{11}C decaen rápidamente por la emisión de un positrón con vidas medias de 2.04 min y 2.03 min respectivamente. En consecuencia, la exposición a la radiación del POE debida al paciente en tratamientos con rayos X de energías menor de 20 MeV [11].
- c) **Paredes del cuarto, techo y piso.** La composición elemental del concreto varía dependiendo de la marca del cemento, su preparación y la cantidad de agua de la mezcla, por lo tanto la cantidad inducida de radiactividad es variable. Varias reacciones son posibles, las cuales pueden resultar en núcleos radiactivos; (γ, n) , $(n, 2n)$, (n, γ) , (n, p) , etc. Sin embargo, reacción dominante es la captura de neutrones térmicos, encontrándose principalmente $^{27}\text{Al}(n, \gamma)^{28}\text{Al}$, $^{48}\text{Ca}(n, \gamma)^{49}\text{Ca}$, $^{23}\text{Na}(n, \gamma)^{24}\text{Na}$, donde el ^{28}Al , ^{49}Ca y ^{24}Na , son emisores gamma con vidas medias de 2.3 min, 8.8 min y 15 h respectivamente. Adicionalmente, se presentan otras reacciones nucleares como $^{29}\text{Si}(\gamma, p)^{28}\text{Al}$ y $^{28}\text{Si}(n, p)^{28}\text{Al}$, en consecuencia la mayor contribución

a la dosis absorbida de fotones fuera del blindaje para el POE, es la generada por el ^{28}Al . Por lo tanto, la magnitud de la activación será función del tamaño del cuarto de irradiación, el rendimiento de neutrones del acelerador, el número de tratamientos por día y la energía empleada, así como de la composición química del concreto.

III.6.3. Interacción de los neutrones con la materia.

Los procesos de interacción de los neutrones con el material biológico dependen fuertemente de la energía de estos últimos, lo que ha originado su clasificación en: a) neutrones térmicos con energías menores que la energía de corte del cadmio, aproximadamente a partir de 0.025 eV o de 0.5 eV; b) neutrones intermedios con energías en el intervalo de 100 eV a 100 keV y c) neutrones rápidos con energías mayores a 100 keV. Los neutrones térmicos e intermedios se forman por la interacción de los neutrones con la materia [30,31].

Los fenómenos de generación o interacción de los neutrones en la materia, por lo general, se acompañan por la emisión de fotones, cuya componente principal es radiación gamma. La presencia de neutrones en un campo de radiación, implica la presencia de fotones. Por esta razón, para efectuar la dosimetría de campos mezclados de radiación, se requiere seleccionar un sistema que permita cuantificar por separado las dos componentes de radiación.

Los neutrones interaccionan con tejido humano, a través de diferentes tipos de procesos con los núcleos de los isótopos de los elementos que constituyen al tejido [15].

III.6.3.1. Captura de neutrón

Este tipo de interacción domina en su contribución a la dosis absorbida en tejido a energías térmicas y es importante a energías del neutrón en varios órdenes de magnitud, aunque la sección eficaz usualmente disminuye con el inverso de la raíz cuadrada de la energía del neutrón. Los tipos de reacciones de captura básicas son (n, γ) , (n, p) y (n, α) .

La captura de neutrones térmicos por el nitrógeno a través de la reacción (n, p) genera protones y núcleos de retroceso con energías cinéticas de 0.58 MeV y 0.04 MeV, respectivamente, que al interaccionar con volúmenes muy pequeños de tejidos con diámetros del orden de 1 cm, contribuyen a la dosis absorbida aproximadamente de un 80%.

La radiación gamma producida en las reacciones (n, γ) por neutrones térmicos con el hidrógeno, nitrógeno, carbono y oxígeno cubre un espectro de energía muy amplio y de energías altas en comparación con las producidas en el decaimiento radiactivo, llegándose a tener fotones hasta de 10.83 MeV como se muestra en la tabla III.5.

Elemento	Energía de la radiación γ (MeV)	Intensidad de la radiación $\gamma/100$ capturas ⁽¹⁾	Sección eficaz $\sigma_{n,\gamma}$
Hidrógeno	2.223	100.0	1.00
Carbono	1.262	22.9	0.01
	3.684	24.8	0.01
	4.945	52.3	0.01
Nitrógeno ⁽²⁾	1.885	8.2	0.26
	3.678	5.9	0.26
	4.509	6.0	0.26
	5.269	11.3	0.26
	5.298	8.0	0.26
	5.533	7.0	0.26
	6.322	6.7	0.26
	10.829	5.4	0.26
Oxígeno	0.871	35.5	0.0006
	1.088	29.1	0.0006
	2.184	29.1	0.0006
	3.271	6.3	0.0006

(1) Datos calculados empleando información del Nacional Nuclear Data Center [32].

(2) El espectro de emisión de radiación gamma de captura en el nitrógeno es muy amplio y se inicia en 0.244 MeV.

Tabla III.5. Energía de la radiación gamma de captura para neutrones térmicos en los elementos principales que constituyen el tejido humano [32].

Observando en la tabla III.5, la radiación gamma de captura, las que más predominan las del hidrógeno y del nitrógeno. Este proceso es uno de los más importantes en tejido para energías del neutrón menores de 100 eV.

III.6.3.2. Dispersión elástica

En esta interacción, el momento y la energía cinética del neutrón y el núcleo, se conservan. Esta es la responsable de la moderación de los neutrones. Todas las sustancias con alto contenido de hidrógeno, tales como la parafina y el agua, se utilizan como moderadores de neutrones. Entre 10 keV y 18 MeV, la dispersión elástica ocasionada por el hidrógeno, es el contribuyente parcial al kerma en tejido entre un 69-97% y la dosis absorbida.

Para energías del neutrón arriba de 100 eV, energías mayores a las energías de amarre químico, un promedio del 50% de la energía del neutrón dispersado en el hidrógeno, se transfiere al protón de retroceso, el cual deposita su energía en pocos milímetros desde el sitio de la interacción. La dispersión elástica de los neutrones térmicos es el segundo factor en la distribución a la dosis absorbida en tejido debido a que en esta zona de bajas energías la reacción de captura es la contribuyente mayor.

En el caso de los núcleos de C, N y O, la dispersión elástica es el proceso predominante con éstos, donde se transfiere típicamente entre 10-15% de la energía del neutrón incidente al núcleo en retroceso. La sección transversal elástica macroscópica del C, N y O en tejido, tiene un promedio menor que la del hidrógeno aproximadamente en un orden de magnitud.

Para el intervalo de energía entre 100 eV a 10 MeV, la contribución de los núcleos en retroceso elástico, contribuye aproximadamente del 1-20% a las dosis total con fracciones grandes a altas energías o en resonancias, especialmente en oxígeno, en el intervalo de energías entre 0.4 - 5 MeV.

La dispersión elástica se puede visualizar como el choque de dos bolas de billar, aunque en nuestro caso el blanco es siempre más pesado que el proyectil. Al chocar el neutrón con un núcleo, rebota en cualquier dirección, transfiriéndoles al núcleo una cantidad de energía cinética. Esta energía transferida es mayor entre más ligero sea el núcleo, y también es mayor si el núcleo sale hacia adelante. La energía transferida es a costa de la energía del neutrón incidente, por lo que éste es desviado en cada colisión y pierde una fracción de su energía, pero nótese que no desaparece.

III.6.3.3. Dispersión inelástica

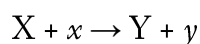
Las dispersiones inelásticas son reacciones con energía de umbral, donde los neutrones pierden su energía excitando un núcleo que al regresar a su estado base emite un fotón, pero sin la emisión de una partícula cargada. Este tipo de interacciones ocurren generalmente con neutrones térmicos o lentos. En este caso, no se conserva la cantidad de movimiento. Ya que cuando el neutrón es térmico o lento puede ser absorbido por el núcleo blanco en lugar de dispersarse, aumentando en un neutrón el número de masa del núcleo blanco, dando como resultado una reacción nuclear. Si se trata de núcleos pesados podría generarse una reacción de fisión, la absorción se divide en captura y fisión.

En general cada nucleído tiene cierta probabilidad de absorber neutrones. Esta probabilidad es llamada **sección eficaz** y sus unidades son en cm^2 o barns. Debe hacerse notar que se trata de una probabilidad y no de un área. Además es independiente de la energía de los neutrones.

Esta interacción se representa por (n, n) . Un gran número de reacciones diferentes ocurre con núcleos de C, N, O, y tiene sus umbrales en el intervalo de energía entre 2.31 MeV y 36.5 MeV. Las secciones eficaces para estas interacciones, exhibe muchas resonancias y se incrementan en magnitud con la energía del neutrón. La dispersión inelástica contribuye en un porcentaje pequeño a la dosis absorbida total en el tejido humano.

III.6.3.4. Reacciones nucleares

Se llama reacción nuclear al proceso de interacción fuerte del núcleo con una partícula elemental o con otro núcleo, la cual conlleva a la transmutación del núcleo o núcleos produciéndose dos o más partículas o fotones de radiación gamma. El tipo más frecuente de reacción nuclear es la interacción de una partícula ligera x , con un núcleo X , como resultado de la cual se forman una partícula ligera, y y otro núcleo Y .



Es común escribir en forma abreviada la ecuación anterior quedando: $X(x,y)Y$. Dentro del paréntesis se indican las partículas ligeras que intervienen en la reacción; primero la original y después la resultante. En calidad de partículas ligeras puede figurar el neutrón, el protón, el deuterón, la partícula alfa, y el fotón gamma.

Las reacciones nucleares pueden ir acompañadas del desprendimiento o absorción de energía. La cantidad de energía liberada se denomina de la reacción la cual se define por la diferencia de masas de los núcleos y partículas originales y resultantes. La cantidad de energía liberada se denomina energía de la reacción la cual se define por la diferencia de masas de los núcleos y partículas originales y resultantes. Si la suma de las masas del núcleo y la partícula resultantes es mayor que la de las masas de los núcleos y la partícula originales, la reacción transcurre con absorción de energía y la energía de la reacción es negativa, teniendo lugar una reacción endoenergética. En el caso en que la energía de la reacción sea positiva se dice que la reacción es exoenergética.

III.6.3.5. Espalación

Proceso en el cual el núcleo se fragmenta con la emisión de varias partículas, que a menudo incluyen neutrones, con excepción del hidrogeno. El proceso se vuelve significativo cuando las energías del neutrón se aproximan al valor de 100 MeV, donde este proceso es responsable del 20% de la dosis total absorbida en el tejido.

Sabemos que la sección eficaz total de neutrones σ_T es la suma aritmética de las secciones eficaces de las diferentes interacciones que se producen simultáneamente y está dada por:

$$\sigma_T = (\sigma_{n,p} + \sigma_{n,\gamma} + \sigma_{n,\alpha}) + (\sigma_{n,n} + \sigma_{n,n'} + \sigma_{n,x} + \sigma_{n,sp}) \quad (5)$$

Donde las componentes de la sección eficaz total, son aquellas para captura de neutrón, dispersión elástica, reacciones nucleares y espalación respectivamente. En términos generales la ecuación anterior se presenta en forma simplificada como:

$$\sigma_T = \sigma_a + \sigma_s \quad (6)$$

Donde σ_a y σ_s son las secciones eficaces de absorción y dispersión respectivamente.

Las contribuciones relativas de los neutrones al kerma en músculo u otro tejido biológico, dependen del contenido de cada elemento. Contribuciones típicas para un tejido muscular ICRU (figura III.14), donde puede observarse que para energías menores a los 100 eV, la interacción del núcleo con el nitrógeno es la mayor contribuyente al kerma [33].

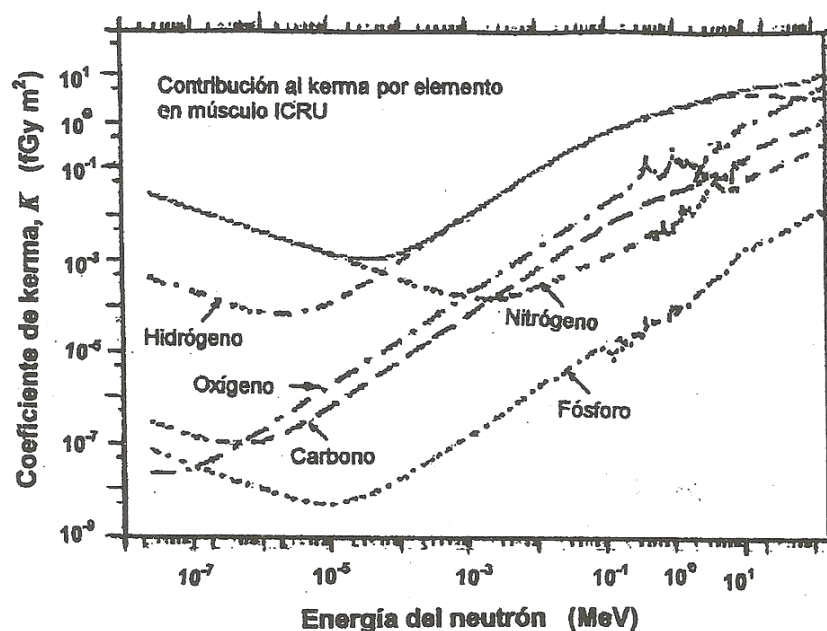


Figura III.14. Valores del coeficiente de kerma para los diferentes elementos que constituyen en tejido muscular ICRU en función de la energía de los neutrones. Los coeficientes de kerma elementales están ponderados en función de su fracción de masa en este tipo de tejido [33].

III.6.4. Interacción de los neutrones con el material biológico

Los neutrones que penetran en un medio biológico sufren diferentes interacciones en función de su energía, como son dispersión elástica, dispersión inelástica y reacciones de absorción, por lo que la energía depositada en el tejido es caracterizada por un espesor complejo de partículas cargadas secundarias.

Los principales elementos que constituyen todos los tejidos son hidrógeno, carbono, nitrógeno y oxígeno; particularmente el hueso contiene cantidades significantes de fósforo y calcio. Otros elementos como el sodio, magnesio, azufre, cloro y potasio, están presentes en pequeñas cantidades entre 1-2 % en peso y son de menor importancia para la dosimetría de neutrones. Sin embargo, existen diferencias significativas entre la composición atómica de varios tejidos humanos [14], como se observa en la tabla III.6, generalmente para aplicaciones biológicas y médicas con neutrones rápidos.

El orden de importancia para la disipación de energía de los neutrones rápidos en el tejido humano es por el retroceso de los protones del núcleo de H, seguido por la dispersión elástica con los núcleos de C, O y N. En caso de los neutrones térmicos, la disipación de energía es a través de las reacciones de absorción.

Debido a la gran contribución del kerma por el retroceso de protones generados por la interacción de los neutrones con los átomos de hidrógeno, la energía depositada en los diferentes tejidos biológicos, está determinada principalmente por su contenido relativo de hidrógeno.

