

Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Ingeniería
Licenciatura en Ingeniería Física



**Protocolo para el cálculo de blindajes de una instalación
radiactiva para teleterapia**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Licenciado en Ingeniería Física

Presenta:

Fernando de Jesús González Aguilar

Dirigido por:

M. en C. Edgar Calva Coraza

SINODALES

M. en C. Edgar Calva Coraza
Presidente

Firma

Dra. María Lucero Gómez Herrera
Secretaria

Firma

Dr. Aldrin Melitón Cervantes Contreras
Vocal

Firma

M. en C. Lourdes Lizet Hernández Cordero
Suplente

Firma

Centro Universitario
Querétaro, QRO
México.
Noviembre 2023



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales
de Información



Protocolo para el cálculo de blindajes de una
instalación radiactiva para teleterapia

por

Fernando de Jesús González Aguilar

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0
Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Clave RI: IGLIN-280880

*Dedicada con mucho cariño a mi familia, mi pareja y amigos
que nunca me dejaron solo y siempre me apoyaron
a lo largo de esta travesía.*

Agradecimientos

Agradezco a mis sinodales, por su tiempo y esfuerzo dedicado a esta tesis, en especial a mi tutor el M. en C. Edgar Calva Coraza por confiar en mí y permitirme trabajar en este proyecto e inspirarme a seguir la rama de la Física Médica que sin duda es fascinante, a la M. en C. Lourdes Lizet Hernández Cordero y al Dr. Aldrin Melitón Cervantes Contreras quienes con sus aportaciones y correcciones hicieron de esta tesis un mejor trabajo.

A la Universidad Autónoma de Querétaro y a todos los profesores de Ingeniería Física, por permitirme lograr este grado académico y brindarme sus conocimientos y enseñanzas en pro de buscar siempre la mejor formación.

A mis padres José Antonio y Ma. Guadalupe, por todo el amor y apoyo que me ofrecen día con día y por tantos sacrificios que tuvieron que hacer a lo largo de mi vida para que hoy esté donde estoy tanto personal como académicamente, sin duda les debo todo lo que he logrado.

A mi hermano Omar, quien siempre estuvo al pendiente de mí preguntándome cómo iba en la universidad y cada que me ve en la computadora me sigue preguntando si estoy en clase.

A mi hermano José Antonio junto con su esposa Goretti y el pequeño Isaac, quienes me recibieron con los brazos abiertos desde el primer día que llegué a Querétaro y se aseguraron que no me faltara nada.

A mi pareja Isela, quien siempre ha estado conmigo, me ha dado mucho amor, ánimos, consejos, nunca me ha dejado solo y me inspira día con día a ser mejor persona. Haz sido la mejor compañera pude haber tenido en todo este proceso y desde siempre.

Resumen

La radioterapia es un componente vital en el tratamiento del cáncer, ha transformado la vida de numerosos pacientes, aunque también plantea desafíos significativos en términos de seguridad radiológica fuera de las salas de tratamiento. Los blindajes, estructuras cruciales que conforman el búnker diseñadas para atenuar la radiación a niveles seguros, son esenciales para proteger a las personas cercanas a las instalaciones de teleterapia. Sin embargo, la falta de estandarización en la metodología de cálculo de estos blindajes representa un peligro para la seguridad radiológica de las personas. Es por esto que el propósito de esta tesis fue desarrollar un protocolo para el cálculo de blindajes basado en la recopilación de ecuaciones y recomendaciones propuestas en los principales reportes y documentos nacionales e internacionales con el fin de obtener la forma más eficiente para realizar estos cálculos, cumpliendo los parámetros que establece la normativa mexicana en materia de protección radiológica. Este trabajo abordó esta problemática de manera exhaustiva, resultando en un protocolo uniforme y bien establecido para el fin planteado, además se obtuvieron resultados satisfactorios al aplicar dicho protocolo a un caso propuesto, garantizando la seguridad radiológica en todo momento para las personas fuera de la sala de tratamiento.

Palabras clave: radioterapia, seguridad radiológica, blindajes, búnker, protocolo.

Abstract

Radiation therapy is a vital component in cancer treatment, transforming the lives of numerous patients, albeit posing significant challenges in terms of radiological safety outside treatment rooms. Shields, crucial structures that make up the bunker are designed to attenuate radiation to safe levels, are essential to protect individuals near teletherapy facilities. However, the lack of standardization in the calculation methodology for these shields represents a danger to the radiological safety of the people. Hence, the purpose of this thesis was to develop a uniform shield calculation protocol based on the review of major national and international reports and documents. The goal was to obtain the most efficient method for these calculations, considering recommendations and complying with parameters set by Mexican regulations regarding radiological protection. This work comprehensively addressed this issue, resulting in a well-established, uniform protocol for the intended purpose. Additionally, satisfactory results were achieved when applying the protocol to a proposed case, ensuring radiological safety at all times for individuals outside the treatment room.

Keywords: radiation therapy, radiological safety, shields, bunker, protocol.

Índice general

Agradecimientos	V
Resumen	VII
1. Introducción	1
1.1. Objetivos	2
1.1.1. Objetivo general	3
1.1.2. Objetivos específicos	3
1.2. Hipótesis	3
1.3. Motivación	3
1.4. Formulación del problema	3
2. Fundamentación teórica	5
2.1. Radioterapia	5
2.1.1. Teleterapia	5
2.2. Radiación ionizante	5
2.3. Interacción de partículas cargadas con la materia	5
2.3.1. Colisiones suaves	6
2.3.2. Colisiones fuertes	7
2.3.3. Interacciones de las fuerzas de atracción de Coulomb con el núcleo	7
2.3.4. Atenuación de partícula cargada	8
2.4. Interacción de fotones con la materia	8
2.4.1. Efecto fotoeléctrico	8
2.4.2. Efecto Compton	9
2.4.3. Producción de pares	10
2.5. Ley de atenuación exponencial	11
2.5.1. Coeficiente másico de atenuación	11
2.5.2. Capa decirreductora	12
2.5.3. Capa hemirreductora	12
2.6. Interacción de los neutrones con la materia	12
2.6.1. Dispersión	13
2.6.2. Absorción	13
2.7. Termalización de neutrones	13
2.8. Monitoreo de neutrones	13
2.9. Blindaje para neutrones	14
2.10. Acelerador lineal	15
2.10.1. Funcionamiento básico	15
2.11. Producción de fotoneutrones	16
2.11.1. Producción de fotoneutrones en distintas partes del LINAC	16

2.12.	Técnicas de radioterapia	17
2.12.1.	Radioterapia conformal (RT-3D)	17
2.12.2.	Irradiación Corporal Total (TBI)	17
2.12.3.	Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)	17
2.12.4.	Radiocirugía y Radioterapia Estereotáctica (SRS, SRT)	18
2.12.5.	Radioterapia Corporal Estereotáctica (SBRT)	18
2.13.	Tipos de búnkeres para teleterapia	18
2.13.1.	Búnker de laberinto	18
2.13.2.	Búnker de entrada directa	19
2.14.	Barreras protectoras	20
2.15.	Materiales de blindaje	21
2.15.1.	Concreto ordinario	21
2.15.2.	Concreto pesado	21
2.15.3.	Plomo	21
2.15.4.	Acero	22
2.15.5.	Polietileno y parafina	22
2.15.6.	Madera	22
2.15.7.	Tierra	22
3.	Parámetros de cálculo de blindajes	23
3.1.	Cantidades dosimétricas básicas	23
3.1.1.	Dosis equivalente	23
3.2.	Objetivos del diseño de blindaje	24
3.2.1.	Áreas controladas y no controladas	24
3.2.2.	Límites de dosis	25
3.3.	Carga de trabajo	26
3.4.	Factor de uso	27
3.5.	Factor de ocupación	28
3.6.	Tasas de dosis equivalente promediadas en el tiempo	29
3.6.1.	Tasa de dosis equivalente promediada en una semana	29
3.6.2.	Tasa de dosis equivalente promediada a cualquier hora	29
4.	Métodos de Cálculo de blindajes	31
4.1.	Barrera primaria	31
4.1.1.	Espesor de la barrera primaria	31
4.1.2.	Tasa de dosis instantánea	32
4.1.3.	Espesor oblicuo	32
4.1.4.	Ancho de la barrera primaria o cinturón	33
4.2.	Barrera secundaria	34
4.2.1.	Radiación de fuga	34
4.2.2.	Radiación dispersada por el paciente	35
4.2.3.	Espesor de la barrera secundaria	35
4.2.4.	Tasa de dosis instantánea	35
4.2.5.	Regla de las dos fuentes	35
4.3.	Consideraciones para el techo	36
4.3.1.	Skyshine	36
4.4.	Consideraciones para conductos	38
4.4.1.	Conductos de calefacción, ventilación y aire acondicionado	38
4.4.2.	Cables del generador de radiación	40
4.4.3.	Conductos y de agua y eléctricos	40
4.5.	Consideraciones para el laberinto de un búnker	40
4.5.1.	Dosis total semanal a la entrada del laberinto	40

4.5.2.	Dosis debida a la dispersión del paciente a la entrada del laberinto	41
4.5.3.	Dosis debida a la radiación primaria dispersada desde la pared hacia el laberinto	42
4.5.4.	Dosis debida a la radiación dispersada por fugas en el cabezal a la entrada del laberinto	43
4.5.5.	Dosis de transmisión de la fuga del cabezal a la entrada del laberinto	44
4.5.6.	Dosis total semanal a la entrada del laberinto (caso especial)	45
4.6.	Cálculo de la fluencia de neutrones en la entrada del laberinto	45
4.7.	Equivalente de dosis de neutrones en la puerta del laberinto	46
4.7.1.	Método de Kersey	46
4.7.2.	Método de Kersey modificado	47
4.7.3.	Equivalente de dosis total de neutrones en la puerta del laberinto	47
4.8.	Blindaje de la puerta del búnker	48
4.9.	Blindaje de la puerta para búnker de entrada directa	48
4.10.	Consideraciones especiales para la carga de trabajo y el factor de uso	49
4.10.1.	Consideraciones para TBI de fotones	49
4.10.2.	Consideraciones para la barrera primaria	50
4.10.3.	Consideraciones para la radiación dispersada por el paciente	50
4.10.4.	Consideraciones para la radiación de fuga	51
5.	Cálculo de blindajes para una instalación de teleterapia	52
5.1.	Características del acelerador lineal	52
5.2.	Planos propuestos del búnker	53
5.3.	Ubicación y colindancias	54
5.4.	Límites de dosis	54
5.5.	Carga de trabajo semanal	54
5.5.1.	Carga de trabajo de fuga	55
5.6.	Factores de ocupación y uso	55
5.7.	Materiales de construcción y valores de TVL	55
5.8.	Consideraciones debido al diseño del búnker	56
5.9.	Desarrollo de cálculos	57
5.9.1.	Barrera Primaria en Pared I	57
5.9.2.	Barrera Secundaria en Pared I	59
5.9.3.	Barrera Secundaria en Pared II	62
5.9.4.	Barrera Primaria en Pared III	65
5.9.5.	Barrera Secundaria en Pared III	67
5.9.6.	Barrera Secundaria en Pared IV	69
5.9.7.	Barrera Primaria en el techo	71
5.9.8.	Barrera Secundaria en el techo	73
5.9.9.	Puerta	75
5.10.	Resultados de los cálculos	77
6.	Discusión de resultados	78
7.	Conclusiones	80
	Bibliografía	83
	Apéndice A. Figuras de ayuda para valores de dosis equivalente	84
	Apéndice B. Tablas de valores y propiedades necesarias para el cálculo de blindajes	85

Índice de figuras

2.1. Parámetros importantes en la colisión de partículas cargadas con un átomo: a es el radio atómico y b es el parámetro de impacto clásico (Attix, F H., 1986).	6
2.2. Ilustración de la radiación de frenado (Khan, 2014).	8
2.3. Diagrama ilustrando el efecto fotoeléctrico (Khan, 2014).	9
2.4. Diagrama ilustrando el efecto Compton (Khan, 2014).	9
2.5. Diagrama ilustrando la producción de pares (Khan, 2014).	10
2.6. La relevancia relativa de las tres principales interacciones de los fotones con la materia radica en el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton y la creación de pares (Orduña Martín, 2017).	11
2.7. Esquema básico de un LINAC (Stivala, 2019)	15
2.8. Esquema básico del cabezal de un LINAC (Bencheikh et al., 2018)	16
2.9. Distribución típica de una sala de tratamiento en la que la rotación del gantry es perpendicular al eje del laberinto.	19
2.10. Distribución típica de una sala de tratamiento en la que la rotación del gantry es paralela al eje del laberinto.	19
2.11. Plano de una sala de tratamiento de puerta directa (NCRP, 2005).	20
2.12. Esquema de las fuentes de radiación y las barreras primaria y secundaria. (University of Cambridge, 2022)	20
3.1. Factor de ponderación de radiación (w_R) para neutrones contra su energía. La función escalonada y la función continua se dieron en (ICRP, 1990) y la función recomendada se da en (ICRP, 2007).	24
4.1. Relación entre el espesor oblicuo ($t_s = t/\cos(\theta)$) de radiación incidente con un ángulo de oblicuidad θ y el espesor de una barrera t . También se muestra un fotón disperso con una longitud de recorrido $< t_s$ (NCRP, 2005).	33
4.2. Arreglos de barreras comúnmente utilizados, para encontrar el ancho del cinturón en la barrera primaria (NCRP, 2005).	34
4.3. Esquema simplificado que muestra el isocentro del acelerador y la ubicación del blanco de rayos X para la evaluación del skyshine por fotones (NCRP, 2005).	37
4.4. Condiciones de irradiación para la evaluación del skyshine por neutrones (NCRP, 2005).	37
4.5. Penetración de una barrera secundaria por un conducto para lograr la menor cantidad de concreto removido a lo largo del este (NCRP, 2005).	38
4.6. Conducto envuelto con material de blindaje en ambos lados de barrera (NCRP, 2005).	39
4.7. Deflector de hormigón utilizado para acomodar el conducto (NCRP, 2005).	39
4.8. Diagrama esquemático que muestra las trayectorias de dispersión del haz primario debidas al paciente a la entrada del laberinto (IAEA, 2006).	41
4.9. Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de dispersión del haz primario desde la pared H a la entrada del laberinto (IAEA, 2006).	42

4.10. Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de dispersión del haz primario desde la pared del laberinto a la entrada del mismo (IAEA, 2006).	43
4.11. Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de la fuga del cabezal dispersada a la entrada del laberinto (IAEA, 2006).	44
4.12. Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de la fuga del cabezal transmitida a través de la pared del laberinto hasta la entrada del mismo (IAEA, 2006).	44
4.13. Disposición de la sala de tratamiento para calcular los equivalentes de dosis de neutrones y rayos gamma de captura de neutrones en la puerta del laberinto (NCRP, 2005).	45
4.14. Diseños de puertas utilizadas en instalaciones de teleterapia. a) Puerta corrediza. b) Puerta batiente (Global Shielding, 2021).	48
4.15. Alternativa a la superposición grande en la puerta (NCRP, 2005).	49
4.16. Esquema de un tratamiento típico utilizando la técnica TBI, donde se puede apreciar la distancia desde el isocentro al paciente.	50
5.1. Vista de planta del búnker construido junto a sus colindancias, la cruz formada por las líneas verdes representan la ubicación del isocentro del acelerador lineal.	53
5.2. Vista de lateral del búnker construido junto a sus colindancias, la cruz formada por las líneas verdes representan la ubicación del isocentro del acelerador lineal.	53
5.3. Distancias de la barrera primaria en la Pared I.	57
5.4. Distancias y ángulos de la barrera secundaria en la Pared I.	59
5.5. Distancias de la barrera secundaria en la Pared II.	62
5.6. Distancias de la barrera primaria en la Pared III.	65
5.7. Distancias y ángulos de la barrera secundaria en la Pared III.	67
5.8. Distancias de la barrera secundaria en la Pared IV.	69
5.9. Distancias de la barrera primaria en el techo.	71
5.10. Distancias y ángulos de la barrera secundaria en el techo.	73
5.11. Distancias y ángulos de la puerta en la Pared IV.	75
A.1. Dosis equivalente calculada (incluida la contribución de rayos gamma de captura de neutrones) transmitida por unidad de fluencia de neutrones con energía promedio \bar{E}_n , con la radiación incidiendo normalmente con respecto al plano de las losas de concreto ordinario (H_{ns}) ($Sv\ cm^2\ n^{-1}$) (NCRP, 2005), Figura A.1b.	84

Índice de tablas

3.1. Factores de ponderación de radiación (ICRP, 2007), Tabla B.4.	24
3.2. Límites de dosis efectiva recomendados/legales y límites de dosis efectiva de diseño. Los valores han sido tomados de (Villagomez Casimiro, 2017), Tabla 3-1; (IAEA, 2006), Tabla 2 y del Reglamento general de seguridad radiológica (Secretaría de Salud de México, 1998).	26
3.3. Distribución del factor de uso para altas energías en intervalos de ángulos del gantry de 90 y 45 grados. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla 3.1.	27
3.4. Factores de ocupación sugeridos (para usar como guía en la planificación del blindaje cuando no se dispone de otras fuentes de datos de ocupación). Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.1.	28
5.1. Valores de <i>TVL</i> de bloques V-250 para la radiación para barreras primarias y secundarias. Los valores son válidos para fines de diseño de blindaje y son de naturaleza conservadora y segura. Los valores han sido tomados de (Veritas, 2023)	56
5.2. Resultados de los espesores de blindaje calculados mediante las ecuaciones y consideraciones abordadas a lo largo de esta tesis.	77
B.1. Valores de <i>TVL</i> de la barrera primaria para concreto ordinario ($\rho = 2.35 \text{ g cm}^{-3}$), acero ($\rho = 7.87 \text{ g cm}^{-3}$) y plomo ($\rho = 11.35 \text{ g cm}^{-3}$). Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.2.	85
B.2. Propiedades de varios materiales de blindaje. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.3.	86
B.3. Fracciones de dispersión (<i>a</i>) a 1 <i>m</i> de un maniquí de tamaño humano, para una distancia entre el blanco de rayos X y el maniquí de 1 <i>m</i> y un tamaño de campo de radiación de 400 <i>cm</i> ² . Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.4.	86
B.4. Valores de <i>TVL</i> de concreto para la radiación dispersada por el paciente en varios ángulos de dispersión. Los valores son válidos para fines de diseño de blindaje y son de naturaleza conservadora y segura. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.5a.	86
B.5. Valores de <i>TVL</i> ₁ y <i>TVL</i> ₂ (en <i>cm</i>) de plomo para la radiación dispersada por el paciente en varios ángulos de dispersión. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.5b.	87
B.6. Valores de <i>TVL</i> de concreto ordinario para la radiación de fuga. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.7.	87
B.7. Albedo de dosis diferencial (coeficiente de reflexión de la pared). Incidencia normal sobre concreto ordinario, para fotones bremsstrahlung y fotones monoenergéticos. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.8a.	87
B.8. Albedo de dosis diferencial (coeficiente de reflexión de la pared). Incidencia a 45° sobre concreto ordinario, para fotones bremsstrahlung y fotones monoenergéticos. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.8b.	88

B.9. Factores de transmisión sugeridos (porcentaje de dosis de profundidad para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}$, distancia de la fuente a la piel de 100 cm a una profundidad de 30 cm). Los valores han sido tomados de (IAEA, 2006), Tabla 8.	88
B.10. Dosis equivalente de neutrones (H_0) a 1.41 m del blanco por unidad de dosis absorbida de rayos X en el isocentro (mSv/Gy) y intensidad total de la fuente de neutrones (Q_n) emitida por el cabezal del acelerador. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.9. . . .	89

Introducción

La radiación ha sido primordial en el tratamiento de diversas enfermedades como el cáncer, desde sus inicios con el uso de bombas de cobalto se demostró la gran utilidad en la mejora en la sobrevida de los pacientes (Khan, 2014). Cuando Roentgen descubrió los Rayos X en 1895 (Khan, 2014) fueron ampliamente usados en diferentes aplicaciones que van desde la medicina, la ortopedia, bebidas, alimentos e incluso juegos de mesa para niños. Puesto que, se tenía la falsa idea de que la radiación daba más energía y potencia a las personas. En esos momentos no se conocían los efectos de la radiación en el cuerpo humano, pero pronto se detonaron con la aparición de eritemas, pérdida de cabello y hasta cáncer radio inducido (Oficina Internacional del Trabajo [OIT], 2012).

En las aplicaciones médicas se utiliza radiación de media y de alta energía, dependiendo el propósito para que se desea usar. Para diagnóstico médico se usa radiación de mediana energía (del orden de centenas de kilo-electronvoltios) y para tratamiento (radioterapia) se usa radiación de alta energía (del orden de mega-electronvoltios). La radiación puede provenir de fuentes naturales o de generadores de radiación.

La radioterapia juega un papel importante en el tratamiento del cáncer, tanto en entornos curativos como paliativos, tiene como objetivo aplicar una dosis de radiación en una zona específica que sea letal para las células cancerosas en el cuerpo humano, logrando realizar este proceso con el mínimo daño posible hacia las zonas saludables del paciente. Tal es su importancia, que en el mundo más del 50 % de los pacientes con cáncer requieren o requerirán radioterapia durante el curso de su enfermedad, siendo la teleterapia el principal tratamiento utilizado por encima de la braquiterapia (World Health Organization [WHO], 2021).

La teleterapia también conocida como radioterapia de haz externo consiste en un tratamiento aplicado por una máquina que genera un haz de radiación que incide sobre una parte específica del cuerpo, este tratamiento se administra mediante aceleradores lineales clínicos (LINAC) o mediante unidades de teleterapia de Cobalto-60 (^{60}Co). No obstante, la utilización de un LINAC para servicios de teleterapia está aumentando en general, mientras que las unidades de ^{60}Co están cada vez más en desuso, principalmente porque un LINAC puede producir rayos X de distintas energías y también administrar tratamientos con haces de electrones, además que, las fuentes de ^{60}Co necesitan de un blindaje continuo y medidas de protección adicionales que deben de ser gestionadas durante toda la vida útil de la fuente (Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA], 2022). Este tratamiento es local, lo que significa que solo habrá radiación en la zona tratada, lo anterior quiere decir que esta no se expandirá al resto del cuerpo con lo que el tejido irradiado será únicamente el necesario, salvo la radiación de fuga emitida por el equipo. En la teleterapia moderna, ha incrementado el uso de radiación cada vez de más alta energía o de mayor cantidad de radiación, es decir, actualmente se administran altas cantidades de radiación en un intervalo muy corto de tiempo (IAEA, 2021).

Es importante mencionar que, si bien los voltios no son una unidad de energía, en radioterapia y física médica

convencionalmente se expresa la energía de los fotones en kilovoltios o megavoltios mientras que la energía de los electrones se expresa en términos de electronvoltios, debido a que los aceleradores lineales producen un espectro continuo de fotones de distintas energías y utilizar MV es una forma práctica de caracterizar este espectro, indicando la energía máxima de los electrones (en MeV) empleados para generar estos fotones.

En la presente tesis se limitará la atención a LINACS que generen haces de fotones con energías superiores a 10 MV, donde se deberá considerar la producción de fotoneutrones. Lo anterior será debido a que si bien los fotones con energías superiores a 8 MV son capaces de producir campos de neutrones gracias a reacciones de foto-desintegración ocasionadas al incidir estos fotones de alta energía en materiales con un número atómico alto (presentes en el blindaje del cabezal, colimadores y filtros del acelerador lineal), estos campos no se vuelven significativos hasta que la energía incidente excede los 10 MV (NCRP, 1984). La importancia de centrar la atención en la producción de fotoneutrones es debido a que su factor de ponderación de la radiación es hasta 20 veces mayor a la de los fotones, esto quiere decir que los neutrones pueden ser hasta 20 veces más efectivos que los fotones para generar un daño biológico en el cuerpo humano (Comisión Internacional de Protección Radiológica [ICRP], 2007).

Además, los neutrones son especialmente peligrosos debido a que para la medición de la dosis equivalente proveniente de estas partículas dentro de una sala de tratamiento existen muchas dificultades, gracias a la interferencia que crean los fotones de la radiación de fuga y del haz primario en los detectores además del amplio espectro de energía en que se presentan los neutrones, hacen que ningún detector individual pueda medir con precisión la contribución a la dosis debida a estos. Sin embargo es posible atenuar a niveles aceptables a los neutrones mediante el uso de barreras compuestas de materiales hidrogenados (hormigón, tierra y polietileno) que brindan un blindaje adecuado tanto para fotones como para neutrones, dichos materiales son ampliamente recomendados por las agencias reguladoras en materia de protección radiológica (NCRP, 2005).

Para calcular los espesores de los blindajes de concreto requeridos para protección radiológica, así como una serie de consideraciones y recomendaciones para búnkeres de instalaciones de teleterapia, nos podemos basar en los reportes más actuales de organismos y comisiones internacionales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y la Organización Internacional de Normalización (ISO), así como de consejos e institutos de naciones de primer mundo como el Consejo Nacional de Mediciones y Protección contra la Radiación (NCRP) y el Instituto de Física e Ingeniería en Medicina (IPEM), pertenecientes a Estados Unidos y al Reino Unido respectivamente. Primordialmente, para realizar estos cálculos la Organización Mundial de la Salud (WHO, 2021) recomienda tres principales reportes: IAEA Safety Reports Series No. 47 (IAEA, 2006), NCRP Report No. 151 (NCRP, 2005) y ISO-16645:2016 (ISO, 2016), además de indicar el siempre tener en consideración los límites de dosis de radiación según el país donde nos encontremos.

Esta tesis se centrará en recabar las recomendaciones más actuales para el cálculo de blindajes que permitan cumplir con técnicas modernas de tratamiento sin descuidar la seguridad radiológica del personal que trabaja en los centros de teleterapia. La elaboración de este trabajo es de suma importancia ya que, aunque hay varios trabajos acerca del cálculo de blindajes en México no existe un documento oficial que brinde las directrices específicas sobre el diseño de estos blindajes. Si bien los reportes mencionados en el párrafo anterior sirven como guía para las empresas y físicos médicos que requieran calcular blindajes para la radiación la mala aplicación de estos puede comprometer la seguridad radiológica de las personas que laboran en una instalación radiactiva o también puede resultar en la sobreestimación de los grosores de blindaje lo que conlleva a un mayor costo en la construcción de instalaciones radiactivas, mayor dificultad en el diseño y resistencia del suelo y de los cimientos de la misma.

1.1. Objetivos

La presente tesis se basa en los siguientes objetivos:

1.1.1. Objetivo general

Generar un estudio que tenga en cuenta las recomendaciones y métodos de cálculo actuales para obtener una forma más eficiente en el cálculo de blindajes para una instalación radiactiva de teleterapia, mediante la consulta de reportes y consideraciones de organismos y consejos internacionales, mejorando costos de producción y cumpliendo los parámetros que establece la normativa mexicana en materia de protección radiológica.

1.1.2. Objetivos específicos

- Realizar los cálculos correspondientes que consideren equipos generadores de radiación de alta energía para partículas cargadas y no cargadas.
- Diferenciar de manera correcta los conceptos de barrera primaria y secundaria para emitir las recomendaciones aplicables a cada una de estas.
- Incluir diferentes modelos de búnker como son el de puerta directa y de tipo laberinto, además de incluir un estudio minucioso para la atenuación de fotoneutrones en cada caso.

1.2. Hipótesis

El protocolo generado en base a la revisión de los principales reportes nacionales e internacionales que hablan del diseño de búnkeres para teleterapia buscará la manera más eficiente de calcular los espesores necesarios de las paredes de estas instalaciones, para atenuar las partículas cargadas y no cargadas generadas al hacer uso de un acelerador lineal clínico, buscando reducir costos de construcción y cumplir con la normatividad mexicana en materia de protección radiológica.

1.3. Motivación

El cálculo de blindajes es una herramienta crucial para garantizar la seguridad radiológica en las instalaciones de teleterapia, estos blindajes están diseñados para proteger a las personas cercanas a la sala de tratamiento de la exposición a la radiación ionizante, ya sean otros pacientes, personas que laboran en el centro de trabajo o miembros del público. A pesar de la importancia de estos cálculos, se ha observado que existe una falta de estandarización y uniformidad en la metodología utilizada para realizar esta actividad en países como México, que no tienen un procedimiento estandarizado. Es por esto que la importancia y motivación de la presente tesis reside en generar un protocolo para garantizar la eficacia del blindaje y minimizar los riesgos asociados a la exposición a la radiación ionizante.

1.4. Formulación del problema

La evolución en los tratamientos de radioterapia ha sido impulsada conforme al incremento de la tecnología y de los nuevos retos en la medicina. Manejar tecnología cada vez más sofisticada hace que el uso de la radiación cada vez sea más focalizada y energética.

La producción de radiación más energética conlleva a tomar medidas necesarias mayores para garantizar la seguridad del personal que labora en una instalación radiactiva y que tengan niveles de radiación conforme a la normativa nacional e internacional en materia de protección radiológica.

Conocer la forma correcta y más adecuada de calcular los espesores de las paredes que van a contener la radiación usada en tratamientos con teleterapia permitirá un buen diseño del búnker, reduciendo las sobrestimaciones de los blindajes, pero vigilando la seguridad del personal en todo momento. Esta actividad

es conocida como “Memoria Analítica de Blindajes” y puede ser realizada por Físicos Médicos y expertos en protección radiológica.

Fundamentación teórica

2.1. Radioterapia

La organización internacional de energía atómica define a la radioterapia como un tratamiento que utiliza distintos tipos de radiación (rayos X, rayos gamma, partículas) en altas dosis para atacar y destruir tumores (IAEA, 2021).

2.1.1. Teleterapia

La teleterapia representa un tipo de radioterapia en la que se emplea una fuente externa de radiación, es comúnmente utilizada en el tratamiento contra el cáncer, generalmente se administra mediante un acelerador lineal capaz de emitir fotones o electrones de alta energía y en menor medida mediante bombas de cobalto, que emiten rayos gamma de alta energía (IAEA, 2021).

2.2. Radiación ionizante

La radiación ionizante es energía que viaja a través de diferentes partículas y rayos emitidos por materiales radiactivos y dispositivos generadores de rayos X. Este tipo de radiación se divide en dos grupos, siendo estos la radiación ionizante por partículas cargadas y por partículas no cargadas. El primer grupo incluye a las partículas alfa, partículas beta, electrones y protones. Las partículas alfa son un núcleo de helio-4 y las partículas beta son un electrón o un positrón provenientes de un decaimiento radiactivo beta positivo o negativo respectivamente. En el segundo grupo de partículas no cargadas están presentes los rayos X, rayos gamma y neutrones.

Estas partículas y rayos tienen suficiente energía para desplazar a los electrones de los átomos con los que interaccionen, este proceso es conocido como ionización, lo que da origen al término radiación ionizante (Agency for Toxic Substances and Disease Registry [ATSDR], 2016).

2.3. Interacción de partículas cargadas con la materia

Las partículas cargadas pierden energía de una manera distinta a la de las radiaciones no cargadas. Un fotón o neutrón individual que incida sobre algún material puede atravesarlo sin interacción alguna y, en consecuencia, sin pérdida de energía. O puede interaccionar y perder así su energía. Por el contrario, una partícula cargada, al tener un campo de fuerza eléctrica Coulombiana, interacciona con uno o más electrones o con el núcleo de prácticamente todos los átomos por los que pasa. En la mayor parte de estas interacciones sólo se transfieren fracciones diminutas de la energía cinética de la partícula incidente. Es útil considerar que la

partícula va perdiendo su energía cinética de manera gradual. Es prácticamente imposible que una partícula cargada atraviese una capa de material sin interacción alguna. Por ejemplo, una partícula cargada de 1 MeV generalmente experimentaría alrededor de 10^5 interacciones antes de perder toda su energía cinética.

