



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO  
FACULTAD DE CIENCIAS**

**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**

**CARRERA DE BIOFÍSICA**

*“CÁLCULO DE BLINDAJE PARA EL ACELERADOR LINEAL  
MONOENERGÉTICO DEL INSTITUTO DE CÁNCER SOLCA- NÚCLEO DE  
LOJA”*

**TESIS DE GRADO**

**PREVIA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:**

**BIOFÍSICO**

**PRESENTADO POR**

**VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS**

**RIOBAMBA – ECUADOR**

**2013**

## **AGRADECIMIENTO**

*Agradezco a Dios por guiar mi camino y regalarme sabiduría e inteligencia.*

*A mis padres Rosita y José, hermanos Ruth y Daniel por el apoyo, bendiciones y enseñarme que la perseverancia y el esfuerzo son el camino para lograr los objetivos propuestos.*

*A mi querido sobrino José Andrés por su alegría que nos imparte día a día.*

*A todos los profesores de la Escuela de Física Matemáticas quienes durante la carrera impartieron sus conocimientos, en especial a mi director de tesis Mg. Sc. Freddy Benalcázar por la ayuda y apoyo brindado durante todo el tiempo de ejecución del proyecto de tesis, sin su guía no hubiese sido posible culminar este trabajo.*

*A SOLCA-LOJA, Departamento de Radioterapia por la apertura de sus instalaciones para realizar este trabajo, en especial al Dr. José Gualán por su tiempo, paciencia y enseñanzas.*

*A mis amigos por su apoyo y compañía a lo largo de la carrera.*

*¡Gracias a todos Ustedes, por formar parte de mi vida!... BENDICIONES*

## **DEDICATORIA**

*Dedico principalmente a DIOS quien ha sido mi protector y pastor desde los primeros días de mi vida.*

*A mi mamá y abuelita Rosita que pese a las adversidades de la vida siempre me han apoyado con su cariño, amor, consejos y compañía, para lograr cumplir una de las metas más importantes de mi vida.*

*Este trabajo va dedicado a Ustedes por estar siempre conmigo.*

### ***DERECHOS DE AUTORÍA***

*Yo, Vilma Nohemí Yanchapanta Bastidas, soy responsable de los fundamentos teóricos, así como de los resultados de este trabajo de tesis. El patrimonio intelectual de la Tesis de Grado titulado “Cálculo de Blindaje para el Acelerador Lineal Monoenergético del Instituto del Cáncer SOLCA- NÚCLEO DE LOJA” le pertenece exclusivamente a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO.*

---

**VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS**

**CI: 1804598348**

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ALARA	As Low As Reasonable Achievable
b	Barn
B	Factor de transmisión
$B_L$	Factor de transmisión de la radiación de fuga
$B_{pri}$	Factor de transmisión de la barrera primaria
$B_{ps}$	Factor de transmisión de la radiación dispersada por el paciente
CSN	Consejo de Seguridad Nuclear
c	Velocidad de la luz en el vacío
$cm^2$	Centímetro cuadrado
d	Distancia
D	Dosis absorbida
$d_L$	Distancia desde el isocentro al punto a proteger de la radiación de fuga
$d_{pri}$	Distancia desde la fuente al punto a proteger
$d_{sca}$	Distancia desde la fuente a la superficie del paciente
$d_{sec}$	Distancia desde el objeto de dispersión hasta el paciente
$d_{zz}$	Distancia central a lo largo del laberinto hasta la superficie de la puerta
E	Dosis efectiva
EHR	Capa de hemirreducción
$f$	Fracción del haz primario transmitido a través del paciente
F	Área del campo máximo
g	Gramo
Gy	Gray
h	Constante de Planck
H	Dosis equivalente
$H_G$	Dosis equivalente total hacia la puerta
$H_{LS}$	Dosis equivalente por semana de la radiación de fuga y dispersa.
HVL	Half value layer (capa hemireductora)
ICRP	International Commission On Radiological Protection

kV	Kilovoltio
ln	Logaritmo natural
LET	Linear Energy Transfer
LINAC	Acelerador Lineal Clínico
log	Logaritmo base 10
Lbp	Largo de barrera primaria
m	Metro
m <sup>2</sup>	Metro cuadrado
MV	Megavoltio
mSv	Mili Sievert
MeV	Mega electrón voltio
N	Número de capas décimo reductoras
N <sub>0</sub>	Número de fotones
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
N <sub>max</sub>	Número máximo de pacientes tratados por hora
N <sub>h</sub>	Media de pacientes tratados en una hora
OIEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
P	Límite de dosis
PR	Protección Radiológica
POE	Personal Ocupacionalmente Expuesto
p	Momentum lineal
SCAN	Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares
T	Energía cinética
TVL	Tenth value layer (capa décimo reductora)
TVL <sub>1</sub>	Primera capa décimo reductora
TVL <sub>e</sub>	Capa décimo reductora de equilibrio
TVL <sub>sca</sub>	Capa décimo reductora de dispersión
t	Espesor de la barrera
U	Factor de uso
U <sub>pri</sub>	Factor de uso de la barrera primaria
W	Carga de trabajo
Z	Número atómico

$\alpha$	Coeficiente de reflexión
$\theta$	Ángulo de radiación dispersada por el paciente
%	Porcentaje
$\gamma$	Gamma
$\pm$	Más o menos
$\leq$	Menor o igual
$\Phi$	Fluencia de partículas
$\sigma$	Sección eficaz
$\nu$	Frecuencia
$\mu$	Coeficiente de atenuación lineal
$\rho$	Densidad
$\mu/\rho$	Coeficiente de atenuación másico
$\frac{\sigma}{\rho}$	Coeficiente de atenuación másico del efecto Compton
$\frac{\tau}{\rho}$	Coeficiente de atenuación másico del efecto fotoeléctrico
$\frac{\kappa}{\rho}$	Coeficiente de atenuación másico en la producción de pares
$\frac{\sigma_R}{\rho}$	Coeficiente de atenuación másico en la Dispersión de Rayleigh
$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$	Coeficiente de transferencia másico de energía
$\frac{\mu_{en}}{\rho}$	Coeficiente de absorción másico de energía

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN .....	II
ABSTRACT.....	IV
INTRODUCCIÓN.....	VI
ANTECEDENTES .....	VIII
JUSTIFICACIÓN .....	XII
OBJETIVOS .....	XV
HIPÓTESIS .....	XVI

### CAPITULO I

<b>1</b>	<b>MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>1</b>
1.1	FUNDAMENTOS DE LA FÍSICA DE LAS RADIACIONES Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA .....	1
1.1.1	Generación de los rayos X.....	1
1.1.1.1	Tipos de radiación.....	3
1.2	INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA CON LA MATERIA .....	4
1.2.1	Efecto Compton o Dispersión de Compton .....	6
1.2.2	Efecto Fotoeléctrico o (Absorción Fotoeléctrica).....	7
1.2.3	Producción de Pares.....	8
1.2.4	Dispersión de Rayleigh (Dispersión Coherente) .....	9
1.3	ATENUACIÓN DE LOS RAYOS X Y $\gamma$ .....	9
1.3.1	Atenuación exponencial.....	9