Existen varias fuentes de radiación fuera del haz de tratamiento, que contribuyen a la dosis absorbida total que recibe el paciente, las cuales son: fuga de radiación a través del cabezal, dispersión de fotones fuera del haz de radiación, neutrones producidos en el blanco del cabezal, neutrones producidos por reacciones nucleares los cuales se dispersan fuera del volumen de tratamiento del paciente

Tejido	Composición en peso (%)										
	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca
Músculo	10.2	12.3	3.5	72.9	0.1		0.2	0.5		0.3	
Piel	10.0	22.7	4.6	61.5				0.2	0.3	0.1	
Sangre (toda)	10.0	9.8	2.9	74.5	0.2			0.2	0.3	0.2	
Cerebro	10.8	13.3	1.3	72.5	0.2		0.4	0.2	0.2	0.3	
Tejido blando	10.1	11.1	2.6	76.2							
Tejido graso (adiposo)	11.6	64.0	0.8	22.7	0.1			0.1	0.1		
Médula amarilla	11.3	63.3	0.6	22.7	0.4			0.1	0.1		
Médula roja	10.0	41.3	3.2	41.3							
Intestino	10.0	9.4	2.1	77.0	0.1		0.1	0.1	0.1	0.1	
Riñones	10.3	12.9	2.7	74.2	0.2		0.2		0.2	0.2	
Hígado	10.0	14.4	2.8	66.7	0.1		0.3	0.3	0.2	0.3	
Páncreas	9.7	13.0	2.1	67.0	0.1		0.2		0.2	0.2	
Pulmón	9.9	10.0	2.8	74.0	0.2		0.1	0.2	0.3	0.2	
Hueso (cortical)	3.4	15.5	4.0	44.1	0.1	0.2	10.2	0.3			22.2

Tabla III.6. Composición en peso de tejidos humanos.

III.7. Detección de Neutrones

En la medición de neutrones para propósitos de protección radiológicas se debe de considerar la fluencia de neutrones, espectro de energía, dosis equivalente o rapidez de dosis equivalente. Ningún detector o dosímetro puede efectuar lo anterior.

No obstante, cualquier detector que se utilice basa su funcionamiento en la interacción de la radiación con la materia; por lo cual, existen una gran variedad de detectores que satisfacen las más diversas necesidades. La selección de un detector adecuado para una aplicación específica puede dividirse en dos partes:

- a. Propiedades del manejo y calidad del medidor: portátil, resistencia, impermeabilidad, facilidad de uso y lectura, disponibilidad de servicio facilidad de descontaminación y confiabilidad, etc.,
- b. Características de detección: se basa en el tipo de radiación, sensibilidad, tiempo de respuesta, dependencia de la energía y dependencia del tipo de contenedor a verificar.

Referente a los detectores más empleados en dosimetría de neutrones, se cuentan con detectores por activación, por moderación, termoluminiscentes y de trazas nucleares.

III.8. Dosimetría de Neutrones

Las magnitudes dosimétricas de interés para neutrones incluyen el kerma en tejido, la dosis absorbida y la dosis equivalente donde esta última es muy importante en protección radiológica. En cualquier caso, la magnitud de estas cantidades depende fuertemente de la energía de los neutrones que se están midiendo, donde los neutrones rápidos, $E_n \geq 0.1$ MeV [31], tiene un impacto biológico mayor por unidad de fluencia que los neutrones térmicos o de energía intermedia. Para la medición de neutrones rápidos se utilizan materiales hidrogenados para moderarlos y producir fluencia térmica dentro del moderador.

III.8.1. Determinación de dosis absorbida debida a neutrones

La determinación de la dosis absorbida debida a neutrones en un material biológico irradiado, tiene como objetivo principal determinar el depósito de energía debida a los neutrones en ese material, de tal forma que permita correlacionar su respuesta con las respuestas observadas o predeterminadas en sistemas biológicos irradiados de interés. Esto implica que la selección de los métodos empleados y las cantidades físicas por registrar son básicas en la determinación de dosis, considerando características del material irradiado y el objetivo final en su evaluación.

Las cantidades físicas deben incluir las componentes de dosis absorbida a los neutrones y a los fotones, su distribución en el tiempo y la calidad de la radiación de los neutrones a través de su espectro de energía. También deben considerarse los procesos de interacción y de depósito de energía de los neutrones en los materiales empleados para la dosimetría, así como el tejido biológico humano, mediante las diferentes interacciones con los elementos constituyentes de éstos, en donde los espectros en energía de las partículas secundarias generadas por estas interacciones son complejos.

Los tipos de interacciones dependen fundamentalmente de la energía de los neutrones y de los isótopos que constituyen a los materiales de interés.

En el caso de neutrones, las cantidades de dosis absorbidas y de kerma están limitadas si no se proporciona información sobre la calidad de la radiación. El concepto de calidad se relaciona con la distribución microdosimétrica de la energía absorbida localmente dentro del material irradiado. El espectro en energía de los neutrones incidentes determina las cantidades microdosimétricas y, por lo tanto éste, puede considerarse como una caracterización implícita de la calidad de la radiación. Los métodos para dosimetría de neutrones, son adecuados sólo si cuantifican todos los parámetros esenciales tales como, el kerma o dosis absorbida, la calidad y la contribución a la dosis por la radiación de fotones.

III.8.2. Dosímetros

Un dosímetro es un dispositivo utilizado para medir la dosis absorbida recibida al exponerse a la radiación.

En la dosimetría diaria y de investigación, se utilizan detectores de radiación para la evaluación de la dosis absorbida, la dosis equivalente, Muchos de estos detectores usan materiales sustitutos de tejido en su construcción. Los dosímetros prácticos, constituidos por el detector y su ensamble, se basan en varias respuestas físicas, tales como la ionización de un gas, el incremento de temperatura en un medio y la termoluminiscencia.

Una teoría general de la respuesta del dosímetro se basa en la teoría de Bragg-Gray. En esta teoría, un detector se considera como una discontinuidad o cavidad en un medio continuo. El propósito de teoría de cavidades es relacionar la dosis absorbida en una cavidad a la dosis en el medio que la contiene, donde la cavidad y este medio pueden tener composiciones atómicas iguales, similares o diferentes. Por lo general, el detector tiene una composición elemental y densidad de masa diferente a la del medio. La teoría de Bragg-Gray,

proporciona una herramienta sencilla para tratar este medio con discontinuidades o cavidades, de tal forma que el tamaño de éstas sea pequeño, en comparación con los alcances de las partículas cargadas producidas en la interacción de la radiación con el medio que las rodea.

La teoría de cavidades de Braga-Gray, puede aplicarse cuando el campo de partículas cargadas entra en la vecindad de la cavidad, como es el caso de un haz de partículas cargadas de alta energía, o cuando se generan en el medio que rodea la cavidad a través de la interacción de radiación ionizante.

Para neutrones de fuentes calibradas en términos de fluencia φ determina dada por:

$$H_d = c_\varphi \varphi \quad (7)$$

Donde c_φ es el factor de conversión de fluencia a dosis equivalente y tiene un valor de $9.1 \times 10^{-11} \text{ Sv cm}^2$ para la fuente de ^{252}Cf y de $3.8 \times 10^{-10} \text{ Sv cm}^2$ para la fuente de $^{241}\text{AmBe}$, donde éstas tiene las especificaciones mencionadas anteriormente [16]. Se debe corregir H_d por la dispersión de neutrones y los fotones asociados con las interacciones de los neutrones con el medio donde se efectúan las mediciones.

La fluencia de neutrones φ puede calcularse utilizando la ecuación 8. Además, para que esto sea válido desde el punto de vista de la protección radiológica, se requiere que los sistemas de medición de dosis y los de calibración tengan trazabilidad a patrones primarios.

La rapidez de dosis equivalente para neutrones en una fuente de ^{252}Cf moderada con D_2O es aproximadamente 6 veces mayor que la rapidez de dosis equivalente debida fotones (18%), y para una fuente de $^{241}\text{AmBe}$ sin blindar, la rapidez de dosis equivalente son aproximadamente iguales para ambos tipos de radiaciones.

III.8.3. Mecanismo General de Termoluminiscencia

Ciertos sólidos previamente irradiados tienen la propiedad de emitir luz, si se eleva su temperatura a un valor suficiente por debajo de su temperatura de incandescencia, a este fenómeno se le conoce como radioluminiscencia térmicamente estimulada o 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 [18].

Sabemos que 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 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, volviéndose a su estado antes de la irradiación. Cuando esto sucede, 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 fenómeno de TL (Schulman, 1965). A la energía necesaria para liberar a los entes atrapados se le denomina energía de activación o profundidad de la trampa.

III.8.3.1. Modelo de bandas de energía

Se usa el modelo de bandas del sólido respecto a sus estados electrónicos de energía, para explicar el fenómeno de TL, no obstante varios modelos tratan de explicarlo a partir de la existencia de tres elementos: centros de recombinación, portadores de carga y trampas.

Se supone que en la banda prohibida existen los estados excitados de energía que tienen un tiempo de vida relativamente grande (estados metaestables) que son producidos por los defectos de la red cristalina del material y pueden funcionar como trampas o centros de recombinación. Al interaccionar la radiación ionizante con el sólido, se puede proporcionar la energía suficiente para crear los entes móviles; es decir, los electrones y los agujeros (portadores de carga).

Durante el calentamiento del sólido irradiado, los electrones y los agujeros son liberados de sus trampas para viajar por el cristal, hasta que se recombinan emitiendo un fotón de luz visibles como se muestra en la siguiente figura [18].

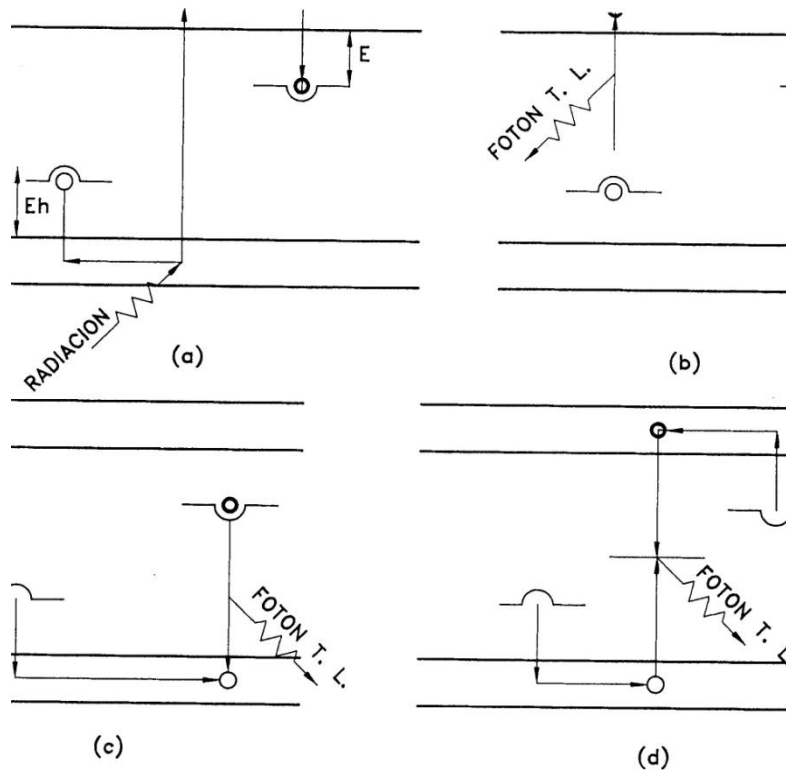


Figura III.15. Diagrama de bandas de energía para explicar el fenómeno de termoluminiscencia,
a) Exposición del cristal a la radiación b), c) y d) Calentamiento del cristal previamente irradiado.

El proceso de emisión luminosa durante el calentamiento del cristal implica la desocupación de las trampas en el cristal. Para ilustrar este proceso, se muestra en la figura III.16 la curva de respuesta, en la cual el pico más alto representa la probabilidad de mayor cantidad 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 no 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 [18].

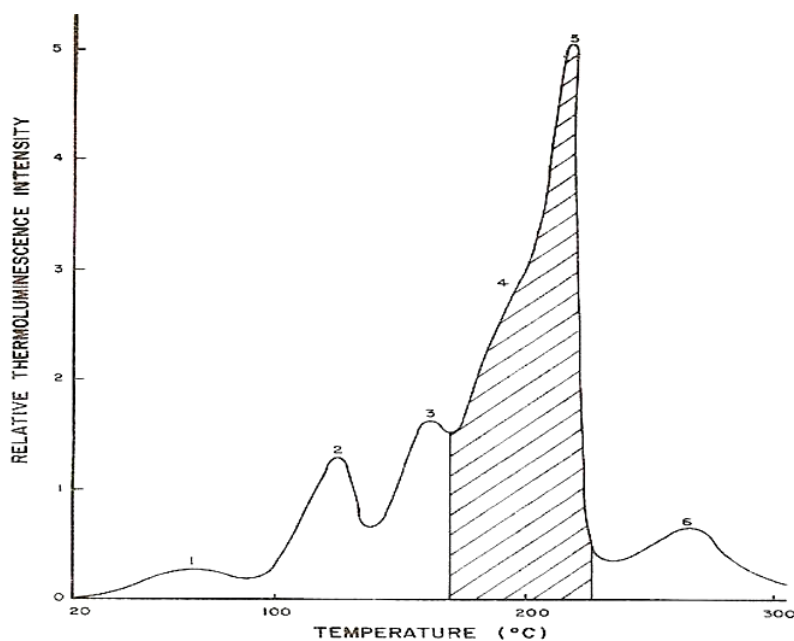


Figura III.16. Curva TL (LiF: Mg, Ti)

Si el cristal contiene más de un tipo de trampas, 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, donde cada pico está caracterizado por la temperatura a la cual se presenta la máxima intensidad de la emisión (T_m), por la energía de activación o profundidad de la trampa (E) y por el factor preexponencial o factor de frecuencia (s) [18].

En un material TL, el número de recombinaciones radiativas es proporcional al número de electrones atrapados y por lo tanto al número de pares “electrón – agujero”, creados por ionización. En definitiva la luminiscencia emitida es proporcional, dentro de ciertos límites, a la dosis absorbida por el material TL. Además se ha demostrado que tanto el área bajo el pico TL, como la amplitud del mismo, a una rapidez de calentamiento constante, son

proporcionales al número de electrones capturados en las trampas; por lo tanto, el área bajo la curva TL es representativa de la energía luminosa liberada.

III.8.4. Características Dosimétricas de Materiales Termoluminiscentes

Cualquier material que pretenda ser útil en dosimetría en base al fenómeno de termoluminiscencia debe de presentar ciertas características básicas tales como: curva TL adecuada, buena sensibilidad, bajo umbral de detección, respuesta lineal en función de la dosis, respuesta independiente de la energía, desvanecimiento bajo, buena reproducibilidad.

III.8.4.1. Curva TL

El término curva termoluminiscente (TL) se usa para indicar la representación gráfica de la cantidad de luz emitida (intensidad TL) en función de la temperatura o del tiempo. Este patrón de luminiscencia en función de la temperatura, es característico de cada material TL y puede presentar uno o varios máximos llamados picos TL, en proporción a la concentración de los distintos tipos de trampas presentes.

La aparición de picos TL a bajas temperaturas, indica que existen trampas en estados metaestables de baja energía, que se desocuparán fácilmente a temperatura ambiente en un corto tiempo, o bien, proporcionando al material un tratamiento térmico a baja temperatura. Una curva TL con picos (de preferencia uno solo) entre 150 °C y 250 °C, será la más apropiada para dosimetría [18].

III.8.4.2. Sensibilidad

La sensibilidad de un material TL puede definirse como la cantidad de luz emitida por el material por unidad de la energía absorbida que se transforma en fotones luminoso. Puede incrementarse al introducir un activador o impureza en la estructura cristalina del compuesto original, el cual funciona como activador del fenómeno.

III.8.4.3. Umbral de detección.

El umbral de detección de la respuesta de un material TL puede ser definido como la dosis más pequeña que puede ser medida significativamente, respecto a la dosis cero de un dosímetro no irradiado.

III.8.4.4. Respuesta termoluminiscente en función de la dosis absorbida

Es importante en cualquier aplicación de la dosimetría termoluminiscente que haya una relación de respuesta lineal entre la emisión TL y la dosis absorbida.

Esta comprende por lo general tres regiones: lineal, supralineal o sublineal y de saturación, como se muestra en la figura III.17.