Las partículas cargadas, pueden caracterizarse a grandes rasgos por una trayectoria común, trazada por la mayor parte de esas partículas de cierto tipo y energía en un medio específico. Debido a la gran cantidad de interacciones que experimenta cada partícula cargada al desacelerarse, su trayectoria tiende a aproximarse al valor esperado que se observaría como media para un gran número de partículas iguales. Es importante considerar que, debido a la dispersión, no todas las partículas cargadas idénticas siguen una misma trayectoria, ni estas trayectorias son rectas, particularmente en el caso de los electrones debido a su masa reducida.

Las interacciones de partículas cargadas con la materia se pueden caracterizar simplemente en términos del tamaño relativo del parámetro de impacto clásico (b) frente al radio atómico (a), como se muestra en la Figura 2.1. Los siguientes tres tipos de interacciones se vuelven dominantes para $b \gg a$, $b \sim a$ y $b \ll a$, respectivamente (Attix, F H., 1986).

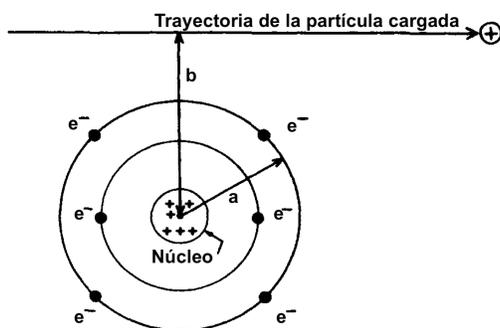


Figura 2.1: Parámetros importantes en la colisión de partículas cargadas con un átomo: a es el radio atómico y b es el parámetro de impacto clásico (Attix, F H., 1986).

2.3.1. Colisiones suaves

Cuando una partícula cargada pasa cerca de un átomo a una distancia considerable ($b \gg a$), la influencia del campo Coulombiano de la partícula afecta al átomo en su conjunto, excitándolo a un nivel de energía superior y, ocasionalmente, puede llevar a su ionización al expulsar un electrón de la capa de valencia. El resultado global es la transferencia de una cantidad diminuta de energía, de generalmente unos pocos electronvoltios a un átomo del medio absorbente.

Puesto que los valores grandes de b son más probables que las colisiones cercanas con átomos individuales, las colisiones suaves son con diferencia la interacción más frecuente entre partículas cargadas y los átomos. Estas colisiones representan cerca de la mitad de la energía transferida al medio absorbente.

Bajo ciertas condiciones, una pequeña cantidad de la energía que una partícula cargada gaste en colisiones suaves se puede emitir por el medio absorbente en forma de luz coherente de color blanco azulado, llamada radiación Cherenkov. La energía que sea emitida en forma de este tipo de radiación representa una fracción muy pequeña (menor al 0.1%) de la energía gastada por la partícula cargada en el proceso de excitación atómica y la ionización por medio de colisiones suaves y normalmente no tiene importancia en la física radiológica (Attix, F H., 1986).

2.3.2. Colisiones fuertes

En el caso en el que el parámetro de impacto sea del orden de las dimensiones atómicas ($b \sim a$), la partícula cargada sufrirá una colisión fuerte con un electrón orbital y una fracción apreciable de la energía cinética de la partícula cargada se transferirá al electrón orbital, que luego será expulsado del átomo con una energía cinética considerable, este electrón expulsado recibe el nombre de rayo delta. Los rayos delta son por supuesto, lo suficientemente energéticos como para ionizar a los átomos con los que interaccionen luego de ser expulsados. Aún cuando las colisiones suaves son más comunes comparadas con las colisiones fuertes, las fracciones de energía que las partículas primarias gastan en estos dos procesos son generalmente comparables.

Cabe señalar que siempre que un electrón de la capa interna sea expulsado de un átomo mediante una colisión fuerte, se emitirán rayos X característicos y/o electrones Auger, tal como si el mismo electrón hubiera sido eliminado por una interacción de fotones (Attix, F H., 1986).

2.3.3. Interacciones de las fuerzas de atracción de Coulomb con el núcleo

En el caso que el parámetro de impacto de una partícula cargada sea mucho menor que el radio atómico ($b \ll a$), la interacción de la fuerza de atracción de Coulomb se produce principalmente con el núcleo. Esta interacción resulta de mayor importancia para los electrones en el presente contexto, por lo que la discusión se limitará a este caso. En todas las interacciones, excepto en el 2-3 %, el electrón se dispersa elásticamente y no emite fotones de rayos X ni excita al núcleo. En cambio, sólo pierde una cantidad mínima de energía cinética necesaria para cumplir con la conservación del momento durante la colisión. Por lo tanto, este proceso no representa un mecanismo para transferir energía al medio absorbente, sino que sirve como un medio fundamental para desviar la trayectoria de los electrones, esta desviación es la razón principal por la que los electrones tienden a seguir caminos muy tortuosos, especialmente en materiales con un número atómico Z elevado.

En el 2 – 3 % de los casos restantes en los que el electrón pasa cerca del núcleo, se produce una interacción radiactiva inelástica en la que se emite un fotón de rayos X. El electrón no sólo se desvía en este proceso, sino que también transfiere una parte considerable de su energía cinética al fotón (llegando incluso al 100 %). Estos rayos X se conocen como radiación de frenado o bremsstrahlung (Attix, F H., 1986).

Radiación de frenado (Bremsstrahlung)

La radiación de frenado se da como resultado de una interacción radiactiva entre un electrón de alta velocidad y un núcleo. Cuando el electrón se aproxima al núcleo, puede ser desviado de su trayectoria debido a las fuerzas de atracción de Coulomb, perdiendo energía y dando origen a un fotón de rayos X, conocido como radiación de frenado (esta interacción se puede observar en la Figura 2.2). Este fenómeno fue anticipado por la teoría general de la radiación electromagnética de Maxwell.

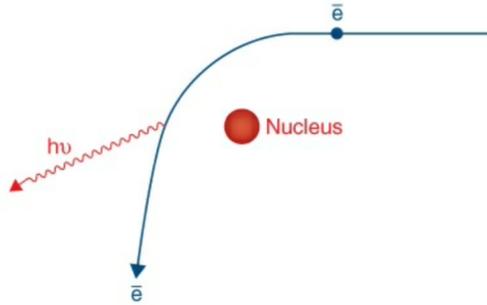


Figura 2.2: Ilustración de la radiación de frenado (Khan, 2014).

De acuerdo con la teoría, la energía se transmite a través del espacio mediante campos electromagnéticos. Cuando un electrón, con su respectivo campo electromagnético, se aproxima al núcleo, experimenta una desviación y aceleración repentinas. Como consecuencia de este proceso, el electrón pierde parte o toda su energía. Según los principios de conservación de energía y momento, la energía que el electrón pierde se propaga en el espacio en forma de radiación electromagnética, manifestada como un fotón con una energía que puede alcanzar el valor de la energía inicial del electrón. (Khan, 2014).

Esta interacción está relacionada con el cuadrado inverso de la masa de la partícula, considerando una velocidad específica de la partícula. Por lo tanto, la producción de radiación de frenado por partículas cargadas distintas de los electrones es prácticamente insignificante. Aunque la generación de bremsstrahlung es un proceso importante para la disipación de energía de electrones con alta energía en medios con un alto número atómico, es relativamente poco significativa en medios con un bajo Z cuando se trata de electrones con menos de 10 MeV de energía. En estos casos, no solo la probabilidad de generar fotones es baja, sino que los fotones resultantes tienen la capacidad de penetrar fácilmente objetos de varios centímetros de tamaño.

2.3.4. Atenuación de partícula cargada

Se refiere a la atenuación para partículas cargadas, como las mencionadas anteriormente. Este tipo de radiación se atenúa mediante las interacciones de estas partículas con los átomos del medio con el que incidan, ya sea por colisiones suaves, fuertes y también fenómenos físicos como la radiación de frenado.

2.4. Interacción de fotones con la materia

De la misma forma que los neutrones, los fotones no tienen carga eléctrica y no ionizarán a los átomos atrayendo o repeliendo electrones. Hay múltiples formas de interacción entre los fotones y la materia, y estas dependen tanto de la energía del fotón incidente como del número atómico del material con el que interactúen. Aunque existen varios tipos de interacciones, solo tres son consideradas relevantes en la detección de la radiación y en la protección radiológica. Estas son: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares (CRISAMEX, 2016).

2.4.1. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es un fenómeno que ocurre cuando un fotón colisiona con un electrón de las capas internas de un átomo, cuando esta interacción ocurre el fotón le cede toda su energía ($h\nu$) al electrón con el que colisiona ocasionando que el fotón desaparezca, como resultado el electrón es expulsado del átomo ya que su energía cinética será mayor a la energía de enlace. La energía cinética del electrón expulsado (llamado

fotoelectrón) es igual a $h\nu - E_B$, donde E_B es la energía de enlace del electrón (Khan, 2014).

Seguido de esto, un electrón orbital de una capa atómica superior llenará la vacante de electrones en la capa atómica inferior. La diferencia de energía entre las dos capas se emitirá en forma de rayos X característicos o se transferirá a un electrón de una capa atómica superior, que será expulsado del átomo como un electrón Auger (Podgorsak, E B., 2005), el proceso de este efecto se puede observar en la Figura 2.3.

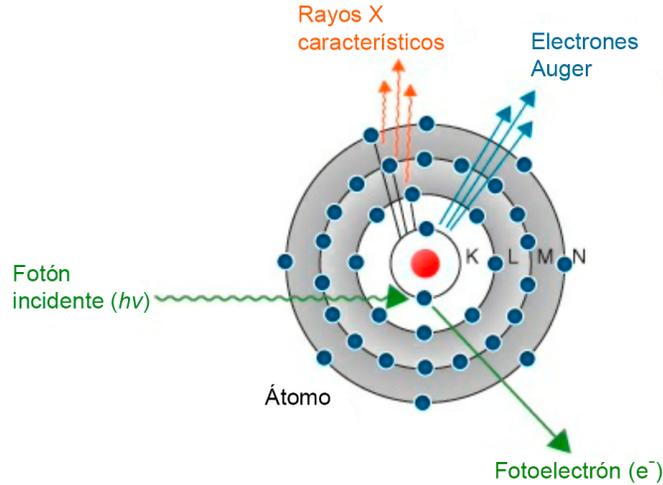


Figura 2.3: Diagrama ilustrando el efecto fotoeléctrico (Khan, 2014).

2.4.2. Efecto Compton

En el efecto Compton, el fotón incidente interactúa con un electrón orbital de manera similar a como si fuera un electrón libre, lo que significa que la energía de enlace del electrón es considerablemente menor que la energía del fotón incidente. Durante esta interacción, parte de la energía del fotón es transferida al electrón, que se desplaza de su órbita original con un ángulo θ (esta dinámica se representa en la Figura 2.4). El fotón, con una energía reducida, se dispersa en un ángulo φ , y existe la posibilidad de que pueda experimentar interacciones adicionales (Khan, 2014).

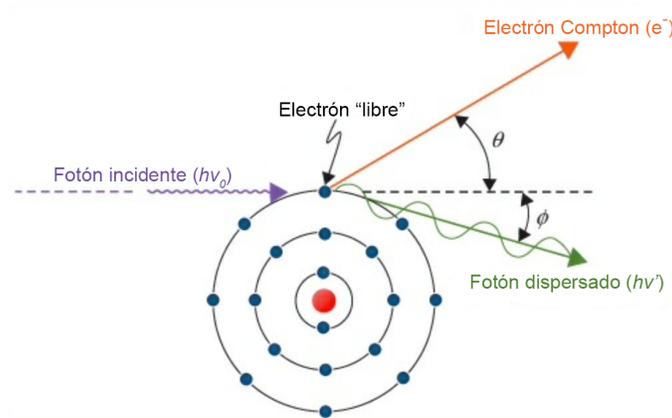


Figura 2.4: Diagrama ilustrando el efecto Compton (Khan, 2014).

2.4.3. Producción de pares

Esta interacción se manifiesta cuando la energía del fotón supera los 1.02 MeV . Durante este proceso, el fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético del núcleo atómico y transfiere toda su energía al generar un par de partículas: un electrón (e^-) y un positrón (e^+) (véase la Figura 2.5 donde se muestra esta interacción).

Ya que la energía en reposo del electrón es de 0.51 MeV , se necesita una energía mínima de 1.02 MeV para crear este par de partículas. Por ende, el umbral mínimo de energía para que ocurra el proceso de producción de pares es de 1.02 MeV . El exceso de energía del fotón por encima de este umbral se distribuye entre las partículas recién creadas como energía cinética. La cantidad total de energía cinética disponible para el par electrón-positrón se calcula como $(h\nu - 1.02) \text{ MeV}$, donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente. En general, estas partículas tienden a ser emitidas en la dirección de propagación del fotón incidente (Khan, 2014). Al finalizar su recorrido, tanto el electrón como el positrón ceden su energía al medio. Sin embargo, mientras que el electrón tiende a recombinarse con el entorno, el positrón se aniquila al encontrar un electrón en el medio, liberando energía en forma de dos fotones, cada uno con una energía de 0.511 MeV (CRISAMEX, 2016).

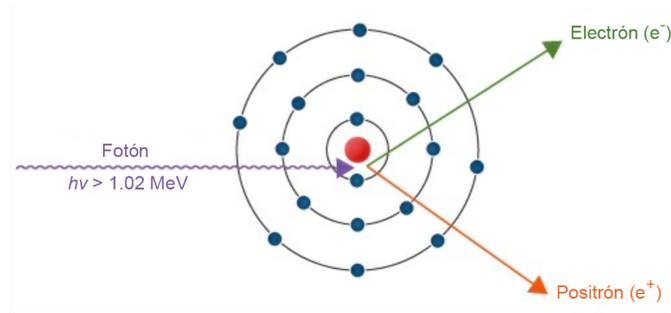


Figura 2.5: Diagrama ilustrando la producción de pares (Khan, 2014).

Como ya se mencionó, la probabilidad de que se produzca cada tipo de interacción está condicionada por la energía del fotón incidente y por el número atómico del material con el que interactúen. En el caso de fotones de baja energía, del orden de keV, cuando interactúen con materiales que poseen un número atómico alto, el efecto fotoeléctrico es predominantemente el fenómeno que se manifiesta. Para fotones en un amplio rango de energías, aunque su mayor predominancia es para energías del orden de MeV predomina el efecto Compton. Y para fotones con energías altas, que van desde la energía mínima necesaria para que esta interacción ocurra (1.02 MeV) en adelante, que interactúen con materiales de alto Z predomina la producción de pares, tal como se muestra en la Figura 2.6 (Evans, 1955).

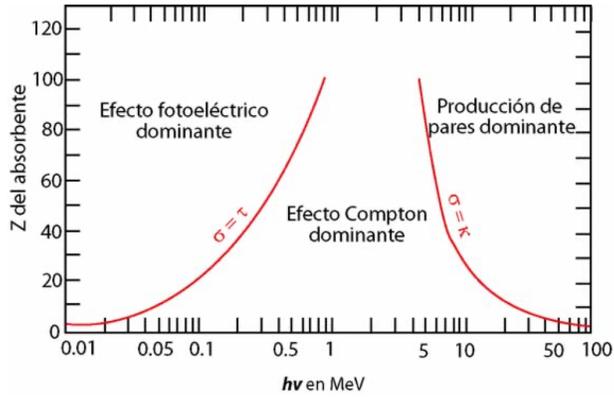


Figura 2.6: La relevancia relativa de las tres principales interacciones de los fotones con la materia radica en el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton y la creación de pares (Orduña Martín, 2017).

2.5. Ley de atenuación exponencial

La radiación al pasar a través de un medio sigue un comportamiento matemático tipo exponencial decreciente, cuyo coeficiente es una función respectiva al coeficiente másico de atenuación. Como primera aproximación, se suele considerar dicha función como un coeficiente, para entonces llamarlo coeficiente lineal de atenuación. La ley de atenuación exponencial aplica para partículas no cargadas y hablando de fotones dicha atenuación viene dada por la Ecuación 2.1.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

Donde; I_0 es el número de fotones incidentes; I es el número de fotones finales, x es el espesor del material atenuador y μ es una constante de proporcionalidad que depende de la energía de los fotones y del tipo de material absorbente.

La constante μ se denomina coeficiente lineal de atenuación, la cual indica la proporción de fotones que interactúan por unidad de espesor del medio absorbente. De esta manera, representa la probabilidad de interacción por cada unidad de distancia recorrida por el haz de fotones, es debido a esta propiedad que un haz de fotones monoenergético se atenúa de manera exponencial al atravesar un medio absorbente (CSN, 2010a).

2.5.1. Coeficiente másico de atenuación

El coeficiente másico de atenuación se define como la probabilidad de interacción de un fotón con un determinado material y varía en función de la energía del fotón incidente. La atenuación de un haz de fotones al atravesar un espesor x de material está relacionada con el número de electrones presente en dicho espesor, por lo tanto, el coeficiente μ depende del material en cuestión. Para obtener una cantidad que no dependa del número atómico, se divide μ por la densidad ρ del material, lo que nos da como resultado el coeficiente másico de atenuación, este coeficiente depende de la composición atómica del material en el que se mide. Por lo anterior la Ecuación 2.1 se reescribe dando lugar a la Ecuación 2.2.

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\frac{\mu}{\rho} x} \quad (2.2)$$

Y al mismo tiempo, la Ecuación 2.2 se reescribe y llegamos a la Ecuación 2.3, siendo esta utilizada para obtener el coeficiente másico de atenuación.

$$\frac{\mu}{\rho} = x^{-1} \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (2.3)$$

Donde; el coeficiente másico de atenuación tiene unidades de cm^2/g (Piñeros, 2014).

2.5.2. Capa decirreductora

La capa decirreductora se refiere al grosor de un material que, al colocarse en el camino de un haz útil de rayos X, atenúa la intensidad de la radiación a tan solo el 10 % de su valor inicial. Este valor de espesor es distintivo para cada material y para valor de tensión aplicado al tubo de rayos X. Es importante destacar que esta definición excluye cualquier contribución de la radiación dispersa, salvo la presente en el haz estudiado desde el comienzo del proceso.

Para haces monoenergéticos el espesor decimorreductor (*TVL*) se define mediante la Ecuación 2.4, dicho espesor es aquel que reduce la intensidad del haz de radiación a su décima parte.

$$TVL = \frac{\ln(10)}{\mu} \quad (2.4)$$

Donde; μ es la constante de proporcionalidad que depende de la energía de los fotones y del tipo de material (Secretaría de Salud de México, 2006).

2.5.3. Capa hemirreductora

De manera similar a la capa decirreductora, la capa hemirreductora se define como el grosor de un material que, al ser colocado en el camino de un haz útil de rayos X, atenúa la intensidad de la radiación a la mitad, es decir, al 50 % de su valor inicial. Este valor de espesor es característico para cada material y para cada valor de tensión aplicado al tubo de rayos X. Al igual que en la definición de la capa decirreductora, se excluye cualquier contribución de la radiación dispersa, excepto aquella que esté presente desde el inicio en el haz estudiado.

Para haces monoenergéticos el espesor de hemirreducción (*HVL*) se define mediante la Ecuación 2.5, dicho espesor es aquel que es necesario para reducir la intensidad del haz a la mitad de su valor inicial.

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (2.5)$$

De la misma forma, μ es la constante de proporcionalidad que depende de la energía de los fotones y del tipo de material (Secretaría de Salud de México, 2006).

2.6. Interacción de los neutrones con la materia

Debido a que los neutrones no tienen carga eléctrica, su comportamiento al interactuar con la materia es muy distinto al que se tiene con las partículas cargadas, ya que los neutrones no interactuarán con los electrones orbitales de los núcleos y por lo tanto, no se producirá ionización directa.

Los neutrones interactuarán con los átomos del material en que penetran de acuerdo con distintos mecanismos que dependen de la energía cinética de los neutrones y del tipo de núcleo de dicho material. De acuerdo con la energía que posee el neutrón al momento de interactuar con un núcleo se presentan dos tipos de interacción: dispersión y absorción (Control de Radiaciones e Ingeniería, S.A. de C.V. [CRISAMEX], 2016).

2.6.1. Dispersión

La dispersión nos dice que al momento que el neutrón interacciona con el núcleo será rebotado. Esta interacción a su vez se divide en dispersión elástica e inelástica.

Dispersión elástica

La dispersión elástica se puede visualizar como una colisión entra dos bolas de billar, por lo que al colisionar un neutrón con un núcleo, se conservará tanto la energía cinética como la cantidad de movimiento.

Dispersión inelástica

La dispersión inelástica se puede visualizar como una bala que impacta con una bola de madera, por lo que al colisionar un neutrón con un núcleo, parte de la energía cinética del neutrón se transmite hacia el núcleo, quedando este último en un estado de excitación. Y, dependiendo del núcleo excitado podría emitir radiación gamma para regresar a su estado de equilibrio.

2.6.2. Absorción

La absorción de neutrones es un tipo de reacción nuclear en la que un neutrón que se encuentra libre colisiona con un núcleo atómico sin provocar fisión, en este proceso, el neutrón y el núcleo se combinan para formar un núcleo más pesado. Cuando un núcleo es expuesto al bombardeo de neutrones, existe una probabilidad específica de que el neutrón sea incorporado a su composición, y esta probabilidad está determinada por una cantidad llamada sección eficaz de absorción (Lamarsh y Baratta, 2016). Cuando un neutrón es absorbido por un núcleo, generalmente lleva al núcleo a un estado excitado, y el exceso de energía en el núcleo se libera en forma de radiación gamma y el átomo resultante de este proceso puede ser estable o inestable.

2.7. Termalización de neutrones

La termalización es el proceso por el cual las partículas (en este caso neutrones) reducen su velocidad de manera gradual como consecuencia de las colisiones de éstos con átomos o moléculas del entorno, hasta llegar al equilibrio térmico (Picquart et al., 2016). Los neutrones, debido a que no poseen carga eléctrica, son muy efectivos para penetrar en los núcleos y producir reacciones nucleares. Por esta misma razón, los neutrones no necesariamente tienen que poseer altas energías cinéticas para penetrar en el núcleo. De hecho, se ha encontrado que los neutrones térmicos (neutrones con energía promedio igual a la energía de agitación térmica en un material, que es de aproximadamente 0.025 eV a temperatura ambiente) son extremadamente efectivos para producir transformaciones nucleares (Khan, 2014).

2.8. Monitoreo de neutrones

La monitorización de neutrones dentro de la sala de tratamiento se realiza para determinar la fuga de neutrones del cabezal del acelerador con fines de protección y para determinar la dosis equivalente de neutrones en el plano del paciente, tanto dentro como fuera del haz de fotones primario. Si bien las barreras compuestas de materiales hidrogenados (como hormigón o tierra) que brindan un blindaje adecuado para los fotones también brindan un blindaje adecuado para los neutrones, sería prudente realizar controles puntuales fuera de estas barreras. Las instalaciones que operen por encima de las energías de 10 MV deberán someterse a revisión en busca de neutrones en la puerta del búnker, la entrada del laberinto y cualquier otra abertura a través del blindaje (NCRP, 2005).

En la monitorización de neutrones para instalaciones de radioterapia, las magnitudes de interés son la fluencia de neutrones, el equivalente de dosis de neutrones y el espectro de neutrones. Los neutrones se clasifican en:

- Térmicos: $\bar{E}_n = 0.025 \text{ eV}$ a 20°C

- Intermedios: $0.5 \text{ eV} < E_n \leq 10\text{keV}$
- Rápidos: $E_n > 10\text{keV}$

donde; E_n es la energía del neutrón y \bar{E}_n es la energía promedio del neutrón.

Para los aceleradores de terapia, es suficiente dividir el espectro de energía de los neutrones en solo dos regiones de energía: térmica (0 a 0.5 eV) y epitérmica ($> 0.5 \text{ eV}$) (NCRP, 1984).

Las mediciones de neutrones dentro de la sala de tratamiento de una instalación de radioterapia están plagadas de dificultades debido a la interferencia de fotones del haz de fotones primario y de fuga y al hecho de que la detección de neutrones se extiende durante amplios rangos de energía, que van desde energías térmicas (0.025 eV) a varios millones de electronvoltios. Ningún detector individual puede medir con precisión la fluencia de neutrones o la dosis equivalente en todo el rango de energía, es por esto que hay que poner especial atención en los neutrones al momento de diseñar blindajes para un instalación de radioterapia que opere por encima de 10 MV (NCRP, 2005).

2.9. Blindaje para neutrones

El blindaje de neutrones se logra al hacer interaccionar a los neutrones con la materia para así reducir su energía. La medida en que los neutrones interaccionan con los núcleos se describe en términos de cantidades conocidas como secciones transversales. Las secciones transversales se utilizan para expresar la probabilidad de una interacción particular entre un neutrón incidente y un núcleo objetivo (University of Cambridge, 2022). La sección transversal depende de la energía con la que los neutrones incidan sobre dicho material (CSN, 2010a).

Diversas fuentes como (NCRP, 1976, 1984, 2005) y (IAEA, 2006) coinciden en que un buen material para atenuar tanto fotones como neutrones debe cumplir con una alta concentración de hidrógeno, por ejemplo el concreto ordinario, concreto pesado, tierra y finalmente el mejor material para la atenuación de neutrones es el polietileno y su variante boratada. Debido a que la capa decirreductora para el haz primario de rayos X es aproximadamente el doble que para los fotoneutrones producidos por los LINAC cualquier blindaje diseñado como barrera primaria contra los rayos X será más que adecuado contra los neutrones rápidos (Nooshin et al., 2021).

Los neutrones rápidos reducen su energía debido a interacciones de dispersión elástica con los núcleos de hidrógeno. Después de varias colisiones, se convierten en neutrones lentos, que experimentan reacciones de captura con muchos materiales y se emiten rayos gamma de captura penetrantes. Para la captura de neutrones lentos se utiliza boro y cadmio porque tienen grandes secciones transversales para la captura de neutrones lentos. El boro se incorpora en el polietileno, que tiene un alto contenido de hidrógeno, para formar un blindaje eficiente contra neutrones. La captura de neutrones lentos en el boro resulta en la producción de rayos gamma de baja energía.

La mayoría de las salas de tratamiento con LINAC tienen un laberinto en la entrada con fines de protección contra la radiación, pero cada vez más se construyen búnkeres sin laberinto, principalmente por razones de espacio. Un laberinto nos asegura que los niveles de radiación a la entrada de este se mantengan seguros luego de atenuarlos en el propio laberinto, por ello, esta estructura reduce la necesidad de depender completamente de una puerta de con un blindaje muy alto. Sin embargo, investigaciones recientes han mostrado que no hay desventajas en un diseño de búnker de entrada directa con una puerta más gruesa en comparación a un diseño convencional en lo que respecta a su capacidad de blindaje contra neutrones (Nooshin et al., 2021).

2.10. Acelerador lineal

El término de acelerador lineal (LINAC) puede ser comprendido como un acelerador donde las partículas cargadas se mueven en un patrón lineal, y son aceleradas por campos electromagnéticos dependientes del tiempo (Wangler, 2008).

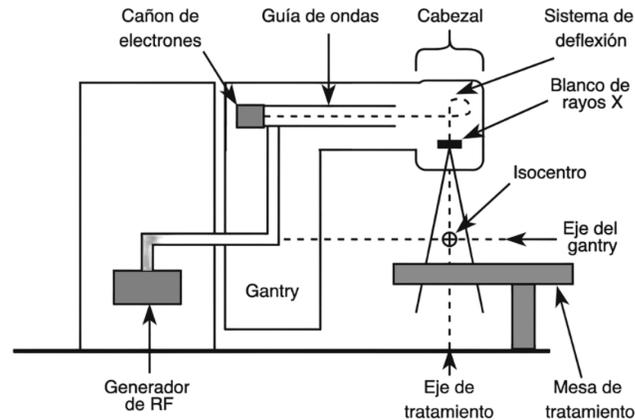


Figura 2.7: Esquema básico de un LINAC (Stivala, 2019)

En el caso de la radioterapia, se utilizan aceleradores lineales que generan rayos X al acelerar electrones a alta velocidad usando energía de microondas. Una vez el haz de rayos X está formado, se le da forma mediante colimadores y filtros y se apunta al paciente u objetivo para iniciar el tratamiento o pruebas de control de calidad (Agarwalla et al., 2018). En la Figuras 2.7 y 2.8 se muestran esquemas básicos de un acelerador lineal y cabezal del mismo donde se nombran sus componentes principales.

2.10.1. Funcionamiento básico

Una manera básica de describir el funcionamiento de un acelerador puede ser la siguiente: como primer paso del proceso, se producen electrones al calentar un filamento metálico con un alto número atómico mediante el paso de corriente eléctrica, estos electrones se introducen en la guía de ondas, la cuál es un tubo con varias cámaras donde además se han inyectado ondas de radiofrecuencia. Así como en la región donde se encuentra el filamento (también conocido como cañón de electrones) como en la sección de aceleración, es crucial mantener un alto nivel de vacío para posibilitar que los electrones se desplacen libremente. Los electrones y las ondas se introducen simultáneamente en la guía de ondas en forma de pulsos, lo que da lugar a la agrupación de electrones al inicio de la sección aceleradora. En esta etapa, se utilizan campos eléctricos y magnéticos para incrementar la energía cinética de los electrones y, como resultado, acelerar su movimiento. Una vez que los electrones se han acelerado pasan por un sistema de deflexión que desvía y enfoca el haz de electrones hacia un blanco metálico también constituido con un alto número atómico para producir rayos X de alta energía, principalmente por medio del efecto de radiación de frenado o Bremsstrahlung. Luego, los fotones generados son filtrados para obtener un espectro de energía uniforme eliminando fotones de baja energía no deseados, esto se logra mediante el colimador primario y el filtro aplanador. Finalmente, para dar forma al haz de radiación se utiliza el colimador secundario y el colimador multiláminas, definiendo su tamaño y dirección para utilizarse en el tratamiento requerido (CSN, 2010b).

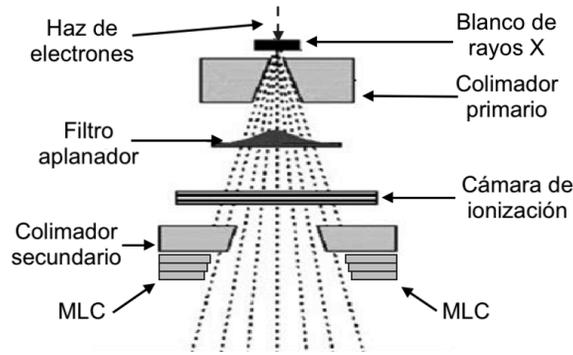


Figura 2.8: Esquema básico del cabezal de un LINAC (Bencheikh et al., 2018)

2.11. Producción de fotoneutrones

Cuando se trabaja con fotones de energía superior a 10 MeV se producen distintas partículas secundarias no deseadas, esto se debe a la interacción de fotones de alta energía con los accesorios del cabezal del LINAC (Reyes et al., 2013). Entre estas partículas secundarias, la producción de fotoneutrones tiene una mayor importancia ya que pueden contaminar el haz terapéutico y causar dosis adicionales de radiación a los pacientes durante el tratamiento.