1.3.2	Magnitudes de interacción .....	13
1.4	ACELERADORES LINEALES DE USO MÉDICO (LINAC).....	16
1.4.1	Estructura de los aceleradores lineales .....	17
1.4.2	Fundamento físico del LINAC .....	20
1.5	FUNDAMENTOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA INSTALACIONES DE RADIOTERAPIA .....	21
1.5.1	Principios fundamentales de Protección Radiológica.....	24
1.5.2	Seguridad radiológica en instalaciones de Radioterapia.....	28
1.5.3	Técnicas básicas de protección contra radiaciones ionizantes para irradiación externa .....	31
1.6	PRINCIPALES BLINDAJES EMPLEADOS PARA LA ATENUACIÓN DE RADIACIÓN X Y GAMMA .....	33

## **CAPITULO II**

<b>2</b>	<b>PRINCIPALES PROTOCOLOS ESTABLECIDOS PARA EL CÁLCULO DE BLINDAJE PARA INSTALACIONES DE RADIOTERAPIA.....</b>	<b>35</b>
2.1	CONCEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN).....	35
2.2	NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION & MEASUREMENTS (NCRP).....	38
2.2.1	Structural shielding design and evaluation for medical use of x rays and gamma rays of energies up to 10 Mev .....	39
2.2.2	Radiation protection design guidelines for 0.1-100 Mev particle accelerator facilities .....	40
2.2.3	Structural shielding design and evaluation for megavoltage X-and gamma-ray radiotherapy facilities .....	40
2.3	AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM).....	41
2.4	ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA .....	42
2.4.1	Radiation protection in the design of radiotherapy facilities .....	42

2.5	PARÁMETROS Y ECUACIONES DE CÁLCULO DE BLINDAJE.....	43
2.5.1	Barreras de protección .....	43
2.5.2	Límites de dosis (P) .....	44
2.5.3	Clasificación de las áreas.....	44
2.5.4	Tamaño de campo (F).....	45
2.5.5	Carga de trabajo (W).....	46
2.5.6	Factor de uso (U) .....	46
2.5.7	Factor de ocupación (T).....	47
2.5.8	Materiales.....	49
2.6	ECUACIONES DE CÁLCULO.....	50
2.6.1	Barrera Primaria.....	50
2.6.1.1	Parámetros para calcular el largo de la barrera primaria .....	52
2.6.1.2	Límite de dosis fuera de la sala de tratamiento en cualquier hora ( $R_h$ ).....	52
2.6.2	Barreras Secundarias.....	53
2.6.2.1	Límite de dosis fuera de la sala de tratamiento en cualquier hora .....	56
2.6.3	Puertas y Laberintos.....	57

### **CAPÍTULO III**

<b>3</b>	<b>CÁLCULO DEL BLINDAJE PARA EL ACELERADOR LINEAL MONOENERGÉTICO DEL INSTITUTO DE CÁNCER - SOLCA NÚCLEO DE LOJA .....</b>	<b>63</b>
3.1	CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL EQUIPO.....	63
3.2	CARACTERÍSTICAS DE LA INSTALACIÓN .....	67
3.3	CÁLCULO DE BLINDAJE EN FUNCIÓN DE LOS DATOS PROPORCIONADOS POR SOLCA- NÚCLEO DE LOJA.....	68
3.3.1	Cuarto de comandos.....	68
3.3.2	Departamento de Enfermería.....	71
3.3.3	Zona residencial.....	75
3.3.4	Techo .....	78
3.3.5	Laberinto.....	80

3.3.6	Pared externa del laberinto .....	84
3.3.7	Piso.....	86
3.3.8	Cálculo del blindaje de la puerta.....	87
3.4	VALIDACIÓN DE RESULTADOS .....	93

## **CAPÍTULO IV**

<b>4</b>	<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>- 96 -</b>
4.1	CONCLUSIONES .....	- 96 -
4.2	RECOMENDACIONES.....	- 98 -

## **BIBLIOGRAFÍA**

## **ANEXOS**

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1: Representación de la radiación primaria y secundaria.....	3
Figura 1-2: Radiación de fuga y dispersa .....	4
Figura 1-3: Efecto Compton .....	6
Figura 1-4: Efecto Fotoeléctrico .....	7
Figura 1-5: Producción de pares .....	8
Figura 1-6: Atenuación Exponencial .....	10
Figura 1-7: Condiciones geométricas .....	12
Figura 1-8: Configuración de un acelerador lineal .....	20
Figura 2-1: Representación de las barreras protectoras y distancias .....	44
Figura 2-2: Parámetros utilizados para el cálculo del factor de transmisión para la radiación dispersada por el paciente.....	54

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1: Límites de dosis para público.....	27
Tabla 1-2: Límites de dosis para POE .....	28
Tabla 2-1: Factores de uso para barreras primarias .....	47
Tabla 2-2: Factores de ocupación .....	48
Tabla 2-3: Ventajas y desventajas de los materiales utilizados para blindajes.....	49
Tabla 3-1: Características específicas del LINAC.....	64
Tabla 3-2: Parámetros para la determinación de W.....	68
Tabla 3-3: Parámetros para la determinación de barrera secundaria que colinda con el cuarto de comandos.....	69
Tabla 3-4: Parámetros para la determinación de barrera primaria que colinda con la estación de enfermería .....	71
Tabla 3-5: Parámetros para la determinación de barrera secundaria (derecha) .....	72
Tabla 3-6: Determinación de barrera secundaria que colinda con el baño .....	74
Tabla 3-7: Parámetros para la determinación de barrera secundaria que colinda con el barrio residencial.....	76
Tabla 3-8: Parámetros para la determinación de barrera primaria del techo .....	78
Tabla 3-9: Parámetros para la determinación de las barreras secundarias.....	79
Tabla 3-10: Parámetros para la determinación de barrera primaria del laberinto .....	81

Tabla 3-11: Parámetros para determinar de barrera secundaria del laberinto .....	82
Tabla 3-12: Parámetros para la determinación de la pared externa del laberinto.....	84
Tabla 3-13: Parámetros para la determinación de barrera primaria de piso .....	86
Tabla 3-14: Dosis equivalente debida a la radiación de fuga transmitida a través de la pared interna del laberinto ( $H_{LT}$ ) .....	88
Tabla 3-15: Dosis equivalente debida a la radiación de fuga dispersada en la pared visible desde la puerta ( $H_{LS}$ ).....	89
Tabla 3-16: Dosis equivalente debida a la radiación primaria en la pared visible desde la puerta ( $H_{PS}$ ).....	90
Tabla 3-17: Dosis equivalente debida a la radiación primaria que atraviesa la pared interna del laberinto ( $H_{WT}$ ) .....	91
Tabla 3-18: Dosis equivalente total .....	92
Tabla 3-19: Parámetro para calcular el $R_h$ para POE.....	93
Tabla 3-20: Parámetro para calcular el $R_h$ para público .....	- 95 -

## ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1-1: Diseño del Búnker .....	30
Gráfica 2-1: Vista superior de las áreas colindantes del búnker de SOLCA-LOJA.....	48
Gráfica 3-1: Plano de construcción del búnker.....	67
Gráfica 3-2: Vista superior del cuarto de comandos.....	68
Gráfica 3-3: Vista superior del departamento de enfermería.....	71
Gráfica 3-4: Vista superior de la zona residencial .....	75
Gráfica 3-5: Vista superior del búnker .....	78
Gráfica 3-6: Vista superior del laberinto .....	81
Gráfica 3-7: Vista del piso del búnker .....	86
Gráfica 3-8: Parámetros físicos para el cálculo del blindaje de la puerta.....	87
Gráfica 3-9: Límite de dosis en cualquier hora para POE .....	94
Gráfica 3-10: Límite de dosis en cualquier hora para Público .....	- 95 -

## ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A: HVL <sub>s</sub> y TVL <sub>s</sub> para diferentes materiales .....	110
Anexo B: Propiedades de materiales utilizados para el blindaje .....	111
Anexo C: TVL <sub>s</sub> de concreto para las barreras primarias .....	112
Anexo D: Interpolación gráfica fija para el factor de transmisión B de las barreras primarias .....	113
Anexo E: Fracción de dispersión a 1 m de la fuente y con un tamaño de campo de 400 cm <sup>2</sup> .....	114
Anexo F: TVL <sub>s</sub> en concreto para radiación dispersada por el paciente .....	115
Anexo G: TVL <sub>s</sub> en concreto para radiación de fuga.....	116
Anexo H: Coeficiente de reflexión para las paredes.....	117



## RESUMEN

El presente trabajo describe los fundamentos básicos de la física de las radiaciones, conceptos básicos de la estructura del Acelerador Lineal Clínico (LINAC) y los principales protocolos existentes para el cálculo de blindajes de fotones de alta energía con el objetivo de calcular el blindaje para el búnker que alojará al Acelerador Lineal Monoenergético de SOLCA NÚCLEO DE LOJA, mismo que fue realizado cumpliendo con los requisitos de Seguridad y Protección Radiológica establecidas por la Autoridad Competente del Ecuador “SCAN” y las características requeridas para la instalación del equipo.

Para el cálculo del espesor del blindaje de las paredes de la instalación con laberinto se utilizó las recomendaciones de los Organismos internacionales como la AAPM, CSN, OIEA y la NCRP en sus reportes N° 49,51, 151 y los parámetros como la carga de trabajo planificada, técnicas de tratamiento, factores de ocupación y uso, áreas colindantes, y en el diseño de la instalación dispuesta por las autoridades de SOLCA-LOJA. Se utilizó hojas de cálculo de Excel para sistematizar las variables y parámetros y verificar los resultados realizados manualmente con el fin de acelerar el proceso.

El cálculo de espesor del blindaje de paredes, piso, techo, laberinto se realizó para concreto de densidad  $2,35 \text{ g.cm}^{-3}$  y la puerta para láminas de plomo de densidad  $11,35 \text{ g cm}^{-3}$ .

Se recomienda la aplicación de estos resultados porque tiene una gran similitud con los valores recomendados por la casa fabricante y porque la dosis equivalente fuera de estas se encuentre dentro de los valores permisibles establecidos en el Ecuador, siendo para áreas controladas 0,4 mSv/sem y para áreas no controladas 0,02 mSv/sem.

## ABSTRACT

This research was carried out Basic fundamentals of structure Clinical Linear Accelerator (LINAC) and major existing protocols for calculating from shielding of high-energy photons on purpose by calculating shield at bunker that will house the Linear Accelerator Monoenergetic SOLCA - LOJA , same as it was performed in compliance with requirements Safety and Radiation Protection establishes by Competent Authority from Ecuador "SCAN " (Control Structural and Nuclear Applications) and characteristics required for the installation of equipment .

By calculating the thickness from walls facility with maze were used International Organisms recommendations as AAPM , CSN, IAEA and NCRP in their filings N°. 49,51,151 parameters and workload planned, treatment techniques , occupancy factors and use, adjacent areas, and the installation design ordered by the authorities from SOLCA - LOJA.

Spreadsheet was used Excel to systematize verifier variables and parameters and results made manually in order to accept the process.

The calculation of shielding thickness of walls, floor, ceiling, concrete maze was performed density  $2.35 \text{ g.cm}^{-3}$  and the door to lead sheets density  $11.35 \text{ g cm}^{-3}$ .

Good Holiday the application these results because it has a great similarity with values recommended by the manufacturer and that the dose equivalent outside these is within allowable values established in Ecuador, being for controlled areas 0.4 mSv/sem and uncontrolled areas 0.02 mSv/week. .

## INTRODUCCIÓN

Un blindaje es todo sistema destinado a atenuar significativamente un campo de radiación por la interposición de un medio material entre la fuente de radiación y las personas a proteger para evitar daños en la salud y asegurar la Protección Radiológica del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE), público y medio ambiente.

Para lograr que la radiación primaria generada por el LINAC, la radiación secundaria (dispersa y de fuga) dejen de ser un peligro externo para las áreas colindantes del búnker, es indispensable que las paredes, piso, techo, laberinto, puerta de la sala de tratamiento estén constituidas de un blindaje adecuado para que la dosis fuera de la sala de tratamiento se encuentren dentro de los límites máximos permisibles establecidos por la Autoridad Regulatoria del uso y aplicación de las radiaciones ionizantes que en el caso de nuestro país, está representado por la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN)

Para la instalación de un Acelerador Lineal Clínico en el Instituto del Cáncer-SOLCA LOJA uno de los componentes más importantes para la obtención de su licencia de operación constituye el cálculo del espesor del blindaje de las barreras de protección del búnker, cuya implementación a la vez es muy costosa.

El cálculo del blindaje para haces de fotones de uso médico en la lucha contra las enfermedades oncológicas, está basado principalmente en recomendaciones brindadas

por los Organismos Internacionales como el (NCRP) de los Estados Unidos en sus reportes No. 49, 51, 151, en los reportes de la AAPM, CSN y por la OIEA etc.

El espesor de las barreras primarias y secundarias obtenidas está en función de varios factores como del tipo de radiación y energía, de las características del equipo, de la carga de trabajo, de las técnicas de tratamiento implementadas, del uso de las instalaciones colindantes y del tipo de personal presente, etc. Por consiguiente, el blindaje varía para cada sala de tratamiento.