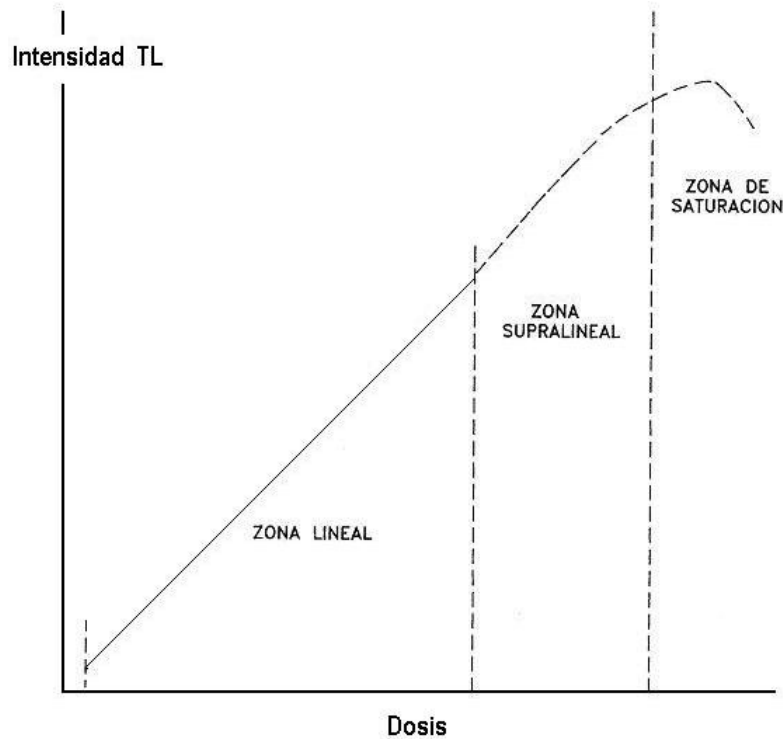


Figura III.17. Curva de respuesta de un material TL en función de la dosis.

Región Lineal, es la más importante porque en ella se efectúan las medidas con la máxima precisión. Para fines prácticos, es conveniente utilizar la región lineal, o bien aquella en la que se produzca una línea recta en escala logarítmica para simplificar la calibración y uso del material en dosimetría [14].

En la *región de supralinealidad o sublineal*, la sensibilidad de muchos materiales TL se incrementa con la dosis absorbida. El origen de este fenómeno aún no está bien determinado y puede ser diferente según el material TL considerado, ya sea por la creación de nuevas trampas durante la irradiación, creación de nuevos centros de recombinación.

La *región de saturación*, se alcanza cuando todas las trampas están ocupadas presentándose un fenómeno de inversión de la sensibilidad, consecutivo a la coloración de los cristales y a la destrucción de ciertos elementos de la estructura cristalina por efecto de la irradiación.

Es importante señalar que el tratamiento térmico de regeneración aplicado a un material TL irradiado hasta la zona de saturación no le restituye sus propiedades iniciales, por tal motivo, es recomendable no utilizar de nuevo el material o dosímetro TL que se haya expuesto a dosis altas de radiación [18].

III.8.4.5. Respuesta termoluminiscente en función de la energía y del tipo de radiación

La respuesta teórica de diversos materiales TL en función de la energía de la radiación electromagnética incidente, para una dosis absorbida en aire de 10 mGy (ver figura III.18). En la zona inferior a 150 keV predomina el efecto fotoeléctrico ya que el coeficiente másico de absorción de energía varía considerablemente en función de la energía de los fotones y del número atómico efectivo del material. Por dicha razón, los materiales compuestos por elementos de número atómico bajo, presentan una respuesta que varía poco con la energía de la radiación.

Materiales tales como el BeO, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ y LiF resultan de particular interés pues su respuesta en función de la energía es prácticamente constante; por lo que se dice que estos materiales son equivalentes al tejido.

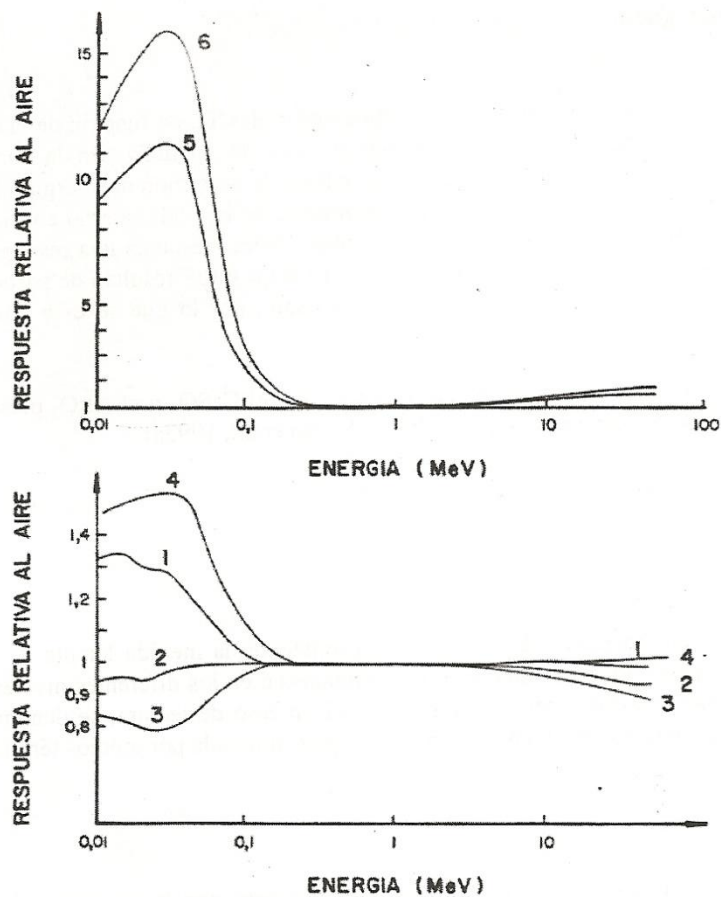


Figura III.18. Respuesta teórica de diversos materiales en función de la energía de radiación.

III.8.4.6. Desvanecimiento

Después de haber expuesto el material TL a la radiación ionizante, la medida latente de la dosis absorbida se relaciona con el número de portadores de carga que permanecen en los diferentes niveles de atrapamiento. La liberación no intencional de estos entes móviles antes del proceso de lectura, se denomina desvanecimiento. Este puede deberse a la liberación de los portadores de carga estimulada por medio térmicos, ópticos o por una combinación de

ambos. Un desvanecimiento térmico alto, generalmente está indicado por la presencia de un pico TL a baja temperatura o por un pico demasiado ancho con una componente a baja temperatura.

En algunas ocasiones es conveniente provocar intencionalmente el desvanecimiento de los picos de baja temperatura, sometiendo el material a tratamientos térmicos a baja temperatura con el propósito de estabilizar su respuesta.

III.8.4.7. Repetibilidad

Es importante la repetibilidad de un dosímetro TL, ya que esto significa que debe obtenerse siempre la misma lectura al irradiar un mismo dosímetro a la misma dosis un determinado número de veces, borrándolo térmicamente en cada ocasión. Un material TL óptimo para la dosimetría debe tener una repetibilidad no mayor de 4% después de repetir hasta diez o doce ciclos continuos de tratamiento de borrado, irradiación y lectura de los mismos dosímetros.

III.8.5. Influencia de las Condiciones Ambientales.

III.8.5.1. Temperatura

La temperatura tiene un efecto directo sobre la estabilidad de la información contenida en un material TL. Si los detectores son irradiados o mantenidos a una temperatura superior a la ambiente deberán seleccionarse materiales con trampas más profundas que serán los que presenten mayor estabilidad a altas temperaturas.

III.8.5.2. Humedad

La humedad ambiente altera la superficie de algunos cristales y modifica su transparencia y por consiguiente su sensibilidad. Este fenómeno es importante para algunos materiales TL hidroscópicos como el $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$. La tabla III.7, muestra la solubilidad de algunos materiales TL más comunes.

Material TL	Solubilidad
LiF	0.027 % en agua fría
CaF_2	0.00016% en agua fría
CaSO_4	0.02% en agua fría
BaSO_4	0.024% en agua fría
Al_2O_3	Insoluble

Tabla III.7. Solubilidad de materiales TL

III.8.5.3. Efecto de la luz

La acción de la luz visible sobre un material TL se puede manifestar de dos formas:

1. Aumento de la señal de fondo, cuando la energía absorbida es suficiente para hacer que los portadores de carga llenen algunas trampas. Es el caso por ejemplo del $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ o del $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ en los que la exposición prolongada a la luz natural produce un incremento apreciable en el fondo.
2. Desvanecimiento de la información por estimulación óptica de los portadores de carga retenidos en las trampas, esto se observa particularmente en algunos materiales TL como el $\text{CaSO}_4:\text{Sm}$.

III.8.6. Material Termoluminiscente: Fluoruro de Litio (LiF)

A continuación se describen sus aplicaciones dosimétricas.

Los estudios sobre LiF fueron iniciados por Daniels en la Universidad de Wisconsin en 1940 (Cameron, 1982). El trabajo de Daniels, interrumpido entre 1956 y 1960 debido a las características poco deseables del LiF para dosimetría, fue reanudado por Cameron, quien concibió un método para la regeneración del LiF e inició la producción comercial de los dosímetros de LiF, conocidos como TLD-100, TLD-600 y TLD-700; dependiendo de si en su preparación se usó LiF natural o LiF enriquecido en ^6Li o en ^7Li , respectivamente. La patente de la Compañía Harshaw Chemical Co., de los Estados Unidos (Harshaw, 1964), describe dos métodos de preparación del material termoluminiscente LiF:Mg,Ti en polvo: el método de solidificación y el método de crecimiento de monocristales.

El método de solidificación consiste en mezclar 10⁶ partes de LiF con 400 partes de MgF₂, 200 partes de criolita de litio y 55 partes de fluoruro de litio y titanio en un crisol de grafito. Esta mezcla se funde homogéneamente al vacío, enfriando el producto lentamente. Una vez enfriado el material resultante, se muele y tamiza seleccionando el polvo con tamaño de grano entre 60 y 200 μm .

El método de crecimiento de monocristales, consiste en colocar la mezcla anterior en un horno al vacío o con atmósfera inerte para crecer un monocristal por el método de Czochralski a una temperatura lo suficientemente alta como para obtener una mezcla homogénea durante la fusión. Entonces, la mezcla se pasa lentamente a una zona de menor temperatura, de tal manera que se tenga un crecimiento progresivo del cristal (aproximadamente 15mm h⁻¹). Una vez que el material se ha enfriado, se muele y se tamiza seleccionando polvo con tamaño de grano entre 60 y 200 μm .

En ambos casos, el polvo TL resultante se trata térmicamente a 400°C durante algunas horas, seguido por 48 horas a 80°C. Esta patente también describe la preparación de dosímetros TL de LiF extruidos. Para hacer este tipo de dosímetros, el polvo TL se coloca en una matriz de acero en atmósfera inerte y se le aplica una presión de 343 MPa (3500 kg cm⁻²) a una temperatura 700°C, empujando la mezcla con un pistón a través de un agujero que actúa como dado. La barra que se obtiene, se corta en secciones para obtener pastillas de espesor uniforme. Finalmente, se pulen las caras de estas pastillas. Los dosímetros extruidos tienen características idénticas a las del polvo TL.

Por lo tal se describió un método para preparar dosímetros de LiF estabilizado con Na. Este método consiste en adicionar al polvo de LiF 2000 ppm de MgF₂ y 2% en peso de NaF. La mezcla resultante se homogeniza dentro del horno y se coloca en un crisol de Al₂O₃, manteniéndola a la temperatura de cristalización aproximadamente 3h en un horno con flujo de nitrógeno. Entonces, la temperatura se reduce hasta 60°C en 45 min y se saca la muestra del horno para que se enfríe rápidamente. El material obtenido se pulveriza y se repite el tratamiento. Finalmente, el producto se vuelve a pulverizar y se selecciona polvo con tamaño de grano entre 60 y 200 pm. El producto final se somete a un tratamiento térmico, para estimular la creación de trampas, en un horno ordinario a 500°C durante 72 h. Por último, los cristales se enfrían rápidamente vertiendo la muestra sobre una placa de metal fría. Para hacer las pastillas, el polvo TL se tamiza finamente y se comprime a una presión de aproximadamente 49 MPa (500 kg cm⁻²) en la forma deseada. Después, se somete a un tratamiento térmico en un horno con atmósfera de nitrógeno a una temperatura ligeramente menor que la de fusión del LiF. Antes de usarse, las pastillas deben ser borradas térmicamente a 500°C.

El LiF se encuentra entre los materiales TL más utilizados para aplicaciones dosimétricas porque su número atómico efectivo $Z_{ef} = 8.14$ hace que su respuesta sea prácticamente independiente de la energía de la radiación.

III.8.7. Fantomas

Como medio de referencia para mediciones de dosis absorbida en haces de fotones como de electrones, se recomienda el agua. No obstante, para estas mediciones son usados materiales substituyendo al tejido humano que se aproxima al número atómico y a la densidad de masa del tejido blando. El protocolo [8] determina tres tipos de fantoma: agua, acrílico (lucita; plexiglass) y poliestireno [31].

También existe fantoma antropomórfico que es un modelo de cuerpo humano basado en estándares según ICRU No. 44 (Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, 1989) y por el ICRP No. 23 (Report of the Task Group on Reference Man).

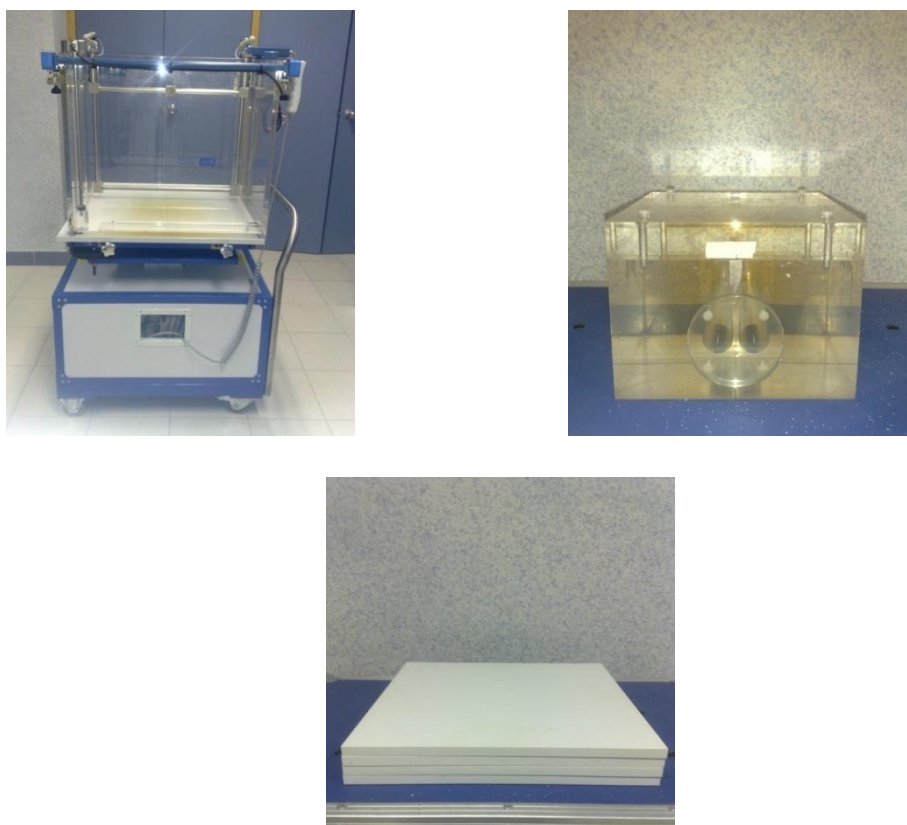


Figura 19. Diferentes fantomas: cuba de agua, acrílico y placas de agua sólida

III.9. Magnitudes y Unidades

Toda magnitud física se expresa en términos de un número y una unidad, por ello es necesario distinguir entre el concepto de magnitud y el de unidad. Una magnitud física caracteriza un concepto físico en términos adecuados para expresarlo numéricamente. Así, por ejemplo, al hablar de longitud, masa, volumen, nos referimos a características cuantificables de la materia o también es aplicable a un evento físico como la velocidad, la aceleración, etc. La unidad, en cambio, es una porción de la magnitud física seleccionada arbitrariamente que nos sirve como referencia de comparación para medir, para expresar cualquier magnitud física como múltiplo o porción de esa unidad. Así toda magnitud física, quedará expresada mediante el producto de un número y de una unidad.