La reacción fotonuclear (conocida como (γ, n)) a través de la interacción de fotones de rayos X de alta energía con materiales de alto número atómico en el cabezal del LINAC y el sistema de colimación, es la principal fuente de contaminación por fotoneutrones en radioterapia. En esta interacción, la energía de los fotones separa las cargas en el núcleo y, como consecuencia, se liberan neutrones. Las reacciones nucleares entre haces de fotones y las paredes de la sala de tratamiento o los cuerpos de los pacientes también tienen el potencial de producir fotoneutrones, aunque no es comparable con la producción en el cabezal del LINAC (Nooshin et al., 2021).

2.11.1. Producción de fotoneutrones en distintas partes del LINAC

Como se mencionó anteriormente, los materiales de alto número atómico en el cabezal del LINAC tienen distintas contribuciones en la producción de fotoneutrones. Debido a que es tan difícil medir la producción de fotoneutrones en distintas partes del LINAC mediante el uso de dosímetros físicos reales, la mejor técnica para calcular los parámetros de estas partículas secundarias es mediante una simulación virtual.

En el estudio realizado por (Chibani y Ma, 2003) se investigaron las secciones transversales fotonucleares de diferentes materiales en el cabezal del LINAC, indicando que la sección transversal de neutrones depende profundamente de la energía del fotón incidente. Para un intervalo de energía dado, la sección transversal fotonuclear aumenta con el número atómico, por lo tanto, las secciones transversales para materiales de alto Z son casi 50 veces más altas que las de los materiales de bajo Z .

Según los resultados de (Alem-Bezoubiri et al., 2014), las tasas de producción de neutrones debido a los materiales de alto Z son del 15.2% para el cabezal del LINAC (incluyendo el blanco de rayos X), 44.3% para el colimador primario, 8.9% para el filtro aplanador, 31% para el colimador secundario y el 0.6% para el MLC. También se indica que el tipo de acelerador (diseño y material que varía entre fabricantes), el modo de operación del acelerador, ya sea fotones o electrones, el tamaño de campo y el entorno del acelerador (geometría de la sala, composición del blindaje) son los principales parámetros que afectan la producción de estas dosis no deseadas de fotoneutrones (Nooshin et al., 2021).

2.12. Técnicas de radioterapia

En la radioterapia actual se utilizan una amplia gama de técnicas de tratamiento, lo que permite una mejor comprensión de los tratamientos específicos requeridos para cada tipo de tumor. Estos métodos involucran el uso de hardware y software especializados que posibilitan la obtención de imágenes en tiempo real de la anatomía del área objetivo, así como ajustes dinámicos en la forma y la intensidad de los campos de radiación. Entre estas técnicas se encuentran la Radioterapia Conformal Tridimensional (RT-3D), la Irradiación Corporal Total (TBI), la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), la Radiocirugía Estereotáctica (SRS) y la Radioterapia Estereotáctica (SRT). La aplicación de estas técnicas conlleva cambios importantes en la carga de trabajo y en los factores de uso de la instalación de teleterapia comparados con los enfoques de tratamiento convencionales (Khan, 2014).

2.12.1. Radioterapia conformal (RT-3D)

La radioterapia conformal se refiere a tratamientos que se basan en información anatómica tridimensional y usan campos de radiación conformados por el colimador multiláminas (MLC) que se ajustan lo más posible al volumen objetivo para administrar la dosis adecuada sin modular al tumor buscando administrar una dosis mínima al tejido sano (Khan, 2014).

2.12.2. Irradiación Corporal Total (TBI)

La irradiación corporal total es una forma de radioterapia en la que, como su nombre indica, todo el cuerpo del paciente se trata con radiación. Sin embargo, no se usa de la misma manera que la mayoría de los otros tipos de tratamiento con radiación. Por ejemplo, mientras que la radioterapia dirigida está diseñada para reducir uno o más tumores en una parte específica del cuerpo, el procedimiento TBI se usa para preparar el cuerpo para un trasplante de células madre o de médula ósea. En lugar de administrar la dosis más alta posible de radiación al volumen objetivo, la TBI se administra en dosis muy bajas, varias veces al día, durante un período de tres a cinco días. Las células cancerosas se pueden destruir a través de TBI, pero su objetivo principal es suprimir el sistema inmunológico del paciente, lo que puede aumentar la probabilidad de un trasplante exitoso, además, partes seleccionadas del cuerpo (por ejemplo, pulmones, riñones, cabeza) se pueden proteger de la radiación, si así se desea (Khan, 2014; Moffitt Cancer Center, 2021).

2.12.3. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

En la radioterapia convencional de haces de fotones externos, la mayoría de tratamientos se administran al paciente con haces de radiación que tienen una intensidad uniforme en todo el campo de radiación. Ocasionalmente, se recurre a los colimadores y a los filtros compensadores para modificar el perfil de intensidad, con el propósito de corregir las irregularidades y crear distribuciones de dosis más homogéneas. Esta modificación de los perfiles de intensidad del haz se conoce como modulación de intensidad, por lo tanto, los colimadores y filtros compensadores pueden llamarse moduladores de intensidad, aunque estos sean mucho más simples que los sistemas modernos de modulación de la intensidad controlados por computadora, como los MLC.

El término radioterapia de intensidad modulada, se refiere a una técnica de radioterapia en la que se entrega una fluencia no uniforme de partículas aceleradas al paciente desde cualquier posición dada del haz de radiación con el fin de optimizar la distribución de dosis compuesta. La persona encargada de planificar el tratamiento mediante esta técnica especifica los criterios de tratamiento para la optimización del plan y los perfiles de fluencia óptimos para un conjunto dado de direcciones de haz se determinan a través de la planeación inversa. Los archivos de fluencia generados se transmiten electrónicamente al acelerador lineal que esté equipado con lo necesario para entregar el tratamiento con haces de intensidad modulada (Khan, 2014).

2.12.4. Radiocirugía y Radioterapia Estereotáctica (SRS, SRT)

La radiocirugía estereotáctica es un procedimiento de radioterapia de fracción de dosis única para el tratamiento de lesiones intracraneales mediante una combinación de un aparato estereotáctico y haces múltiples angostos administrados a través de arcos isocéntricos no coplanares. El mismo procedimiento cuando se utiliza para administrar fracciones de dosis múltiples se denomina radioterapia estereotáctica. Ambas técnicas involucran imágenes tridimensionales para localizar la lesión y administrar un tratamiento que concentra la dosis en el volumen objetivo y evita tanto como sea posible la parte de cerebro sano. Un alto grado de conformidad de la dosis es la característica principal de SRS, que generalmente se logra mediante el uso de haces circulares que se adaptan a la lesión, optimizando los ángulos del arco y utilizando múltiples isocentros o modelando dinámicamente el campo durante las rotaciones del arco con el MLC (Khan, 2014).

2.12.5. Radioterapia Corporal Estereotáctica (SBRT)

La radioterapia corporal estereotáctica se refiere a un procedimiento de radioterapia utilizado para tratar tumores extracraneales con altas dosis de radiación, en un régimen hipofraccionado de cinco o menos sesiones. La precisión en la administración de la dosis y la conformidad en la distribución de esta son de suma importancia en la radioterapia. Lograr una alta dosis en el volumen objetivo mientras se produce una rápida disminución de la dosis fuera de dicho volumen es crucial para minimizar el daño en el tejido sano circundante. Este enfoque busca asegurar que la dosis se concentre de manera precisa en el área específica que se quiere tratar, al tiempo que se reduce al máximo la exposición de tejidos sanos a radiación innecesaria.

Debido a que el tratamiento implica la administración de dosis elevadas en cada sesión y en un número reducido de fracciones, resulta crítico que la dosis alta se concentre específicamente en el área objetivo, al mismo tiempo que disminuya rápidamente fuera de esa región para minimizar el daño en los tejidos sanos circundantes. Por lo tanto, la precisión en la administración de la dosis y la conformidad de su distribución son de vital importancia. Para alcanzar los estrictos estándares de precisión en la ubicación del tumor y en la administración de la dosis en la SBRT, es esencial llevar a cabo una planificación detallada del tratamiento, asegurar la inmovilización del paciente, gestionar el movimiento respiratorio y emplear tecnologías avanzadas de imagen para la localización precisa del objetivo y la verificación geométrica (Khan, 2014).

2.13. Tipos de búnkeres para teleterapia

Los búnkeres para protección radiológica son estructuras especialmente diseñadas para proteger a las personas fuera de la sala de tratamiento, como las salas de teleterapia, de la exposición a las radiaciones ionizantes. Estos búnkeres están diseñados para absorber, atenuar y controlar la radiación que se genera durante los tratamientos que involucran radiación ionizante. Estas estructuras se componen de barreras primarias y secundarias, cuando el haz de radiación primario pueda incidir directamente en una pared y el techo se requiere una barrera primaria, si la instalación está ubicada encima de cualquier área accesible, el piso deberá ser una barrera principal. Las barreras primarias serán mucho más gruesas que los muros restantes, que se denominan barreras secundarias, las cuales deberán de atenuar toda radiación secundaria generada por ejemplo la radiación dispersada y de fuga.

2.13.1. Búnker de laberinto

Los búnkeres con laberinto son estructuras que incorporan un pasillo en forma de zigzag o recto en la entrada del búnker. Este laberinto está diseñado para reducir la cantidad de dosis de radiación en la entrada del laberinto, con el fin de obtener un menor nivel de blindaje en la puerta y por consiguiente que sea más ligera y delgada en comparación a una puerta que se diseñe para un búnker de entrada directa. La radiación que se dispersa en el laberinto se absorbe antes de que alcance áreas fuera del búnker, proporcionando una capa adicional de seguridad (IAEA, 2006). En las Figuras 2.9 y 2.10 se muestran dos diseños de búnkeres con

laberinto, siendo estos donde la rotación del gantry es perpendicular al eje del laberinto y donde la rotación del gantry es paralela al eje del laberinto respectivamente.

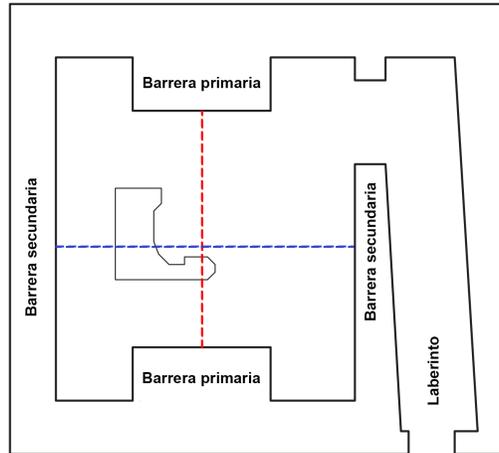


Figura 2.9: Distribución típica de una sala de tratamiento en la que la rotación del gantry es perpendicular al eje del laberinto.

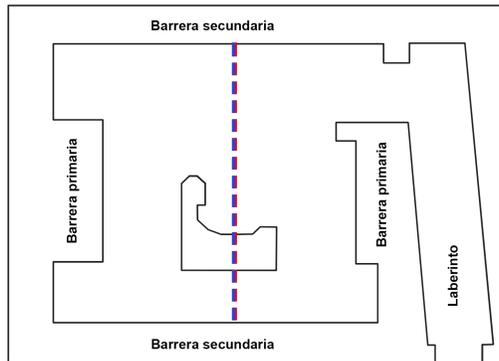


Figura 2.10: Distribución típica de una sala de tratamiento en la que la rotación del gantry es paralela al eje del laberinto.

2.13.2. Búnker de entrada directa

En ciertos casos, se opta por ahorrar el espacio extra que ocupa un laberinto en una sala de tratamiento y utilizar un diseño de búnker de entrada directa, como se muestra en la Figura 2.11. Estos búnkeres están diseñados para garantizar una correcta atenuación de los niveles de radiación sin la necesidad de un laberinto, a diferencia de las puertas del diseño anterior, estas deberán de mantener el mismo valor de blindaje que las barreras secundarias adyacentes, como consecuencia de esto las puertas deberán tener un mayor peso y grosor que aquellas usadas en un búnker con laberinto (NCRP, 2005).

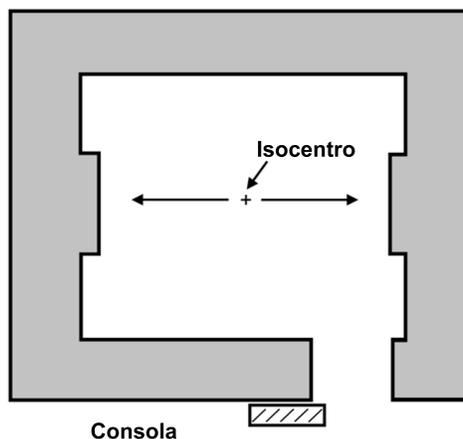


Figura 2.11: Plano de una sala de tratamiento de puerta directa (NCRP, 2005).

2.14. Barreras protectoras

Las instalaciones de tratamiento con haces de radiación se componen de barreras primarias y secundarias con el fin de atenuar la radiación a niveles aceptables (IAEA, 2006). Además los tratamientos que se ofrecen en estas instalaciones se componen de radiaciones primarias y secundarias. La radiación primaria, conocida también como haz útil, se refiere a la radiación directamente emitida por el equipo utilizado en la terapia del paciente. En contraste, la radiación secundaria incluye la radiación dispersada generada por la interacción de la radiación primaria con el paciente u otros objetos, así como la radiación de fuga que se escapa del cabezal del acelerador lineal.

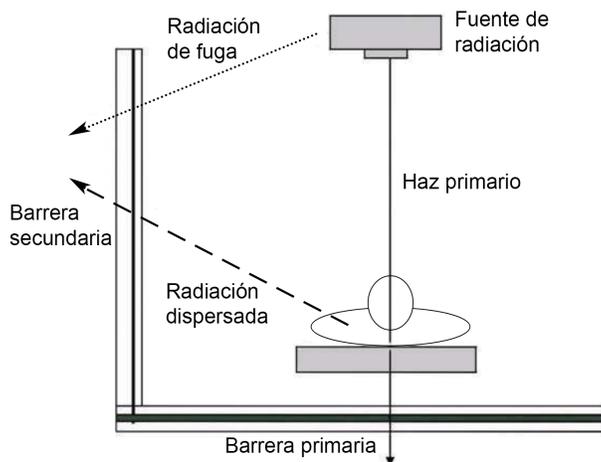


Figura 2.12: Esquema de las fuentes de radiación y las barreras primaria y secundaria. (University of Cambridge, 2022)

Entonces, la barrera primaria se define como una estructura física, como una pared, piso, techo u otro objeto, diseñada para atenuar la radiación emitida directamente desde la fuente, esta barrera tiene como

objetivo atenuar el haz útil de radiación y también cualquier radiación secundaria que incida sobre ella, con el propósito de lograr el objetivo de protección contra la radiación. De manera similar, la barrera secundaria es una estructura física que tiene como objetivo atenuar la radiación secundaria, que incluye la radiación dispersa y la radiación de fuga. Estas barreras, junto con las radiaciones primarias y secundarias, se pueden visualizar en la Figura 2.12 (NCRP, 2005).

2.15. Materiales de blindaje

El blindaje de los aceleradores de electrones de mayor energía debe tener en cuenta tanto los fotones como los neutrones. El blindaje de neutrones requiere materiales que contengan un alto contenido de hidrógeno, mientras que los materiales de blindaje de rayos X necesitan densidad y un número atómico alto para favorecer las interacciones de los fotones con los blindajes y conseguir una buena atenuación. Se pueden usar materiales separados para ambos propósitos, o se pueden usar materiales que sean buenos escudos tanto para los neutrones como para los rayos X. Los materiales que se han utilizado para este fin son: concreto ordinario, concreto pesado, plomo, acero, polietileno o parafina, madera y tierra. La Tabla B.2 del Apéndice B, resume algunas de las propiedades relevantes de varios materiales utilizados para la protección contra la radiación (NCRP, 2005; IAEA, 2006).

2.15.1. Concreto ordinario

El concreto ordinario tiene muchas ventajas y es el material más ampliamente utilizado. Se puede utilizar en casi cualquier configuración para salas de tratamiento y proporciona protección contra rayos X, así como contra neutrones debido a su concentración de hidrógeno, aunado a lo anterior, el concreto también provee una buena resistencia estructural. Es relativamente económico, por lo que a menudo es más barato utilizar más concreto que construir formas elaboradas para el búnker. Generalmente se considera que el concreto ordinario tiene una densidad de 2.35 g cm^{-3} . Esta densidad no siempre es fácil de obtener, por lo que se recomienda contratar el servicio de una empresa de pruebas independiente para verificar la densidad de cada carga de concreto (NCRP, 2005).

2.15.2. Concreto pesado

Cualquier concreto con una densidad de mayor a 2.35 g cm^{-3} puede considerarse concreto pesado. Este material se utiliza generalmente cuando el espacio es escaso. El aumento de la densidad se logra agregando varios materiales de mayor densidad para aumentar la atenuación de fotones, entre estos materiales se encuentran el hierro, los minerales de bario como las baritas o los materiales ferrosos. Las desventajas de los hormigones pesados son el costo y las dificultades de manejo. La ventaja de usar estos hormigones pesados es que las paredes primarias se pueden hacer más delgadas. Si se hace una barrera primaria con este material y la barrera secundaria con hormigón común, se puede lograr un espesor uniforme para la pared. Sin embargo, aunque las *TVL* de estos materiales son menores para los fotones, no lo son necesariamente para los neutrones, ya que los aditivos son compuestos de alto número *Z* con una capacidad de absorción de neutrones relativamente baja. En este caso, ya no se puede suponer que una barrera de protección primaria adecuada para fotones será adecuada para neutrones, y deberán de realizarse estudios de protección radiológica para confirmar que la barrera de protección primaria también es adecuada para neutrones (NCRP, 2005).

2.15.3. Plomo

El plomo tiene una densidad muy alta de 11.35 g cm^{-3} y es un excelente material de protección para rayos X y rayos gamma donde el espacio es escaso. El plomo está disponible en una variedad de formas, como ladrillos, láminas y placas. Dado que el plomo es maleable, no soportará su propio peso y, por lo tanto, requiere una estructura de soporte secundaria. Es casi transparente a los neutrones rápidos, pero disminuye la energía de los neutrones de mayor energía por dispersión inelástica. Sin embargo, por debajo de $\sim 5 \text{ MeV}$,

la sección transversal de dispersión inelástica de los neutrones cae bruscamente. Debido a su toxicidad, el plomo debe encerrarse en concreto o protegerse con capas gruesas de pintura o paneles de yeso (NCRP, 2005).

2.15.4. Acero

El acero es relativamente costoso en relación al concreto, pero no es tóxico como el plomo. Tiene una densidad de $\sim 7.8 \text{ g cm}^{-3}$. Su valor de blindaje para rayos X y rayos gamma está entre el blindaje de plomo y concreto. También es casi transparente ante neutrones, pero reduce la energía de los neutrones por dispersión inelástica con la sección eficaz de dispersión inelástica cayendo bruscamente por debajo de 1 MeV (NCRP, 2005).

2.15.5. Polietileno y parafina

Ambos materiales tienen el mismo porcentaje de hidrógeno (14.3%), pero la parafina es menos costosa. Sin embargo, la parafina es menos densa y es inflamable, por lo que generalmente se evita en blindajes permanentes.

Por otro lado, el polietileno es quizás el mejor material de protección contra neutrones, sin embargo, es relativamente caro, está disponible tanto puro como cargado con diferentes porcentajes de boro para aumentar la captura de neutrones térmicos. Por lo general, se usa para blindaje de neutrones y donde el espacio es escaso (por ejemplo, en puertas) alrededor de conductos o en protectores de techo donde no hay suficiente altura disponible para métodos menos costosos. Además, el polietileno se puede utilizar junto con un contenido de boro, este material es nombrado polietileno boratado (BPE), es un producto especialmente diseñado para el blindaje contra la radiación de neutrones, al añadir cierto contenido de boro se mejoran sus características de atenuación. El BPE estándar contiene 5% de boro por peso (NCRP, 2005).

El polietileno borado es un producto especialmente diseñado para el blindaje contra la radiación de neutrones con 1

2.15.6. Madera

La madera es barata, fácilmente disponible y fácil de fabricar, pero tiene baja densidad. La madera varía de un tipo a otro, pero a efectos de protección puede considerarse celulosa con una concentración de hidrógeno de $\sim 6\%$. Puede ser útil para protección temporal (por ejemplo, como una puerta temporal con aproximadamente 4 cm de madera equivalente a 1 cm de polietileno). La madera contrachapada resistente al fuego contiene boro y es un buen escudo térmico de neutrones (NCRP, 2005).

2.15.7. Tierra

La tierra también se usa comúnmente como material de protección al colocar la sala del acelerador parcial o totalmente bajo tierra. La tierra no es un material bien definido y su densidad puede variar considerablemente de un lugar a otro. Si bien la composición de la tierra es bastante variable, elementalmente no es muy diferente del concreto y es suficiente considerarlo como equivalente al concreto con una densidad de 1.5 g cm^{-3} . Un problema común con una habitación que está por debajo del nivel del suelo es que puede haber un camino diagonal hacia arriba a través de la mayor parte de la tierra donde el blindaje es insuficiente (NCRP, 2005).

Parámetros de cálculo de blindajes

3.1. Cantidades dosimétricas básicas

La cantidad dosimétrica fundamental en la protección radiológica es la dosis absorbida, la cual representa la energía absorbida por unidad de masa denominado gray (Gy), su unidad de medida es el julio por kilogramo. La dosis absorbida se define en términos que permiten especificarla en un punto determinado, aunque en este trabajo se emplea para referirse a la dosis promedio sobre un tejido u órgano.

Se ha descubierto que la probabilidad de efectos estocásticos no solamente está ligada a la cantidad de dosis absorbida, sino también al tipo y la energía de la radiación responsable de esa dosis. Para considerar esta diferencia, se ajusta la dosis absorbida utilizando un factor asociado a la calidad de la radiación. Anteriormente, este factor de ponderación se aplicaba a la dosis absorbida en un punto específico y era conocido como factor de calidad (Q). En la actualidad, la cantidad resultante de la dosis absorbida, tras ser ponderada, se denomina dosis equivalente (H).

3.1.1. Dosis equivalente

En términos de protección radiológica, lo que nos interesa es la dosis absorbida promediada sobre un tejido u órgano (y no en un único punto), la cual se pondera según la calidad de la radiación. Para este propósito, se utiliza un factor de ponderación de radiación (w_R), que se elige en función del tipo y la energía de la radiación que incide sobre el cuerpo humano. Esta dosis absorbida ponderada es exclusivamente una dosis, y se ha decidido volver al término anterior de dosis equivalente en un tejido u órgano, utilizando el símbolo H . Este cambio de denominación también refleja el cambio de concepto, del factor de calidad al factor de ponderación de radiación. La dosis equivalente en un tejido T se calcula utilizando la Ecuación 3.1.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (3.1)$$

Donde; $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promediada sobre el tejido u órgano T, debido a la radiación R. La unidad de la dosis equivalente es el julio por kilogramo, que recibe el nombre de sievert (Sv).

Cuando el campo de radiación está compuesto por diferentes tipos y energías con distintos valores de w_R , la dosis absorbida debe dividirse en bloques, cada uno con su respectivo valor de w_R , y luego sumarse para obtener la dosis equivalente total. Otra forma de representarlo es a través de una distribución continua de energía, donde cada elemento de dosis absorbida en el intervalo energético entre E y $E + dE$ se multiplica por el valor correspondiente de w_R según la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Factores de ponderación de radiación (ICRP, 2007), Tabla B.4.

Tipo de energía	Factor de ponderación (w_R)
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados	20
Neutrones	Curva continua en función de la energía de los neutrones.

Los factores de ponderación para neutrones de distintos rangos de energía se pueden obtener de la Tabla 3.1.

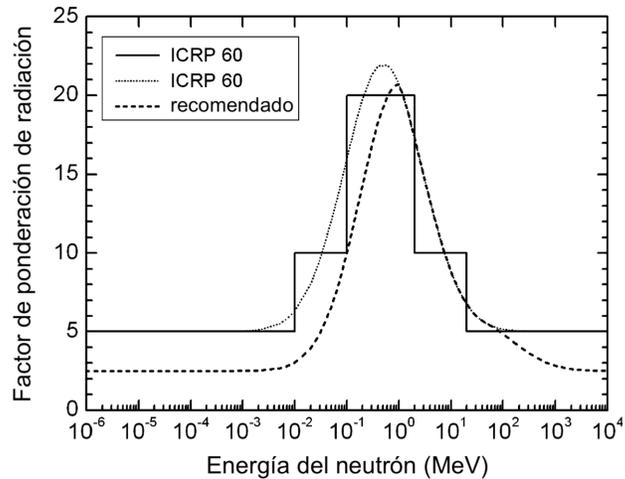


Figura 3.1: Factor de ponderación de radiación (w_R) para neutrones contra su energía. La función escalonada y la función continua se dieron en (ICRP, 1990) y la función recomendada se da en (ICRP, 2007).

3.2. Objetivos del diseño de blindaje

Los objetivos de diseño de blindaje (P) son niveles de dosis equivalente utilizados en los cálculos de diseño y evaluación de barreras construidas para la protección de trabajadores y miembros del público. Hay diferentes objetivos de diseño de blindaje ya sea para áreas controladas y no controladas. Los objetivos de diseño de blindaje son valores prácticos, para una sola fuente de radioterapia o conjunto de fuentes, que se evalúan en un punto de referencia más allá de una barrera protectora, estos objetivos se expresan con mayor frecuencia como valores semanales, ya que para la carga de trabajo para una fuente de radioterapia se utiliza tradicionalmente un formato semanal (NCRP, 2005).

3.2.1. Áreas controladas y no controladas

Un área controlada se define como aquella en la que se necesitan medidas especiales para restringir la exposición a la radiación en una situación de exposición planificada o de emergencia. Las áreas de radioterapia

donde se realiza el tratamiento de radiación siempre se designan como áreas controladas (IPEM, 2017). Los empleados que desempeñan funciones en áreas controladas están potencialmente expuestos a la radiación debido a la naturaleza de sus labores o por estar involucrados en la manipulación y supervisión de fuentes radiactivas. Por lo general, estos empleados reciben capacitación específica en el manejo seguro de la radiación y están sujetos a un monitoreo regular de su exposición personal (NCRP, 2005).

Es común definir el área controlada como la sala de tratamiento, es decir, los límites están especificados por límites físicos, como por ejemplo; las paredes, el piso, el techo y las puertas. Las áreas fuera de las salas de tratamiento normalmente no son áreas controladas, aunque los techos de los aceleradores lineales pueden ser una excepción durante la operación, cuando es necesario controlar el acceso a dichos espacios. **Las salas de tratamiento no pueden tratarse como áreas controladas cuando el equipo para proporcionar haces de radiación no esté encendido** (IPEM, 2017).

La recomendación que se da en (NCRP, 2005) como objetivo de diseño de blindaje (P) en áreas controladas (en niveles de dosis equivalente) es de: 4×10^{-4} Sv/semana (20 mSv/año).

Por otro lado, las áreas no controladas se refieren a espacios ocupados por individuos como pacientes o visitantes del centro de trabajo (por ejemplo; visitantes de pacientes, personal de entrega y consultores), así como empleados que no realizan tareas habituales con o cerca de fuentes de radiación. Además, se consideran áreas no controladas aquellas zonas adyacentes a la instalación de radioterapia que no forman parte directa de ella.

La recomendación que se da en (NCRP, 2005) como objetivo de diseño de blindaje (P) en áreas no controladas (en niveles de dosis equivalente) es de: 2×10^{-5} Sv/semana (1 mSv/año).

3.2.2. Límites de dosis

En la Tabla 3.2 se muestran los límites de dosis efectiva que pueden recibir las personas ocupacionalmente expuestas y el público en general cuando de exponen a radiaciones ionizantes, dichos límites los establecen organismos internacionales como la IAEA o los propios países con sus consejos y comisiones, en el caso de México los límites los establece la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias.

Tabla 3.2: Límites de dosis efectiva recomendados/legales y límites de dosis efectiva de diseño. Los valores han sido tomados de (Villagomez Casimiro, 2017), Tabla 3-1; (IAEA, 2006), Tabla 2 y del Reglamento general de seguridad radiológica (Secretaría de Salud de México, 1998).

Límite de dosis	IAEA	USA	Reino Unido	México
Límite de dosis para el personal ocupacionalmente expuesto	20 mSv por año promediados durante 5 años consecutivos y 50 mSv en un solo año.	Límite implícito de 10 mSv por año, dosis acumulada de edad multiplicado por 10 mSv y 50 mSv en un solo año.	20 mSv por año o 100 mSv en 5 años consecutivos y 50 mSv en un solo año.	El límite del equivalente de dosis efectivo es de 50 mSv por año.
Límite de diseño para el personal ocupacionalmente expuesto		Fracción de 10 mSv por año.	6 mSv por año. El valor de IDR es de 7.5 $\mu Sv/h$.	
Límite de dosis para el público en general	1 mSv por año.	Con poca frecuencia, 5 mSv por año y de forma continua, 1 mSv por año.	1 mSv por año.	El límite del equivalente de dosis efectivo es de 5 mSv por año.
Límite de diseño para áreas públicas		1 mSv por año y 20 μSv en cualquier hora.	0.3 mSv por año. El valor de IDR es menor a 7.5 $\mu Sv/h$. El valor de TADR es menor a 0.5 $\mu Sv/h$	

3.3. Carga de trabajo

La carga de trabajo (W) se define en (NCRP, 2005) como la integral en el tiempo de la tasa de dosis absorbida en la profundidad de la dosis máxima absorbida desde la fuente de radiación (esta distancia es de 1 metro). Este término se utiliza para proporcionar información sobre la cantidad de radiación que sale del acelerador lineal (IAEA, 2006), el periodo de tiempo más utilizado en estas especificaciones es generalmente de una semana, por lo que las unidades para la carga de trabajo son Gy /semana. La Ecuación 3.2 describe la conversión de una carga de trabajo W_1 a una carga de trabajo W_2 a una distancia d_2 diferente de 1 metro.

$$W_2 = \frac{W_1(1\text{ m})^2}{(d_2)^2} \quad (3.2)$$

La estimación de la carga de trabajo se realiza a partir del número promedio de pacientes tratados en una semana multiplicado por un promedio de la dosis absorbida que se administra por paciente. Lo anterior solamente se realiza para procedimientos convencionales, ya que el uso de técnicas como TBI o IMRT pueden generar modificaciones importantes al valor de la carga de trabajo (en la Sección 4.10 se encuentran las consideraciones de W para procedimientos especiales).

Si se tienen aceleradores con distintas modalidades de energía, la carga de trabajo correspondiente a la energía más alta determinará el requisito de blindaje, sin embargo, en algunas situaciones puede ser necesario considerar por separado las cargas de trabajo para cada calidad de haz de rayos X. Algo importante

a señalar es que la carga de trabajo para operaciones con haces de electrones se puede ignorar, debido a su bajo poder de penetración de estos, exceptuando aceleradores que sólo funcionan con haces de electrones.