## ANTECEDENTES

Desde hace varias décadas atrás el uso de fuentes generadoras de radiación como las unidades de Cobalto eran los equipos más utilizados para la terapia del cáncer, pero para obtener el permiso de funcionamiento estas salas debían cumplir con una norma de seguridad radiológica que debía tener un blindaje adecuado para mantener los límites de dosis a los alrededores de la misma dentro de los límites máximos permisibles. (22)

Varios centros médicos del país años atrás, implementaron unidades de tratamiento de Cobalto-60, como SOLCA Núcleo de Quito, Hospital de Especialidades FF.AA. N°1- Quito (1983 aprox.), IESS Guayaquil, SOLCA NÚCLEO DE LOJA (25 - abril - 1997), Hospital Vicente Corral Moscoso-Cuenca (2006), entre otros. Actualmente estas unidades están siendo reemplazadas por los Aceleradores Lineales Clínicos por sus múltiples beneficios como: concentrar la radiación en un solo punto, alcanzar tumores profundos con mayor precisión y sobre todo permitir la aplicación de tratamientos muy adaptados y precisos aumentando la cobertura y disminuyendo efectos secundarios en el paciente. (26)(36)

Con el avance de la tecnología estos equipos han sido sustituidos por equipos generadores de energía de megavoltaje, como los Aceleradores Lineales Clínicos, por sus múltiples beneficios para combatir la enfermedad del siglo XXI, para lo cual también es necesario que la sala de tratamiento tenga un blindaje adecuado. (38)

Así entonces, SOLCA - NÚCLEO DE LOJA se une a esta tecnología para mejorar su capacidad y calidad de servicio ya que la última cifra del Registro Nacional de Tumores de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer (SOLCA) indica que 14 de cada 100 ecuatorianos murieron de cáncer, siendo el mayor causante de muertes tanto en hombres y mujeres (38). De acuerdo con la Organización Panamericana de la Salud, Ecuador posee una de las tasas anuales más altas en Latinoamérica con un 11.6 %, (40) ubicando a esta patología como la segunda causa de muerte, después de las enfermedades cardiovasculares. (36)

Las instalaciones que albergan los Aceleradores Lineales Clínicos, deben cumplir con ciertos parámetros de seguridad, para asegurar la Protección Radiológica del personal que la opera y del público, debido a que una exposición innecesaria y fuera de los límites estipulados por los organismos de protección radiológica, pueden causar daños irreversibles en la salud de los individuos que la reciben y del medio ambiente, por lo tanto, para evitar este riesgo es indispensable,(15) entre otros requerimientos que las paredes, pisos, techos, puertas y ventanas de las salas de tratamiento requieran de un blindaje adecuado para atenuar la radiación generada en dichas instalaciones de tal manera que la dosis (tasa de dosis) fuera de las mismas se encuentren por debajo de los máximos permisibles establecidos en los límites de dosis por la Autoridad Reguladora Nacional, que en el Ecuador lo constituye la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN) y también por el National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) de los EE.UU, Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), American Association Of Physicists In Medicine (AAPM), criterios



sustentados además por la International Commission On Radiological Protection (ICRP). (12)(13)(14)

En la actualidad las instituciones nacionales dedicadas al tratamiento de pacientes oncológicos con radioterapia están remodelando sus departamentos con la implementación de Aceleradores Lineales Clínicos, como es el caso de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer (SOLCA - Quito) con un Acelerador Lineal Monoenergético que está en funcionamiento desde el 18 de julio del 2012, IESS con la adquisición de 3 Aceleradores Lineales Duales y 1 Monoenergético que operarán entre diciembre del 2012 y el primer trimestre del 2013, las Fuerzas Armadas con un Acelerador Lineal Monoenergético que opera desde el 11 de julio del 2012 (26), SOLCA-Guayaquil que se encuentra en etapa de cambio de sus dos aceleradores lineales por unos modernos, SOLCA-Portoviejo con un Acelerador Lineal Dual que opera desde finales del 2010, SOLCA-Cuenca en el 2011 re-potenció su Acelerador Lineal Clínico y en la actualidad se encuentra en proceso de adquisición de un Acelerador Lineal Dual, uniéndose a esta remodelación SOLCA-NÚCLEO DE LOJA con el fin de ampliar la capacidad del área de radioterapia y así brindar un mejor servicio a los pacientes.

El cálculo de blindaje se estableció como requisito para la extensión de licencias y permisos de operación de las instalaciones de Radioterapia a partir de la emisión de los reportes de la NCRP en 1964, convirtiéndose en la actualidad las más utilizadas ya que sus reportes tienen valiosa información sobre el diseño, construcción, cálculo del espesor de las barreras de protección de la instalación y las características de los materiales que pueden ser utilizados para el blindaje. Estos reportes han sido modificados con el pasar del tiempo por el avance de la tecnología creado nuevos equipos generadores de alta energía (LINAC, CyberKnife o la Tomoterapia) razón por

lo cual, este organismo encargado de la protección radiológica y medidas, emite nuevas publicaciones modificando ciertas normas, técnicas y parámetros. (25)

En 1988 debido al incremento del uso de radiación ionizante en la industria, investigación y medicina en España se crea el Consejo de Seguridad Nuclear en 1976 emitiendo su primera Guía de Seguridad bajo el título “Documentación técnica para solicitar autorización de construcción y puesta en marcha de las instalaciones de radioterapia”. (15)

## JUSTIFICACIÓN

Actualmente el uso de la radiación ionizante con fines médicos se ha incrementado en el país, logrando convertirse de gran utilidad en la lucha contra el cáncer, como es el caso de la Radioterapia, por tal razón, para la instalación de un nuevo Acelerador Lineal Clínico, uno de los componentes más importantes para la obtención de su licencia de operación (permiso de construcción de las instalaciones y de compra del equipo) constituye el cálculo de blindaje de sus barreras de protección que permite disminuir la exposición a los niveles permisibles y cuya implementación a la vez, es muy costoso. (36)

El espesor de blindaje necesario en cada una de las partes del búnker (sala de tratamiento) está dado en función de varios factores: en primer lugar del tipo de radiación y su energía; en segundo lugar, del uso de las instalaciones colindantes (en zonas de paso el blindaje será menor que en zonas de trabajo); y en tercer lugar, del tipo de personal presente en esas instalaciones. (20)(21)(22)

El espesor de las barreras protectoras de la instalación tiene como objeto lograr que estas radiaciones dejen de ser un peligro externo y así fomentar la protección y seguridad radiológica en los lugares de trabajo del personal que la opera y del público que se encuentra cerca de dichas instalaciones. (22)

Con la adquisición del Acelerador Lineal Clínico Monoenergético, el INSTITUTO DEL CÁNCER SOLCA-NÚCLEO DE LOJA, será una de las instituciones que forme parte de un proceso de actualización de tecnología para mejorar el servicio de tratamiento de enfermedades oncológicas, sustituyendo el equipo de radioterapia de Cobalto-60, cuya vida útil de su fuente actual está por terminar y debido a que los equipos de Cobalto son cada vez menos atractivos para la terapia del cáncer (por la energía que llevan los fotones resultantes de su decaimiento radiactivo), siendo indispensable para tal implementación el cálculo de blindaje de la sala que albergará al nuevo equipo, para evitar la propagación de las radiaciones ionizantes que este generará.

El cálculo de blindajes contra haces de fotones de uso médico se basa en las recomendaciones brindadas por el Consejo Nacional de Protección contra las Radiaciones (NCRP) de los EE.UU. en sus reportes No. 49, 51,151, en la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), Comisión de Seguridad Nuclear (CSN), International Atomic Energy Agency (IAEA) etc.