Las unidades que se analizan a continuación son las empleadas en protección radiológicas.

III.9.1. Actividad (A)

Se define como la cantidad de núcleos que se desintegran en un intervalo de tiempo t . Comúnmente una desintegración por segundo es indicada como dps, sin embargo, debido que las desintegraciones son un evento, la actividad únicamente queda expresada en s^{-1} [13].

La unidad utilizada en el Sistema Internacional (SI) corresponde a un Bequerel, $1 \text{ Bq} = 1 \text{ dps}$, en honor de quién descubriera la radiación en 1898. Tradicionalmente se ha utilizado el Curie (Ci), en nombre de los esposos que desarrollaron los trabajos iniciales referentes al descubrimiento de la radiación.

El Ci se definió como el número de desintegraciones que existen en 1 gr de Radio-226.

$$1 \text{ Bq} = 1 \frac{\text{desintegración}}{\text{segundo}}$$

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

III.9.2. Fluencia (φ)

Una fuente cualquiera emisora de energía ya sean partículas o radiación electromagnética, se denomina emisor. La energía transmitida se le denomina energía radiante o radiación. La radiación que incide o atraviesa una superficie por unidad de tiempo, se denomina flujo. El flujo que incide sobre la superficie, se puede medir definiendo una unidad de área de superficie m^2 o cm^2 . Esta relación radiación/unidad de área recibe el nombre de fluencia φ . En este caso la fluencia es la radiación o energía que incide sobre un cm^2 [13].

III.9.3. Rapidez de Fluencia ($\dot{\varphi}$)

La rapidez de fluencia es la fluencia por unidad de tiempo. Algunos equipos obtienen sus medidas en cuentas por minuto [13].

$$\text{conteo} = \text{número de eventos radiactivos detectados}$$

En la práctica esta medición se conoce como intensidad de la radiación y se denota por I.

$$\dot{\varphi} = \frac{\varphi}{t} = I = \frac{\text{radiaciones}}{\text{cm}^2 \text{ s}} \quad (8)$$

III.9.4. Exposición (X)

La exposición X, indica la carga Q de los iones de un solo signo producidos por la radiación electromagnética en aire, por unidad de masa m (kg). Por lo anterior podemos decir que la definición de exposición solo se aplica únicamente para rayos X o gamma en aire [13].

Las unidades en el SI, son Coulomb/kilogramo (C/Kg), sin embargo aún es ampliamente usada la unidad especial o tradicional Roetgen (R), en honor al descubridor de los rayos X.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (9)$$

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$$

III.9.5. Dosis Absorbida (D)

Se define como la energía absorbida por unida de masa. Como ya se ha explicado, al interaccionar la radiación con la materia se produce ionización, debe admitirse, que para producir un par iónico es necesario “gastar energía”. Al paso de la radiación en la materia se produce una gran cantidad de iones, observándose desde el exterior que esta energía se absorbe en el material [13].

Las unidades en el SI, son Joules/kilogramo (J/Kg) lo que es igual al Gray o en unidades tradicionales en rad que equivale a 100 erg/gr.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (10)$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$$

III.9.6. Dosis Equivalente (H)

Aún cuando la dosis absorbida mide la energía impartida en la materia, por ejemplo tejido, esta magnitud no mide el daño biológico, ya que éste también depende del tipo de radiación y de su energía. Por lo anterior, se ha introducido otro concepto llamado Equivalente de Dosis cuya cantidad representa el mismo daño biológico para cualquier tipo de radiación de cualquier energía [13].

La **dosis equivalente H** está definida como la **dosis absorbida D**, afectada por un **factor de calidad Q** que depende de la transferencia lineal de energía (LET) en el tejido, o sea, del tipo de radiación y de su energía. El factor de calidad **Q** no tiene unidades por lo que la dosis equivalente también está indicada por las unidades en Joules/Kilogramo o ergios/gr. Para diferenciarse de dosis absorbida, en el SI, se le han asignado las unidades de sivert (Sv) y de rem.

$$H = D * Q \quad (11)$$

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/Kg} = 100 \text{ rem y } 1 \text{ rem} = 100 \text{ erg/gr}$$

El factor de calidad **Q**, utiliza para su definición el concepto de la transferencia lineal de energía LET. Los valores del factor de calidad **Q**, se muestran en la siguiente tabla III.8.

Tipo de radiación	Q
Radiación gamma y rayos X	1
Partículas beta y electrones (E>0.03)	1
Partículas beta y electrones (E<0.03)	1.7
Neutrones térmicos, intermedios	10
Neutrones rápidos	20
Protones, partículas alfa e iones pesados	20

Tabla III.8. Factor de Calidad.

Transferencia lineal de energía (LET). La radiación incidente reacciona con los átomos de la materia a lo largo de su recorrido. A medida que se producen las interacciones ya citadas, la energía de la radiación incidente disminuye la velocidad de la partícula y aumenta la probabilidad de que haya una nueva interacción. Es en el final del recorrido del fotón o partícula incidente cuando más interacciones tienen lugar. El depósito de energía no es uniforme sino progresivo a lo largo del trayecto.

III.9.7. Kerma (K)

El kerma (kinetic energy released on matter) está definido como la suma de la energía cinética dE_x inicial, de todas las partículas cargadas liberadas por radiación sin carga (por ejemplo gamma, rayos X o neutrones) en masa dm [13].

$$K = \frac{dE_k}{dm} [=] \frac{J}{Kg}, Gy \quad (12)$$

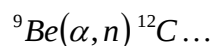
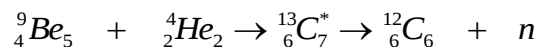
Capítulo IV. Parte Experimental

En este capítulo se describe de qué forma se desarrollo nuestro objetivo propuesto, esto es, para saber la contribución dosis que se genera de neutrones y la dosis debida a gammas producido en un acelerador lineal de uso médico, usando los dosímetros TLD-600 y TLD-700. Con el propósito de estimar la dosis absorbida adicional por la radiación incidente que recibe el paciente en su tratamiento con el apoyo de un fantoma de parafina, sin omitir los principios de protección radiológica para el POE, ya que se debe de evitar exposiciones innecesarias.

Se han realizado investigaciones y análisis de dosimetría en sala de tratamiento y laberinto, con la ayuda de dosímetros y detectores de neutrones. No obstante, antes de ponerlos en marcha este tipo de mediciones se incluye en los procedimientos de aceptación de los aceleradores lineales de uso médico, realizando mediciones específicamente en puerta, techo, paredes del bunker y consola de control, verificando la radiación de fuga así como los blindajes del bunker. Por tal, se propuso realizar un fantoma de parafina que sirvió para termalizar los neutrones que se producen en el cabezal del acelerador y así poder estimar la dosis.

IV.1. Fuentes de neutrones

El proceso de producción involucra una reacción nuclear utilizando una fuente radiactiva, ya que colisiona una partícula α o un fotón como un núcleo de un átomo que emita fácilmente neutrones. Estos son llamados reacciones alfa-neutrón (α, n) o gamma-neutrón (γ, n). Un isótopo susceptible de estas reacciones es el ^9Be , el cual es utilizado como blanco de radiación α o γ tal como los que producen el ^{210}Po , ^{226}Ra , ^{241}Am , ^{239}Pu etc.



Por lo regular estas fuentes productoras de neutrones tienen un rendimiento de 2×10^6 a 1×10^7 n/s Ci, de la fuente que induce la reacción. Los neutrones se emiten con una energía entre 0 y 11 MeV.

IV.2. Datos teóricos de una fuente de neutrones

Los datos corresponden a una fuente de plutonio berilio.

Fuente	Reacción	Energía promedio del n (MeV)	Rendimiento [(n/s) Ci]
${}^{239}\text{PuBe}$	α, n	4.5	2.4×10^6

IV.3. Características de la fuente de neutrones de PuBe

La fuente de plutonio berilio PuBe es cilíndrica con un diámetro de 2.5 cm y una longitud de 11.2 cm, encapsulada en acero inoxidable y a su vez se encuentra en un contenedor lleno de parafina, para la moderación de emisión de neutrones. La fuente de neutrones se muestra en la siguiente figura IV.1 y sus características están contenidas en la tabla IV.1.



Figura IV.1. Fuente de neutrones de PuBe.

Características	
No. De serie	Monsanto MRPUBE-397
Actividad	5 Ci
Producción actual	2.18×10^6 (n/s) Ci
Plutonio-239 (emisor α)	79.995 g
Berilio	40 g
Vida media del plutonio-239	24360 años
Calor	0.031 W/Ci
Diámetro	2.5 cm
Longitud	11.2 cm
Energía γ	4.43 MeV
Energía α	5.147, 5.134, 5.096 MeV
Dosis γ	0.08 mR/ hr mCi
Encapsulado	Acero inoxidable

Tabla IV.1. Características de la fuente de PuBe.

IV.4. Materiales TLD

Los dosímetros empleados en este estudio son de fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti) poseen características termoluminiscentes, son cristales monocristalinos (figura IV.2). El ^6LiF o también conocido como TLD-600 es sensible a radiación neutrónica y gamma mientras que el ^7LiF o TLD-700 es sensible a radiación gamma.

IV.4.1. Características físicas de los dosímetros TLD-600 y TLD-700

- Pastillas de fluoruro de litio, que poseen características termoluminiscentes (ver capítulo III, inciso III.9.4), marca Harshaw.
- Número atómico suficientemente cerca al tejido [$Z_{\text{eff}}(\text{LiF}) = 8.14$, $Z_{\text{eff}}(\text{tejido}) = 7.4$]
- TLD-600 sensibles a radiación neutrónica y gamma.
- TLD-700 sensibles a radiación gamma.
- Tamaño $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$



Figura IV.2. Pastillas de ^6LiF y ^7LiF .

IV.4.2. Lectura de los materiales

Para la evaluación de los dosímetros se usó un equipo Analizador TL marca Harshaw modelo 3500 (figura IV.3 (a)). De acuerdo a las características de los dosímetros se establecieron los parámetros de adquisición de datos en el software WinREMS para la lectura son: temperatura máxima $T_{\text{máx}} = 400^{\circ}\text{C}$ en un tiempo de 40 s a razón de 10°C/s , con un calentamiento previo de 50°C . En el caso del tratamiento de borrado los hornos utilizados fueron el 1500 Furnace y el 1300 Furnace de la marca Termolyne (figura IV.3 (b)), en los cuales los dosímetros se calentaron a 400°C en un tiempo de 1 hora y 100°C a 2 horas respectivamente. Cabe mencionar que el tratamiento de borrado es recomendable antes de cualquier irradiación de los dosímetros.



a) Lector Harsaw 3500



b) Hornos Harsaw 1500 y 1300.

Figura IV.3. Equipo empleado

Se caracterizaron los dosímetros TLD-600 y TLD-700 con una fuente de PuBe [ubicada en las instalaciones del Instituto Politécnico Nacional, Unidad Zacatenco, de la Escuela Superior de Física y Matemáticas (ESFM)] y en el acelerador lineal Varian 21EX [ubicado en el Hospital General de México] respectivamente.

Previo a este procedimiento de caracterización, los dosímetros se sometieron a tratamiento de borrado antes de ser irradiados en la fuente de PuBe, eligiendo así sólo 10 dosímetros de un lote 36 TLD-600 esto fue a base de observar la reproducibilidad de las lecturas una vez irradiados, así como la lectura obtenida del tratamiento de borrado. De igual forma se hizo para elegir los dosímetros de TLD-700 de los cuales se eligieron 12 de un lote de 36 dosímetros.

IV.5. Caracterización de los dosímetros TLD-600

Para obtener la curva de respuesta de los dosímetros TLD-600 se caracterizaron irradiándolos en la fuente de PuBe a diferentes tiempos de 10, 30, 50, 70 y 90 minutos. Se colocaron los dosímetros en un porta dosímetros circular de acrílico (figura IV.4), el cual se colocó en un cilindro que se desliza a través del contenedor de la fuente para llegar a la misma (figura IV.5). El lector muestra la gráfica de lectura de cada dosímetro previamente irradiado (figura IV.6) y como ya se ha mencionado después de cada lectura, se realizaba el tratamiento térmico, lo que implica que en el lector se leía fondo (figura IV.7). El cuál también era leído para corroborar que se sometió a un buen borrado.

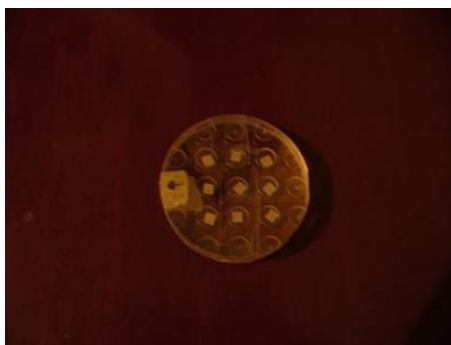


Figura IV.4. Portadosímetro de acrílico circular.



Figura IV.5. Colocación de los dosímetros en el contenedor.

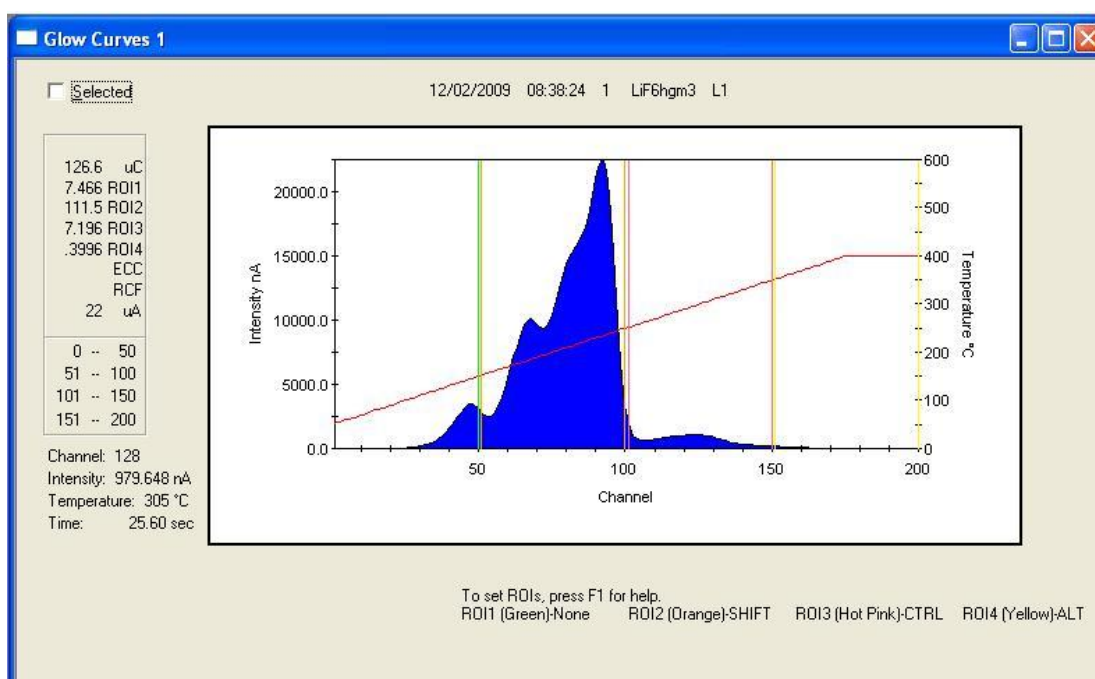


Figura IV.6. Curva de lectura de un TLD-600.