Como mencionado anteriormente, en las instalaciones modernas de radioterapia, se suelen emplear técnicas como IMRT, las cuales generan una distribución de dosis absorbida en el volumen objetivo mediante la combinación de múltiples haces de radiación. El uso de estas técnicas puede resultar en cargas de trabajo considerablemente mayores que las calculadas para la dosis total absorbida en el isocentro, debido a esto, se ha desarrollado un factor de eficiencia para la carga de trabajo y se han separado las cargas de trabajo del haz primario y secundario para tener en cuenta esta modificación (NCRP, 2005).

Diversas fuentes proponen distintos valores para la carga de trabajo realizando varios supuestos. Por ejemplo en (NCRP, 1976) se nos dice que para un acelerador lineal, el número típico de pacientes tratados en un día de 8 horas es de 50 personas y sugiere una carga de trabajo de 1000 Gy /semana, basado en una dosis de 4 Gy a 1 m por paciente, suponiendo una semana de 5 días laborales. Mientras que en (NCRP, 1977) se sugiere una carga de trabajo de 500 Gy /semana para la energía más alta en el acelerador lineal. Pero ambos reportes nos indican que estos valores sólo se podrán utilizar en casos donde no tengamos disponible más información sobre la carga de trabajo al momento de calcularla, por lo tanto es indispensable que este cálculo se realice a la medida de cada centro de trabajo.

3.4. Factor de uso

El factor de uso (U) es la fracción de tiempo en la que una carga de trabajo del haz principal que se dirige hacia una barrera determinada. El valor de U dependerá del tipo de instalación de radiación, por ejemplo, una instalación tradicional con un haz que gira alrededor de un isocentro normalmente tendrá una distribución simétrica en los ángulos de tratamiento del gantry y estos estarán predominantemente en los cuatro ángulos primarios (0, 90, 180 y 270 grados). Sin embargo, para una instalación en la que se utiliza la técnica de Irradiación Corporal Total (TBI) con el paciente a una distancia amplia se tendrá un factor de uso mayor en dirección de los tratamientos de TBI, dicha dirección son las barreras primarias.

Como se mencionó anteriormente, el factor de uso es función del ángulo del gantry [$U(G)$], esto nos da la fracción de la carga de trabajo semanal para la que el gantry se orienta en un intervalo angular centrado en el ángulo G . La Tabla 3.3 presenta distribuciones de factores de uso para técnicas de tratamiento estándar (es decir, omisión de procedimientos que alteran significativamente la distribución de factores de uso, como SRS y TBI).

Tabla 3.3: Distribución del factor de uso para altas energías en intervalos de ángulos del gantry de 90 y 45 grados. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla 3.1.

Intervalo angular		$U(\%)$
Intervalo de 90°	0° (hacia abajo)	31.0
	90° y 270°	21.3
	180° (hacia arriba)	26.3
Intervalo de 45°	0° (hacia abajo)	25.6
	45° y 315°	5.8
	90° y 270°	15.9
	135° y 225°	4.0
	180° (hacia arriba)	23.0

Debido a que U depende ampliamente de la instalación de la radiación, se menciona en (NCRP, 2005) y (IAEA, 2006) que como regla general y para recintos donde no tengamos la suficiente información los factores

de uso que se pueden utilizar son los siguientes:

- Para las barreras secundarias, donde se recibe radiación dispersa por el paciente y por el mismo búnker, además de la radiación de fuga del cabezal del acelerador, su factor de uso se considera igual a 1.
- Para las barreras primarias, las cuales son irradiadas directamente por el haz primario de radiación, su factor de uso se considera igual a 0.25

3.5. Factor de ocupación

El factor de ocupación (T) representa la fracción de tiempo durante la cual las personas (ya sean ocupacionalmente expuestas o del público en general) permanecen en áreas que requieren protección contra la radiación, en relación con el tiempo total de uso del equipo (Secretaría de Salud de México, 2006). Suponiendo una distribución relativamente uniforme del uso de una unidad de radioterapia a lo largo de la semana laboral, el factor de ocupación se calcula como la fracción de horas laborales durante la semana que una persona promedio ocuparía esa área, considerando un promedio anual. Por ejemplo, si un área no controlada adyacente a una sala de tratamiento tiene asignado un factor de ocupación de 1/40, implicaría que una persona expuesta pasaría en promedio 1 hora a la semana en esa área durante un año. Es importante destacar que el factor de ocupación de un área no se refiere a la fracción de tiempo que está ocupada por cualquier individuo, sino más bien a la fracción de tiempo ocupada por una sola persona. Por lo tanto, una sala de espera podría estar ocupada constantemente durante el horario laboral, pero tener un factor de ocupación muy bajo, ya que es improbable que alguien pase más de 40 horas por semana en dicha sala de espera (NCRP, 2005). En la Tabla 3.4, se presentan los factores de ocupación sugeridos por (NCRP, 2005) para guiar la evaluación cuando no se disponen de más datos sobre la ocupación de las áreas adyacentes a la sala de tratamiento.

Tabla 3.4: Factores de ocupación sugeridos (para usar como guía en la planificación del blindaje cuando no se dispone de otras fuentes de datos de ocupación). Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.1.

Ubicación	Factor de ocupación (T)
Áreas ocupadas a tiempo completo por una persona, por ejemplo, oficinas administrativas, áreas de planificación de tratamiento, salas de control de tratamiento, estaciones de enfermería, áreas de recepcionista, salas de espera, espacio ocupado por edificio cercano.	1
Salas de tratamiento y salas de examinación de pacientes adyacentes al búnker.	1/2
Pasillos, salones para empleados, baños para el personal.	1/5
Puertas de la sala de tratamiento.	1/8
Baños públicos, salas de venta desatendidas, almacenes, áreas al aire libre con asientos, salas de espera desatendidas, áreas de espera de pacientes, áticos, armarios de conserjería.	1/20
Áreas al aire libre con tráfico de peatones o vehículos, estacionamientos desatendidos, áreas de descenso de vehículos, escaleras, ascensores desatendidos.	1/40

3.6. Tasas de dosis equivalente promediadas en el tiempo

Cuando se diseñan blindajes de protección contra la radiación, se suele suponer que la carga de trabajo se distribuirá uniformemente a lo largo del año. Por lo tanto, es razonable diseñar una barrera para cumplir con un valor semanal equivalente a una quincuagésima parte (1/50) de la meta de diseño de blindaje anual (NCRP, 2004). Por el contrario, una mayor escala del objetivo de diseño de blindaje a intervalos más cortos de tiempo no es apropiado y puede ser incompatible con el principio ALARA, este término corresponde a las siglas en inglés de la expresión “tan bajo como sea razonablemente posible”, este principio nos dice que todas las exposiciones a la radiación deben ser mantenidas a niveles tan bajos como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores sociales y económicos (CSN, 2010a). Específicamente, el uso de una tasa de dosis equivalente instantánea (IDR), con el acelerador funcionando a su máxima potencia, no representa adecuadamente las condiciones operativas reales y el entorno de radiación de la instalación. Es más útil si la carga de trabajo y el factor de uso se consideran junto con la IDR al evaluar la adecuación de una barrera. Para dicho fin, se utiliza el concepto de tasa de dosis equivalente promediada en el tiempo (TADR) junto con la IDR medida o calculada (NCRP, 2005).

La TADR es la tasa equivalente de dosis atenuada por una barrera promediada durante un tiempo operación específico. TADR es proporcional la IDR y depende de los valores de W y U . Hay dos periodos de funcionamiento de especial interés para la protección radiológica, la semana y la hora.

3.6.1. Tasa de dosis equivalente promediada en una semana

La tasa de dosis equivalente semanal (R_w) es la TADR en una ubicación específica promediada durante una semana laboral de 40 horas. Para barreras primarias R_w viene dada por la Ecuación 3.3.

$$R_w = \frac{IDR W_{pri} U_{pri}}{DR_0} \quad (3.3)$$

Donde; IDR es la tasa de dosis instantánea, medida a 30 centímetros más allá de la barrera penetrada; DR_0 es la tasa de emisión de la dosis absorbida a 1 metro (Gy /hora); W_{pri} es la carga de trabajo semanal de la barrera primaria; U es el factor de uso para la barrera primaria.

Para barreras secundarias R_w tiene contribuciones tanto de la radiación de fuga como de la radiación dispersada por el paciente, y su valor se calcula empleando la Ecuación 3.4.

$$R_w = \left(IDR_L \frac{W_L}{DR_0} \right) + \left(IDR_{ps} \frac{W_{ps} U_{ps}}{DR_0} \right) \quad (3.4)$$

Donde; IDR_L es la tasa de dosis equivalente medida a 30 centímetros más allá de la barrera secundaria y en ausencia de un elemento dispersor (como lo puede ser el cuerpo humano, que dispersa la radiación) en el isocentro. El término IDR_{ps} se refiere a la tasa de dosis equivalente en el mismo punto debido a la radiación dispersada por el paciente y está dado por la Ecuación 3.5.

$$IDR_{ps} = IDR_{total} - IDR_L \quad (3.5)$$

Donde; IDR_{total} es la tasa de dosis equivalente medida en el mismo punto en presencia de un elemento dispersor (NCRP, 2005).

3.6.2. Tasa de dosis equivalente promediada a cualquier hora

Algunas normas de seguridad radiológica especifican un límite para la tasa equivalente de dosis promediada en el tiempo (TADR) basada en la dosis equivalente promediada a cualquier hora (R_h) en áreas no controladas. Por ejemplo, la Comisión Reguladora Nuclear (NRC, por sus siglas en inglés) de Estados Unidos especifica que la dosis equivalente en cualquier área no restringida de fuentes externas **no debe exceder los 2×10^{-5} Sv**

en una hora cualquiera (NRC, 2005). El valor de R_h se obtiene mediante la Ecuación 3.6 y viene de una estimación de la cantidad máxima de tratamientos de pacientes en una hora.

$$R_h = \frac{N_{\max} R_w}{\bar{N}_w} = \left(\frac{N_{\max}}{40 \bar{N}_h} \right) R_w = \left(\frac{M}{40} \right) R_w \quad (3.6)$$

Donde; N_{\max} es el número máximo de tratamientos de pacientes a cualquier hora; \bar{N}_w es el número promedio de tratamientos de pacientes por semana; \bar{N}_h es el promedio de tratamientos de pacientes por hora; 40 son las horas laborales por semana; M se define como $M = N_{\max}/\bar{N}_h$ y M siempre es mayor o igual a 1 (NCRP, 2005).

Métodos de Cálculo de blindajes

Los siguientes métodos de cálculo presentados son el resultado de la consulta de diversos reportes, artículos y publicaciones, que proponen las ecuaciones y consideraciones indispensables para obtener el espesor necesario de las barreras primarias, secundarias y de la puerta, con el fin de proteger al personal ocupacionalmente expuesto y al público en general de la radiación generada al interior de la sala. Siendo el Safety Reports Series No. 47 de la IAEA, el Report No. 49 y el No. 151 del NCRP las principales referencias utilizadas para obtener estos cálculos.

4.1. Barrera primaria

La transmisión de la barrera primaria (B_x) requerida para reducir el campo de radiación directo a niveles aceptables (P) fuera de la barrera está dada por la Ecuación 4.1.

$$B_x = \frac{P(d_{pri})^2}{WUT} \quad (4.1)$$

Donde; P es el límite de dosis por semana fuera de la barrera, en ($Sv \cdot \text{Semana}^{-1}$); d_{pri} es la distancia desde el blanco de rayos X hasta el punto de interés al exterior de la barrera, en metros (este punto de interés debe estar 0.3 metros más allá de la barrera en cuestión); W es la carga de trabajo, en ($Gy \cdot \text{Semana}^{-1}$) a 1 metro del blanco de rayos X (isocentro); U es el factor de uso o la fracción de tiempo que el haz incide sobre la barrera; T es el factor de ocupación o la fracción de tiempo que el área fuera de la barrera es ocupada.

4.1.1. Espesor de la barrera primaria

El espesor de la barrera se puede determinar mediante el uso de TVL, para lo anterior, se debe determinar primero el número de capas decirreductoras (n) requeridas para el blindaje, este número se obtiene mediante la Ecuación 4.2.

$$n = -\log(B_x) \quad (4.2)$$

Y el espesor de la barrera primaria (t_x) viene dado por la Ecuación 4.3.

$$t_x = TVL_1 + (n - 1)TVL_e \quad (4.3)$$

Los valores de TVL_1 y TVL_e se pueden consultar en el reporte No. 151 del NCRP (NCRP, 2005) para distintos materiales de la barrera y energías de haz (ver Tabla B.1). Los valores de la primera capa decirreductora (TVL_1) y la capa decirreductora de equilibrio (TVL_e) se obtienen considerando los cambios espectrales en la radiación a medida que esta penetra en la barrera. Cuando el espesor de una barrera (t) es mayor que TVL_1 , el factor de transmisión total (B) está dado por la Ecuación 4.4.

$$B = 10^{-\left\{1 + \left[\frac{(t - TVL_1)}{TVL_e} \right] \right\}} \quad (4.4)$$

Si el material utilizado en la barrera primaria es concreto (ya sea ordinario o pesado), nos dice (IAEA, 2006) y (NCRP, 2005) que la barrera atenuará de manera adecuada los fotoneutrones y la radiación gama por captura de neutrones y no se requerirán de barreras adicionales, esto se debe al contenido relativamente alto de hidrógeno en el concreto y su sección eficaz, resultando en una alta atenuación de neutrones.

Los sistemas como láseres que se utilizan para alinear al paciente en la sala de tratamiento pueden estar empotradas en el concreto. Este espesor eliminado puede ser equivalente a aproximadamente una *HVL* para radiación de alta energía, por lo que se recomienda colocar detrás del láser una placa de un metal de alta densidad como acero o plomo con un espesor que proporcione la misma atenuación que el concreto removido.

4.1.2. Tasa de dosis instantánea

La tasa de dosis instantánea (IDR) al exterior de la barrera primaria puede ser obtenida mediante la Ecuación 4.5.

$$IDR = \frac{DR_0 B}{d_{pri}^2} \quad (4.5)$$

Donde; DR_0 es la tasa de dosis en el isocentro del equipo ($Gy \cdot h^{-1}$), B es el factor de transmisión total y d_{pri} es la distancia desde el isocentro hasta el punto de interés.

4.1.3. Espesor oblicuo

Generalmente el espesor de la barrera primaria se calcula tomando en cuenta que el haz de radiación incide perpendicularmente con respecto a la barrera, con esto no sólo se asegura un espesor conservador y seguro para el POE y público en general, sino también se logra una garantía de calidad en la construcción, ya que es bastante asequible construir grosores uniformes.

Sin embargo, cuando la radiación incide de forma oblicua sobre la barrera, el espesor requerido de esta será menor que el que se obtiene al efectuar los cálculos anteriores. Hay una serie de factores que influyen en la diferencia entre estos espesores, estos son: el ángulo de con que incide el haz de radiación en la barrera θ , el material de la barrera, la atenuación requerida y la energía de la radiación. Si no hay dispersión de radiación en el material de la barrera como se muestra en la Figura 4.1, la relación entre el espesor oblicuo t_s y el espesor real t está dada por la Ecuación 4.6.

$$t_s = \frac{t}{\cos(\theta)} \quad (4.6)$$

No obstante, para ángulos θ grandes los fotones dispersados pueden salir de la barrera. Este efecto puede requerir entonces un espesor de barrera $> t$. Normalmente, para la mayoría de situaciones reales este efecto es pequeño y puede tratarse con un pequeño aumento al espesor t , pero si se trata de un ángulo de oblicuidad grande ($\theta > 45^\circ$) el aumento para las barreras de concreto es de $\sim 2 HVL$ para fotones de baja energía y $\sim 1 HVL$ para fotones de alta energía.

Los señalamientos anteriores sólo serán considerados para radiación que incide en un solo ángulo. Si el haz es muy divergente, el ángulo de oblicuidad no debe usarse para el haz central porque parte de la radiación tendrá un ángulo de oblicuidad menor. Utilizar el ángulo mínimo de oblicuidad proporcionará más atenuación de la necesaria, por todo lo anterior es importante seleccionar el ángulo adecuado para el cálculo del espesor oblicuo. También, mediante una deducción similar, la oblicuidad solamente se toma en cuenta para haces de

radiación primaria, ya que la radiación de fuga y la radiación dispersada son demasiado difusas para utilizar un ángulo de incidencia específico.

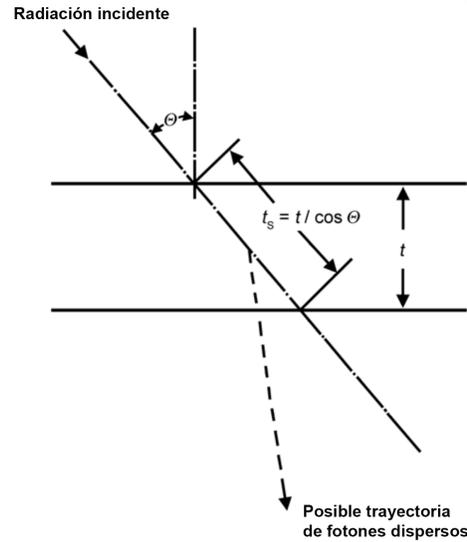


Figura 4.1: Relación entre el espesor oblicuo ($t_s = t/\cos(\theta)$) de radiación incidente con un ángulo de oblicuidad θ y el espesor de una barrera t . También se muestra un fotón disperso con una longitud de recorrido $< t_s$ (NCRP, 2005).

Sin embargo, como nota importante se señala que en la práctica, los búnkeres se diseñan de forma que el haz principal de radiación incida perpendicularmente en la barrera primaria, es por esto que no se necesita calcular el espesor oblicuo ya que con el cálculo del ancho del cinturón y espesor de la barrera primaria es suficiente para la correcta atenuación de la radiación. Como consecuencia de lo anterior la aplicación del espesor oblicuo no es muy común en el diseño de blindajes.

4.1.4. Ancho de la barrera primaria o cinturón

En términos generales, el ancho de la barrera primaria (w) se determina al calcular la diagonal del tamaño máximo del campo de radiación a 1 metro del blanco de rayos X (isocentro) y añadiendo al menos 0.3 metros a cada lado para prevenir la radiación de fuga a través de la barrera secundaria que colinda con la barrera primaria como se muestra en la Figura 4.2.

Para la mayoría de los aceleradores actuales, el tamaño máximo de campo a 1 metro del blanco es de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, no obstante si rotamos el colimador a 45° respecto de la posición 0, el tamaño máximo de la diagonal del campo de radiación es de 0.566 metros. Si el haz es proyectado en la barrera primaria a X metros de distancia, entonces para este tipo de LINAC el ancho de la barrera primaria se obtiene por la Ecuación 4.7.

$$w = 0.566 X + 0.6 \text{ m} \quad (4.7)$$

Algo fundamental a tomar en cuenta es la disposición de la barrera primaria sobre la secundaria, ya que esto influirá en el valor de X en la Ecuación 4.7, para esto existen 3 tipos de arreglos. Si la barrera primaria sobresale dentro del búnker, el tamaño máximo del campo de radiación se calcula en el plano de la parte interior de la barrera secundaria (del lado del blanco de rayos X) (Figura 4.2a). Si la barrera primaria se extiende hacia el exterior del búnker, el tamaño máximo del campo de radiación se calcula en el plano

correspondiente a la parte externa de la barrera primaria (Figura 4.2b). Por último, si la barrera primaria es una barrera compuesta, por ejemplo, de concreto y plomo o acero, el cálculo del tamaño máximo del campo de radiación se realiza en el plano de la superficie externa de la superficie de plomo o acero (Figura 4.2c).

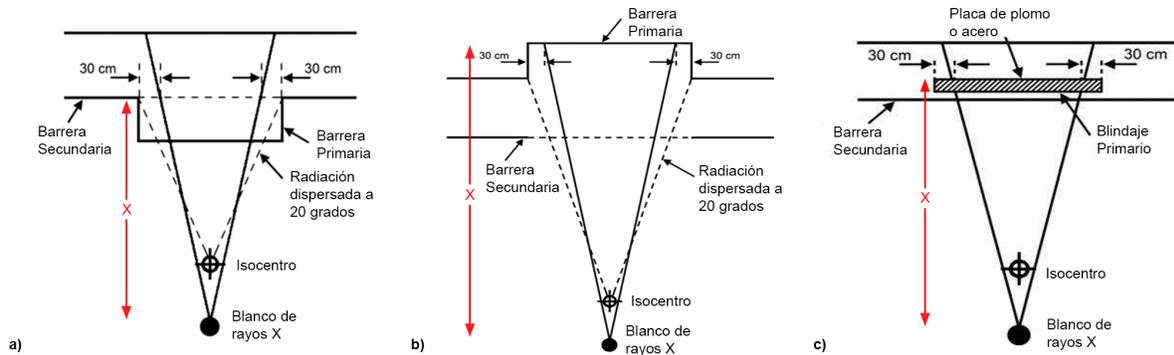


Figura 4.2: Arreglos de barreras comúnmente utilizados, para encontrar el ancho del cinturón en la barrera primaria (NCRP, 2005).

Aunado a lo anterior, es importante señalar que el primer arreglo mostrado en la Figura 4.2a, donde la barrera primaria sobresale dentro del búnker es utilizado para las paredes de este mismo, manteniendo una pared sin desniveles al exterior de la sala de tratamiento. Mientras que en el caso donde la barrera primaria sobresale fuera del búnker es utilizado para techos o en dado caso que el búnker se sitúe en un segundo piso también se utilizará en el suelo de este, manteniendo sin desniveles el piso y techo en el interior de la sala de tratamiento.

4.2. Barrera secundaria

Para realizar un buen cálculo del espesor requerido de las barreras secundarias para proteger a las personas al exterior del búnker es necesario considerar: la radiación de fuga, la radiación dispersada por el paciente, la radiación dispersada por las paredes y las radiaciones secundarias (incluyendo fotoneutrones y rayos gamma por captura de neutrones) producidas en el cabezal del acelerador lineal y en la dispersión de la sala de tratamiento.

Debido a que la radiación de fuga y la radiación dispersada son energías tan diferentes y ambas tienen que ser tomadas en cuenta para las barreras secundarias, los requisitos de esta barrera se calculan por separado y se comparan para llegar a un espesor recomendado.

4.2.1. Radiación de fuga

La transmisión de la barrera secundaria (B_L) requerida para reducir el campo de radiación de fuga a niveles aceptables (P) fuera de la barrera está dada por la Ecuación 4.8.

$$B_L = \frac{1000P(d_{sec})^2}{W_L T} \quad (4.8)$$

Donde; P y T ya fueron definidas anteriormente, W_L es la carga de trabajo convencional o modificada según sea el caso y d_{sec} es la distancia desde el isocentro al punto de interés al exterior de la barrera secundaria, en metros (nuevamente este punto de interés debe de estar 0.3 metros más allá de la barrera en cuestión). Nótese que al determinar la protección contra la radiación de fuga para las barreras secundarias, el factor de uso U siempre es igual a 1, es por esto que no aparece en la Ecuación 4.8. Debido a que el factor de uso

es la unidad, la posición promedio del cabezal del acelerador lineal se considera en el isocentro, por lo que la distancia d_{sec} se mide desde este punto (IAEA, 2006). El factor 1000 surge del supuesto de que la protección en el cabezal del acelerador lineal reduce la radiación de fuga a 1/1000 del haz de radiación primaria (0.1 %) emitida a un metro sobre el eje central del haz primario (isocentro), tal como lo dice la NOM-002-SSA3-2007 (Secretaría de Salud de México, 2007).

4.2.2. Radiación dispersada por el paciente

La transmisión necesaria para la radiación dispersada por el paciente (B_{ps}) está dada por la Ecuación 4.9.

$$B_{ps} = \frac{P}{aWT} d_{sca}^2 d_{sec}^2 \frac{400}{F} \quad (4.9)$$

Donde; d_{sca} es la distancia de la fuente de radiación al paciente, en metros (normalmente este valor es de 1 metro); d_{sec} es la distancia del isocentro o paciente al punto de interés, en metros; F es el área del campo incidente sobre el paciente, en centímetros; a es la fracción de dispersión o fracción de dosis absorbida del haz primario de rayos X que se dispersa del paciente en un ángulo particular, esta depende de la energía del haz de rayos X y del ángulo de dispersión (ver Tabla B.3). El factor 400 asume que las fracciones de dispersión están normalizadas a aquellas medidas para un tamaño de campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

4.2.3. Espesor de la barrera secundaria

Luego de que el factor de transmisión de la barrera secundaria sea calculado tanto para la radiación de fuga como para la radiación dispersada por el paciente, el número de capas decirreductoras (n) y el espesor necesario de blindaje para cada contribución de radiación se determina similarmente a como se haría en la barrera primaria, mediante las Ecuaciones 4.10 y 4.11.

$$n = -\log(B_{L,ps}) \quad (4.10)$$

$$t_{L,ps} = TVL_{1;L,ps} + (n - 1)TVL_{e;L,ps} \quad (4.11)$$

El valor de las capas decirreductoras para la radiación dispersada por el paciente y de fuga se pueden encontrar en las Tablas B.4, B.5 y B.6 del Anexo B.

4.2.4. Tasa de dosis instantánea

La tasa de dosis instantánea el exterior de la barrera secundaria puede ser obtenida mediante la Ecuación 4.12.

$$IDR = \frac{DR_0 a(\theta)(F/400)B_{ps}}{d_{sca}^2 d_{sec}^2} + \frac{DR_0(10^{-3})B_L}{d_{sec}^2} \quad (4.12)$$

4.2.5. Regla de las dos fuentes

Cuando se diseña una barrera secundaria, se debe de utilizar la regla de las dos fuentes como último paso de este proceso para determinar el espesor de la barrera. Para aplicar esta regla, el espesor de la barrera debe ser calculado utilizando B_L y B_{ps} por separado. La regla establece que se comparen ambos espesores de barrera requeridos (t_L y t_{ps}) y, si los espesores difieren en más de $1 TVL_L$, se debe de utilizar el espesor más grande para la construcción de la barrera. Si ambos espesores son aproximadamente iguales o menores a $1 TVL_L$, se debe de utilizar el espesor mayor más $1 HVLL$ adicional. La regla anterior se puede expresar como se muestra en la Ecuación 4.13.

$$s = \begin{cases} \text{máx} \{t_L, t_{ps}\}, & |t_L - t_{ps}| > TVL_L \\ \text{máx} \{t_L, t_{ps}\} + HVLL, & |t_L - t_{ps}| \lesssim TVL_L \end{cases} \quad (4.13)$$

Donde, la capa hemirreductora se define en la Ecuación 4.14.

$$HVL_L = (0.301)TVL_L \quad (4.14)$$

4.3. Consideraciones para el techo

La sección del techo que puede ser directamente expuesta al haz primario de radiación debe ser tratada como una barrera primaria y las fórmulas utilizadas para determinar su espesor son las mismas que en la Sección 4.1 (Ecuaciones 4.1-4.3). El límite de dosis de diseño para el techo dependerá de la ubicación del búnker.

El Safety Reports Series No. 47 de la IAEA (IAEA, 2006) nos da una serie de consideraciones para el techo a tener en cuenta en base a la ubicación del búnker. Si se trata de un edificio de una sola planta, la única consideración puede ser la limitación de acceso al espacio que ocupa el techo. Sin embargo, si el búnker está bajo tierra, entonces se deberá considerar también el efecto de skyshine, que puede resultar en la irradiación de edificios cercanos. Si el búnker tiene más pisos encima, entonces se deberá considerar el ubicar una sala de almacenamiento o un cuarto de máquinas directamente encima de este, debido a que una sala de almacenamiento o un cuarto de máquinas tendrán capacidad limitada y el acceso y ocupación se pueden restringir, lo que permitirá un límite de dosis de diseño mayor que si se colocara una oficina directamente encima del búnker.

4.3.1. Skyshine

Algunas instalaciones de teleterapia están diseñadas con poco nivel de blindaje en el techo encima del acelerador, lo cuál puede ocasionar que la radiación se fugue de la sala de tratamiento a través del techo y llegue a la atmósfera, misma que la dispersa hacia puntos situados a nivel del suelo fuera de la sala de tratamiento. La radiación dispersada de este tipo se denomina skyshine. Este efecto ocasionado por fotones se ilustra en la Figura 4.3, y siguiendo el método que propone (McGinley, 2002) para calcular la tasa de dosis equivalente (H_f) a una distancia d_s del isocentro de utiliza la Ecuación 4.15 para este fin.

$$H_f = \frac{2.5 \times 10^7 (B_{xs} D_0 \Omega^{1.3})}{(d_i d_s)^2} \quad (4.15)$$

Donde; H_f se mide en ($nSv h^{-1}$); B_{xs} es el factor de transmisión para fotones del blindaje del techo; D_0 es la tasa de dosis absorbida de rayos X a 1 metro del blanco, en ($Gy h^{-1}$); Ω es el ángulo sólido máximo que forma el colimador del LINAC, en estereorradianes; d_i es la distancia vertical desde el blanco hasta un punto 2 metros por encima del techo, en metros y la constante 2.5×10^7 es por conversión de Gy a nSv.

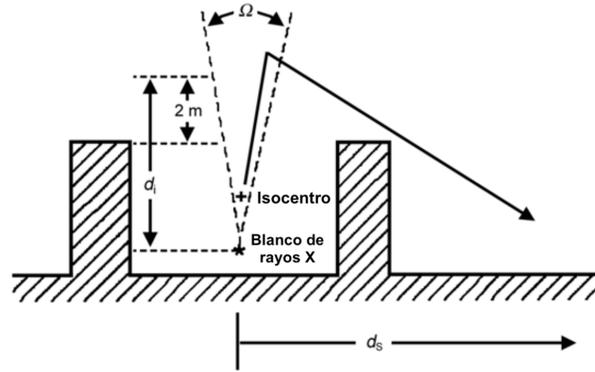


Figura 4.3: Esquema simplificado que muestra el isocentro del acelerador y la ubicación del blanco de rayos X para la evaluación del skyshine por fotones (NCRP, 2005).

De manera similar, el efecto skyshine por neutrones se ilustra en la Figura 4.4, donde el ángulo sólido ahora lo determinan las paredes de la instalación en lugar del colimador del LINAC. Hay que tener en cuenta que, en el caso de los neutrones se considera que el haz de rayos X se apunta hacia abajo, por lo que el blanco está en su punto más alto, dicho lo anterior, la tasa de dosis equivalente por neutrones (H_n) al nivel del suelo, (para $d_s \leq 20$ metros) está dada por la Ecuación 4.16.

$$H_n = \frac{0.85 \times 10^5 H_{ns} \Phi_0 \Omega}{d_i^2} \quad (4.16)$$

Donde; H_n se mide en ($nSv h^{-1}$); H_{ns} es la relación entre la dosis equivalente 2 metros más allá de la barrera protectora del techo y la fluencia de neutrones incidentes en el techo, en ($Sv cm^2 n^{-1}$) (los valores para H_{ns} se pueden obtener de la Figura A.1); Φ_0 es la tasa de fluencia de neutrones a 1 metro del blanco de rayos X, en ($n cm^{-2} h^{-1}$); Ω es al ángulo sólido que se forma entre las paredes de la sala de tratamiento, en estereorradianes y la constante 0.85×10^5 es por conversión de Sv a nSv.