Estos protocolos han sido utilizados en varios trabajos de este campo, como: en el Proyecto Terminal de Ingeniería Biomédica titulada “Diseño de una unidad de radioterapia” desarrollado por Estrada Cano José Alberto en la Universidad Autónoma Metropolitana de Iztapalapa en Mayo del 2004, (29) GUIDE ST 2.2 de la STUK (Säteilyturvakeskus) de Finlandia titulada” Radiation Safety of Radiotherapy Equipment and Treatment Rooms” publicado en febrero de 2001, (37) entre otros. (34)

(38)

En los últimos años la publicación N° 151 de la NCRP es la más utilizada puesto que es una fusión de los reportes 49,51 por lo cual, contiene toda la información sobre los nuevos equipos con sus respectivas variables y parámetros que facilitan el cálculo.

(31)(30)(40)

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Calcular el blindaje para el búnker que alojará al Acelerador Lineal Monoenergético del INSTITUTO DE CÁNCER SOLCA-NÚCLEO DE LOJA.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Comprender los principios de interacción de las radiaciones ionizantes con la materia.
- Describir las técnicas básicas de protección personal contra las radiaciones ionizantes para haces externos.
- Describir los protocolos existentes para el cálculo de blindaje de fotones de alta energía.
- Determinar el espesor necesario de las barreras de protección de la sala que alojará el Acelerador Lineal Monoenergético, cumpliendo con los requisitos de Seguridad y Protección Radiológica establecidas por la autoridad competente y las características requeridas para la instalación.

## **HIPÓTESIS**

La carga de trabajo planificada, las técnicas de tratamiento y las características propias de la instalación de Teleterapia del INSTITUTO DE CÁNCER –SOLCA NÚCLEO DE LOJA, determinarán el cálculo de blindaje para el búnker que alojará al Acelerador Lineal Monoenergético.

## **CAPÍTULO I**

### **1 MARCO TEÓRICO**

#### **1.1 FUNDAMENTOS DE LA FÍSICA DE LAS RADIACIONES Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA**

##### **1.1.1 GENERACIÓN DE LOS RAYOS X**

Los equipos generadores de rayos X fueron diseñadas, de modo que un gran número de electrones son producidos y acelerados a velocidades próximas a la de la luz para interaccionar con el blanco de alto número atómico Z. (2)



Los electrones que alcanzan el blanco pueden interactuar con los electrones orbitales o con los núcleos de los átomos del blanco los cuales sufren un frenado muy rápido, generando múltiples colisiones que dan lugar a la conversión de energía cinética en energía térmica (calor) y en energía electromagnética (rayos X). (1)

### **Mecanismos de producción de rayos x**

Los fotones de rayos X de alta energía son generados a partir de electrones sometidos a una aceleración para alcanzar velocidades relativistas en la guía de onda del acelerador lineal de partículas, las cuales golpean un blanco, obteniendo un espectro de energía amplio de fotones emitidos.

Existen 2 mecanismos de producción:

- **Radiación de frenado**

El electrón incidente pasa por las cercanías del núcleo del material del blanco, y por interacción Coulombiana, el electrón es desviado de su trayectoria inicial, perdiendo parte de su energía, que es emitida en forma de rayos X de frenado o “bremsstrahlung”, que van desde valores bajos, hasta una energía máxima, que es igual a la energía cinética del electrón incidente. (1)

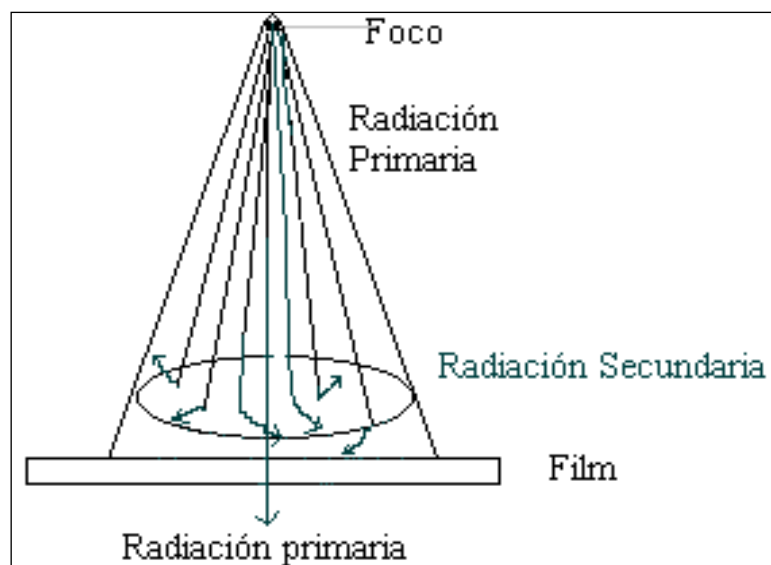
- **Rayos X característicos**

Se origina cuando el electrón proyectil que provoca la interacción, tiene la suficiente energía como para ionizar el átomo del blanco, eliminando totalmente el electrón de una capa interna, debido a que este le transfiere la energía suficiente al electrón orbital, para que salte de su órbita, dejando un “hueco” cuya inestabilidad es inmediatamente corregida con el paso de un electrón de una órbita más externa. (2)

### 1.1.1.1 Tipos de radiación

Como se muestra en la figura 1.1, *la radiación primaria* es el haz emitido directamente desde el cabezal que pasa por la apertura del colimador y que tiene como finalidad ser utilizada en los procedimientos requeridos. Mientras que, *la radiación secundaria* es aquella que se produce directamente por la interacción del haz primario con cualquier átomo o molécula (aire, paciente, etc.) que se interponga en su camino, no constituyendo el haz primario por poseer diferente dirección. (13)

**Figura 1-1: Representación de la radiación primaria y secundaria**

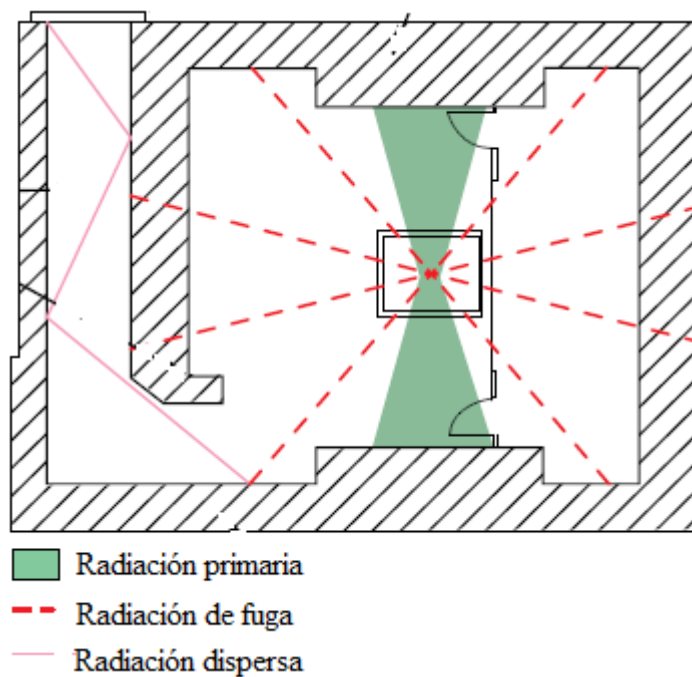


**Fuente:** Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (13)

Los factores que influyen en la Radiación Secundaria son el kilovoltaje y tamaño del campo que pueden ser controlados por el operador y el espesor del paciente que es un factor que no puede ser controlado. (13)

En la figura 1.2 se observa *la radiación de fuga*, que es la radiación que emerge por la cubierta protectora del tubo generador de radiación, la cual no forma parte del haz útil de radiación ya que dichos fotones se emiten en cualquier dirección.