La gráfica muestra la señal TL de un TLD-600 irradiado en la fuente de plutonio berilio (PuBe), en esta figura podemos observar que se exhiben tres picos, el primero de 0°C a 100°C en la región mejor conocida como canal de [0,50], el segundo aproximadamente a 200°C en una región entre [51,80] y por último el pico más alto con la mayor emisión a 250°C en la región que va desde 90 y 100.

Estos canales representan la región de calibración del equipo lector, con una tasa de temperatura para adquirir los valores a 10°C/s con un máximo de temperatura de 400°C y una temperatura de precalentamiento de 50°C en 5 segundos.

Lo anterior se lleva a cabo, cuando el material se calienta a 50°C con el fin de estimular térmicamente el material TLD-600 y una vez que llega a esa temperatura empieza a ascender a 10°C/s hasta llegar a los 400°C en las regiones establecidas con un rango de [1,200] esto con el fin de observar si no se forman más picos después de la emisión más alta, esto es la liberación de la radiación absorbida captada por el dosímetro; esta emisión es la integral total del área bajo la curva. Sin embargo, durante la emisión de esta luz participan diversos procesos internos, entre ellos la transferencia de los electrones de un nivel energético menor a otro mayor de energía mediante la remoción desde las trampas superficiales a las trampas profundas. La intensidad TL es reportada en cada una de las cuatro regiones establecidas en el lector.

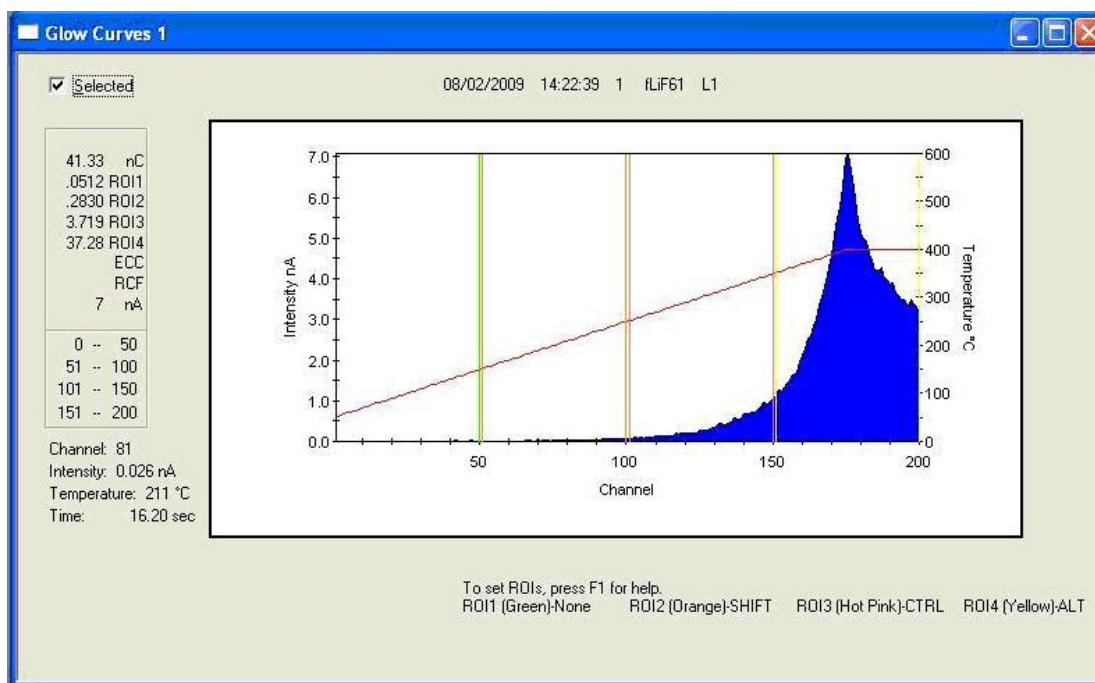


Figura IV.7. Curva de lectura de fondo o borrado de un TLD-600.

Este tipo de grafica corresponde al tratamiento de borrado de un TLD-600, esto se hace para verificar que el dosímetro obtuvo en su proceso de tratamiento térmico un favorable borrado de información en los hornos, observando así que la emisión más alta se obtiene a una temperatura de 400°C en la región cuatro que va de 151 a 200. Esta curva TL, indica que la mayoría de las trampas del cristal han sido liberadas.

IV.6. Caracterización de los dosímetros TLD-700

En el caso de los dosímetros TLD-700 se irradiaron en el acelerador lineal Varian 21EX, con energía asociada a 18 MV a $D_{\text{máx}}$ de profundidad de 3.2 cm, tamaño de campo de 10x10 cm² a diferentes dosis (1, 4, 10, 15, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 125 y 200 cGy), usando placas de equivalente de agua sólida de 30x30x1 cm³ para evitar la dispersión de rayos X, estas placas son de poliestireno blanco RW3 (C₈H₈ con 2.1% $\pm$ 0.25 TiO₂) para energías altas de fotones y electrones; comercialmente se encuentra dentro de los fantoma sólidos SP34 phantom (figura IV.9).

Se colocaron los dosímetros a isocentro del acelerador (figura IV.8) sobre las placas de agua sólida, el gantry a 0° y la mesa de tratamiento a 0°.

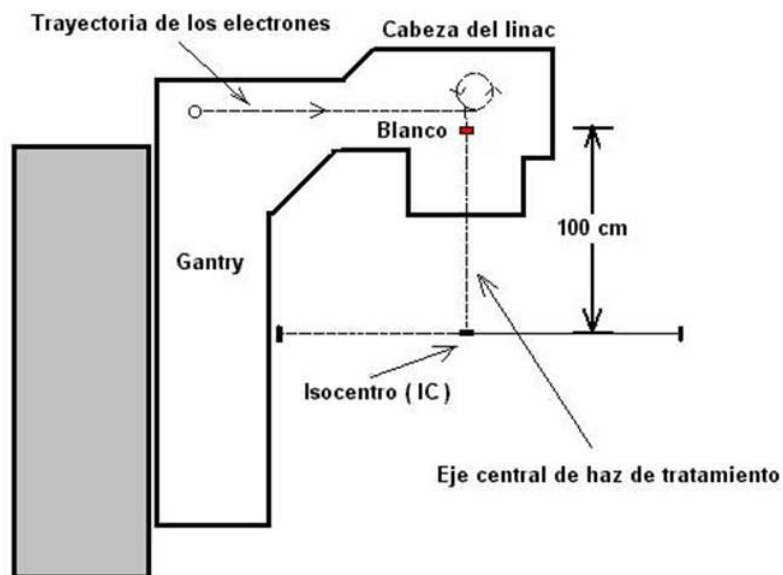


Figura IV.8. Isocentro del acelerador lineal (AL).

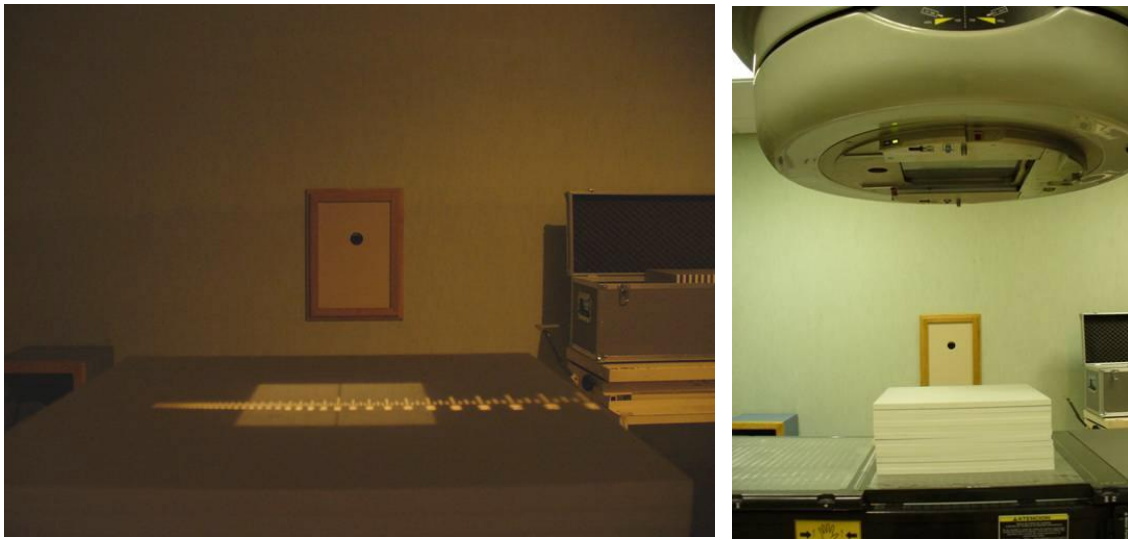


Figura IV.9. Placas de agua sólida (SP34).

La siguiente figura muestra la lectura del dosímetro TLD-700 irradiado de la caracterización en el acelerador lineal. La curva TL de respuesta, se forma en la región dos [51,100], no obstante al igual que en el caso de los TLD-600, se tienen dos picos más de menor intensidad en las regiones de [0,50] y [51,100] respectivamente.

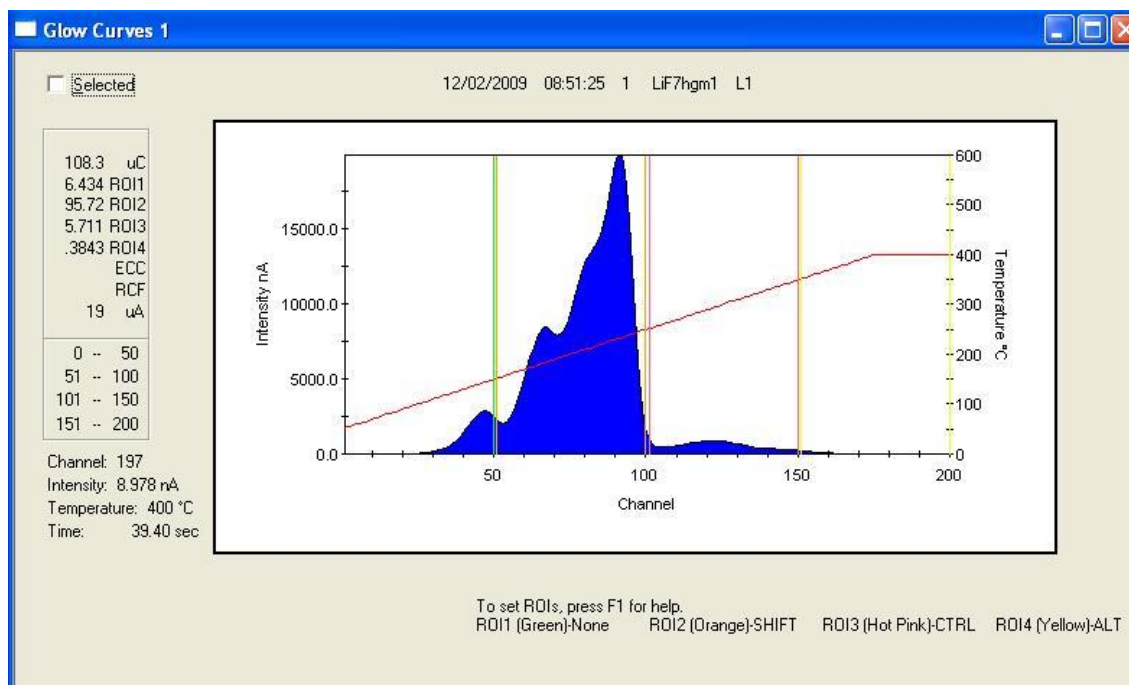


Figura IV.10. Curva de lectura de un TLD-700.

Una vez ya caracterizados los dosímetros TLD-600 y TLD-700, se fabricó un fantoma de acrílico el cual fue llenado de parafina (figura IV.11, sus dimensiones se muestran en el Apéndice 3) con el fin de termalizar los neutrones para medir los valores de fuga de neutrones en el plano de paciente y cabezal del acelerador, debido a las reacciones fotonucleares (γ, n) y de desintegración (e, γ) que ocurren en el cabezal del acelerador cuando se producen fotones con una energía asociada a 18 MV, con el colimador completamente cerrado a un tamaño de campo de $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, tasa de dosis 300 cGy/UM, distancia fuente superficie de 100 cm y a 1000 UM.

Donde una **unidad monitor (UM)** es la unidad mínima de funcionamiento de un acelerador lineal. Las unidades monitor no son traducibles a segundos sino que son propias de cada equipo.

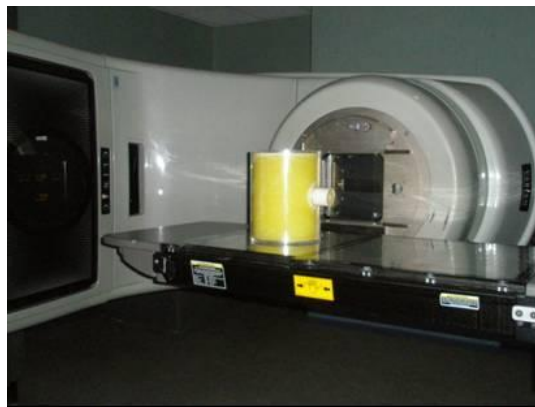
Se irradió una combinación de dosímetros TLD-600 y TLD-700 dentro del fantoma de acrílico a las condiciones experimentales antes mencionadas, con el gantry en 0° y a 90° (figura IV.12).



Figura IV.11. Fantoma de acrílico con parafina.



a) gantry 0°



b) gantry 90°

Figura IV.12. Irradiación de los dosímetros TLD-600 y TLD-700 en el fantoma de acrílico.

IV.7. Caracterización de los dosímetros TLD-700 en Co-60

Se irradiaron los dosímetros TLD-700 a diferentes dosis, en una fuente de cobalto 60 (figura IV.13), con el propósito de obtener valores en términos de dosis absorbida debida a gammas y así poder correlacionar posteriormente la carga obtenida cuando se realice la irradiación en la fuente de PuBe, debido a que la energía de las gammas en la fuente es de 4.43 MeV, por lo cual se irradia en una bomba de cobalto del Hospital General de México.

Esta irradiación se llevo a cabo a un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, SSD= 80 cm y con el fantoma de placas de agua sólida para evitar la dispersión.



Figura IV.13. Equipo de Cobalto 60.

Capítulo V. Resultados y Análisis

En el presente capítulo se reportan los resultados de la caracterización de los dosímetros en las diferentes fuentes, acorde a la respuesta de los dosímetros.

V.1. Caracterización de los dosímetros TLD-600

A continuación se muestra la tabla V.1 de los dosímetros irradiados con la fuente de PuBe y la gráfica de respuesta en función de dosis correspondiente. Los cálculos de los valores obtenidos se muestran en el Apéndice 1.