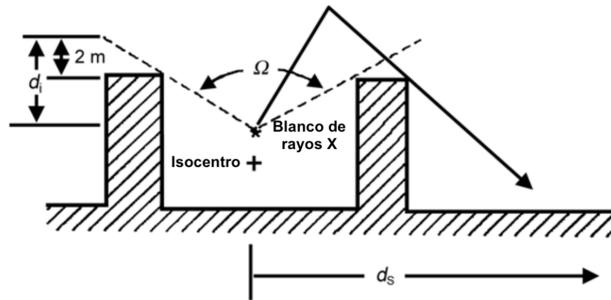


Figura 4.4: Condiciones de irradiación para la evaluación del skyshine por neutrones (NCRP, 2005).

4.4. Consideraciones para conductos

Los conductos se clasifican según su función y tamaño. Los conductos más grandes, que generalmente se utilizan para calefacción, ventilación y aire acondicionado, requieren dos conductos (de entrada y retorno) para la sala de tratamiento y pueden tener secciones transversales de hasta $60 \times 30 \text{ cm}$. Los conductos siguientes en tamaño suelen destinarse a cables de máquinas y tienen dimensiones de sección transversal de alrededor de $30 \times 10 \text{ cm}$. También se necesitan conductos circulares con un diámetro no menor a 10 cm para cables varios, como aquellos empleados para fines de control de calidad. Los conductos eléctricos y de agua generalmente presentan una sección transversal circular y su diámetro suele ser inferior a 10 cm .

La correcta orientación de los conductos es fundamental, su disposición debe garantizar que desplacen la mínima cantidad de concreto en la dirección del haz de radiación, como se ilustra en la Figura 4.5, y que se reduzca al mínimo la radiación directa que pueda pasar a través de la abertura. Estos conductos generalmente se sitúan fuera de la habitación, a menudo en un ángulo con respecto a la pared, o pueden estar escalonados a través de esta. Es esencial evitar colocar conductos en las barreras primarias, por pequeños que sean (NCRP, 2005).

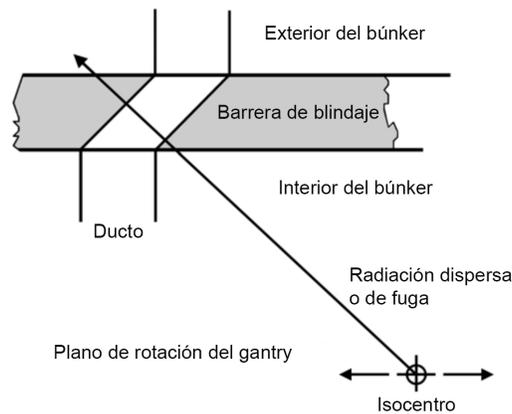


Figura 4.5: Penetración de una barrera secundaria por un conducto para lograr la menor cantidad de concreto removido a lo largo del este (NCRP, 2005).

4.4.1. Conductos de calefacción, ventilación y aire acondicionado

La disposición adecuada de estos conductos es crucial para minimizar la necesidad de protección contra la radiación debido a su gran área de sección transversal. Esto dependerá de la energía máxima del acelerador lineal y de la geometría del diseño. Si los conductos atraviesan las paredes, se recomienda ubicarlos a una altura considerable (generalmente más de 2.3 metros) para reducir la dispersión de radiación hacia áreas inferiores y, de esa forma, disminuir la exposición del personal fuera de la habitación. En este contexto, se consideran tres escenarios: búnkeres con laberinto, búnkeres sin laberinto y conductos que atraviesan el techo.

Búnkeres con laberinto

Para búnkeres que incorporan un laberinto, el lugar lógico para las penetraciones de las barreras en orden de colocar los conductos es directamente a través del blindaje sobre la puerta, donde las fluencias de fotones y neutrones son más bajas. Para evaluar la necesidad de blindaje adicional alrededor de los conductos, suponga primero que la tasa de dosis equivalente de fotones y neutrones en los conductos es la misma que en la puerta.

Luego calcule el efecto de esta radiación dispersada a una persona directamente afuera de la puerta. Para máquinas de alta energía, se ha demostrado que, para un acelerador de 18 MV, la necesidad de blindaje adicional depende en gran medida de la longitud del laberinto. En caso que se necesite protección adicional se puede optar por doblar los conductos inmediatamente después de que hayan salido del laberinto (Figura 4.7).

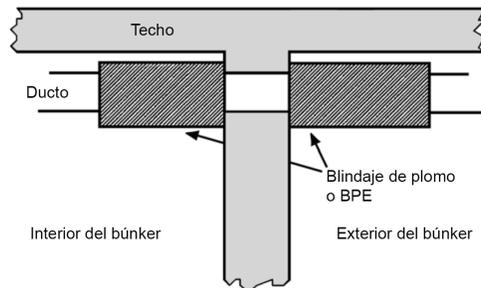


Figura 4.6: Conducto envuelto con material de blindaje en ambos lados de barrera (NCRP, 2005).

Si eso no es posible, los conductos deben envolverse con plomo y BPE, como se muestra en la Figura 4.6. Una tercera alternativa (aunque una opción más costosa) es utilizar el blindaje de hormigón como deflector, como se muestra en la Figura 4.7. Aquí, dos secciones de hormigón paralelas y superpuestas proporcionan un “mini-laberinto” vertical. Para que este arreglo tenga éxito, el grado de superposición debe ser lo más grande posible.

Para las habitaciones que incluyen más de una curva en el laberinto, no es necesario proteger los conductos que siguen la longitud del laberinto.

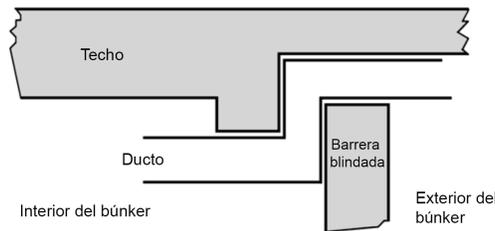


Figura 4.7: Deflector de hormigón utilizado para acomodar el conducto (NCRP, 2005).

Búnkeres sin laberinto

En este caso, las paredes paralelas al plano de rotación del gantry son las más adecuadas para las penetraciones de conductos, porque los requisitos de protección contra la radiación son menores para estas paredes que para las del plano de rotación del gantry. Dado que se puede utilizar toda la longitud de la pared para colocar los conductos estos se pueden inclinar en un ángulo de 45° como se muestra en la Figura 4.5.

Conductos que atraviesan el techo

Es crucial diseñar el conducto que atraviesa el techo con una sección transversal rectangular que tenga una relación de aspecto (ancho/altura) lo más alta posible. Además, la radiación secundaria debe dispersarse

en dirección al conducto de manera ortogonal tanto al eje del conducto como al lado más largo de este. En el caso de que el conducto esté colocado directamente sobre el techo con un ángulo de 90 grados, se puede aplicar fácilmente un blindaje adecuado, si fuera necesario, para los espacios ocupados tanto arriba como abajo. Sin embargo, considerando la distancia adicional al piso superior y el espesor del piso sobre el techo, es probable que no se necesite un blindaje adicional.

4.4.2. Cables del generador de radiación

Los cables de la máquina suelen ser dispuestos al nivel del suelo dentro de la habitación, a menudo ubicados debajo del suelo, y se dirigen hacia el área de control exterior o van directamente hacia el exterior si están a un nivel inferior al del piso. Normalmente, no necesitan protección adicional, a menos que, por alguna razón, el área de la consola esté situada detrás de una barrera primaria.

4.4.3. Conductos y de agua y eléctricos

Los conductos de agua y eléctricos suelen tener un diámetro inferior a 2.5 cm y no requieren precauciones especiales, siempre y cuando se sigan las pautas de colocación mencionadas anteriormente. No es recomendable construir estas tuberías directamente dentro del encofrado de hormigón debido a posibles problemas y dificultades en caso de reemplazo. En su lugar, se suele colocar un orificio en el encofrado con un diámetro ligeramente mayor que el del conducto necesario para permitir un paso sin inconvenientes durante la instalación. Para conductos o tuberías de diámetro superior a 2.5 cm, se debe considerar el uso de revestimiento de plomo para compensar la falta de hormigón (NCRP, 2005).

4.5. Consideraciones para el laberinto de un búnker

Para el diseño del laberinto de un búnker se requiere tener un conocimiento acerca de las características de dispersión de rayos X debida al paciente y las paredes de la misma habitación, ya que estas influirán al final para conocer la dosis total a la entrada del laberinto y posteriormente nos ayudará para realizar los cálculos de blindaje destinados a la puerta del búnker.

4.5.1. Dosis total semanal a la entrada del laberinto

La dosis total semanal (D_d) a la entrada del laberinto debido a la radiación dispersa y de fuga, cuando la rotación del gantry es perpendicular al eje del laberinto como se muestra en la Figura 2.9, está dada por la Ecuación 4.17.

$$D_d = \sum_G D_{ps} + \sum_G f D_w + \sum_G D_L + \sum_G D_T \quad (4.17)$$

Donde; \sum_G integra sobre todos los ángulos del gantry; D_{ps} es la dosis debido a la dispersión del paciente; f es la radiación primaria transmitida a través del paciente; D_w es la radiación primaria dispersada desde la pared hasta el laberinto; D_L es la radiación de fuga dispersada hacia el laberinto y D_T es la radiación de fuga transmitida a través de la pared del laberinto.

Cuando la rotación del gantry es paralela al eje del laberinto como se muestra en la Figura 2.10, la Ecuación 4.17 pasa a ser la Ecuación 4.18.

$$D_d = \sum_G D_{ps} + \sum_G f D_{wT} + \sum_G D_L + \sum_G D_T \quad (4.18)$$

Donde; D_{wT} será la radiación primaria transmitida a través de la pared del laberinto y luego dispersada a la entrada del mismo.

Las Ecuaciones 4.17 y 4.18 también se pueden utilizar para determinar el IDR. Las ecuaciones que siguen se utilizan para determinar las contribuciones de dosis de los distintos componentes. Si los valores de carga de trabajo W y el factor de uso U en dichas ecuaciones se reemplazan por DR_0 (la tasa de dosis absorbida en Gy h^{-1} a 1 metro de la fuente de radiación), entonces el resultado es el IDR en la entrada del laberinto.

4.5.2. Dosis debida a la dispersión del paciente a la entrada del laberinto

La dosis D_{ps} en la entrada del laberinto debido a la dispersión del paciente puede determinarse a partir de la Ecuación 4.19. Esta ecuación es válida para cualquier ubicación del acelerador lineal dentro de la sala de tratamiento, es decir, el eje de rotación del gantry, ya sea perpendicular o paralelo al eje del laberinto.

$$D_{ps} = \frac{WU_0a(F/400)(\alpha_1A_1)\cdots(\alpha_{n-1}A_{n-1})}{(d_{sca} d_1 \cdots d_n)^2} \quad (4.19)$$

Donde; W es la carga de trabajo, en Gy sem^{-1} ; U_0 es el factor de uso (usualmente se asume como 0.25 para cada uno de los puntos cardinales); a es la fracción de dispersión del haz primario de rayos X que se dispersa del paciente en un ángulo particular (ver Tabla B.3); α_1 son los coeficientes de reflexión en la pared para rayos X de 0.5 Mev (asumido para ser la misma energía en todos los procesos de dispersión subsecuentes) (ver Tabla B.7 y B.8); F es el área de campo que incide sobre el paciente, en cm^2 ; A_1 son las áreas de la pared sobre las que la radiación dispersa puede incidir y ser reflejada hacia el laberinto, las áreas subsecuentes son consideradas como sección transversal del laberinto, en m^2 ; d_{sca} es la distancia de la fuente de radiación al paciente, en metros y d_1, \dots, d_n son las distancias a la siguiente superficie de dispersión y, posteriormente, la longitud de cada lado del laberinto, en metros.

La Figura 4.8 muestra el camino de dispersión de la radiación a lo largo del laberinto (indicado por las líneas continuas), con incidencia sobre la normal en cinco paredes reflectantes (A_1, A_2, A_3, A_4, A_5 y A_6) con una reflexión de 90° desde cada superficie. El laberinto canalizará la dispersión a lo largo de cada pata del laberinto. También es posible dibujar la trayectoria de dispersión, mostrada por las líneas punteadas que tiene solo dos dispersiones a lo largo del laberinto con un ángulo de incidencia y reflexión en cada superficie de 45° , para esta trayectoria, las áreas de las superficies reflectantes serán distintas de las indicadas en la figura mencionada, siendo para este caso solamente 3 superficies reflectantes. En la práctica, se ha demostrado que la dosis medida que nos la ecuación anterior se encuentra entre las respuestas dadas por estos dos métodos (IAEA, 2006), (NCRP, 1977).

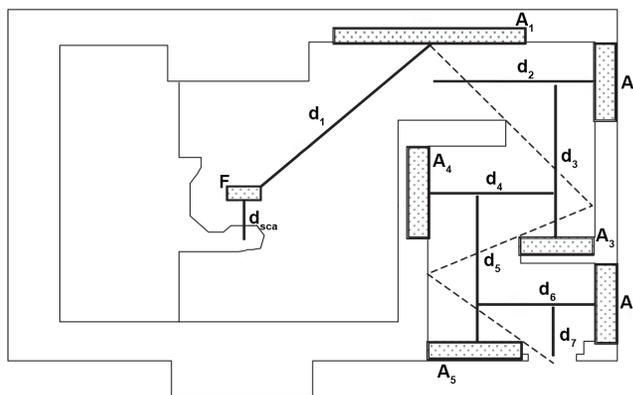


Figura 4.8: Diagrama esquemático que muestra las trayectorias de dispersión del haz primario debidas al paciente a la entrada del laberinto (IAEA, 2006).

4.5.3. Dosis debida a la radiación primaria dispersada desde la pared hacia el laberinto

Cuando la rotación del gantry es perpendicular al eje del laberinto, la dosis D_w será el resultado de que el haz primario de radiación se disperse desde la barrera primaria hacia el laberinto (ver Figura 4.9). La dosis que surge de esta dispersión está dada por la Ecuación 4.20.

$$D_w = \frac{WU_{\text{pri}}}{d_{\text{pri}}^2} \left(\frac{\alpha_{\text{pri}} A_{\text{pri}} \alpha_{\text{sec}} A_1}{d_r^2 d_z^2} \right) \quad (4.20)$$

Donde; U_{pri} es el factor de uso para la barrera primaria en la que se disperse el haz primario de radiación (siendo una barrera primaria su factor de uso se asume como 0.25); α_{pri} es el coeficiente de reflexión en la barrera primaria; A_{pri} es el área del tamaño máximo de campo proyectado sobre la barrera primaria, en m^2 ; α_{sec} es el coeficiente de reflexión de la barrera secundaria; A_1 es el área de la sección transversal de la apertura del laberinto interno, en m^2 ; d_{pri} es la distancia desde la fuente de radiación a la barrera primaria, en metros; d_r es la distancia desde el eje central del haz de radiación que golpea a la barrera primaria al centro de la apertura del laberinto (punto r), en metros y d_z es la distancia desde el punto r a la entrada del laberinto, en metros.

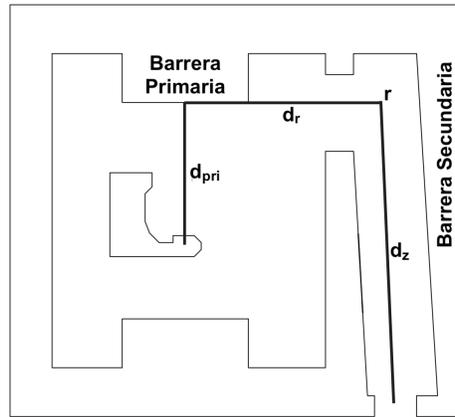


Figura 4.9: Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de dispersión del haz primario desde la pared H a la entrada del laberinto (IAEA, 2006).

Cuando la rotación del gantry es paralela al eje del laberinto, la dosis D_{wT} será el resultado de la transmisión del haz primario a través de la pared del laberinto hasta la entrada del mismo (ver Figura 4.10). La dosis que surge de esta transmisión está dada por la Ecuación 4.21.

$$D_{wT} = \frac{W U_{\text{sec}} B_{\text{pri}} \alpha_{\text{sec}} A_1}{(d_{\text{sec}} d_z)^2} \quad (4.21)$$

Donde; U_{sec} es el factor de uso para cuando el haz se dirige a la pared del laberinto (usualmente se asume como 0.25); B_{pri} es la transmisión de la radiación primaria a través de la pared del laberinto; α_{sec} es el coeficiente de reflexión de la barrera secundaria; A_1 es el área del tamaño máximo de campo proyectado sobre la barrera secundaria, en m^2 ; d_{sec} es la distancia de la fuente de radiación al centro de la barrera secundaria, en metros y d_z es la distancia del centro de la barrera secundaria a la entrada del laberinto, en metros.

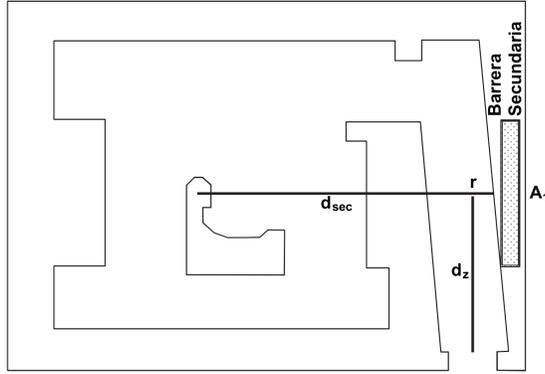


Figura 4.10: Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de dispersión del haz primario desde la pared del laberinto a la entrada del mismo (IAEA, 2006).

Para cualquier orientación del eje de rotación del gantry sólo una fracción de la radiación primaria será transmitida a través del paciente. La transmisión de la radiación primaria a través del paciente f se toma como el porcentaje de dosis en profundidad para un campo de 10×10 centímetros a una profundidad de 30 centímetros. Estos valores se pueden encontrar en la Tabla B.9

4.5.4. Dosis debida a la radiación dispersada por fugas en el cabezal a la entrada del laberinto

El equivalente de dosis D_L debido a la radiación dispersa por la fuga del cabezal a la entrada del laberinto (ver Figura 4.11) está dada por la Ecuación 4.22.

$$D_L = \frac{L_0 W \alpha_1 A_1}{(d_i d_m)^2} \quad (4.22)$$

Donde; L_0 es la fracción de la dosis debido a la fuga del cabezal a 1 metro desde la fuente de radiación relativa a la dosis en el eje central del haz a 1 metro (este suele ser el isocentro); α_1 es el coeficiente de reflexión en la pared; A_1 es el área de la pared que puede ser vista desde la entrada del laberinto, en m^2 ; d_i es la distancia de la fuente de radiación hasta la línea central del laberinto, en metros; d_m es la distancia de la línea central a lo largo del centro del laberinto.

La Ecuación 4.22 es válida para cualquier ubicación del acelerador dentro de la sala de tratamiento. La fracción de dosis debida a la fuga del cabezal L_0 se asume que es 1/1000 (0.1%) (Secretaría de Salud de México, 2007) y la energía de la radiación de la fuga en el cabezal puede tomarse como 1.4 MeV para rayos X de 6 MV y 1.5 MeV para rayos X de 10 MV (IAEA, 2006).

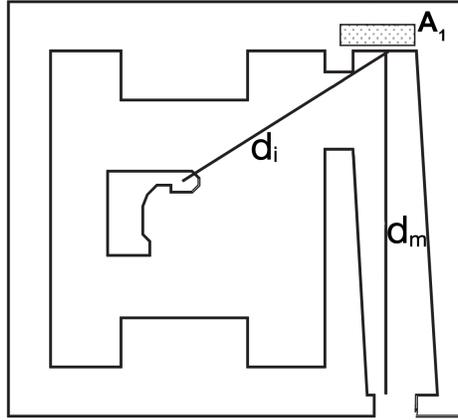


Figura 4.11: Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de la fuga del cabezal dispersada a la entrada del laberinto (IAEA, 2006).

4.5.5. Dosis de transmisión de la fuga del cabezal a la entrada del laberinto

La dosis de radiación en la entrada del laberinto debido a la fuga del cabezal transmitida (D_T) a través de la pared del laberinto (ver Figura 4.12) está dada por la Ecuación 4.23.

$$D_T = \frac{L_0 W B}{(d_t)^2} \quad (4.23)$$

Donde; B es la transmisión a través de la pared del laberinto y d_t es la distancia de la fuente de radiación a la entrada del laberinto, en metros.

Esta ecuación será aplicable ya sea que el eje de rotación del gantry sea paralelo o perpendicular con respecto al eje del laberinto. Sin embargo, cuando la pared del laberinto sea una barrera primaria esta contribución debería ser despreciable (IAEA, 2006).

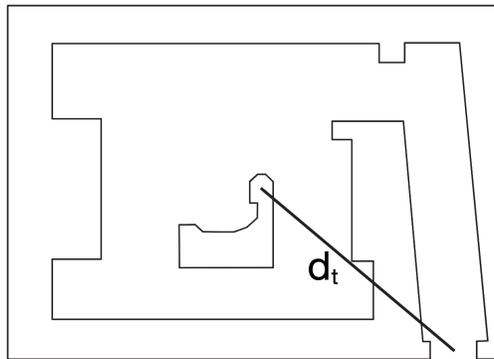


Figura 4.12: Diagrama esquemático que muestra la trayectoria de la fuga del cabezal transmitida a través de la pared del laberinto hasta la entrada del mismo (IAEA, 2006).

4.5.6. Dosis total semanal a la entrada del laberinto (caso especial)

Hay un caso especial cuando el eje de rotación del gantry es perpendicular al eje del laberinto o el acelerador está dirigido directamente a la pared H como se muestra en la Figura 4.9, la sala de tratamiento tiene un laberinto moderadamente largo y el factor de uso puede asumirse como 0.25 para las cuatro direcciones principales del haz. Para este caso, la dosis total de fotones a la entrada del laberinto será el producto de 2.64 y la suma de las dosis mencionadas en las secciones anteriores (Nótese que el factor de uso de 0.25 debe aplicarse a los cuatro componentes, incluyendo la dosis de fuga D_L). Entonces la Ecuación 4.24 se usa para obtener la dosis total semanal a la entrada del laberinto de este caso.

$$D_d = 2.64 (D_{pH} + f D_{wH} + D_{LH} + D_{TH}) \quad (4.24)$$

Donde; todas las variables ya fueron definidas anteriormente.

4.6. Cálculo de la fluencia de neutrones en la entrada del laberinto

Para laberintos en salas de tratamiento con aceleradores de alta energía, donde la distancia de A a B en la Figura 4.13 es mayor a 2.5 m el campo de fotones es dominado por rayos gamma de captura de neutrones y el componente de fotones dispersados puede ser ignorado. Por ello, el blindaje de puertas en salas de tratamiento con aceleradores de alta energía suele estar dominado por los requerimientos para fotoneutrones y rayos gamma de captura de neutrones.

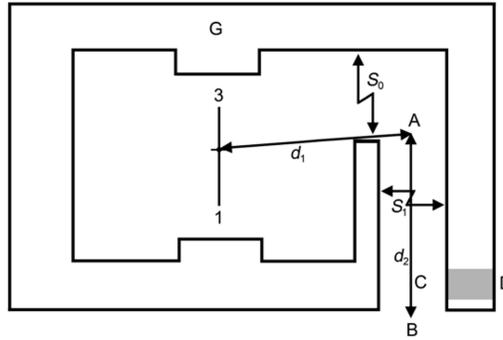


Figura 4.13: Disposición de la sala de tratamiento para calcular los equivalentes de dosis de neutrones y rayos gamma de captura de neutrones en la puerta del laberinto (NCRP, 2005).

El método que proponen (NCRP, 2005) y (IAEA, 2006) para estimar la dosis equivalente de rayos gamma por captura de neutrones (D_φ) en la puerta de la sala de tratamiento es el descrito por (McGinley et al., 1995), donde dice que esta dosis equivalente al exterior de la entrada del laberinto está dada por la Ecuación 4.25.

$$D_\varphi = K\varphi_A 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \quad (4.25)$$

Donde; K es la relación entre la dosis equivalente de rayos gamma de captura de neutrones y la fluencia total de neutrones en el punto A (Figura 4.13). Se ha encontrado un valor promedio para K de $6.9 \times 10^{-16} Sv m^2$ por unidad de fluencia de neutrones, basado en mediciones realizadas en 22 instalaciones de radioterapia; φ_A es la fluencia total de neutrones en el punto A por unidad de dosis absorbida de rayos X en el isocentro, en m^{-2} ; d_2 es la distancia del punto A a la puerta, en metros; TVD es la distancia decirreductora, que tiene un valor de ~ 5.4 metros para haces de rayos X en el rango de energías de 18 a 25 MV, y un valor de ~ 3.9

metros para haces de rayos X de 15 MV.

Por la Ecuación 4.25, se sabe que para determinar D_φ primero debemos determinar la fluencia total de neutrones (φ_A) en el punto A por unidad de dosis de rayos X en el isocentro, esto obtiene por medio de la Ecuación 4.26.

$$\varphi_A = \varphi_d + \varphi_{sc} + \varphi_{th} \quad (4.26)$$

Donde, los valores para φ_d , φ_{sc} y φ_{th} se describen en la Ecuación 4.27.

$$\varphi_A = \frac{\beta Q_n}{4\pi d_1^2} + \frac{5.4\beta Q_n}{2\pi S_r} + \frac{1.3Q_n}{2\pi S_r} \quad (4.27)$$

Estos tres términos representan los componentes de neutrones directos (φ_d), neutrones dispersos (φ_{sc}) y neutrones térmicos (φ_{th}), respectivamente. Donde; β es el factor de transmisión para neutrones que penetran el blindaje del cabezal (1 para plomo y 0.85 para blindaje del cabezal de tungsteno); Q_n es la fuente fuerte de neutrones en neutrones emitidos desde el cabezal del acelerador por unidad de dosis de rayos X absorbida en el isocentro (los valores se encuentran en la Tabla B.10 del Anexo B); d_1 es la distancia del isocentro al punto A (Figura 4.13), en metros y S_r es el área total de la sala de tratamiento, en m^2 . La fracción $1/2\pi$ en los términos de neutrones dispersos y térmicos es necesaria porque representa la fracción de neutrones que entran en el laberinto.

Por último, con la Ecuación 4.28 se calcula el equivalente de dosis semanal en la puerta debido a los rayos gamma de captura de neutrones (D_c en Sv/sem).

$$D_c = W_L D_\varphi \quad (4.28)$$

Donde; W_L es la carga de trabajo semanal para la radiación de fuga.

4.7. Equivalente de dosis de neutrones en la puerta del laberinto

Los aceleradores médicos que operan por encima de 10 MV requieren protección en la puerta para neutrones y fotones. Dado que la máxima fluencia de neutrones se obtiene al cerrar los colimadores, se espera que la mayoría de fotoneutrones se originen en el cabezal de los aceleradores lineales (Kase et al., 1998).

El patrón de campo de neutrones en el laberinto también está influenciado por el ángulo del gantry y la ubicación del blanco de rayos X en la sala de tratamiento. Por ejemplo McGinley y Butker (McGinley y Butker, 1991) informaron que el nivel de neutrones en la puerta de la sala de tratamiento era máximo cuando el ángulo del gantry estaba alineado a lo largo de la línea horizontal 3 - 1 marcada en la Figura 4.13. Esta alineación coloca al cabezal del acelerador, el cuál es la fuente de neutrones más cerca de la entrada del laberinto interior y para esta alineación se encontró que la dosis equivalente de neutrones en la puerta del laberinto varía por un factor de 2, a medida que se cambiaba el ángulo del gantry.

La determinación de esta dosis de neutrones se abordará a continuación mediante dos métodos, que utilizan el concepto de la distancia decirreductora (TVD) para la disminución de la fluencia de neutrones térmicos a través de laberintos y conductos largos a un décimo del valor original.

4.7.1. Método de Kersey

Una de las primeras técnicas para obtener la fluencia de neutrones a la entrada del laberinto se denomina método Kersey. En este método, la posición efectiva de la fuente de neutrones (cabezal del acelerador) se toma como el isocentro, y la dosis equivalente de neutrones D_n en la entrada exterior del laberinto por unidad de dosis absorbida de rayos X está dada por la Ecuación 4.29, una disposición de la sala de tratamiento para

obtener la fluencia de neutrones se puede observar en la Figura 4.13, donde se muestran las distancias y puntos importantes dentro de la sala.

$$D_{n,H} = (H_0) \left(\frac{S_0}{S_1} \right) \left(\frac{d_0}{d_1} \right)^2 10^{-\left(\frac{d_2}{5} \right)} \quad (4.29)$$

Donde; H_0 es el equivalente total de dosis por neutrones (dosis de neutrones directos, dispersos y térmicos) a una distancia d_0 (el método y las mediciones son para una distancia de 1.41 metros) del blanco por unidad de dosis absorbida de rayos X en el isocentro (mSv/Gy) (estos valores se pueden obtener de la Tabla B.10); S_0/S_1 es la relación entre el área de la sección transversal de la entrada interior del laberinto y el área de la sección transversal a lo largo del laberinto; d_1 es la distancia del isocentro al punto A que está en el eje central del laberinto desde el cual el isocentro es visible. Para un laberinto con una curva, d_2 es la distancia de A a B , en metros. En el caso de un laberinto con dos curvas d_2 será la distancia de A a C , más la longitud de C a D . Para éste método el laberinto la distancia TVD tiene un valor de 5 metros para la atenuación de neutrones.

El método de Kersey fue evaluado por (McGinley y Butker, 1991) para un cierto número de salas de tratamiento y modelos de aceleradores, con un rango de voltajes de aceleración de 15 a 18 MV. Se determinó que la relación de dosis equivalente calculada con el método Kersey dividida por la dosis equivalente medida, varió de 0.82 a 2.3 para las 13 instalaciones investigadas. McGinley y Butker encontraron que la TVD para los neutrones del laberinto era menor a 5 metros en el 16% de los casos. También se descubrió que un segundo giro en el laberinto redujo el nivel de neutrones en un factor de al menos 3 en comparación con el valor obtenido por la ecuación de Kersey. Por lo anterior concluyeron que este método producía estimaciones de dosis más altas y por lo tanto, es de naturaleza conservadora a efectos de protección radiológica, debido a esto, sugirieron modificaciones al método, dando como resultado un enfoque más realista.

4.7.2. Método de Kersey modificado

Posteriormente (Wu y McGinley, 2003) propusieron el método de Kersey modificado, al refinar más el análisis de los datos medidos anteriormente. Resultando así la Ecuación 4.30 para este nuevo método que obtiene el equivalente de dosis de neutrones a lo largo del laberinto.

$$D_{n,H} = 2.4 \times 10^{-15} \varphi_A \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[1.64 \times 10^{-\left(\frac{d_2}{1.9} \right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD_n} \right)} \right] \quad (4.30)$$

Donde; TVD_n es la distancia decirreductora que varía como la raíz cuadrada del área de la sección transversal a lo largo del laberinto y está dada por la Ecuación 4.31.

$$TVD_n = 2.06 \sqrt{S_1} \quad (4.31)$$

Por último, se calcula el equivalente de dosis semanal en la puerta debido a los neutrones utilizando la Ecuación 4.32.

$$D_n = W_L D_{n,H} \quad (4.32)$$

Donde; W_L es la carga de trabajo semanal para la radiación de fuga.