**Figura 1-2: Radiación de fuga y dispersa**



**Fuente:** Especificaciones otorgadas por SOLCA-LOJA (7)

## 1.2 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA CON LA MATERIA

Los fotones son partículas que no poseen carga ni masa en reposo por lo que forman parte de las radiaciones indirectamente ionizantes. Se caracterizan por ser de baja LET (Linear Energy Transfer), siendo útil en la medicina por su alta capacidad de penetración y por su nivel de interacción con el material biológico, permitiendo irradiar en determinada profundidad limitando el daño en los tejidos periféricos. (1)

La interacción de un haz de fotones con un blanco es de tipo probabilístico o estocástico ya que, no es posible conocer *a priori* si un fotón va a interactuar o no, tan solo se puede conocer la probabilidad de interacción. Por lo tanto, se define la sección eficaz ( $\sigma$ ) como el cociente entre la probabilidad de interacción con el blanco (P) y la fluencia de partículas ( $\Phi$ ) para una sustancia que actúa como blanco frente al campo de radiación. La unidad especial de sección eficaz es el barn (b) siendo  $1 \text{ b} = 10^{-28} \text{ m}^2$ .

$$\sigma = \frac{P}{\Phi} \quad [1.1]$$

La sección eficaz de cada interacción aumenta con el número atómico del material absorbente y sirve para predecir la probabilidad que ocurra cualquiera de los mecanismos de interacción de los fotones con la materia. (1)

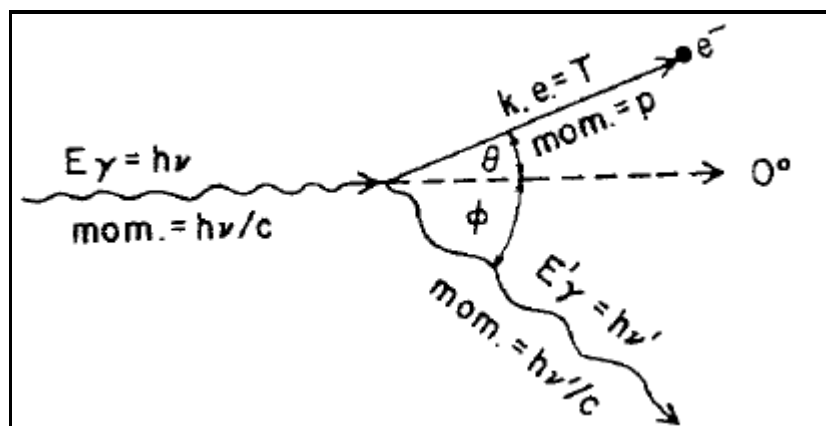
Al interactuar los fotones con los electrones o núcleos del blanco, la intensidad de la radiación se va atenuando exponencialmente conforme aumenta el espesor del material atravesado, pero nunca llegan a anularse, así también la energía es transferida total o parcialmente por medio de diferentes fenómenos, los cuales van a depender de su energía y del número atómico Z del material a interactuar. (23)

### 1.2.1 EFECTO COMPTON O DISPERSIÓN DE COMPTON

Como se muestra en la figura 1.3, un fotón incidente con energía  $h\nu$ , interacciona con un electrón de las capas externas que se encuentra débilmente ligado. Este fotón tiene un momento  $h\nu/c$ , donde  $c$  es la velocidad de la luz en el vacío. (1)

Después de la colisión, el fotón incidente cede parte de su energía, desprendiendo al electrón con un ángulo  $\theta$  respecto a la dirección del fotón incidente, energía cinética  $T$  y un momentum lineal  $p$ , el resto de energía del fotón incidente la lleva el fotón dispersado con un ángulo  $\phi$  sobre el lado opuesto de la dirección del fotón incidente, el cual lleva una energía  $h\nu'$  y momentum lineal  $h\nu'/c$ , con lo cual el fotón incidente pierde energía generando más radiación dispersa que los otros procesos de interacción de los fotones con la materia. (2) A esta interacción también se la conoce como incoherente, porque existe transferencia de energía al medio atenuador.

**Figura 1-3: Efecto Compton**



**Fuente:** ATTIX., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry (1)

La energía del fotón dispersado es:

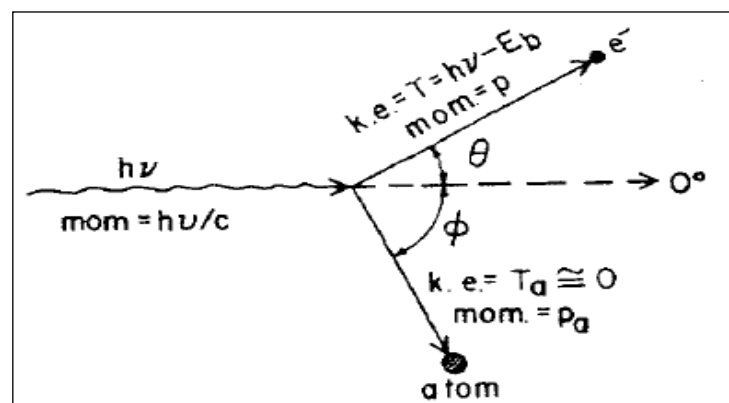
$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos\varphi)} \quad [1.2]$$

Por lo tanto, el Efecto Compton, constituye el proceso de interacción fotónica más importante y dominante en radioterapia con fotones de energías entre  $\cong 20$  keV a  $\cong 30$  MeV. La probabilidad de interacción Compton (coeficiente de atenuación másico) es prácticamente independiente de Z. (1)

### 1.2.2 EFECTO FOTOELÉCTRICO O (ABSORCIÓN FOTOELÉCTRICA)

Durante el efecto fotoeléctrico un fotón transmite toda su energía cinética a un electrón atómico interno del material desprendiéndolo en forma de fotoelectrón. Después de que esto sucede, los electrones de las capas exteriores buscan llenar la vacante, creando un exceso de energía que es disipada por la emisión de radiación característica y/o por electrones de baja energía (electrones Auger), como se muestra en la figura 1-4.