Tiempo (min)	Carga (nC)	H (rem) $\times 10^{-3}$	D _{absor} (cGy)
10	359.07	8.59 ± 0.02	0.10 ± 0.02
30	705.48	25.79 ± 0.02	0.26 ± 0.02
50	1093.70	42.98 ± 0.02	0.43 ± 0.02
70	1414.70	60.17 ± 0.02	0.60 ± 0.02
90	1903.10	77.37 ± 0.02	0.77 ± 0.02

Tabla V.1. Valores de caracterización TLD-600.

Los valores de carga obtenidos de la tabla anterior, se determinaron como el promedio de la respuesta de cada dosímetro para cada una de las irradiaciones a diferentes tiempos, siendo desechados los que presentaban una reproducibilidad superior al 3%.

Observamos en la gráfica que los resultados muestran una tendencia lineal, presenta un $R^2 = 0.9954$ lo que significa tendencia lineal de la ecuación.

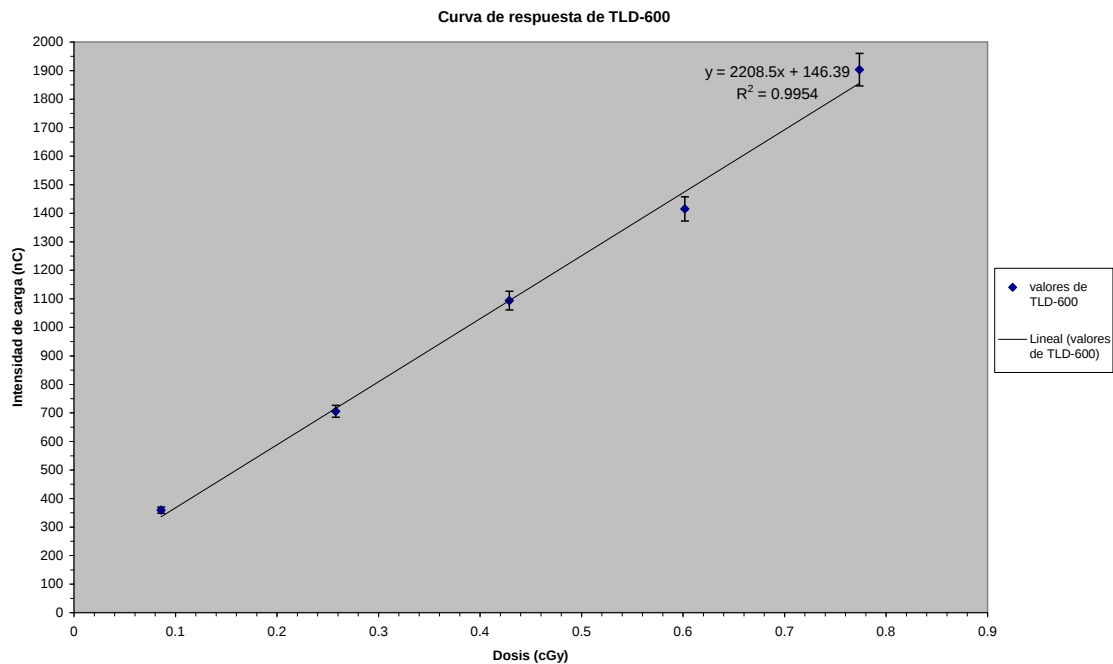


Figura V.1 Curva de respuesta TLD-600 para neutrones.

De acuerdo a los valores en la tabla V.1, obtenidos de la gráfica anterior, se obtiene la siguiente ecuación:

$$y = 2280.5x + 146.39 \quad (13)$$

La cuál cumple el comportamiento lineal de forma estrecha, con un valor del cuadrado del coeficiente de regresión lineal próximo a la unidad, lo que corrobora la linealidad de la ecuación.

V.2. Caracterización de los dosímetros TLD-700

En la tabla V.2, se muestra los resultados de los dosímetros TLD-700 irradiados en el acelerador lineal. De igual forma que para los TLD-600, se desecharon la respuesta de los dosímetros que presentaban un error superior al 3%.

Dosímetro	Carga (μC)	Dosis (cGy)
1*	0.152	0
2	0.189	1
3	0.542	4
4	1.218	10
5	1.855	15
6	2.339	20
7	3.595	30
8	4.780	40
9	5.924	50
10	8.729	75
11	12.000	100
12	15.230	125

*Testigo

Tabla V. 2. Valores de caracterización TLD-700.

El valor del dosímetro testigo se considera como radiación de fondo, el cual no fue expuesto dentro del haz de radiación, se dejó en la consola de control del acelerador lineal como medio de control de calidad durante la caracterización.

De los resultados de los TLD-700 de la tabla V.2, muestran la respuesta de linealidad con respecto a la dosis prescrita la cuál es muy aceptable y se observan gráficamente en figura V.2. Como se pueden observar los valores se ajustan a una línea recta.

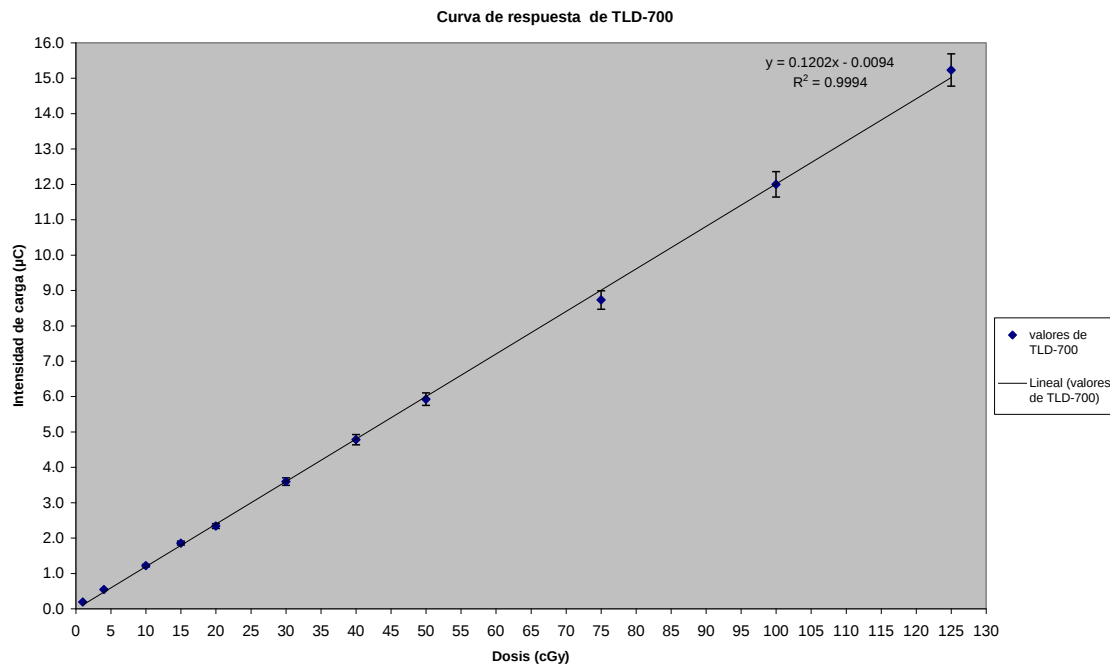


Figura V. 2. Curva de respuesta TLD-700 para fotones.

La grafica también indica que es una buena selección de los dosímetros TLD-700, ya que han demostrado ser válidos para una futura implementación como sistema de dosimetría in vivo en tratamientos de radioterapia con fotones de alta energía.

La siguiente ecuación es la respuesta de linealidad TL con la dosis administrada.

$$y = 0.1202x - 0.0094 \quad (14)$$

V.3. Caracterización de TLD-700 en Co-60

Se irradiaron los dosímetros en un equipo de Co-60 marca Phoenix Theratronics y No. de Serie 94, a una $D_{\text{máx}}$ de profundidad de 0.5 cm con tamaño de campo de 10x10 cm² y SSD= 80 cm, valor de energía del cobalto es de 1.25 MeV. Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente tabla.

Dosis (cGy)	Carga (μC)
0*	0.043
5	0.387
10	0.846
25	2.252
50	4.410
75	6.684
100	9.095
125	11.430
250	24.310
500	47.490
750	76.710
1000	109.100

*Testgo

Tabla V.3. Valores de TLD-700 irradiados en Co-60.

Los resultados de la tabla anterior, en términos de carga fueron obtenidos a partir de programar en el equipo el tiempo de irradiación el cuál se calcula con el rendimiento de la máquina conforme a la actividad de la fuente (ver Apéndice 2). Se observa un incremento lineal conforme aumentamos la dosis aumenta la carga y el tiempo de irradiación.

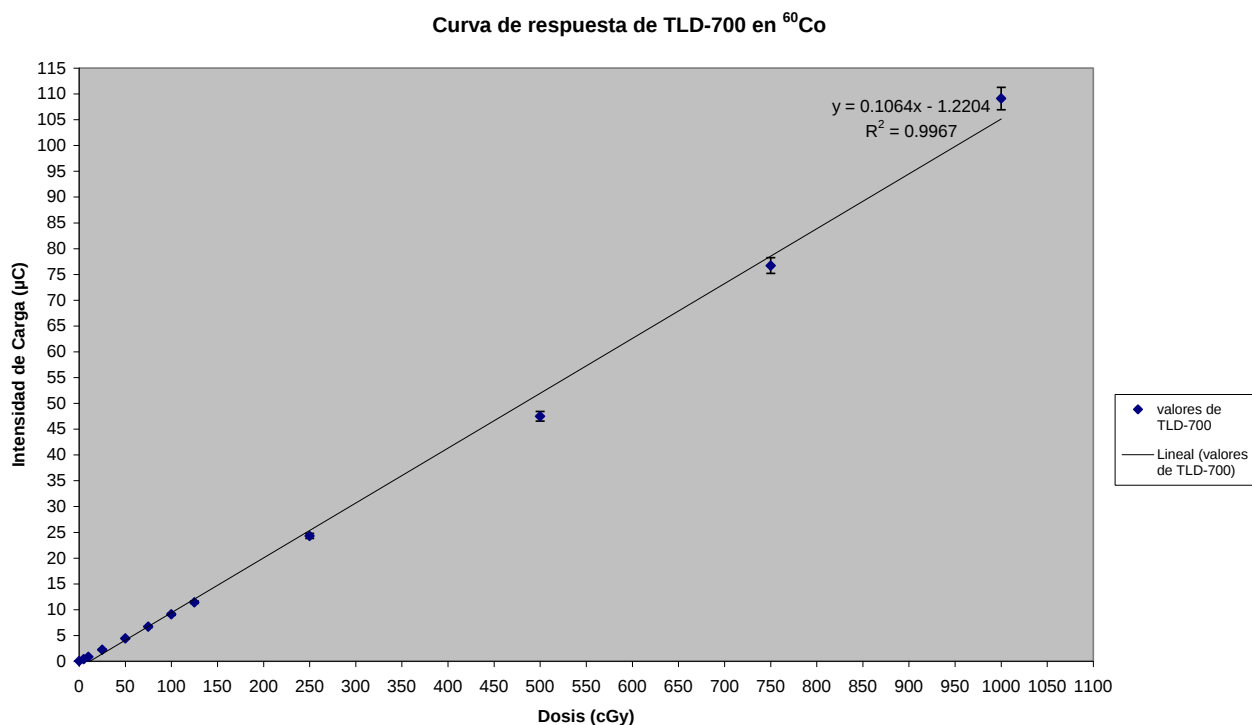


Figura V.3. Curva de respuesta de TLD-700 en Co-60.

Se presenta en la gráfica el incremento de la señal TL en función del tiempo de irradiación, en ésta se puede apreciar un crecimiento lineal, en el intervalo de aproximadamente 1 cGy a 1000 cGy, como se reportan en el apéndice 2. De los valores de la tabla V.3, se graficaron en escala logarítmica

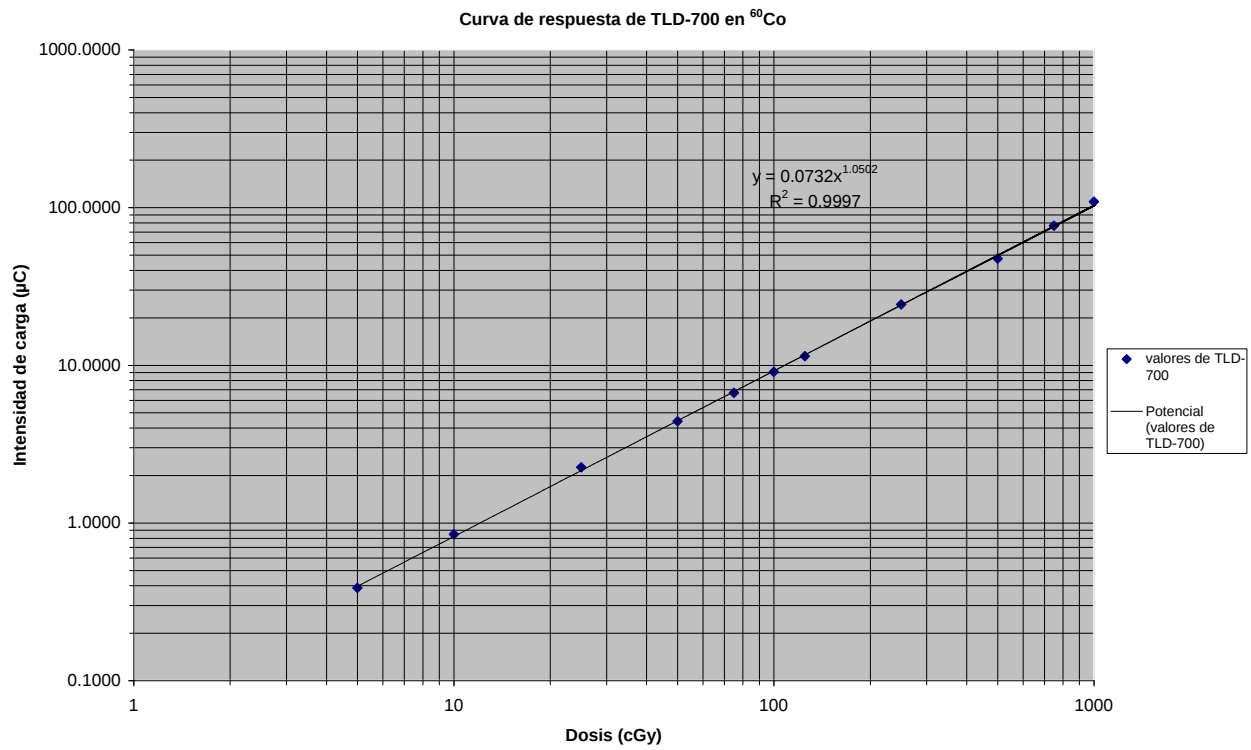


Figura V.4. Curva de respuesta logarítmica de TLD-700 irradiados en Co-60.

Las siguientes ecuaciones se presentan en forma lineal y logarítmica, respectivamente.

$$y = 0.1064x - 1.2204 \quad (15)$$

$$y = 0.0732x^{1.0502} \quad (16)$$

Las dos cumplen con el comportamiento lineal de forma muy precisa, la diferencia entre las dos es el coeficiente de correlación lineal cercano a uno.

La importancia de caracterizar los dosímetros en la fuente de PuBe, en el acelerador lineal y en la bomba de cobalto, es para la evaluación posterior a la prueba del fantoma de parafina irradiado en el acelerador lineal a colimador cerrado, con la ayuda de las ecuaciones obtenidas en cada caso.

Se observó que la respuesta de reproducibilidad y linealidad para los tres casos anteriores fue muy satisfactoria, obteniendo un valor muy cerca de 1 el coeficiente de regresión lineal. Verificando así la sensibilidad de los dosímetros respecto al tiempo de irradiación.