4.7.3. Equivalente de dosis total de neutrones en la puerta del laberinto

El equivalente de dosis semanal total en la entrada externa del laberinto (D_{Tn}) es entonces la suma de todos los componentes de las radiaciones de fuga y dispersión (Ecuación 4.24), los rayos gamma de captura de neutrones (Ecuación 4.28) y los neutrones (Ecuación 4.32), resultando así la Ecuación 4.33.

$$D_{Tn} = D_c + D_d + D_n \quad (4.33)$$

4.8. Blindaje de la puerta del búnker

La energía promedio de los rayos gamma de captura de neutrones es de 3.6 MeV y puede alcanzar hasta 10 MeV para laberintos muy cortos. Por lo tanto, se puede requerir una *TVL* de plomo de 6.1 centímetros (NCRP, 1984). Para salas de tratamiento con una longitud del laberinto superior a 5 metros, la energía de los rayos gamma es mucho menor, por lo que se requiere una *TVL* de 6 milímetros de plomo (Kersey, 1979).

Además, se reporta en (NCRP, 1984) que la energía promedio de neutrones en la entrada del laberinto es $\sim 100 \text{ keV}$, con una *TVL* de polietileno de 4.5 centímetros. Por otro lado, el polietileno boratado (BPE) (con 5% de boro en peso) es un poco menos efectivo en el blindaje de neutrones rápidos, pero es mucho más efectivo para los neutrones térmicos en comparación con el polietileno sin boro. La *TVL* de BPE es de 3.8 centímetros para neutrones de 2 MV y 1.2 centímetros para neutrones térmicos. Pero para propósitos de blindaje de puertas de un laberinto, una recomendación conservadora y segura es que se utilice una *TVL* de 4.5 centímetros para calcular el espesor necesario de BPE. Muchas salas de aceleradores con una longitud de laberinto adecuada requerirán de 0.6 a 1.2 centímetros de plomo y de 2 a 4 centímetros de BPE para blindaje en la puerta.

Una disposición sugerida para la puerta de plomo y BPE es: plomo, BPE, plomo. Dicha disposición permite que el plomo del lado de la fuente de radiación reduzca la energía de los neutrones por dispersión no elástica y, por tanto, hacer que el BPE sea más efectivo en el blindaje de neutrones y el plomo en la parte exterior servirá para atenuar la radiación gamma de captura de neutrones provenientes de la capa de BPE con energía de 478 keV . A menudo la capa de plomo del exterior no será necesaria cuando el laberinto sea lo suficientemente largo para atenuar los neutrones lo necesario antes de llegar a la puerta (McCall, 1997).

Además, se tienen dos diseños principales de puertas para búnkeres ya sea de entrada directa o de laberinto (Ver Figura 4.14), su principal diferencia entre estas dos es el mecanismo de funcionamiento, pero por dentro están compuestas por distintas secciones llenas del material de blindaje seleccionado, siendo los materiales más comunes las placas de plomo, el polietileno boratado o bloques de concreto especiales, estas secciones son cubiertas por una carcasa hecha de metales de alta densidad y la elección de cada puerta dependerá del diseño del y necesidades del centro de trabajo.

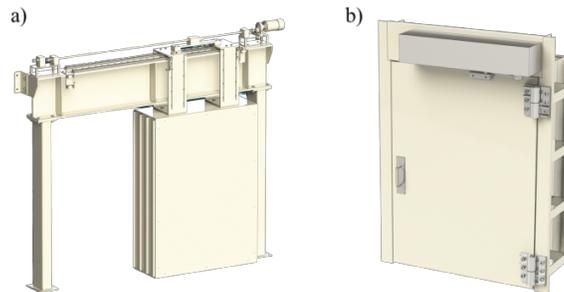


Figura 4.14: Diseños de puertas utilizadas en instalaciones de teleterapia. a) Puerta corrediza. b) Puerta batiente (Global Shielding, 2021).

4.9. Blindaje de la puerta para búnker de entrada directa

En este diseño de búnker la puerta debe de tener el mismo valor de blindaje que la barrera secundaria adyacente a esta. Habitualmente se elige un blindaje laminado de plomo y acero (para la carcasa de la puerta) con la adición de BPE en el caso que se trabaje con fotoneutrones, la concentración de boro suele ser también

del 5% por peso.

Una limitación práctica para una puerta de 120 *cm* de ancho está en el peso, que está en un rango de 8,000 a 9,000 *kg*. Más allá de ese peso es necesario utilizar dos puertas más estrechas o una puerta corrediza, pero en cualquier caso, se nos recomienda en (NCRP, 2005) y (IAEA, 2006) que estas puertas deben estar controladas mediante sistemas eléctricos o hidráulicos, sin embargo, también se debe contar con un plan de contingencia para llegar hasta el paciente en caso de que el sistema utilizado falle. Lo anterior aunado a rutinas de mantenimiento preventivo e inspecciones periódicas en este tipo de puertas ayuda a prevenir en gran medida los accidentes y fallas que se produzcan en las propias estructuras de soporte.

Una sala de tratamiento típica de este tipo se muestra en la Figura 2.11, con detalles ampliados de la puerta y el marco en la Figura 4.15.

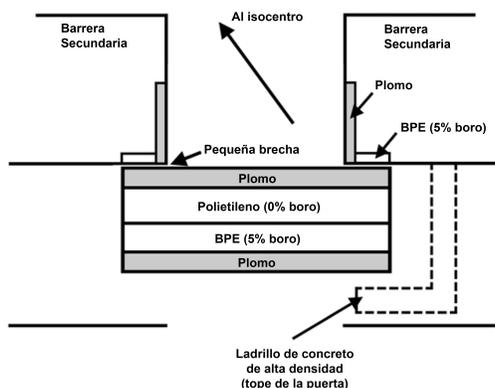


Figura 4.15: Alternativa a la superposición grande en la puerta (NCRP, 2005).

4.10. Consideraciones especiales para la carga de trabajo y el factor de uso

Es posible que se requieran modificaciones en la carga de trabajo y los factores de uso si una parte significativa del uso del acelerador lineal será para procedimientos de tratamiento especiales. Por ejemplo, si se planea una sala de tratamiento para un uso significativo de TBI, se debe aumentar el factor de uso para la pared utilizada en dicho tratamiento. En la mayoría de las clínicas, es probable que el impacto más significativo en el diseño del blindaje para procedimientos no convencionales provenga de la técnica IMRT, pero se deben considerar otros procedimientos especiales además de los ya mencionados, como SRS o incluso mediciones de control de calidad, siempre considerando si formarán una parte significativa en la carga de trabajo planificada.

4.10.1. Consideraciones para TBI de fotones

Cuando se utiliza la técnica de TBI hay varios aspectos que hay que tomar en consideración. La carga de trabajo (*Gy/semana*) suele ser significativamente mayor que en los tratamientos de radioterapia convencionales para la misma unidad de dosis absorbida por el paciente, ya que se utiliza una distancia de tratamiento extendida.

La carga de trabajo para TBI (W_{TBI}) es la dosis absorbida a 1 metro y, por lo tanto, es el producto de la dosis absorbida semanal total de TBI por el paciente D_{TBI} por el cuadrado de la distancia de tratamiento (d_{TBI} , en metros), como se muestra en la Ecuación 4.34.

$$W_{TBI} = D_{TBI} d_{TBI}^2 \quad (4.34)$$

Dado que el paciente generalmente se coloca cerca de una de las barreras primarias para el procedimiento de TBI, generalmente a una distancia de 3 a 4 metros del isocentro dependiendo de las medidas de búnker (Ver Figura 4.16), se debe considerar el efecto de la radiación dispersa en la entrada de la sala de tratamiento. Esto es especialmente cierto si hay un laberinto en lugar de una puerta blindada. En algunos arreglos de habitaciones, la fuente de radiación dispersa (el paciente y la pared detrás del paciente) estará mucho más cerca de la entrada de la habitación que del isocentro, y la tasa de dosis equivalente en la entrada será más alta.

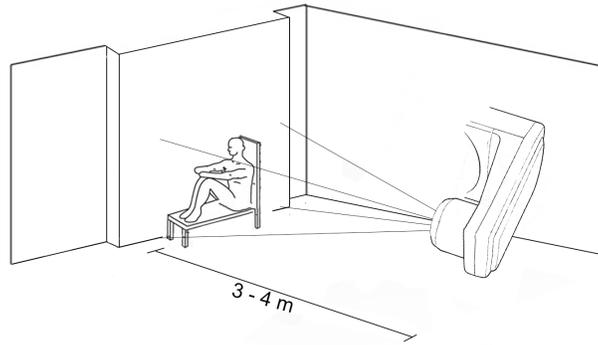


Figura 4.16: Esquema de un tratamiento típico utilizando la técnica TBI, donde se puede apreciar la distancia desde el isocentro al paciente.

4.10.2. Consideraciones para la barrera primaria

Para los cálculos de barrera primaria, teniendo en cuenta las diferencias en el uso y la carga de trabajo como se mencionó anteriormente, el producto de la carga de trabajo y los factores de uso en la Ecuación 4.1 se reemplazan por la suma de los productos de la carga de trabajo por el factor de uso para cada procedimiento especial, de la manera en que se muestra en la Ecuación 4.35.

$$WU_{\text{pri}} = WU_{\text{wall sca}} = (W_{\text{conv}} U_{\text{conv}} + W_{\text{TBI}} U_{\text{TBI}} + W_{\text{IMRT}} U_{\text{IMRT}} + W_{\text{QA}} U_{\text{QA}} + \dots) \quad (4.35)$$

Donde; WU_{pri} y $WU_{\text{wall sca}}$ es el producto de la carga de trabajo por el factor de uso para la barrera de radiación primaria y la barrera de radiación dispersada en la pared, respectivamente; W_x es la carga de trabajo, en Gy/semana a 1 metro de la fuente para el tipo de procedimiento especial y U_x es el factor de uso en el que es probable que el haz incida sobre la barrera, también para el tipo de procedimiento especial (NCRP, 2005), (Khan, 2014).

4.10.3. Consideraciones para la radiación dispersada por el paciente

En los cálculos de dispersión por el paciente, la carga de trabajo está determinada por la suma de las cargas de trabajo de cada procedimiento especial realizado en el isocentro, la Ecuación 4.36 nos muestra dicha suma.

$$W_{\text{ps}} = W_{\text{conv}} + W_{\text{IMRT}} + W_{\text{QA}} + \dots \quad (4.36)$$

Por lo general, se asume un ángulo de dispersión de 90° y un factor de uso de una unidad, lo que da un resultado seguro y conservador. Sin embargo, se debe de tener una consideración especial para la técnica TBI, debido a que, la radiación dispersada por el paciente se encuentra en una ubicación distinta del isocentro. Como consecuencia, los valores d_{sca} y d_{sec} serán distintos y el blindaje requerido para el componente de TBI de la radiación dispersada por el paciente debe de determinarse por separado con la Ecuación 4.9.

No debe olvidarse que, si el espesor requerido para las dos componentes de la radiación dispersada por el paciente (paciente en el isocentro o en la técnica TBI) difieren por menos de una TVL , entonces se utiliza el TVL mayor y se añade un blindaje adicional de una HVL . De lo contrario, se utiliza el valor mayor de TVL (NCRP, 2005), (Khan, 2014).

4.10.4. Consideraciones para la radiación de fuga

Para el cálculo de la radiación de fuga, la carga de trabajo también estará determinada por la suma de las cargas de trabajo de cada procedimiento especial. Sin embargo, se debe de hacer una modificación para IMRT, donde la unidad monitor promedio por unidad de dosis (MU_{IMRT}) es mayor que aquellas entregadas por procedimientos convencionales (MU_{conv}). Esto se logra mediante la inclusión de un factor C_I , la Ecuación 4.37 muestra la forma de obtener este factor.

$$C_I = \frac{MU_{IMRT}}{MU_{conv}} \quad (4.37)$$

C_I depende del tipo de entrega de IMRT y puede oscilar entre valores que van de 2 a 10. Este factor no afecta a los cálculos de la barrera primaria o de dispersión por el paciente, ya que la dosis administrada ya está incluida en W_{IMRT} (Khan, 2014). Entonces, la carga de trabajo total para los cálculos de radiación de fuga se convierte en la Ecuación 4.38.

$$W_L = W_{conv} + W_{TBI} + C_I W_{IMRT} + \dots \quad (4.38)$$

Donde; W_{TBI} se obtiene de la Ecuación 4.34 (NCRP, 2005).

Cálculo de blindajes para una instalación de teleterapia

En esta sección se aplicarán los conceptos revisados anteriormente para obtener una memoria analítica mediante el cálculo de blindajes para una instalación de teleterapia. Esta sección tiene como objetivo aclarar las dudas que pudieran surgir al revisar el protocolo propuesto por medio de cálculos detallados utilizando las ecuaciones propuestas. Esta metodología parte de los planos propuestos de un ejemplo de búnker de entrada directa, características del acelerador lineal que se contendría, colindancias y todos los supuestos necesarios para poder iniciar con los cálculos de blindajes, además se incluye la verificación de los mismos para poder proponer el espesor necesario para reducir los niveles de radiación a niveles aceptables.

5.1. Características del acelerador lineal

El acelerador lineal que se utilizará dentro del búnker es de la marca Elekta, que produce haces de radiación de fotones de 6, 10 y 18 MV y haces de radiación de electrones de 6, 9, 12 y 15 MeV con una rotación del gantry de 360° , distancia nominal de tratamiento de 1 m que corresponde a la distancia que hay de la fuente de radiación al isocentro, además, se tiene una radiación de fuga menor o igual al 0.1 % de la carga de trabajo.

El tamaño máximo de campo de radiación en el isocentro es de 40×40 cm, en este caso y para este equipo tenemos un diámetro de 50 cm, por lo que se sustituye este valor en la Ecuación 4.7, resultando en la Ecuación 5.1, esta será la ecuación utilizada más adelante para el ancho del cinturón.

$$w = 0.50 X + 0.6 m \quad (5.1)$$

5.2. Planos propuestos del búnker

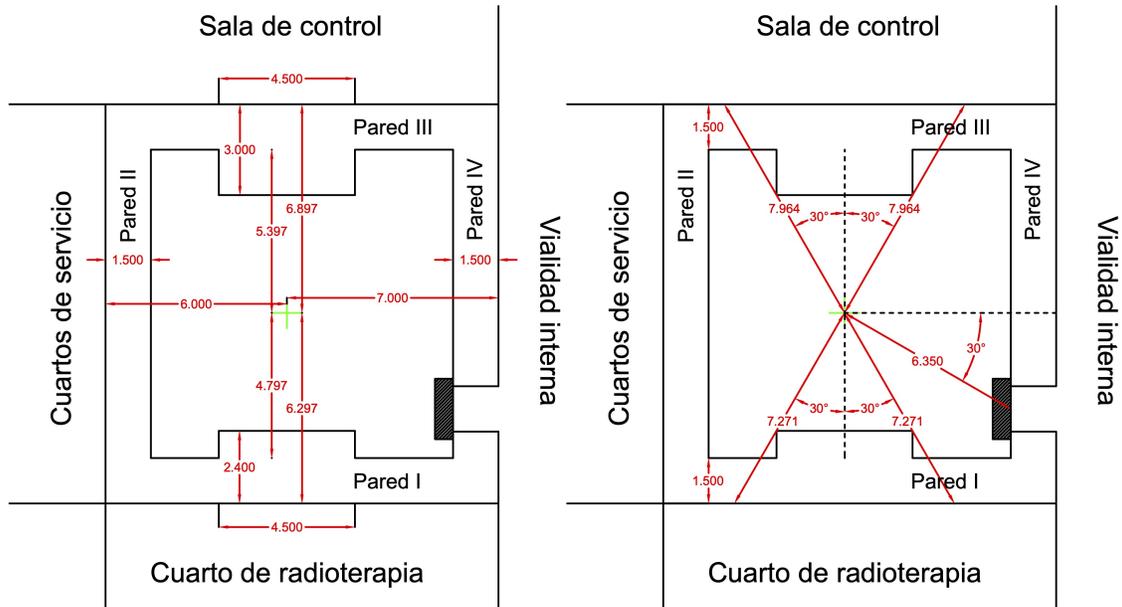


Figura 5.1: Vista de planta del búnker construido junto a sus colindancias, la cruz formada por las líneas verdes representan la ubicación del isocentro del acelerador lineal.

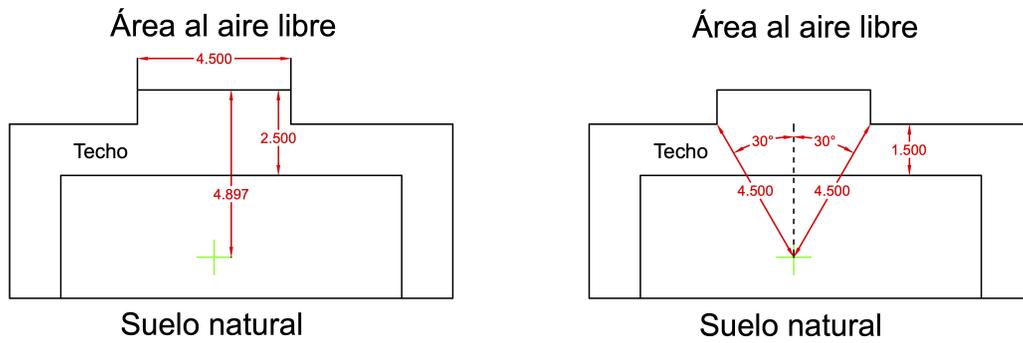


Figura 5.2: Vista de lateral del búnker construido junto a sus colindancias, la cruz formada por las líneas verdes representan la ubicación del isocentro del acelerador lineal.

5.3. Ubicación y colindancias

La sala de tratamiento donde se encontrará el acelerador lineal marca Elekta, se ubicará en un sótano, bajo nivel de suelo. Las colindancias son las siguientes:

- **Pared I:** Colinda con un cuarto de radioterapia (Zona controlada).
- **Pared II:** Colinda con cuartos de servicio (Zona no controlada).
- **Pared III:** Colinda con la sala de control del acelerador (Zona controlada).
- **Pared IV:** Colinda con una vialidad interna (Zona no controlada).
- **Techo:** Colinda con una área al aire libre (Zona no controlada).
- **Piso:** Colinda con suelo natural.

5.4. Límites de dosis

Para este caso, se utilizaron los límites de dosis propuestos por la IAEA (ver Tabla 3.2), esto porque México es un estado miembro de la IAEA y por consiguiente se recomiendan utilizar estos límites de dosis. Para el personal ocupacionalmente expuesto se establece un límite de 20 *mSv* por año (0.4 *mSv*/semana) y para el público en general se establece un límite de 1 *mSv* por año (0.02 *mSv*/semana).

5.5. Carga de trabajo semanal

Se considerará que el equipo tendrá un uso de 8 horas diarias durante 5 días laborales a la semana, tratando hasta 5 pacientes por hora, dejándonos un total de 40 pacientes tratados al día, contemplando que un 80 % de los pacientes se traten con rayos X y el 20 % se traten con electrones. Sin embargo, aunque se puede sólo tomar en cuenta a todos los pacientes tratados con rayos X (debido a que la contribución a la carga de trabajo por parte de tratamientos con electrones se puede despreciar por su bajo poder de penetración) se considerará que el total de pacientes se tratará con rayos X.

Estimando una dosis promedio por paciente de 2.5 Gy, la carga de trabajo convencional que se propone será la siguiente:

$$W_{\text{conv}} = 40 \text{ pacientes/día} \cdot 5 \text{ días/sem} \cdot 2.5 \text{ Gy/paciente}$$

$$W = 500 \text{ Gy/sem}$$

A esta carga de trabajo se sumará 1 paciente por semana al que se le trate con la técnica TBI, con una dosis promedio por paciente de 10 Gy. Además se añadirán también 500 Gy/año (10 Gy/semana) que corresponden a procesos de control de calidad y dosimetría. Dándonos un total para la carga de trabajo convencional de:

$$W = 520 \text{ Gy/sem} \tag{5.2}$$

Debemos recordar que estos pacientes se podrán tratar con rayos X de distintas energías, sin embargo, los cálculos siguientes se realizarán con la energía mayor de 18 MV.

5.5.1. Carga de trabajo de fuga

Como se mencionó anteriormente, si se planea utilizar el acelerador lineal para realizar tratamientos especiales, se debe de modificar la carga de trabajo para tomar en cuenta estos tratamientos. Esto se hace al incluir un factor C_1 que nos indica el aumento de unidades monitor al realizar técnicas como IMRT/VMAT comparadas con las usadas para tratamientos convencionales. Además hay que considerar la fracción F de uso de la técnica empleada.

Por lo anterior, y como el acelerador puede emplear las técnicas IMRT/VMAT se debe de realizar esta modificación en la carga de trabajo. Para este caso, se considera que con IMRT/VMAT se tratarán al 60 % de los pacientes y el 40 % restante de los pacientes se tratarán con técnicas convencionales, la carga de trabajo modificada será la siguiente:

$$W_L = W_{\text{conv}}(F_{\text{conv}}) + W_{\text{IMRT/VMAT}}(F_{\text{IMRT/VMAT}})(C_1)$$

$$W_L = [(520 \text{ Gy/sem})(0.4)] + [(520 \text{ Gy/sem})(0.6)(5)] = 1768$$

Comúnmente, para IMRT el incremento de unidades monitor C_1 se considera igual a 5. Además, por seguridad, la carga de trabajo se considerará entonces:

$$W_L = 1800 \text{ Gy/sem} \tag{5.3}$$

5.6. Factores de ocupación y uso

Los factores de ocupación que se utilizarán son los que se nos indican en la Tabla 3.4, es importante mencionar que dichos datos se sugieren para ser utilizados cuando no se dispone de más datos sobre la ocupación del lugar de trabajo.

Los factores de uso que se utilizarán son los recomendados también por (IAEA, 2006) y (NCRP, 2005) y son los siguientes:

- Para las barreras secundarias, donde se recibe radiación dispersa por el paciente y por el mismo búnker, además de la radiación de fuga del cabezal del acelerador, su factor de uso se considera igual a 1.
- Para las barreras primarias, las cuales son irradiadas directamente por el haz primario de radiación, su factor de uso se considera igual a 0.25

5.7. Materiales de construcción y valores de TVL

Se establece como material de blindaje para la construcción del búnker al concreto ordinario con densidad de $\rho = 2.35 \text{ gr/cm}^3$, cuyo valor de TVL_1 es de 45 cm y un valor de 43 cm para TVL_e , dichos valores para una energía de 18 MV.

Para el blindaje en la puerta se utilizarán bloques V-250, los cuales son bloques individuales hechos en su mayoría por concreto y sulfato de calcio lo que les permite mantener un número atómico alto (para una buena atenuación de fotones), así como de materiales aditivos para la atenuación de neutrones. Estos bloques tienen una densidad de 4004.616 kg/m^3 (250 lbs/cu ft) y sus valores de TVL se encuentran en la Tabla 5.1 (Veritas, 2023).

Tabla 5.1: Valores de TVL de bloques V-250 para la radiación para barreras primarias y secundarias. Los valores son válidos para fines de diseño de blindaje y son de naturaleza conservadora y segura. Los valores han sido tomados de (Veritas, 2023)

Energía (MV)	$TVL_{primaria}$ (m)	$TVL_{secundaria}$ (m)
6	0.21	0.171
10	0.238	0.187
15	0.265	0.202
18	0.272	0.202

5.8. Consideraciones debido al diseño del búnker

Para saber si necesitaremos protección extra para neutrones, recurriremos a la Tabla B.10 para obtener el mayor valor de contaminación de neutrones para aceleradores con energía final de 18 MV, de donde se obtiene un valor de 0.55, pero dicho valor no es apto para el fabricante del LINAC que estamos utilizando en este caso, es por esto que por seguridad consideraremos este valor como 3 mSv/Gy . Entonces la dosis equivalente de neutrones será igual al valor considerado de contaminación de neutrones multiplicado por la carga de trabajo:

$$H_0 = (0.003 \text{ Sv/Gy})(520 \text{ Sv/sem}) = 1.56 \text{ Sv/sem}$$

Este valor representa el 0.3% de la carga de trabajo, por lo que se concluye que no será necesaria protección adicional para los neutrones generados dentro del búnker pues el blindaje para fotones será suficiente para atenuar correctamente a los neutrones generados.

Debido a que el diseño de este búnker se trata de uno de entrada directa no será necesario desarrollar los cálculos de la Sección 4.5 ya que estos sólo se toman en cuenta cuando se tenga un búnker de laberinto. Entonces objetivo de blindaje para la puerta será el mismo que para las paredes secundarias adyacentes a la puerta.

5.9. Desarrollo de cálculos

5.9.1. Barrera Primaria en Pared I

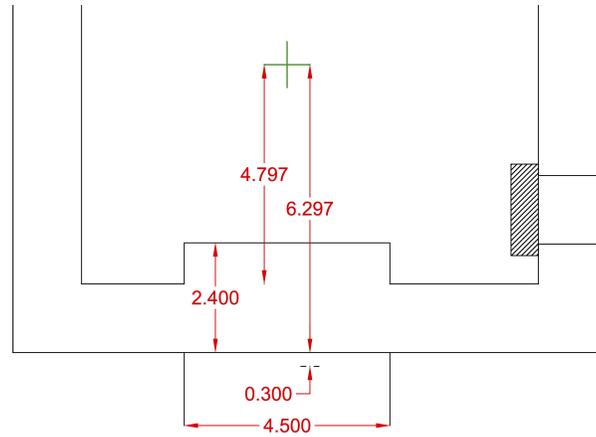


Figura 5.3: Distancias de la barrera primaria en la Pared I.

Datos:

Colindancia:	Cuarto de radioterapia
Tipo de zona:	Controlada
P =	$4 \times 10^{-4} Sv/sem$
$d_{pri} =$	$8.227 m (1 m + 6.297 m + 0.3 m)$
W =	$520 Sv m^2/sem$
U =	0.25
T =	0.5
$TVL_1 =$	$0.45 m$
$TVL_e =$	$0.43 m$

Lo primero que se debe hacer es calcular el factor de transmisión necesario para reducir el campo de radiación a niveles aceptables, esto se hace al sustituir los datos anteriores en la Ecuación 4.1:

$$B_x = \frac{(4 \times 10^{-4} Sv/sem)(8.227 m)^2}{(520 Sv m^2/sem)(0.25)(0.5)} = 4.16 \times 10^{-4}$$

Posteriormente se sustituye el factor de transmisión anterior en la Ecuación 4.2 para obtener el número de capas decirreductoras que son requeridas para el blindaje:

$$n = -\log(4.16 \times 10^{-4}) = 3.38$$

Finalmente, para obtener el espesor necesario de la barrera primaria utilizamos la Ecuación 4.3, para esto es necesario sustituir los valores de TVL_1 y TVL_e y el valor n que se obtuvo en el paso anterior:

$$t_x = 0.45 m + (3.38 - 1)0.43 m = 1.47 m$$

Así, obtenemos que el espesor necesario de la Barrera Primaria en la Pared I para alcanzar el objetivo de blindaje es de $1.47 m$.

Ancho del cinturón

Para obtener el ancho del cinturón de la Barrera Primaria utilizaremos la Ecuación 5.1, para una distancia $X = 5.797 \text{ m}$:

$$w = 0.50(5.797 \text{ m}) + 0.6 \text{ m} = 3.50 \text{ m}$$

El ancho necesario del cinturón de la Barrera Primaria en la Pared I para alcanzar el objetivo de blindaje es de 3.50 m .

Verificación del blindaje

Para verificar que el espesor propuesto sea suficiente para reducir la radiación a niveles aceptables haremos uso del concepto *Time Averaged Dose-Equivalent Rates* (ver Sección 3.6). Para esto debemos obtener la *IDR* utilizando la Ecuación 4.5, donde DR_0 se considerará 720 Sv/h :

$$IDR = \frac{(720 \text{ Sv/h})(4.16 \times 10^{-4})}{8.227 \text{ m}^2} = 4.43 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.3:

$$R_w = \frac{(4.43 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(0.25)}{720 \text{ Sv/h}} = 8 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, donde M que es un factor que considera al número máximo de pacientes tratados en 1 hora dividido entre el número promedio de pacientes tratados en 1 hora lo igualaremos a su valor máximo de 1 (esto considerando que siempre se traten 5 pacientes en promedio que corresponde al máximo de pacientes tratados en 1 hora), por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40} \right) (8 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}) = 2 \times 10^{-5} \text{ Sv/h}$$

El resultado anterior está justo en el límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuesto t_x es el espesor mínimo requerido para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje. Aún con lo anterior siempre será recomendable añadir al menos 1 HVL del material de blindaje para asegurar la protección radiológica del POE, pacientes y público general.

5.9.2. Barrera Secundaria en Pared I

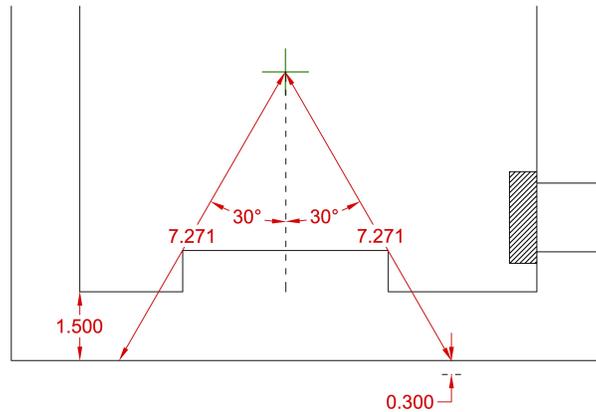


Figura 5.4: Distancias y ángulos de la barrera secundaria en la Pared I.

Datos:

Colindancia:	Cuarto de radioterapia
Tipo de zona:	Controlada
P =	$4 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$
$d_{sec} =$	$7.571 \text{ m} (7.271 \text{ m} + 0.3 \text{ m})$
$d_{sca} =$	1 m
W =	$520 \text{ Sv m}^2/\text{sem}$
$W_L =$	$1800 \text{ Sv m}^2/\text{sem}$
U =	1
T =	0.5
Ángulo =	30°
a =	2.53×10^{-3}
F =	1600
$TVL_{1,L} =$	0.36 m
$TVL_{e,L} =$	0.34 m
$TVL_{ps} =$	0.32 m

Para la radiación de fuga:

Similarmente a la barrera primaria el primer paso es calcular el factor de transmisión necesario para reducir el campo de radiación de fuga a niveles aceptables, esto se logra al sustituir los datos anteriores en la Ecuación 4.8:

$$B_L = \frac{1000(4 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem})(7.571 \text{ m})^2}{(1800 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(0.5)} = 2.54 \times 10^{-2}$$

Luego, el factor de transmisión anterior se sustituye en la Ecuación 4.10:

$$n_L = -\log(2.54 \times 10^{-2}) = 1.59$$

Finalmente, para obtener el espesor necesario de la barrera secundaria para alcanzar el objetivo de blindaje sustituimos el valor de n_L en la Ecuación 4.11:

$$t_L = 0.36 \text{ m} + (1.59 - 1)0.34 \text{ m} = 0.562 \text{ m}$$

Para la radiación dispersa:

Primero calculamos el factor de transmisión necesario para reducir el campo de radiación disperso a niveles aceptables al sustituir los datos en la Ecuación 4.9, prestando atención al ángulo mínimo de dispersión desde el paciente hasta el punto de cálculo ya que los valores a y TVL_{ps} dependen de este ángulo, en este caso y según los planos del búnker el ángulo es de 30° :

$$B_{ps} = \frac{(4 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem})}{(2.53 \times 10^{-3})(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(0.5)} (1 \text{ m})^2 (7.571 \text{ m})^2 \frac{400}{1600} = 8.71 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2$$

Luego, para obtener el número de capas decirreductoras necesarias se sustituye el valor obtenido antes en la Ecuación 4.10:

$$n_{ps} = -\log(8.71 \times 10^{-3}) = 2.05$$

Finalmente, para obtener el espesor de la barrera secundaria necesario para alcanzar el objetivo de blindaje y como en este caso sólo tenemos un valor TVL_{ps} nos queda:

$$t_{ps} = (2.05)(0.32 \text{ m}) = 0.659 \text{ m}$$

Por último paso y como medida de seguridad se recurre a la regla de las dos fuentes:

$$|t_L - t_{ps}| = |0.562 \text{ m} - 0.659 \text{ m}| = 0.097 \text{ m} < 0.36 \text{ m}$$

Como la diferencia entre espesores es menor a 1 TVL_L debemos agregar 1 HVL al mayor espesor, quedándonos de la siguiente forma:

$$s = 0.659 \text{ m} + (0.301)(0.36 \text{ m}) = 0.767 \text{ m}$$

El espesor necesario de la Barrera Secundaria en la Pared I para alcanzar el objetivo de blindaje es de 0.809 m .