**Figura 1-4: Efecto Fotoeléctrico**



**Fuente:** ATTIX “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry” (1)

La energía cinética del electrón es independiente del ángulo de dispersión

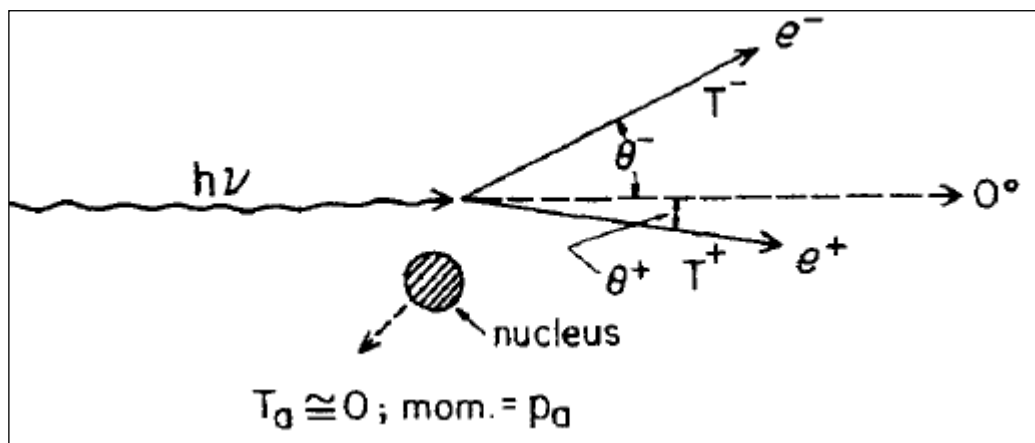
$$T = h\nu - E_b \quad [1.3]$$

Donde  $T = h\nu - E_b$  es la energía de enlace del electrón de la capa original.

### 1.2.3 PRODUCCIÓN DE PARES

El fotón interactúa con el campo electromagnético del núcleo y cede toda su energía en el proceso creando un par electrón - positrón. Para que suceda este proceso de interacción es necesario que la energía mínima del fotón incidente sea de 1.022 MV (umbral), ya que la energía másica en reposo del electrón es equivalente a 0,511 MeV al igual que del positrón, como se puede ver en la Figura 1.5

**Figura 1-5: Producción de pares**



**Fuente:** ATTIX, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry

De las dos partículas producidas, el electrón se une a cualquier átomo cercano, mientras que el positrón encontrará otro electrón en su camino y se aniquilarán, dando lugar a un

par de fotones de aniquilación de 0.511 MV cada uno, los mismos que se alejan en sentidos opuestos. (1)

La probabilidad de ocurrencia de este efecto predomina frente a la interacción de Compton al incrementar la energía del fotón incidente y también crece con el cuadrado del número atómico Z del medio absorbente.

#### 1.2.4 DISPERSIÓN DE RAYLEIGH (DISPERSIÓN COHERENTE)

Ocurre principalmente con rayos X de muy baja energía, como las usadas en mamografía (15 a 30 kV). Durante este fenómeno, el fotón no pierde energía debido a que estos fotones son dispersados elásticamente por electrones atómicos fuertemente ligados, sin excitar el átomo y el ángulo es relativamente pequeño, por lo tanto, como no hay transferencia de energética al medio, su interés en el caso es despreciable. (1)

### 1.3 ATENUACIÓN DE LOS RAYOS X Y $\gamma$

#### 1.3.1 ATENUACIÓN EXPONENCIAL

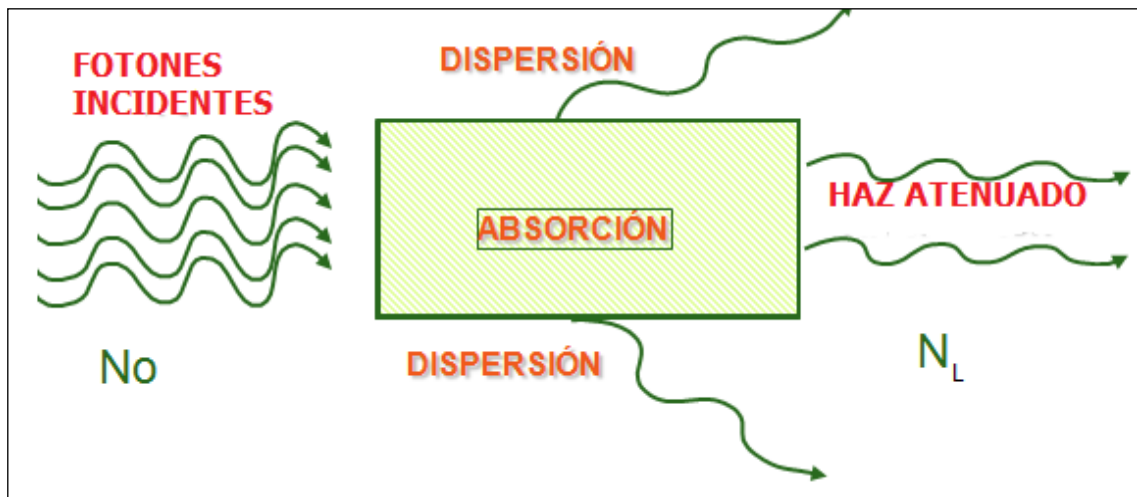
Es la descripción de la transmisión de la radiación no másica y no cargada a través de la materia. Esta radiación indirectamente ionizante pierde energía a través de un número relativamente pequeño de interacciones en comparación con el número de interacciones que se producen en el caso de partículas cargadas (electrones). Entonces podemos decir que, un fotón con suficiente energía interactuando en un medio atenuador adecuado, tiene una cierta probabilidad de atravesar la materia sin perder energía. (1)



- **Atenuación exponencial simple**

En la figura 1.6, se considera que se envía un haz delgado de intensidad  $N_0$  (número de fotones) de rayos X o gamma monoenergético sobre un material de espesor  $L$ . En el material el haz será atenuado por cualquiera de los tres procesos de interacciones ya mencionadas, llegando al detector sólo la cantidad  $N_L$ , menor que  $N_0$ . (1)

**Figura 1-6: Atenuación Exponencial**



**Fuente:** <http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx>

Se asumirá para este caso ideal que cada partícula, si llega a interactuar es completamente absorbida en una interacción única, sin producir ninguna radiación secundaria, de lo contrario esta atraviesa la lámina sin producirse cambios en energía o dirección. Matemáticamente se expresa como:

$$N_L = N_0 e^{-\mu L} \quad [1.4]$$

Donde:  $\mu$  [ $\text{cm}^{-1}$ ] es el **coeficiente de atenuación lineal** o simplemente el coeficiente de atenuación y representa la probabilidad de interacción del fotón con el material, el cual es dependiente del material y su energía. (24)

Cuando  $\mu$  es dividido por la densidad  $\rho$  del medio de atenuación se la denomina **coeficiente de atenuación másico** ( $\mu/\rho$ ), que viene dado en  $\text{cm}^2.\text{g}^{-1}$ (1)

- **Atenuación exponencial por varios modos de absorción**

Se considera que más de un proceso de absorción sucede en el caso anterior (Fig. 1-6) con cierta probabilidad, donde cada proceso es totalmente absorbente, es decir, no produce radiación secundaria o dispersa. Entonces se puede expresar que el coeficiente total de atenuación lineal  $\mu$  es igual a la suma de sus partes:

$$\mu = \mu_1 + \mu_2 + \dots \quad [1.5]$$

$$1 = \frac{\mu_1}{\mu} + \frac{\mu_2}{\mu} + \dots \quad [1.6]$$

Sustituyendo este último coeficiente en la ecuación [1.4], resulta:

$$N_L = N_o(e^{-\mu_1 L})(e^{-\mu_2 L}) \dots \quad [1.7]$$

Lo que demuestra que el número de partículas  $N_L$  que penetran a través de la lámina de espesor  $L$  depende del efecto total de todos los procesos de atenuación. (1)