V.4. TLD-600 y TLD-700 irradiados en la fuente de PuBe

Se hizo un arreglo colocando cinco dosímetros de TLD-600 y seis de TLD-700 en el portadosímetro de acrílico, para obtener la dosis debida a neutrones que emite la fuente. Este procedimiento se realizó con el mismo tiempo con el cual se caracterizaron los dosímetros TLD-600 en dicha fuente.

Los resultados se observan en la tabla siguiente.

Tiempo (min)	TLD-600		TLD-700		LiF6-LiF7	Dosis debida a neutrones (cGy)
	Carga (nC)	D _{abs} (cGy)	Carga (nC)	Dosis (cGy)		
10	290.54	0.07 ± 0.02	84.40	12.26 ± 0.02	206.1417	0.03 ± 0.02
30	638.40	0.22 ± 0.02	94.21	12.36 ± 0.02	544.1900	0.18 ± 0.02
50	1175.00	0.47 ± 0.02	100.16	12.41 ± 0.02	1074.8367	0.42 ± 0.02
70	1352.80	0.55 ± 0.02	107.80	12.48 ± 0.02	1245.0050	0.50 ± 0.02
90	1850.00	0.77 ± 0.02	110.30	12.51 ± 0.02	1739.7000	0.72 ± 0.02

Tabla V.4. Resultados de TLD-600 y TLD-700 irradiados en la fuente de PuBe.

De los resultados anteriores se reportan los valores de dosis de los TLD-600 y TLD-700, los cuales se obtuvieron con la ecuación de la gráfica de respuesta de caracterización de TLD-600 y para los TLD-700 se obtuvieron con la ecuación de los TLD-700 irradiados en Co-60, conforme al valor de energía de las (γ). Se muestran los valores de dosis debida solo a neutrones de la combinación de TLD-600 y TLD-700 irradiados en la fuente de neutrones de PuBe.

V.5. Pruebas en el fantoma de parafina con el acelerador lineal Varian 21EX

Se irradiaron los dosímetros TLD-600 y TLD-700 en el acelerador lineal del Hospital General de México, la sala de tratamiento se muestra en la figura V.5. Se colocaron los dosímetros en la parte superior del fantoma de parafina, en la parte interna del fantoma con el portadosímetro de acrílico (ver figura V.6.) y en la parte inferior del fantoma, esto es entre el fantoma y la mesa de tratamiento, a 1000 UM, energía asociada a 18 MV, tamaño de campo $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ (colimador cerrado), posición del gantry en 0° , mesa en 0° , a una distancia fuente superficie de 100 cm (SSD= 1 m) con una tasa de dosis de 300 UM/min. El fantoma se centro conforme a la cruz de hilos, del gantry a la superficie del fantoma es de 87.5 cm, puesto que los dosímetros se encuentran a la mitad del molde de parafina.



Figura V.5. Sala de tratamiento del acelerador lineal Varian 21EX del Hospital General de México.

V.5.1. Irradiación de los TLD en un tamaño de campo de $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$

Como ya se ha mencionado, se irradiaron los dosímetros combinándolos un TLD-600 con un TLD-700, colocándolos en la parte superior, interior e inferior del fantoma de parafina, la posición del gantry a 0° y la mesa de tratamiento a 0° con 1000 UM y energía referente a 18 MV, los resultados de la irradiación se muestran en la tabla V.5 respectivamente y los de la dosis debida a los neutrones y gammas se muestran en la tabla V.6.

Dosímetro	TLD-600		TLD-700	
	Carga (nC)	Dosis absorbida (cGy)	Carga (nC)	Dosis absorbida (cGy)
1	2185.00	2185.00 ± 0.02	5023.50	41.87 ± 0.02
2	469.13	469.13 ± 0.02	105.45	0.95 ± 0.02
3	447.46	447.46 ± 0.02	113.98	1.02 ± 0.02
4	385.86	385.86 ± 0.02	105.41	0.95 ± 0.02
5	442.03	442.03 ± 0.02	121.63	1.09 ± 0.02
6	2228.33	0.94 ± 0.02	1015.50	21.01 ± 0.02
7	1813.33	0.75 ± 0.02	857.26	19.53 ± 0.02
8	2193.00	0.93 ± 0.02	771.10	18.72 ± 0.02
9	3561.00	1.55 ± 0.02	1690.50	14.14 ± 0.02
10	355.40	0.10 ± 0.02	130.46	1.16 ± 0.02

Tabla V.5. Resultados de los dosímetros irradiados a colimador cerrado en el fantoma de parafina.

Nota: Los dosímetros del 1 al 5 se colocaron distribuidos en la parte superior del fantoma, del 6 al 8 dentro y por último del 9 y 10 en la parte inferior del fantoma, esto es a la salida del haz de radiación.

LiF6-LiF7	Dosis absorbida debida a neutrones (cGy)	Dosis absorbida debida a gammas (cGy)
363.68	0.10 ± 0.02	0.96 ± 0.02
333.48	0.09 ± 0.02	1.03 ± 0.02
280.45	0.06 ± 0.02	0.96 ± 0.02
320.40	0.08 ± 0.02	1.09 ± 0.02
1212.83	0.48 ± 0.02	21.01 ± 0.02
956.07	0.37 ± 0.02	19.53 ± 0.02
1421.90	0.58 ± 0.02	18.72 ± 0.02
1870.50	0.78 ± 0.02	14.14 ± 0.02
224.94	0.04 ± 0.02	1.16 ± 0.02

Tabla V.6. Dosis debida a neutrones y gammas a colimador cerrado en el fantoma de parafina.

V.6. Análisis de resultados

Analizando los resultados obtenidos de las tablas anteriores, para el caso de los TLD-600 en términos de dosis absorbida del dosímetro del 1 al 5 sus valores son iguales a los valores de carga, esto se debe a que cuando se generan los neutrones en cabezal, estos salen como neutrones rápidos, por lo que en este caso particular la determinación de la dosis absorbida debida a neutrones rápidos (al desnudo) no se obtuvo. No obstante, se midieron neutrones rápidos con la fuente de PuBe para observar la respuesta de los dosímetros TLD-600.

A partir del dosímetro 6 al 8, estos son neutrones térmicos porque se termalizan con la parafina, para que pierdan su energía y así poder estimar la dosis adicional que dejan al interaccionar con la parafina. Observando y comparando los valores obtenidos dentro y fuera del fantoma con los valores de la curva de caracterización, se encuentran dentro y acorde con la tolerancia de error del 2%. Además podemos verificar que la parafina se encuentra en buenas condiciones como resultado de nuestros valores. Respecto a los dosímetros que se colocaron en la parte inferior del molde, siguen siendo neutrones térmicos ya que salen del molde termalizados, observando el valor en el dosímetro número 9 es mayor, puesto que se encuentra en el centro de campo (en la cruz de hilos) y el valor del número 10 es menor, ya que está alejado del haz incidente del fantoma.

En el caso de los TLD-700, se observa una mayor dosis en el campo del haz incidente, puesto que, lo que predomina son partículas gamma dentro y fuera del molde de parafina. Lo vemos enfáticamente en los resultados de la dosis absorbida debida a neutrones en comparación con el de gammas, que indica el predominio de las estas sobre los neutrones rápidos a la salida del cabezal y en el interior del molde.

Sin omitir, que el procedimiento para obtener la curva de respuesta de los dosímetros TLD-600 y TLD-700 fue un poco largo sobre todo porque se discriminaron los dosímetros que no cumplían las características termoluminiscentes y la reproducibilidad, así como por la verificación diaria de operación del equipo, como es el acelerador lineal, el equipo lector y los hornos para su tratamiento térmico. Es importante por los parámetros de operación que se establecieron para la lectura de cada cristal y el borrado de la información que estos almacenan, así como las condiciones ambientales en que se realizaron las mediciones de cada TLD respectivamente. Teniendo muy presente las diferentes condiciones en las cuales se irradiaron los dosímetros, como por ejemplo en la fuente de neutrones, en la fuente de cobalto 60 y en el acelerador lineal, para así compararlos posteriormente en términos de dosis absorbida y sobre todo por la importancia de las medidas de protección radiológica que se deben de cumplir en este tipo de instalaciones.

Capítulo VI. Conclusiones

Se realizó la investigación y análisis del protocolo de medición de neutrones en un acelerador lineal para radioterapia [29].

Se identificaron los factores principales que influyen en la generación de fotoneutrones en un acelerador lineal de electrones con energía asociada a 18 MV. Ubicando dos sitios para medir, el primero en el plano cabezal, confirmando que sus componentes principales son el blanco, colimador primario, filtro del aplanado y el segundo en el plano paciente el cual es colocado en la mesa de tratamiento.

De la investigación sobre los diferentes métodos de detección de neutrones con propósitos en dosimetría en campos mezclados (n, γ) en el acelerador lineal de uso médico se utilizaron dos tipos de dosímetros TL para captar neutrones y gammas y captar sólo gammas: TLD-600 y TLD-700, respectivamente. Se concluye que este par de TLDs 600 y 700 son eficientes para establecer un sistema de medición de neutrones en un campo mezclado.

Comparando los valores experimentales de fuga de neutrones del cabezal en el plano paciente, se observa que éstos se encuentran dentro del límite establecido por la normativa del reporte No. 102 del NCRP [11]. Cabe mencionar que si la instalación sufre alguna modificación en los blindajes de las barreras primarias o secundarias estos valores pueden sufrir cambios por lo que se requerirá una nueva determinación de la fluencia y dosis absorbida.

El fantoma elaborado de acrílico con parafina resulto de gran ayuda para termalizar los neutrones rápidos, el cual contribuyo para medir la dosis absorbida en el interior y a la salida de dicho fantoma.

Como trabajo a futuro se continuaran con las investigaciones, irradiando TLD-600 en el acelerador lineal de electrones, en conjunto con las esferas de Bonner de diferentes diámetros en diferentes puntos del bunker, como lo son la sala de tratamiento, laberinto y sala de control, con el objetivo de verificar los sistemas de blindaje del bunker, estimando la dosis absorbida a determinados parámetros de medición.

Asimismo, se considera seguir con el mismo procedimiento y arreglo de los dosímetros TLD-600 y TLD-700 en el acelerador lineal y en el fantoma de parafina, sólo que ahora en un intervalo de 200 a 400 UM. Y conforme a lo anterior se tiene en consideración realizar dosimetría in vivo durante un tratamiento con una energía asociada a 10 MV y a 18 MV, considerando casos más comunes de cáncer en nuestro país como lo es el cervico uterino, cáncer de mama o cáncer de próstata.

Referencias y Bibliografía

1. NCRP Report 79, "Neutron contamination from medical electron accelerators". Bethesda, MD, NCRP 1984.
2. Hajek H., Berger, N. Vana. "Thermoluminescent detectors for neutron dosimetry at high altitudes". Atom Institute of the Austrian Universities, stadionallee 2, 1020 Vienna, Austria 1994.
3. Azziz N., Gladns K. "Measurement of thermal neutrons in mixed (n, γ) in fields". Environmental Measurement Laboratory U.S. Department of Energy, New York, 1994.
4. Yudelev M., Hunler S. and Farer J. B., "Thermoluminescence dosimetry in mixed neutron and gamma radiation beam". Karmanos Cancer Institute and Wayne state University, Detroit USA, 2004
5. Portal G. and Dietze G., "Implications of new ICRP and ICRU recommendations for neutron dosimetry". Braunschweig, Germany, 1994.
6. Vega C. H., Manzanares A. E., "Características dosimétricas de fuentes isotópicas de neutrones". Universidad Autónoma de Zacatecas, 2005
7. Tanner J. E., Piper R. K., "Verification of an effective dose equivalent model for neutrons". Pacific Northwest Laboratory, USA 1995.
8. IAEA. Technical Report Series No. 277. "Absorber dose determination in photon and electron beams, and International code of practice". International Atomic Energy Agency, Vienna 1987.

9. ICRP 60, "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, 1990.
10. Varian Oncology System Health Physics. "Clinac 1800, 2100 CP 21 EX y 23 EX, Radiation Leakage Data", 2005.
11. NCRP Report No. 102. "Medical X-ray, electron beam and gamma-ray protection for energies up to 50 MeV (Equipment Design, performance and use)", 1989.
12. IEC Publication 60601-2-1-Ed 2.0. "Medical Electrical Equipment Part 2-1: Particular requirements for that safety of electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV". 1998.
13. Curso de Protección Radiológica: Nivel de ESR, CRISA, 2008.
14. NOM-033-NUCL-1998. "Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia: Aceleradores lineales". Secretaría de Energía, 1998.
15. ICRU Report 45, "Clinical Neutron Dosimetry Part I: Determination of Absorbed Dose in a Patient Treated by External Beams of Fast Neutrons", International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.
16. ICRU Report 44, "Tissue substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements", International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.
17. HPS N1311, "American National Standard for Dosimetry – Personal Dosimetry Performance Criteria for Testing", Health Physics Society, 1993.
18. Azorín N. J., "Curso de Dosimetría de Estado Sólido, Aplicación de la dosimetría Termoluminiscente en Medicina", ININ 2003.

19. Azorín N. J., "Luminescence Dosimetry, Theory and Applications", Editions techniques and Scientifics, 1990.
20. Azorín N. J., "Introducción a la Física Nuclear", Ediciones Científicas AZVEG, 1997.
21. Khan F. M., "The Physics of Radiation Therapy", the Third Edition, 2003.
22. IAEA Technical Reports Series No. 318, "Compendium of Neutron Spectra and Detectors Responses for Radiation Protection", International Atomic Energy, 1990.
23. The International Commission on Radiation Protection, "Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation", ICRP 74.
24. Mc Call R. C., Swanson W. P., "Neutron Sources and their Characteristics". NBSSP554, 1979.
25. Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements Neutron Contamination from Medical electron Accelerators", NCRP Report No. 79, 1984.
26. Mc Call R.C., Swanson W.P., "Neutron Sources and their Characteristics". NBS SP 554, 1979.
27. Furetta C., Weng Pao-Shan, "Operational Thermoluminescence Dosimetry", World Scientific, 1998.
28. López M. J., "Medicina Nuclear Clínica", Editorial Marban, 1994.

29. Wright A. E., "Medical Physics Handbook of Radiation Therapy", Medical Physics Publishing, 1992.
30. Attix F. H., "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry", John Wiley & Sons, 1986.
31. Selman J., "The Basic Physics of radiation Therapy", Third Edition, 1990.
32. ICRU Report 34, "Nuclear Data for Neutron and Proton Radiotherapy and for Radiation Protection", International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.

Apéndice 1. Cálculos para determinar la dosis equivalente de TLD-600

Determinación del flujo de neutrones.

Flujo de neutrones.

$$\phi_n = (\text{Actividad de la fuente})(\text{Producción actual})(\text{tiempo})$$

Fluencia de neutrones.

$$\varphi = \frac{\phi_n}{d} = \frac{\phi_n}{4\pi r^2}$$

La siguiente figura, muestra la ubicación de la fuente PuBe en el contenedor de parafina.

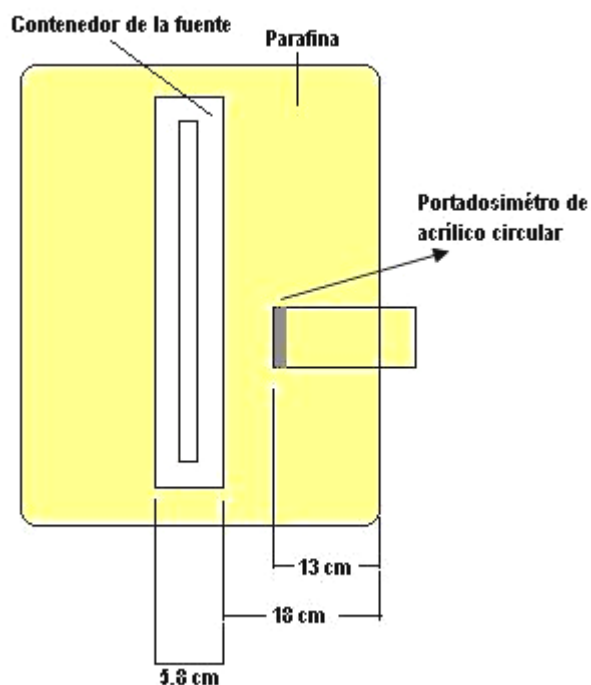


Figura A1.1. Contenedor de la fuente de PuBe en parafina.