Verificación del blindaje

Para verificar que el espesor propuesto para la barrera secundaria sea suficiente para reducir la radiación a niveles aceptables haremos uso del concepto *Time Averaged Dose-Equivalent Rates* (ver Sección 3.6). Para esto debemos obtener la IDR_L y IDR_{ps} , esto se logra utilizando la Ecuación 4.12, donde DR_0 se considerará 720 Sv/h y sustituyendo los datos que se nos piden:

Para la radiación de fuga:

$$IDR_L = \frac{(720 \text{ Sv/h})(10^{-3})(2.54 \times 10^{-2})}{(7.571 \text{ m})^2} = 0.32 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2 \quad (5.4)$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,L} = \frac{(0.32 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 2.31 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Para la radiación dispersa:

$$IDR_{ps} = \frac{(720 \text{ Sv/h})(2.53 \times 10^{-3})(1600/400)(8.71 \times 10^{-3})}{(7.571 \text{ m})^2} = 1.11 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,ps} = \frac{(1.11 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 8 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Quedándonos entonces:

$$R_{w,tot} = 2.31 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} + 8 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} = 1.031 \times 10^{-3} \text{ Sv/sem}$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, de igual forma que para la barrera primaria en la Pared I tomaremos a M igual a 1, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right) (1.031 \times 10^{-3} \text{ Sv/sem}) = 2.57 \times 10^{-5} \text{ Sv/h}$$

Observemos que el resultado anterior no cumple con lo estipulado por el concepto Time Average Dose-Equivalent Rates, ya que está por encima del límite de $2 \times 10^{-5} \text{ Sv/h}$. Para este caso (NCRP, 2005) recomienda sumar 1 HVL del material del blindaje al espesor propuesto para asegurar que se cumpla con dicho límite.

Este cálculo se realiza mediante la Ecuación 4.4 para la radiación de fuga y para la radiación dispersa, donde t es el espesor propuesto para cada tipo de radiación más 1 HVL. Después de realizar nuevamente la verificación del blindaje obtenemos que:

$$R_{w,tot} = 1.15 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} + 0.4 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} = 1.55 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Y para R_h se obtiene:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right) (1.55 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}) = 0.38 \times 10^{-5} \text{ Sv/h}$$

De esta manera se cumple con el límite de $2 \times 10^{-5} \text{ Sv/h}$. Donde los espesores quedan de la siguiente manera:

$$t_L = 0.562 \text{ m} + 1HVL = 0.664 \text{ m}$$

$$t_{ps} = 0.659 \text{ m} + 1HVL = 0.755 \text{ m}$$

Y recurriendo a la regla de las dos fuentes:

$$|t_L - t_{ps}| = |0.664 \text{ m} - 0.755 \text{ m}| = 0.091 \text{ m} < 0.36 \text{ m}$$

Como la diferencia entre espesores es menor a 1 TVL_L debemos agregar 1 HVL al mayor espesor, quedándonos de la siguiente forma:

$$s = 0.755 \text{ m} + (0.301)(0.36 \text{ m}) = 0.863 \text{ m}$$

De esta forma nos aseguramos que este nuevo espesor propuesto es el necesario para conseguir el objetivo de blindaje.

5.9.3. Barrera Secundaria en Pared II

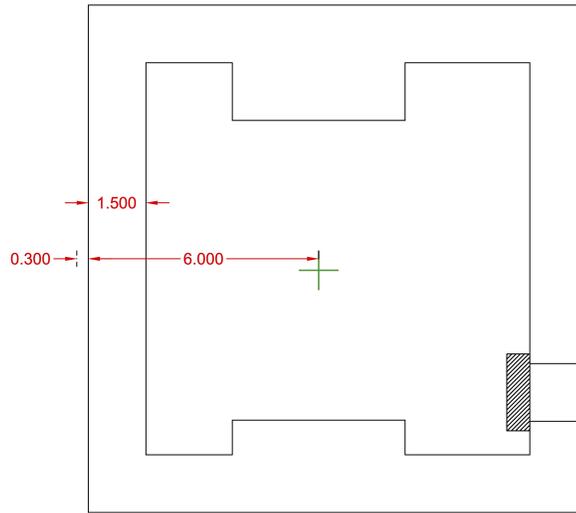


Figura 5.5: Distancias de la barrera secundaria en la Pared II.

Datos:

Colindancia:	Cuarto de servicio
Tipo de zona:	No controlada
P =	$2 \times 10^{-5} Sv/sem$
$d_{sec} =$	6.3 m (6.0 m + 0.3 m)
$d_{sca} =$	1 m
W =	520 Sv m ² /sem
$W_L =$	1800 Sv m ² /sem
U =	1
T =	0.05
Ángulo =	90°
a =	1.89×10^{-4}
F =	1600
$TVL_{1,L} =$	0.36 m
$TVL_{e,L} =$	0.34 m
$TVL_{ps} =$	0.19 m

El procedimiento a realizar es el mismo que se realizó para la barrera secundaria en la Pared I, siempre teniendo cuidado de utilizar los datos correspondientes, por ejemplo en este caso se trata de una zona no controlada, la distancia es distinta, el factor de ocupación es distinto, el ángulo mínimo de dispersión es de 90° y el valor TVL_{ps} también cambia. Teniendo esto en cuenta se sigue el mismo procedimiento.

Para la radiación de fuga:

$$B_L = \frac{1000(2 \times 10^{-5} Sv/sem)(6.3 m)^2}{(1800 Sv m^2/sem)(0.05)} = 8.82 \times 10^{-3}$$

$$n_L = -\log(8.82 \times 10^{-3}) = 2.05$$

$$t_L = 0.36 \text{ m} + (2.05 - 1)0.34 \text{ m} = 0.718 \text{ m}$$

Para la radiación dispersa:

$$B_{ps} = \frac{(2 \times 10^{-5} \text{ Sv/sem})}{(1.89 \times 10^{-4})(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(0.05)} (1 \text{ m})^2 (6.3 \text{ m})^2 \frac{400}{1600 \text{ cm}^3} = 40.38 \times 10^{-3}$$

$$n_{ps} = -\log(8.71 \times 10^{-3}) = 1.39$$

$$t_{ps} = (1.39)(0.19 \text{ m}) = 0.265 \text{ m}$$

Recurriendo a la regla de las dos fuentes:

$$|t_L - t_{ps}| = |0.718 \text{ m} - 0.265 \text{ m}| = 0.453 \text{ m} > 0.36 \text{ m}$$

Como la diferencia entre espesores es mayor a 1 TVL_L el espesor de la barrera secundaria será el valor mayor de los espesores para la radiación dispersa y de fuga, siendo de la siguiente manera:

$$s = 0.718 \text{ m}$$

El espesor necesario de la Barrera Secundaria en la Pared II para alcanzar el objetivo de blindaje es de 0.718 m.

Verificación del blindaje

Para verificar que el espesor propuesto para la barrera secundaria sea suficiente para reducir la radiación a niveles aceptables se realizará el mismo procedimiento para la barrera secundaria en la Pared I:

Para la radiación de fuga:

$$IDR_L = \frac{(720 \text{ Sv/h})(10^{-3})(8.82 \times 10^{-3})}{(6.3 \text{ m})^2} = 0.16 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2 \quad (5.5)$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,L} = \frac{(0.16 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 1.15 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Para la radiación dispersa:

$$IDR_{ps} = \frac{(720 \text{ Sv/h})(1.89 \times 10^{-4})(1600/400)(40.38 \times 10^{-3})}{(6.3 \text{ m})^2} = 0.55 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,ps} = \frac{(0.55 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 4 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Quedándonos entonces:

$$R_{w,tot} = 1.15 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} + 4 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} = 0.515 \times 10^{-3} \text{ Sv/sem}$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40} \right) (0.515 \times 10^{-3} Sv/sem) = 1.29 \times 10^{-5} Sv/h$$

El resultado anterior está por debajo del límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuestos es adecuado para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje.

5.9.4. Barrera Primaria en Pared III

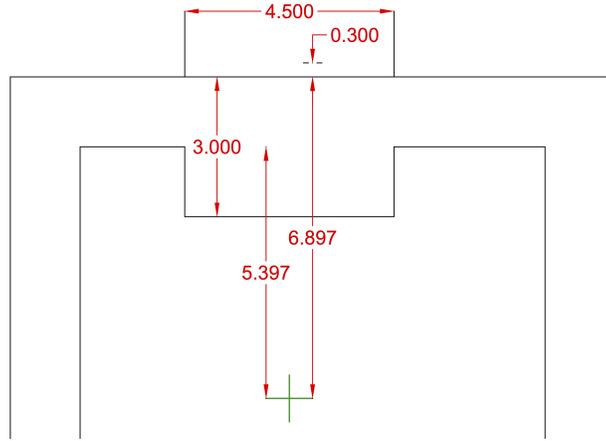


Figura 5.6: Distancias de la barrera primaria en la Pared III.

Datos:

Colindancia:	Sala de control del acelerador
Tipo de zona:	Controlada
P =	$4 \times 10^{-4} Sv/sem$
$d_{pri} =$	$8.197 m (1 m + 6.897 m + 0.3 m)$
W =	$520 Sv m^2/sem$
U =	0.25
T =	1
$TVL_1 =$	0.45 m
$TVL_e =$	0.43 m

Para esta barrera primaria se sigue el mismo procedimiento que para la Pared I sólo que con los datos correspondientes:

$$B_x = \frac{(4 \times 10^{-4} Sv/sem)(8.197 m)^2}{(520 Sv m^2/sem)(0.25)(1)} = 2.06 \times 10^{-4}$$

$$n = -\log(2.06 \times 10^{-4}) = 3.68$$

$$t_x = 0.45 m + (3.68 - 1)0.43 m = 1.60 m$$

El espesor necesario de la Barrera Primaria en la Pared III para alcanzar el objetivo de blindaje es de 1.60 m.

Ancho del cinturón

Para obtener el ancho del cinturón de la Barrera Primaria se hará de la misma manera que para la Pared I, sólo que para una distancia $X = 6.397 m$:

$$w = 0.50(6.397 m) + 0.6 m = 3.80 m$$

El ancho necesario del cinturón de la Barrera Primaria en la Pared III para alcanzar el objetivo de blindaje es de 3.80 m.

Verificación del blindaje

Para verificar que el espesor propuesto sea suficiente para reducir la radiación a niveles aceptables se realizará el mismo procedimiento que para la barrera primaria en la Pared I. Para esto debemos obtener la IDR utilizando la Ecuación 4.5, donde DR_0 se considerará $720 Sv/h$:

$$IDR = \frac{(720 Sv/h)(2.06 \times 10^{-4})}{8.197 m^2} = 2.21 \times 10^{-3} Sv/h m^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.3:

$$R_w = \frac{(2.21 \times 10^{-3} Sv/h m^2)(520 Sv m^2/sem)(0.25)}{720 Sv/h} = 4 \times 10^{-4} Sv/sem$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, de igual forma que para la barrera primaria en la Pared I tomaremos a M igual a 1, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right) (4 \times 10^{-4} Sv/sem) = 1 \times 10^{-5} Sv/h$$

El resultado anterior está por debajo del límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuesto t_x adecuado para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje.

5.9.5. Barrera Secundaria en Pared III

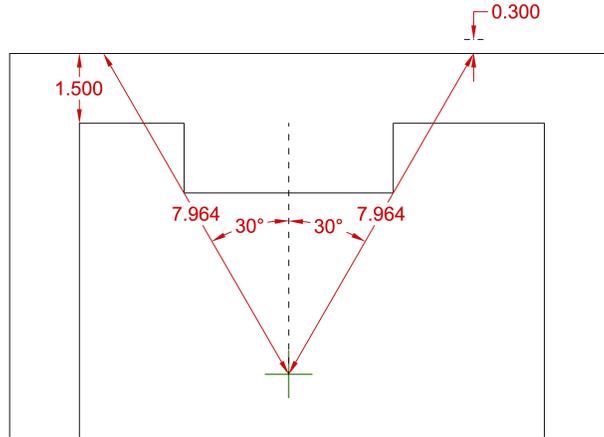


Figura 5.7: Distancias y ángulos de la barrera secundaria en la Pared III.

Datos:

Colindancia:	Sala de control del acelerador
Tipo de zona:	Controlada
P =	$4 \times 10^{-4} Sv/sem$
$d_{sec} =$	$8.264 m (7.964 m + 0.3 m)$
$d_{sca} =$	$1 m$
W =	$520 Sv m^2/sem$
$W_L =$	$1800 Sv m^2/sem$
U =	1
T =	1
Ángulo =	30°
a =	2.53×10^{-3}
F =	1600
$TVL_{1,L} =$	$0.36 m$
$TVL_{e,L} =$	$0.34 m$
$TVL_{ps} =$	$0.32 m$

De la misma forma que para barrera secundaria en la Pared I se realiza el siguiente procedimiento.

Para la radiación de fuga:

$$B_L = \frac{1000(4 \times 10^{-4} Sv/sem)(8.264 m)^2}{(1800 Sv m^2/sem)(1)} = 15.17 \times 10^{-3}$$

$$n_L = -\log(15.17 \times 10^{-3}) = 1.81$$

$$t_L = 0.36 m + (1.81 - 1)0.34 m = 0.638 m$$

Para la radiación dispersa:

$$B_{ps} = \frac{(4 \times 10^{-4} Sv/sem)}{(2.53 \times 10^{-3})(520 Sv m^2/sem)(1)}(1 m)^2(8.264 m)^2 \frac{400}{1600 cm^3} = 5.19 \times 10^{-3}$$

$$n_{ps} = -\log(5.19 \times 10^{-3}) = 2.28$$

$$t_{ps} = (2.28)(0.32 m) = 0.731 m$$

Recurriendo a la regla de las dos fuentes:

$$|t_L - t_{ps}| = |0.638 m - 0.731 m| = 0.093 m < 0.36 m$$

Como la diferencia entre espesores es menor a 1 TVL_L debemos agregar 1 HVL al mayor espesor, quedándonos de la siguiente forma:

$$s = 0.731 m + (0.301)(0.36 m) = 0.839 m$$

El espesor necesario de la Barrera Secundaria en la Pared III para alcanzar el objetivo de blindaje es de 0.839 m.

Verificación del blindaje

Para la radiación de fuga:

$$IDR_L = \frac{(720 Sv/h)(10^{-3})(15.17 \times 10^{-3})}{(8.264 m)^2} = 0.16 \times 10^{-3} Sv/h m^2 \quad (5.6)$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,L} = \frac{(0.16 \times 10^{-3} Sv/h m^2)(520 Sv m^2/sem)(1)}{720 Sv/h} = 1.15 \times 10^{-4} Sv/sem$$

Para la radiación dispersa:

$$IDR_{ps} = \frac{(720 Sv/h)(2.53 \times 10^{-3})(1600/400)(5.19 \times 10^{-3})}{(8.264 m)^2} = 0.55 \times 10^{-3} Sv/h m^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,ps} = \frac{(0.55 \times 10^{-3} Sv/h m^2)(520 Sv m^2/sem)(1)}{720 Sv/h} = 4 \times 10^{-4} Sv/sem$$

Quedándonos entonces:

$$R_{w,tot} = 1.15 \times 10^{-4} Sv/sem + 4 \times 10^{-4} Sv/sem = 0.515 \times 10^{-3} Sv/sem$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right) (0.515 \times 10^{-3} Sv/sem) = 1.29 \times 10^{-5} Sv/h$$

El resultado anterior está por debajo del límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuesto s es adecuado para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje.

5.9.6. Barrera Secundaria en Pared IV

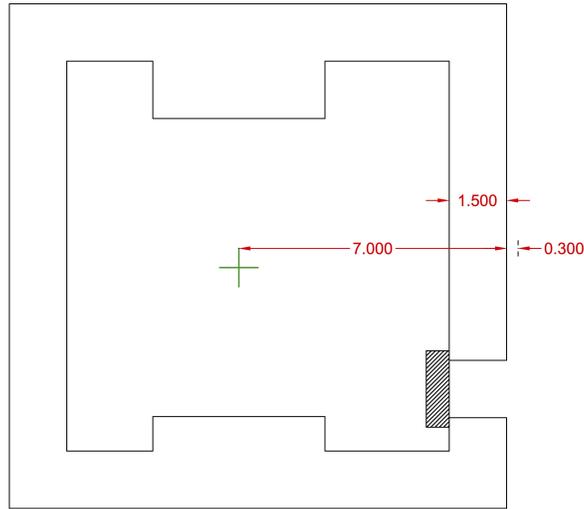


Figura 5.8: Distancias de la barrera secundaria en la Pared IV.

Datos:

Colindancia:	Vialidad interna
Tipo de zona:	No controlada
P =	$2 \times 10^{-5} Sv/sem$
$d_{sec} =$	7.3 m (7.0 m + 0.3 m)
$d_{sca} =$	1 m
W =	520 Sv m ² /sem
$W_L =$	1800 Sv m ² /sem
U =	1
T =	0.2
Ángulo =	90°
a =	1.89×10^{-4}
F =	1600
$TVL_{1,L} =$	0.36 m
$TVL_{e,L} =$	0.34 m
$TVL_{ps} =$	0.19 m

Para la radiación de fuga:

$$B_L = \frac{1000(2 \times 10^{-5} Sv/sem)(7.3 m)^2}{(1800 Sv m^2/sem)(0.2)} = 2.96 \times 10^{-3}$$

$$n_L = -\log(2.96 \times 10^{-3}) = 2.52$$

$$t_L = 0.36 m + (2.52 - 1)0.34 m = 0.880 m$$

Para la radiación dispersa:

$$B_{ps} = \frac{(2 \times 10^{-5} Sv/sem)}{(1.89 \times 10^{-4})(520 Sv m^2/sem)(0.2)}(1 m)^2(7.3 m)^2 \frac{400}{1600 cm^3} = 13.55 \times 10^{-3}$$

$$n_{ps} = -\log(13.55 \times 10^{-3}) = 1.86$$

$$t_{ps} = (1.86)(0.19 m) = 0.355 m$$

Recurriendo a la regla de las dos fuentes:

$$|t_L - t_{ps}| = |0.880 m - 0.355 m| = 0.525 m > 0.36 m$$

Como la diferencia entre espesores es mayor a 1 TVL_L el espesor de la barrera secundaria será el valor mayor de los espesores para la radiación dispersa y de fuga, siendo de la siguiente manera:

$$s = 0.880 m$$

El espesor necesario de la Barrera Secundaria en la Pared IV para alcanzar el objetivo de blindaje es de 0.880 m.

Verificación del blindaje

Para la radiación de fuga:

$$IDR_L = \frac{(720 Sv/h)(10^{-3})(2.96 \times 10^{-3})}{(7.3 m)^2} = 0.4 \times 10^{-4} Sv/h m^2 \quad (5.7)$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,L} = \frac{(0.4 \times 10^{-4} Sv/h m^2)(520 Sv m^2/sem)(1)}{720 Sv/h} = 2.89 \times 10^{-5} Sv/sem$$

Para la radiación dispersa:

$$IDR_{ps} = \frac{(720 Sv/h)(1.89 \times 10^{-4})(1600/400)(13.55 \times 10^{-3})}{(7.3 m)^2} = 1.38 \times 10^{-4} Sv/h m^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,ps} = \frac{(1.38 \times 10^{-4} Sv/h m^2)(520 Sv m^2/sem)(1)}{720 Sv/h} = 1 \times 10^{-4} Sv/sem$$

Quedándonos entonces:

$$R_{w,tot} = 2.89 \times 10^{-5} Sv/sem + 1 \times 10^{-4} Sv/sem = 1.29 \times 10^{-4} Sv/sem$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right)(1.29 \times 10^{-4} Sv/sem) = 0.32 \times 10^{-5} Sv/h$$

El resultado anterior está por debajo del límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuesto s es adecuado para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje.

5.9.7. Barrera Primaria en el techo

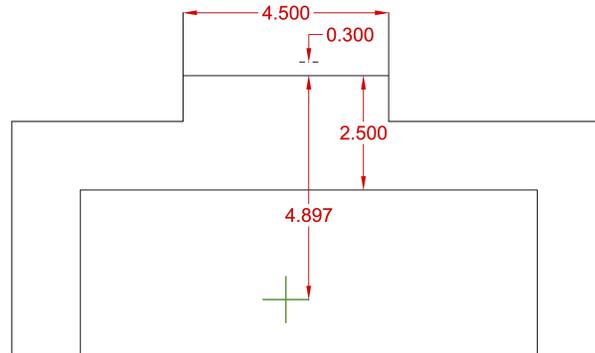


Figura 5.9: Distancias de la barrera primaria en el techo.

Datos:

Colindancia:	Área al aire libre
Tipo de zona:	No controlada
P =	$2 \times 10^{-5} Sv/sem$
$d_{pri} =$	$6.197 m (1 m + 4.897 m + 0.3 m)$
W =	$520 Sv m^2/sem$
U =	0.25
T =	0.025
$TVL_1 =$	0.45 m
$TVL_e =$	0.43 m

Para obtener el espesor necesario de barrera primaria que cumpla con el objetivo de blindaje en el techo, el procedimiento no es muy distinto que para cualquier otra barrera primaria.

$$B_x = \frac{(2 \times 10^{-5} Sv/sem)(6.197 m)^2}{(520 Sv m^2/sem)(0.25)(0.025)} = 2.36 \times 10^{-4}$$

$$n = -\log(2.36 \times 10^{-4}) = 3.62$$

$$t_x = 0.45 m + (3.62 - 1)0.43 m = 1.58 m$$

El espesor necesario de la Barrera Primaria en el techo para alcanzar el objetivo de blindaje es de 1.58 m.

Ancho del cinturón

Para obtener el ancho del cinturón de la Barrera Primaria en este caso debemos prestar atención a la disposición de la barrera primaria, ya que esta se encuentra fuera del búnker, a diferencia de las anteriores barreras primarias la distancia X no será donde se unen la barrera primaria y las barreras secundarias, sino será al final de la primera, como se muestra en la Figura 4.2, entonces utilizando la Ecuación 5.1, para una distancia $X = 5.897 m$ el ancho del cinturón será:

$$w = 0.50(5.897 \text{ m}) + 0.6 \text{ m} = 3.55 \text{ m}$$

El ancho necesario del cinturón de la Barrera Primaria en el techo para alcanzar el objetivo de blindaje es de 3.55 m.

Verificación del blindaje

Para verificar que el espesor propuesto sea suficiente para reducir la radiación a niveles aceptables se realizará el mismo procedimiento que para las barreras primarias anteriores. Para esto debemos obtener la *IDR* utilizando la Ecuación 4.5, donde DR_0 se considerará 720 Sv/h:

$$IDR = \frac{(720 \text{ Sv/h})(2.36 \times 10^{-4})}{6.197 \text{ m}^2} = 4.43 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.3:

$$R_w = \frac{(4.43 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(0.25)}{720 \text{ Sv/h}} = 8 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, donde de igual forma tomaremos M igual a 1, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right) (8 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}) = 2 \times 10^{-5} \text{ Sv/h}$$

El resultado anterior está justo en el límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuesto t_x es el espesor mínimo requerido para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje. Aún con lo anterior siempre será recomendable añadir al menos 1 HVL del material de blindaje para asegurar la protección radiológica del POE, pacientes y público general.

5.9.8. Barrera Secundaria en el techo

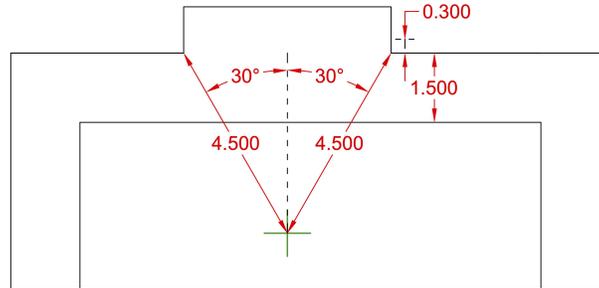


Figura 5.10: Distancias y ángulos de la barrera secundaria en el techo.

Datos:

Colindancia:	Cuarto de radioterapia
Tipo de zona:	Controlada
P =	$2 \times 10^{-5} Sv/sem$
$d_{sec} =$	$4.80 m (4.50 m + 0.3 m)$
$d_{sca} =$	$1 m$
W =	$520 Sv m^2/sem$
$W_L =$	$1800 Sv m^2/sem$
U =	0.25
T =	0.025
Ángulo =	30°
a =	2.53×10^{-3}
F =	1600
$TVL_{1,L} =$	$0.36 m$
$TVL_{e,L} =$	$0.34 m$
$TVL_{ps} =$	$0.32 m$

Para obtener el espesor necesario de barrera secundaria que cumpla con el objetivo de blindaje en el techo, el procedimiento no es muy distinto que para cualquier otra barrera secundaria.

Para la radiación de fuga:

$$B_L = \frac{1000(2 \times 10^{-5} Sv/sem)(4.80 m)^2}{(1800 Sv m^2/sem)(0.025)} = 1.02 \times 10^{-2}$$

$$n_L = -\log(1.02 \times 10^{-2}) = 1.98$$

$$t_L = 0.36 m + (1.98 - 1)0.34 m = 0.696 m$$

Para la radiación dispersa:

$$B_{ps} = \frac{(2 \times 10^{-5} \text{ Sv/sem})}{(2.53 \times 10^{-3})(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(0.025)} (1 \text{ m})^2 (4.80 \text{ m})^2 \frac{400}{1600 \text{ cm}^3} = 3.50 \times 10^{-3}$$

$$n_{ps} = -\log(3.50 \times 10^{-3}) = 2.45$$

$$t_{ps} = (2.45)(0.32 \text{ m}) = 0.786 \text{ m}$$

Recurriendo a la regla de las dos fuentes:

$$|t_L - t_{ps}| = |0.696 \text{ m} - 0.786 \text{ m}| = 0.09 \text{ m} < 0.36 \text{ m}$$

Como la diferencia entre espesores es menor a 1 TVL_L debemos agregar 1 HVL al mayor espesor, quedándonos de la siguiente forma:

$$s = 0.786 \text{ m} + (0.301)(0.36 \text{ m}) = 0.894 \text{ m}$$

El espesor necesario de la Barrera Secundaria el techo para alcanzar el objetivo de blindaje es de 0.894 m.

Verificación del blindaje

Para la radiación de fuga:

$$IDR_L = \frac{(720 \text{ Sv/h})(10^{-3})(1.02 \times 10^{-2})}{(4.8 \text{ m})^2} = 0.32 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2 \quad (5.8)$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,L} = \frac{(0.32 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 0.57 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Para la radiación dispersa:

$$IDR_{ps} = \frac{(720 \text{ Sv/h})(2.53 \times 10^{-3})(1600/400)(3.50 \times 10^{-3})}{(4.3 \text{ m})^2} = 1.107 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,ps} = \frac{(1.107 \times 10^{-3} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 2 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Quedándonos entonces:

$$R_{w,tot} = 0.57 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} + 2 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} = 2.57 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right) (2.557 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}) = 0.64 \times 10^{-5} \text{ Sv/h}$$

El resultado anterior está por debajo del límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuesto s es adecuado para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje.

5.9.9. Puerta

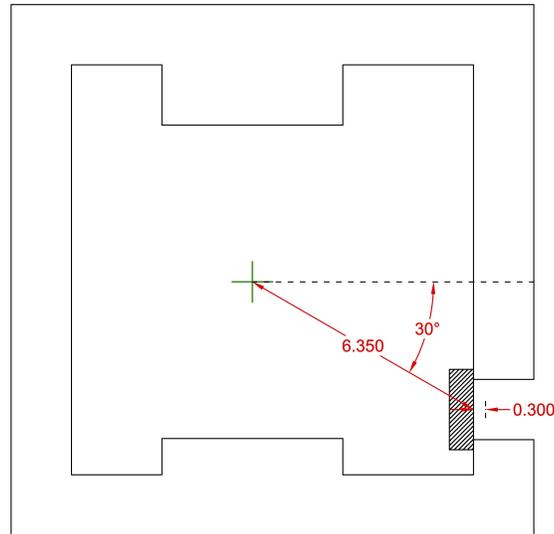


Figura 5.11: Distancias y ángulos de la puerta en la Pared IV.

Datos:

Colindancia:	Vialidad interna
Tipo de zona:	No controlada
P =	$2 \times 10^{-5} Sv/sem$
$d_{sec} =$	$6.65 m (6.35 m + 0.3 m)$
$d_{sca} =$	$1 m$
W =	$520 Sv m^2/sem$
$W_L =$	$1800 Sv m^2/sem$
U =	1
T =	0.2
Ángulo =	30°
a =	2.53×10^{-3}
F =	1600
$TVL_{1,L} =$	$0.202 m$
$TVL_{e,L} =$	$0.202 m$
$TVL_{ps} =$	$0.202 m$

Al tratarse de un diseño de búnker de entrada directa, se menciona anteriormente que el valor de blindaje para la puerta utilizada en este tipo de diseños debe tener el mismo valor que para las barreras secundarias adyacentes a esta, siendo la barrera secundaria en la Pared IV la que determine el objetivo de blindaje de la puerta además de otros parámetros como el tipo de zona y el factor de ocupación.

Para la radiación de fuga:

$$B_L = \frac{1000(2 \times 10^{-5} Sv/sem)(6.65 m)^2}{(1800 Sv m^2/sem)(0.2)} = 2.45 \times 10^{-3}$$

$$n_L = -\log(2.45 \times 10^{-3}) = 2.61$$

$$t_L = 0.202 \text{ m} + (2.61 - 1)0.202 \text{ m} = 0.527 \text{ m}$$

Para la radiación dispersa:

$$B_{ps} = \frac{(2 \times 10^{-5} \text{ Sv/sem})}{(2.53 \times 10^{-3})(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(0.2)} (1 \text{ m})^2 (6.65 \text{ m})^2 \frac{400}{1600 \text{ cm}^3} = 0.84 \times 10^{-3}$$

$$n_{ps} = -\log(0.84 \times 10^{-3}) = 3.07$$

$$t_{ps} = (3.07)(0.202 \text{ m}) = 0.621 \text{ m}$$

Recurriendo a la regla de las dos fuentes:

$$|t_L - t_{ps}| = |0.527 \text{ m} - 0.621 \text{ m}| = 0.094 \text{ m} < 0.36 \text{ m}$$

Como la diferencia entre espesores es menor a 1 TVL_L debemos agregar 1 HVL al mayor espesor, quedándonos de la siguiente forma:

$$s = 0.621 \text{ m} + (0.301)(0.202 \text{ m}) = 0.682 \text{ m}$$

El espesor necesario de la Barrera Secundaria en la Pared IV para alcanzar el objetivo de blindaje es de 0.682 m, el cuál representa 5.37 bloques V-250 de espesor.