Para determinar el valor de la distancia hacia el portadosimétro se muestra la siguiente figura el radio del contenedor de la fuente y el radio de la fuente de PuBe. Considerando los 5 cm a partir del contendor hacia el portadosimétro de acrílico circular.

Donde $r_c = 2.9$ cm, $r_f = 1.25$ cm y $d_{c-p} = 5$ cm.

Por lo tanto: $d = r_c + d_{c-p} = 2.9\text{cm} + 5\text{cm} = 7.9\text{cm}$

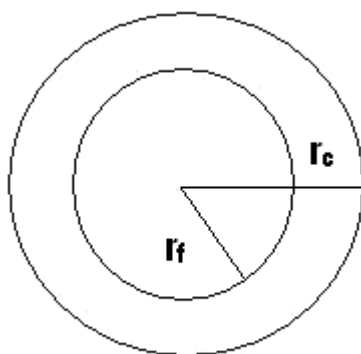


Figura A1.2. Representación de los radios del contenedor de la fuente de PuBe.

De acuerdo a lo anterior se calcula el flujo de neutrones a diferentes tiempos de irradiación. Si la actividad de fuente es 5 Ci y la producción es de $2.18 \times 10^6 \text{ ns}^{-1}\text{Ci}^{-1}$ datos tomados de la tabla IV.1. Por lo tanto:

Para $t = 10 \text{ min} = 600 \text{ s}$

$$\phi_n = (5 \text{ Ci})(2.18 \times 10^6 \frac{n}{s \text{ Ci}})(600 \text{ s}) = 65.40 \times 10^8 n$$

$$\phi = \frac{65.40 \times 10^8 n}{4\pi(7.9 \text{ cm})^2} = \frac{65.49 \times 10^8 n}{784.2672 \text{ cm}^2} = 83.3899 \times 10^5 \frac{n}{\text{cm}^2}$$

Aplicando el factor (ver figura A1.3.) para obtener el valor en términos de dosis equivalente.

$$\left[83.3899 \times 10^5 \frac{n}{cm^2} \right] \left[\frac{1}{970 \times 10^6 \frac{n}{cm^2 rem}} \right] = 8.596 \times 10^{-3} rem$$

Para $t = 30 \text{ min} = 1800 \text{ s}$

$$\phi_n = (5 \text{ Ci}) (2.18 \times 10^6 \frac{n}{s \text{ Ci}}) (1800 \text{ s}) = 1.962 \times 10^{10} n$$

$$\varphi = \frac{1.962 \times 10^{10} n}{4\pi(7.9 \text{ cm})^2} = \frac{1.962 \times 10^{10} n}{784.2672 \text{ cm}^2} = 250.1698 \times 10^5 \frac{n}{cm^2}$$

Aplicando el factor para obtener el valor en términos de dosis equivalente.

$$\left[250.1698 \times 10^5 \frac{n}{cm^2} \right] \left[\frac{1}{970 \times 10^6 \frac{n}{cm^2 rem}} \right] = 25.79 \times 10^{-3} rem$$

Para $t = 50 \text{ min} = 3000 \text{ s}$

$$\phi_n = (5 \text{ Ci}) (2.18 \times 10^6 \frac{n}{s \text{ Ci}}) (3000 \text{ s}) = 3.27 \times 10^{10} n$$

$$\varphi = \frac{3.27 \times 10^{10} n}{4\pi(7.9 \text{ cm})^2} = \frac{3.27 \times 10^{10} n}{784.2672 \text{ cm}^2} = 416.9497 \times 10^5 \frac{n}{cm^2}$$

Aplicando el factor para obtener el valor en términos de dosis equivalente.

$$\left[416.9497 \times 10^5 \frac{n}{cm^2} \right] \left[\frac{1}{970 \times 10^6 \frac{n}{cm^2 rem}} \right] = 42.98 \times 10^{-3} rem$$

Para $t = 70 \text{ min} = 4200 \text{ s}$

$$\phi_n = (5 \text{ Ci})(2.18 \times 10^6 \frac{n}{\text{s Ci}})(4200 \text{ s}) = 4.578 \times 10^{10} n$$

$$\varphi = \frac{4.578 \times 10^{10} n}{4\pi(7.9 \text{ cm})^2} = \frac{4.578 \times 10^{10} n}{784.2672 \text{ cm}^2} = 583.7296 \times 10^5 \frac{n}{\text{cm}^2}$$

Aplicando el factor para obtener el valor en términos de dosis equivalente.

$$\left[583.7296 \times 10^5 \frac{n}{\text{cm}^2} \right] \left[\frac{1}{970 \times 10^6 \frac{n}{\text{cm}^2 \text{ rem}}} \right] = 60.17 \times 10^{-3} \text{ rem}$$

Para $t = 90 \text{ min} = 5400 \text{ s}$

$$\phi_n = (5 \text{ Ci})(2.18 \times 10^6 \frac{n}{\text{s Ci}})(5400 \text{ s}) = 5.88 \times 10^{10} n$$

$$\varphi = \frac{5.88 \times 10^{10} n}{4\pi(7.9 \text{ cm})^2} = \frac{5.88 \times 10^{10} n}{784.2672 \text{ cm}^2} = 750.5095 \times 10^5 \frac{n}{\text{cm}^2}$$

Aplicando el factor para obtener el valor en términos de dosis equivalente.

$$\left[750.5095 \times 10^5 \frac{n}{\text{cm}^2} \right] \left[\frac{1}{970 \times 10^6 \frac{n}{\text{cm}^2 \text{ rem}}} \right] = 77.37 \times 10^{-3} \text{ rem}$$

Sabemos que las unidades de la dosis equivalente $\left[\frac{J}{\text{Kg}} \right] = [\text{Sv}] = [\text{rem}]$ son

$$\text{Si } 1 \text{ rem} = \frac{1}{100} \text{ Sv} = 1 \times 10^{-2} \text{ Sv}$$

Como $H = D \cdot Q$, como ya se definió en la sección III.3.6 e igualmente se observan los valores del factor de calidad Q . Despejando la dosis absorbida de la fórmula anterior, para estimar la contribución de dosis que tienen los neutrones, se tiene lo siguiente.

$$D_{\text{absorbida}} = D = \frac{H}{Q} \left[= \right] \frac{J}{Kg} = Gy$$

Otra consideración adicional es el valor de la energía de la fuente de 4.43 MeV > 2.0 MeV a 20 MeV, $Q=10$ ya que la energía promedio del neutrón es de 4.5 MeV valor teórico.

Resumiendo en la tabla los valores obtenidos en función de la dosis absorbida por neutrones.

Tiempo (min)	H (rem)	D (cGy)
10	$8.59 \times 10^{-3} \pm 0.02$	0.086 ± 0.02
30	$25.79 \times 10^{-3} \pm 0.02$	0.258 ± 0.02
50	$42.98 \times 10^{-3} \pm 0.02$	0.429 ± 0.02
70	$60.17 \times 10^{-3} \pm 0.02$	0.602 ± 0.02
90	$77.37 \times 10^{-3} \pm 0.02$	0.777 ± 0.02

Tabla A1. Valores obtenidos en términos de dosis absorbida de los TLD-600

La siguiente figura A1.3a, muestra los factores de conversión de fluencia para dosis equivalente en función de la energía promedio del neutrón. También muestra factores de conversión para neutrones monoenergéticos y la grafica A1.3b, muestra los factores de conversión de fluencia para dosis absorbida.

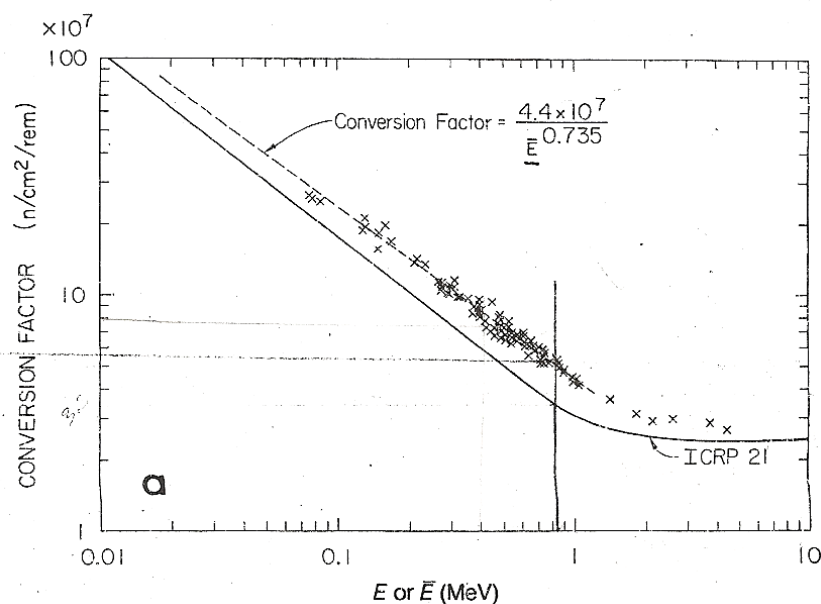


Figura A1.3a. Factores de conversión de fluencia para dosis equivalente.

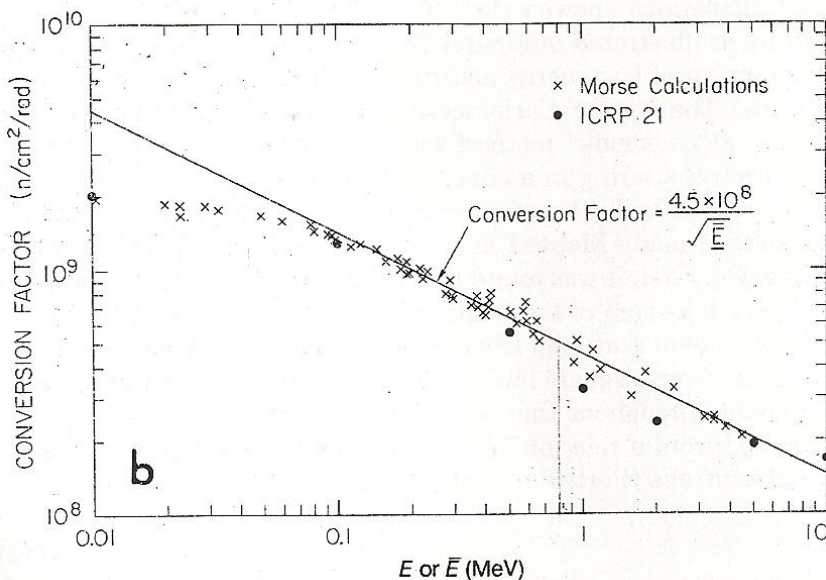


Figura A1.3b. Factores de conversión de fluencia para dosis absorbida.

Apéndice 2. Cálculos para determinar el tiempo de irradiación en la fuente de Cobalto 60.

Para determinar el valor del tiempo de irradiación se tienen los siguientes datos:

Rendimiento de la fuente a un tamaño de campo de 10x10 cm² es de 117.28 cGy/min y la dosis preescrita es de 5, 10, 25, 50, 75, 100, 125, 250, 500, 750 y 1000 cGy, por lo tanto:

$$Tiempo = \frac{Dosis}{Rendimiento}$$

$$T_1 = \frac{5 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 0.04 \text{ min}$$

$$T_2 = \frac{10 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 0.08 \text{ min}$$

$$T_3 = \frac{25 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 0.21 \text{ min}$$

$$T_4 = \frac{50 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 0.42 \text{ min}$$

$$T_5 = \frac{75 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 0.63 \text{ min}$$

$$T_6 = \frac{100 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 0.85 \text{ min}$$

$$T_7 = \frac{125 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 1.06 \text{ min}$$

$$T_8 = \frac{250 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 2.13 \text{ min}$$

$$T_9 = \frac{500 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 4.26 \text{ min}$$

$$T_{10} = \frac{750 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 6.39 \text{ min}$$

$$T_{11} = \frac{1000 \text{ cGy}}{117.28 \text{ cGy min}^{-1}} = 8.52 \text{ min}$$

Apéndice 3. Dimensiones del fantoma de parafina

La figura muestra las dimensiones del fantoma de parafina, con un diámetro de 20 cm y una altura de 25 cm, en la parte central vertical del fantoma se perforo un orificio para deslizar el cilindro que introducirá los dosímetros en su parte interna del fantoma, colocando en un extremo de este (parte sombreada) el portadosímetro circular de acrílico; la zona de amarillo representa la parafina contenida en el fantoma.

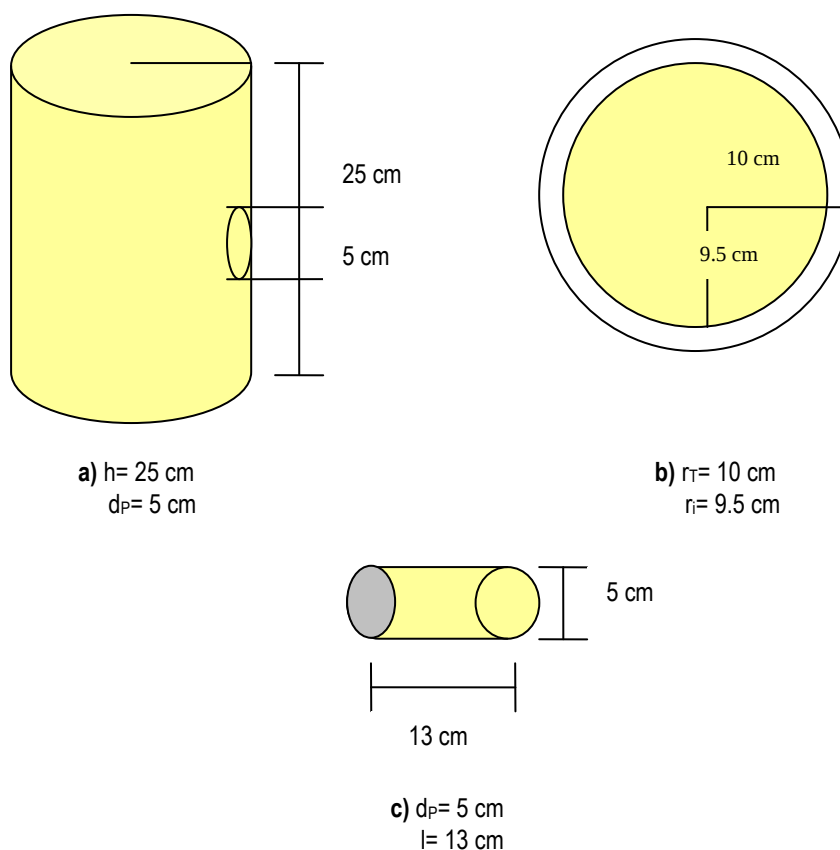


Figura A3.1. Dimensiones del fantoma de acrílico, a) h = altura, d_p = diámetro donde se coloca el portadosímetro circular de acrílico, b) r_T = radio total del fantoma, r_i = diámetro interno, c) l = longitud del cilindro para el portadosímetro



Figura A3.2. Fantoma de acrílico, sin y con parafina.