Verificación del blindaje

Para la radiación de fuga:

$$IDR_L = \frac{(720 \text{ Sv/h})(10^{-3})(2.54 \times 10^{-3})}{(6.65 \text{ m})^2} = 0.4 \times 10^{-4} \text{ Sv/h m}^2 \quad (5.9)$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,L} = \frac{(0.4 \times 10^{-4} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 2.89 \times 10^{-5} \text{ Sv/sem}$$

Para la radiación dispersa:

$$IDR_{ps} = \frac{(720 \text{ Sv/h})(2.53 \times 10^{-3})(1600/400)(0.84 \times 10^{-3})}{(6.65 \text{ m})^2} = 1.38 \times 10^{-4} \text{ Sv/h m}^2$$

Luego, sustituyendo este valor y los valores de los datos en la Ecuación 3.4:

$$R_{w,ps} = \frac{(1.38 \times 10^{-4} \text{ Sv/h m}^2)(520 \text{ Sv m}^2/\text{sem})(1)}{720 \text{ Sv/h}} = 1 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Quedándonos entonces:

$$R_{w,tot} = 2.89 \times 10^{-5} \text{ Sv/sem} + 1 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem} = 1.29 \times 10^{-4} \text{ Sv/sem}$$

Para obtener R_h utilizaremos la Ecuación 3.6, por lo que la expresión nos queda de la siguiente manera:

$$R_h = \left(\frac{1}{40}\right) (1.29 \times 10^{-4} Sv/sem) = 0.32 \times 10^{-5} Sv/h$$

El resultado anterior está por debajo del límite que se marca en (NRC, 2005), por lo que el espesor propuesto para la puerta es adecuado para alcanzar el objetivo de diseño del blindaje.

5.10. Resultados de los cálculos

Tabla 5.2: Resultados de los espesores de blindaje calculados mediante las ecuaciones y consideraciones abordadas a lo largo de esta tesis.

Punto de cálculo	Tipo de barrera	Tipo de zona	Espesor calculado (m)
Pared I	Barrera Primaria	Controlada	1.470
Pared I, cinturón	Barrera Primaria	Controlada	Ancho de 3.500
Pared I	Barrera Secundaria	Controlada	0.863
Pared II	Barrera Secundaria	No controlada	0.718
Pared III	Barrera Primaria	Controlada	1.600
Pared III, cinturón	Barrera Primaria	Controlada	Ancho de 3.800
Pared III	Barrera Secundaria	Controlada	0.839
Pared IV	Barrera Secundaria	No controlada	0.880
Techo	Barrera Primaria	No controlada	1.580
Techo, cinturón	Barrera Primaria	No controlada	Ancho de 3.550
Techo	Barrera Secundaria	No controlada	0.894
Puerta	Barrera Secundaria	No controlada	0.682

Discusión de resultados

En este apartado, se analizarán los resultados obtenidos en el cálculo de los blindajes de un caso ejemplo a través de la aplicación de la metodología propuesta en la presente tesis. Inicialmente, se realizó un análisis exhaustivo de los requerimientos de blindaje establecidos por las normativas y regulaciones en materia de seguridad radiológica. Se consideraron factores como la tasa de dosis máxima permitida en áreas adyacentes a la sala de tratamiento, la energía máxima del acelerador lineal, así como la distancia entre el punto de irradiación y las áreas a proteger.

Luego, como se puede observar en el capítulo anterior, se procedió al cálculo de los espesores de blindaje de un ejemplo propuesto que son necesarios para cumplir con los criterios de seguridad radiológica establecidos. Se emplearon las fórmulas y criterios recabados en esta tesis basados en la atenuación de la radiación ionizante a través del blindaje. De esta forma para llevar a cabo los cálculos detallados para el diseño de búnker propuesto se tuvieron en cuenta las dimensiones existentes, las características del acelerador lineal, así como la ubicación y las colindancias de la sala de tratamiento, lo anterior es importante tenerlo en cuenta debido a que la variación de estos parámetros podría resultar en un cambio importante en el blindaje necesario para alcanzar el objetivo del blindaje.

Aunado a lo anterior se establecieron los límites de dosis, los cuales son los que recomienda la IAEA y son ampliamente utilizados alrededor del mundo. Se calculó la carga de trabajo semanal para tratamientos convencionales y se modificó para tomar en cuenta procedimientos de control de calidad y que utilicen TBI, para la carga de trabajo de fuga se tomó en cuenta que el acelerador lineal puede emplear las técnicas IMRT/VMAT y por lo tanto la carga de trabajo de debe de modificar en función del porcentaje de pacientes que se estima tratar con estas técnicas y el factor C_1 que nos indica que la unidad monitor promedio por unidad de dosis es mayor en estas técnicas especiales que para tratamientos con técnicas de tratamiento convencionales.

Posteriormente, se establecieron los factores de ocupación y uso, los cuales varían dependiendo de las áreas adyacentes al búnker y si la barrera en cuestión es primaria o secundaria respectivamente. De igual forma se establecieron los materiales de construcción, los cuales fueron concreto ordinario para las barreras primarias y secundarias y bloques V-250 para la puerta, para dichos materiales se utilizaron los valores de TVL correspondientes marcados en las tablas indicadas.

Finalmente las últimas consideraciones tomadas en cuenta fueron las que establecen que no se necesitará protección extra para neutrones debido a que la dosis equivalente de neutrones representa el 0.3% de la carga de trabajo total, por lo anterior se concluye que el blindaje para fotones será suficiente para atenuar a los neutrones que pudieran generarse dentro de la sala de tratamiento y que como el diseño del búnker es uno de entrada directa no se desarrollarán los cálculos establecidos para un diseño que incluya un laberinto.

Posteriormente se procedió a establecer los cálculos necesarios dependiendo del tipo de barrera presente en cada pared del diseño del búnker, obteniendo así los espesores y el ancho necesario para alcanzar el objetivo de blindaje establecido en el caso de barreras primarias y solamente el espesor para el caso de barreras secundarias. Cabe señalar que luego de obtener un espesor se procedió a verificar el blindaje mediante el uso del concepto *Time Averaged Dose-Equivalent Rates*, donde la tasa de dosis equivalente promediada a cualquier hora (R_h) no debe superar el límite establecido de $2 \times 10^{-5} Sv/h$, tal fue el caso de una barrera primaria (el ancho de las barreras no entra en la verificación) y cinco barreras secundarias incluyendo la puerta. Mientras que para las dos barreras primarias restantes (en la Pared I y en el Techo) la R_h está justo en el límite establecido, por lo que es recomendable añadir al menos 1 HVL del material de blindaje en estos casos para asegurar la protección radiológica del POE, pacientes y público en general. Por último, para una barrera secundaria (en la Pared I) se sobrepasó límite para R_h , en este caso se añadió 1 HVL del material de blindaje al espesor propuesto y se procedió a repetir el cálculo de la verificación de blindaje, dando ahora como resultado que se cumple al no superar el límite de R_h establecido. Así, los espesores de blindaje calculados cumplen con todos los criterios de seguridad radiológica establecidos anteriormente.

De esta forma, se puede asegurar que el resultado principal, el cuál fue un protocolo para cálculo de blindajes de una instalación de teleterapia, es efectivo para generar una memoria analítica que cumpla con toda la normativa requerida en materia de protección radiológica en México o internacionalmente dependiendo de los parámetros elegidos. Estos resultados respaldan la importancia de aplicar una metodología rigurosa y precisa en el cálculo de blindajes en las instalaciones de teleterapia, con el objetivo de garantizar una protección contra la radiación adecuada tanto para el personal como para los pacientes en el centro de trabajo y el público en general involucrado en los tratamientos con radiación.

Conclusiones

Esta investigación ha abordado la problemática de la falta de estandarización en la metodología del cálculo de blindajes para instalaciones de teleterapia en países que no tienen un documento especializado para este tipo de actividad como lo es México, con el objetivo de desarrollar un estudio uniforme y que garantice la seguridad radiológica, reduzca los riesgos asociados a la exposición a la radiación ionizante y evite las sobreestimaciones de los blindajes.

A lo largo de este estudio, se realizó una revisión exhaustiva de los principales reportes nacionales e internacionales relacionados con el cálculo de blindajes en la física médica, lo que permitió identificar las principales consideraciones y las ecuaciones fundamentales para llevar a cabo los cálculos necesarios. A partir de esta revisión, se generó una metodología consistente y que reúne todo lo necesario para fungir como una guía que pueden utilizar los Físicos Médicos para crear de manera satisfactoria una memoria analítica.

Asimismo, se realizó un caso ejemplo en donde se utilizó en buena manera el protocolo generado en esta tesis para realizar los cálculos de blindajes necesarios para un búnker con diseño de entrada directa, partiendo desde de las características del acelerador lineal que se albergaría en el recinto y los planos propuestos para dicho búnker. Donde se explica paso a paso cada ecuación utilizada y las consideraciones a tomar en cuenta dependiendo del tipo de barrera y su colindancia, de esta forma se obtuvieron los espesores necesarios para alcanzar el objetivo de blindaje requerido de cada barrera primaria y secundaria. Además para cada espesor se realizó la verificación del blindaje utilizando el concepto *Time Averaged Dose-Equivalent Rates* donde si no se cumplía con el límite marcado para esta tasa de dosis equivalente se debía de añadir espesor extra al espesor calculado correspondiente a 1 HVL, este fue el caso para una sola barrera secundaria, de esta forma con todos los espesores verificados nos aseguramos que los blindajes tanto para las paredes, techo y puerta son suficientes para asegurar la protección radiológica del POE, pacientes y público en general dentro y fuera de la instalación de teleterapia. La aplicación de esta metodología en el caso propuesto demostró su eficiencia y precisión en el cálculo de los blindajes, los resultados obtenidos fueron consistentes y permitieron comparar los espesores existentes y los propuestos para darnos cuenta de la distancia mínima en la cual la radiación se atenúa hasta niveles seguros.

Es importante destacar que esta tesis también puso de manifiesto la necesidad de establecer estándares y parámetros claros en el campo del cálculo de blindajes en la física médica. La falta de estos estándares y uniformidad en las metodologías del cálculo utilizadas puede llevar a resultados inconsistentes, posibles riesgos radiológicos y sobreestimaciones de blindajes, esto último resulta en un aumento significativo en los costos de construcción del búnker. Es esta la importancia de fijar estándares para en el cálculo de blindajes en este tipo de instalaciones. Por último, se espera que las recomendaciones de esta investigación sean utilizadas por profesionales y expertos en el campo para garantizar la protección radiológica efectiva y segura en los entornos de radioterapia.

Bibliografía

- Agarwalla, P. K., Royce, T. J., Koch, M. J., Daartz, J., y Loeffler, J. S. (2018). Application of current radiation delivery systems and radiobiology. *Principles of Neurological Surgery*, 714-726.
- Alem-Bezoubiri, A., Bezoubiri, F., A, B., Mazrou, H., y Lounis-Mokrani, Z. (2014). Monte carlo estimation of photoneutrons spectra and dose equivalent around an 18mv medical linear accelerator. *Radiat Phys Chem*, 97, 381-392.
- ATSDR. (2016). *Ionizing radiation. public health statement*. Recuperado de <https://www.cdc.gov/TSP/PHS/PHS.aspx?phsid=482&toxid=86>.
- Attix, F H. (1986). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. USA, New York: John Wiley Sons.
- Bencheikh, M., Maghnoij, A., Tajmouati, J., Abdessamad, D., y Lamrabet, A. (2018). Electron contamination fluence evaluation of flattening filter free (fff) configuration of linac head. *Annals of the University of Craiova, Physics*, 28, 40-47.
- Chibani, O., y Ma, C. M. C. (2003). Photonuclear dose calculations for high energy photon beams from siemens and varian linacs. *Med Phys*, 30(8), 1990-2000.
- Control de Radiaciones e Ingeniería, S.A. de C.V. (2016). *Curso de protección radiológica para el personal ocupacionalmente expuesto en instalaciones radiactivas*. México, Ciudad de México: CRISAMEX.
- CSN. (2010a). *Interacción de la radiación con la materia. curso de pr para operar en instalaciones de rayos x con fines de diagnóstico médico (ird)*. Recuperado de https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/1748597791_9122009151826.pdf.
- CSN. (2010b). *Las radiaciones ionizantes en un servicio de radioterapia. equipamiento utilizado en radioterapia externa*. Recuperado de https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/550850078_4122009123549.pdf.
- Evans, R. D. (1955). *The atomic nucleus*. India, Nueva Delhi: McGraw-Hill.
- Global Shielding. (2021). *Therapy shielding*. Recuperado de https://www.global-shielding.com/therapy_shielding/.
- IAEA. (2006). *Safety Reports Series No. 47, Radiation protection in the design of radiotherapy facilities*. Austria, Vienna: IAEA.
- IAEA. (2021). *Tratamiento del cáncer: Radioterapia*. Recuperado de <https://www.iaea.org/es/temas/tratamiento-del-cancer-radioterapia>.
- IAEA. (2022). *Selecting Megavoltage Treatment Technologies in External Beam Radiotherapy*. Austria, Vienna: IAEA.

- ICRP. (1990). *1990 recommendations of the international commission on radiological protection*. Reino Unido, Oxford: ICRP.
- ICRP. (2007). *The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection*. Reino Unido, Oxford: ICRP.
- IPEM. (2017). *Report 75, Design and Shielding of Radiotherapy Treatment Facilities*. Reino Unido, Bristol: IPEM.
- ISO. (2016). *Radiological protection – Medical electron accelerators – Requirements and recommendations for shielding design and evaluation (ISO 16645:2016)*. Suiza, Ginebra: ISO.
- Kase, K. R., Mao, X. S., Nelson, W. R., Liu, J. C., Kleck, J. H., y Esalim, M. (1998). Neutron fluence and energy spectra around the varian clinac 2100c/2300c medical accelerator. *Health Phys*, 71(1), 38-47.
- Kersey, R. W. (1979). Estimation of neutron and gamma radiation doses in the entrance maze of sl 75-20 linear accelerator treatment rooms. *Medicamundi*, 24, 151-155.
- Khan, M. (2014). *The physics of radiation therapy*. (5ta ed.). USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Lamarsh, J. R., y Baratta, A. J. (2016). *Introduction to Nuclear Engineering. 3ra ed.* USA, New Jersey: Prentice Hall.
- McCall, R. C. (1997). Shielding for thermal neutrons. *Med. Phys.*, 24(1), 135-136.
- McGinley, P. H. (2002). Shielding techniques for radiation oncology facilities, 2nd ed. *Medical Physics Publishing*.
- McGinley, P. H., y Butker, E. K. (1991). Evaluation of neutron dose equivalent levels at the maze entrance of medical accelerator treatment rooms. *Med Phys*, 18(2), 279-281.
- McGinley, P. H., Miner, M. S., y Mitchum, M. L. (1995). A method for calculating the dose due to capture gamma rays in accelerator mazes. *Phys. Med. Biol.*, 40(9), 1467-1473.
- Moffitt Cancer Center. (2021). *Irradiación corporal total (tbi)*. Recuperado de <https://moffitt.org/treatments/radiation-therapy/total-body-irradiation-tbi/>.
- NCRP. (1976). *Report No. 49, Structural shielding design and evaluation for medical use of X rays and gamma rays of energies up to 10 MeV*. USA, Bethesda MD: NCRP.
- NCRP. (1977). *Report No. 51, Radiation protection design guidelines for 0.1-100 MeV particle accelerator facilities*. USA, Bethesda MD: NCRP.
- NCRP. (1984). *Report No. 79, Neutron contamination from medical electron accelerators*. USA, Bethesda MD: NCRP.
- NCRP. (2004). *Report No. 147, Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities*. USA, Bethesda MD: NCRP.
- NCRP. (2005). *Report No. 151, Structural shielding design and evaluation for megavoltage x- and gamma-ray radiotherapy facilities*. USA, Bethesda MD: NCRP.
- Nooshin, B., Kiarash, G., y N., H. A. (2021). Neutron contamination in radiotherapy processes: a review study. *Journal of Radiation Research*, 62(6), 947-954.
- NRC. (2005). *Dose limits for individual members of the public*. USA, Washington: Nuclear Regulatory Commission.

- OIT. (2012). *Radiaciones ionizantes*. Recuperado de <https://www.insst.es/documents/94886/162520/Cap%C3%ADtulo+48.+Radiaciones+ionizantes>.
- Orduña Martín, R. G. (2017). *Caracterización de detectores coplanares de CdZnTe para radiación gamma* (Tesis doctoral, Universidad Autónoma de Madrid). Recuperado de https://repositorio.uam.es/bitstream/handle/10486/2517/1509_gonzalez_de_ordu%3Fa_martin_raquel.pdf?sequence=1.
- Picquart, M., Zepeda, M. A., y Carrasco, I. (2016). *Energía nuclear, contaminación radiactiva y sus efectos en la salud*. México: Universidad Autónoma Metropolitana.
- Piñeros, F. (2014). *Cálculo de la distribución espacial de dosis en unidades de cobalto usadas para tratamientos de radioterapia. (Trabajo de grado)*. Tunja, Colombia: Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia.
- Podgorsak, E B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Austria, Vienna: IAEA.
- Reyes, U., Sosa, M., J., B., Córdova, T., y Mesa, F. (2013). Kinetic energy of emerging neutrons produced by photodisintegration in a medical linear accelerator. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 34(2), 125-130.
- Secretaría de Salud de México. (1998). *Reglamento general de seguridad radiológica*. México: Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias.
- Secretaría de Salud de México. (2006). *Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*. México: SSA.
- Secretaría de Salud de México. (2007). *Norma Oficial Mexicana NOM-002-SSA3-2007, Para la organización, funcionamiento e ingeniería sanitaria de los servicios de radioterapia*. México: SSA.
- Stivala, A. (2019). *Distribución de dosis en profundidad para un acelerador lineal de uso médico* (Trabajo especial de licenciatura en física, Universidad Nacional de Córdoba). Recuperado de <https://rdu.unc.edu.ar/bitstream/handle/11086/14389/Stivala%2C%20A.%20Distribuci%C3%B3n%20de%20dosis%20en%20profundidad%20para%20un%20acelerador%20lineal%20de%20uso%20m%C3%A9dico.pdf?sequence=1>.
- University of Cambridge. (2022). *Cross-sections*. Recuperado de https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/nuclear_materials/cross_section.php.
- Veritas. (2023). *Verishield v-250. high-density modular radiation shielding*. Recuperado de <https://www.veritas-medicalsolutions.com/wp-content/uploads/2022/03/Veritas-VeriShield-V250.pdf>.
- Villagomez Casimiro, M. J. (2017). *Diseño y cálculo de blindajes para recintos de radioterapia en donde se usen aceleradores lineales* (Tesis de maestría, Universidad Nacional Autónoma de México). Recuperado de <http://132.248.9.195/ptd2017/agosto/0764437/Index.html>.
- Wangler, T. P. (2008). *RF Linear Accelerators*. Alemania, Weinheim: Wiley-VCH.
- WHO. (2021). *Technical specifications of radiotherapy equipment for cancer treatment*. Recuperado de <https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/339912/9789240019980-eng.pdf>.
- Wu, R. K., y McGinley, P. H. (2003). Neutron and capture gamma along the mazes of linear accelerator vaults. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 4(2), 162-171.

Figuras de ayuda para valores de dosis equivalente

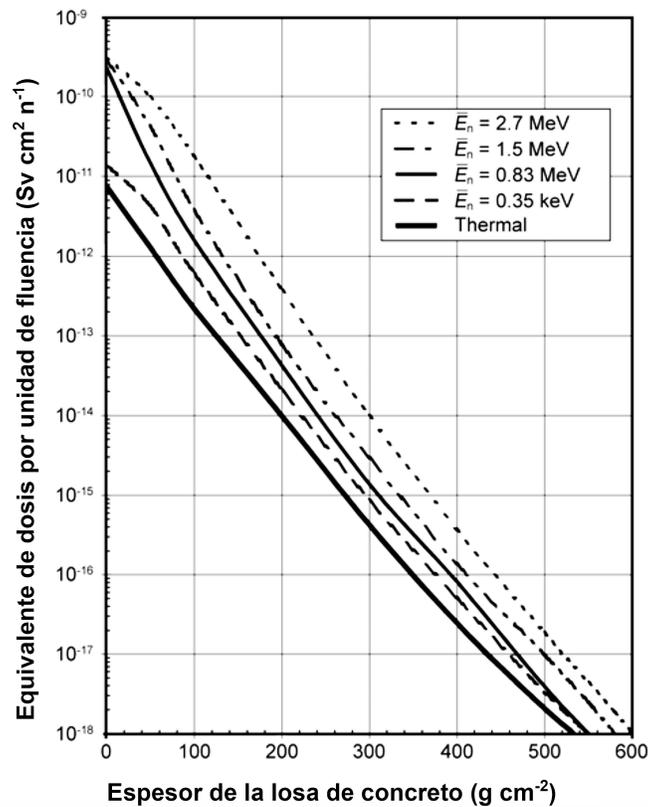


Figura A.1: Dosis equivalente calculada (incluida la contribución de rayos gamma de captura de neutrones) transmitida por unidad de fluencia de neutrones con energía promedio \bar{E}_n , con la radiación incidiendo normalmente con respecto al plano de las losas de concreto ordinario (H_{ns}) ($\text{Sv cm}^2 \text{n}^{-1}$) (NCRP, 2005), Figura A.1b.

Tablas de valores y propiedades necesarias para el cálculo de blindajes

Tabla B.1: Valores de TVL de la barrera primaria para concreto ordinario ($\rho = 2.35 \text{ g cm}^{-3}$), acero ($\rho = 7.87 \text{ g cm}^{-3}$) y plomo ($\rho = 11.35 \text{ g cm}^{-3}$). Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.2.

Energía final (MV)	Material	TVL_1 (cm)	TVL_e (cm)
4	Concreto	35	30
	Acero	9.9	9.9
	Plomo	5.7	5.7
6	Concreto	37	33
	Acero	10	10
	Plomo	5.7	5.7
10	Concreto	41	37
	Acero	11	11
	Plomo	5.7	5.7
15	Concreto	44	41
	Acero	11	11
	Plomo	5.7	5.7
18	Concreto	45	43
	Acero	11	11
	Plomo	5.7	5.7
20	Concreto	46	44
	Acero	11	11
	Plomo	5.7	5.7
25	Concreto	49	46
	Acero	11	11
	Plomo	5.7	5.7
30	Concreto	51	49
	Acero	11	11
	Plomo	5.7	5.7

Tabla B.2: Propiedades de varios materiales de blindaje. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.3.

	Concreto ordinario	Concreto pesado	Plomo	Acero	Polietileno
Densidad ($g\ cm^{-3}$)	2.2 - 2.4	3.7 - 4.8	11.35	7.87	0.95
Número atómico efectivo	11	~ 26	82	26	5.5
Concentración de hidrógeno $\times 10^{22}$ (átomos cm^{-3})	0.8 - 2.4	0.8 - 2.4	0	0	8
Activación de neutrones térmicos	Pequeña	Grande	*	Moderada	Nula

* La cantidad de activación de neutrones térmicos depende de las impurezas en el plomo.

Tabla B.3: Fracciones de dispersión (a) a 1 m de un maniquí de tamaño humano, para una distancia entre el blanco de rayos X y el maniquí de 1 m y un tamaño de campo de radiación de $400\ cm^2$. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.4.

Ángulo (grados)	Fracción de dispersión (a)			
	6MV	10MV	18MV	24MV
10	1.04×10^{-2}	1.66×10^{-2}	1.42×10^{-2}	1.78×10^{-2}
20	6.73×10^{-3}	5.79×10^{-3}	5.39×10^{-3}	6.32×10^{-3}
30	2.77×10^{-3}	3.18×10^{-3}	2.53×10^{-3}	2.74×10^{-3}
45	1.39×10^{-3}	1.35×10^{-3}	8.64×10^{-4}	8.30×10^{-4}
60	8.24×10^{-4}	7.46×10^{-4}	4.24×10^{-4}	3.86×10^{-4}
90	4.26×10^{-4}	3.81×10^{-4}	1.89×10^{-4}	1.74×10^{-4}
135	3.00×10^{-4}	3.02×10^{-4}	1.24×10^{-4}	1.20×10^{-4}
150	2.87×10^{-4}	2.74×10^{-4}	1.20×10^{-4}	1.13×10^{-4}

Tabla B.4: Valores de TVL de concreto para la radiación dispersada por el paciente en varios ángulos de dispersión. Los valores son válidos para fines de diseño de blindaje y son de naturaleza conservadora y segura. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.5a.

Ángulo de dispersión (grados)	TVL_{ps} (cm)						
	4 MV	6 MV	10 MV	15 MV	18 MV	20 MV	24 MV
15	30	34	39	42	44	46	49
30	25	26	28	31	32	33	36
45	22	23	25	26	27	27	29
60	21	21	22	23	23	24	24
90	17	17	18	18	19	19	19
135	14	15	15	15	15	15	16

Tabla B.5: Valores de TVL_1 y TVL_2 (en cm) de plomo para la radiación dispersada por el paciente en varios ángulos de dispersión. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.5b.

Ángulo de dispersión (grados)	4 MV		6 MV		10 MV	
	TVL_1	TVL_2	TVL_1	TVL_2	TVL_1	TVL_2
30	3.3	3.7	3.8	4.4	4.3	4.5
45	2.4	3.1	2.8	3.4	3.1	3.6
60	1.8	2.5	1.9	2.6	2.1	2.7
75	1.3	1.9	1.4	1.9	1.5	1.9
90	0.9	1.3	1.0	1.5	1.2	1.6
105	0.7	1.2	0.7	1.2	0.95	1.4
120	0.5	0.8	0.5	0.8	0.8	1.4

Tabla B.6: Valores de TVL de concreto ordinario para la radiación de fuga. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.7.

Energía final (MV)	TVL_1 (cm)	TVL_e (cm)
4	33	28
6	34	29
10	35	31
15	36	33
18	36	34
20	36	34
25	37	35
30	37	36

Tabla B.7: Albedo de dosis diferencial (coeficiente de reflexión de la pared). Incidencia normal sobre concreto ordinario, para fotones bremsstrahlung y fotones monoenergéticos. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.8a.

Fuente	Ángulo de reflexión o dispersión del concreto (medido desde la normal)				
	0°	30°	45°	60°	75°
30 MV	3.0×10^{-3}	2.7×10^{-3}	2.6×10^{-3}	2.2×10^{-3}	1.5×10^{-3}
24 MV	3.2×10^{-3}	3.2×10^{-3}	2.8×10^{-3}	2.3×10^{-3}	1.5×10^{-3}
18 MV	3.4×10^{-3}	3.4×10^{-3}	3.0×10^{-3}	2.5×10^{-3}	1.6×10^{-3}
10 MV	4.3×10^{-3}	4.1×10^{-3}	3.8×10^{-3}	3.1×10^{-3}	2.1×10^{-3}
6 MV	5.3×10^{-3}	5.2×10^{-3}	4.7×10^{-3}	4.0×10^{-3}	2.7×10^{-3}
4 MV	6.7×10^{-3}	6.4×10^{-3}	5.8×10^{-3}	4.9×10^{-3}	3.1×10^{-3}
0.5 MV	19.0×10^{-3}	17.0×10^{-3}	15.0×10^{-3}	13.0×10^{-3}	8.0×10^{-3}
0.25 MV	32.0×10^{-3}	28.0×10^{-3}	25.0×10^{-3}	22.0×10^{-3}	13.0×10^{-3}

Tabla B.8: Albedo de dosis diferencial (coeficiente de reflexión de la pared). Incidencia a 45° sobre concreto ordinario, para fotones bremsstrahlung y fotones monoenergéticos. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.8b.

Fuente	Ángulo de reflexión o dispersión del concreto (medido desde la normal)				
	45°	30°	45°	60°	75°
30 MV	4.8×10^{-3}	5.0×10^{-3}	4.9×10^{-3}	4.0×10^{-3}	3.0×10^{-3}
24 MV	3.7×10^{-3}	3.9×10^{-3}	3.9×10^{-3}	3.7×10^{-3}	3.4×10^{-3}
18 MV	4.5×10^{-3}	4.6×10^{-3}	4.6×10^{-3}	4.3×10^{-3}	4.0×10^{-3}
10 MV	5.1×10^{-3}	5.7×10^{-3}	5.8×10^{-3}	6.0×10^{-3}	6.0×10^{-3}
6 MV	6.4×10^{-3}	7.1×10^{-3}	7.3×10^{-3}	7.7×10^{-3}	8.0×10^{-3}
4 MV	7.6×10^{-3}	8.5×10^{-3}	9.0×10^{-3}	9.2×10^{-3}	9.5×10^{-3}
0.5 MV	22.0×10^{-3}	22.5×10^{-3}	22.0×10^{-3}	20.0×10^{-3}	18.0×10^{-3}
0.25 MV	36.0×10^{-3}	34.5×10^{-3}	31.0×10^{-3}	25.0×10^{-3}	18.0×10^{-3}

Tabla B.9: Factores de transmisión sugeridos (porcentaje de dosis de profundidad para un campo de 10×10 cm, distancia de la fuente a la piel de 100 cm a una profundidad de 30 cm). Los valores han sido tomados de (IAEA, 2006), Tabla 8.

Energía de aceleración	6 MV	10 MV	15 MV	18 MV	25 MV
Transmisión f	0.23	0.28	0.33	0.34	0.38

Tabla B.10: Dosis equivalente de neutrones (H_0) a 1.41 m del blanco por unidad de dosis absorbida de rayos X en el isocentro (mSv/Gy) y intensidad total de la fuente de neutrones (Q_n) emitida por el cabezal del acelerador. Los valores han sido tomados de (NCRP, 2005), Tabla B.9.

Fabricante	Modelo	Energía final (MV)	H_0 (mSv/Gy)	Q_n (neutrones/Gy)($\times 10^{12}$)
Varian	1800	18	1.02 - 1.6	1.22
	1800	15	0.79 - 1.3	0.76
	1800	10	0.04	0.06
	2100C*	18		0.96
	2100C*	18		0.87
	2300CD	18		0.95
	2500	24		0.77
Siemens	KD	20	1-1 - 1.24	0.92
	MD*	15	0.17	-
	MD2	10		0.08
	MD*	15		0.2
	KD	18		0.88
	Primus	10		0.02
	Primus*	15		0.12
	Primus*	15		0.21
Philips/Elekta	SL25*	25	2.0	2.37
	SL20	20	0.44	0.69
	SL20	18		0.46
	SL25	18		0.46
	SL25*	25		1.44
GE	Saturne41	12	0.09	0.24
	Saturne41	15	0.32	0.47
	Saturne43*	18	0.55	1.50
	Saturne43*	18		1.32
	Saturne43	25	1.38	2.4

* Unidades separadas del mismo modelo y energía de punto final nominal.