El número de interacciones por cada tipo de proceso está dada por:

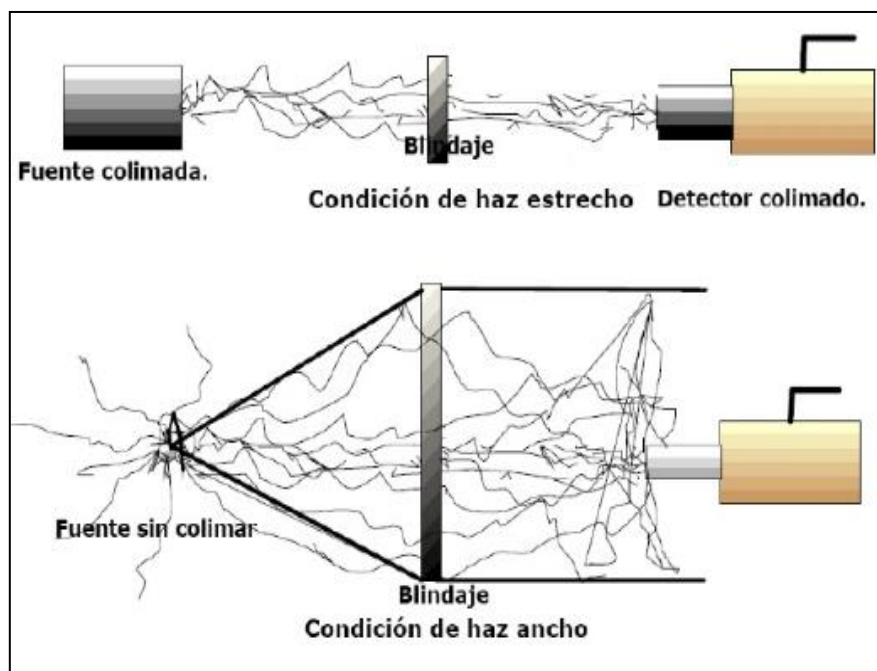
$$\Delta N_x = N_o(1 - e^{-\mu L}) \frac{\mu_x}{\mu} \quad [1.8]$$

Donde  $\frac{\mu_x}{\mu}$  es la fracción de las interacciones que se dan por un proceso x (efecto fotoeléctrico, dispersión Compton, producción de pares, etc.)

El cálculo de la atenuación de fotones sería un problema sencillo si únicamente existiese absorción. Sin embargo, es complejo porque un fotón puede ser dispersado o pueden generar más fotones generando en algunas ocasiones, un aumento del flujo de fotones emergentes respecto al incidente. (1)

Se consideran entonces, a estos efectos de dispersión y/o absorción dos condiciones geométricas como se observa en la figura 1-7.

**Figura 1-7: Condiciones geométricas**



**Fuente:** [www.es.scribd.com/doc/20982346/Clase-blindaje2010](http://www.es.scribd.com/doc/20982346/Clase-blindaje2010) (32)

**Condiciones de haz angosto:** Se da para una fuente de fotones de baja intensidad con un haz colimado y monoenergético. Estas situaciones solo se producen con fines experimentales. Bajo estas circunstancias, los fotones dispersados por el material del blindaje, son eliminados del haz emergente y no forman parte del haz primario. (1)

**Condiciones de haz ancho:** Este tipo de haz es el que se presenta con mayor frecuencia en la práctica. En el cual, el material de blindaje es atravesado por haces anchos paralelos o divergentes produciéndose radiación dispersa, parte de la cual vuelve al haz emergente (32). Debido a ello, la atenuación no sigue una ley exponencial por lo que la intensidad de un haz no colimado (ancho) puede obtenerse multiplicando la relativa a un haz colimado por una función que depende de la geometría de la fuente, la geometría, composición del material absorbente y la energía de los fotones. (1)

Tal función se denomina FACTOR DE ACUMULACIÓN o BUILD-UP.

### 1.3.2 MAGNITUDES DE INTERACCIÓN

La caracterización de la interacción de la radiación con la materia se expresa mediante coeficientes que son específicos para el tipo de radiación, energía, material y la forma de la interacción.

- **Coefficiente de atenuación lineal Másico ( $\mu/\rho$ )**

Se define como la fracción de partículas sin carga y sin masa que experimentan interacciones al atravesar una distancia elemental  $dl$  en un material atenuador de densidad  $\rho$ . Así, el coeficiente de atenuación másico es independiente de la densidad del medio. (1)

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{dN}{N\rho dl} \quad \left[ \frac{cm^2}{g}, \frac{m^2}{kg} \right] \quad [1.9]$$

Para cada efecto el coeficiente de atenuación es diverso y tienen su respectiva notación como se describe a continuación:

***Coefficiente de atenuación másico del efecto Compton ( $\sigma/\rho$ ):*** es el de mayor interés debido a que en dicho efecto se genera en el rango de energía usado en radioterapia, convirtiéndose en el efecto dominante ya que contribuye con un alto porcentaje al coeficiente de atenuación total.(1) El coeficiente de atenuación másico Compton resulta igual a:

$$\frac{\sigma}{\rho} = N \frac{Z}{A} \sigma_{comp} \quad [1.10]$$

Para los elementos livianos  $Z/A$  es aproximadamente igual a  $1/2$  y en general dicha fracción varía hasta aproximadamente 0,4 para la mayoría de materiales con una disminución gradual al aumentar  $Z$ , por lo que  $\sigma/\rho$  resulta ser prácticamente independiente de  $Z$ . (1)

“En un absorbente con alto  $Z$ , algunos fotones que han sufrido dispersión pueden ser dispersados nuevamente, produciéndose un proceso de dispersión múltiple.” (1) Por lo

tanto, la variación de  $\mu/\rho$  depende de Z. Este aspecto tiene gran importancia en el cálculo de blindajes. (23)

**Coefficiente de atenuación másico del efecto fotoeléctrico ( $\tau/\rho$ )**, es proporcional a  $Z^3/(h\nu)^3$ , donde Z es el número atómico del material atenuador. (1)

**Coefficiente de atenuación másico en la producción de pares ( $k/\rho$ )**, es proporcional a  $Z^2$ . (1)(23)

**Coefficiente de atenuación másico en la Dispersión de Rayleigh ( $\sigma_R/\rho$ )**, es proporcional a  $Z/(h\nu)^2$ . Contribuye con un bajo porcentaje al coeficiente de atenuación total. (1)

Es importante conocer que los coeficientes lineales y másicos de atenuación depende de la energía de la radiación y del material atenuador por lo tanto, difieren de un material a otro, según sean buenos o malos absorbentes de rayos X y  $\gamma$ . (1)

- **Coefficiente de atenuación lineal másico total**

El coeficiente de atenuación másico total es la suma de los coeficientes másicos generados durante los distintos procesos de interacción de fotones con la materia, en unidades de  $\text{cm}^2/\text{g}$ , como:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{k}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad [1.11]$$

- **Coefficiente de transferencia másico de energía ( $\mu_{tr}/\rho$ )**

Se define como la fracción de energía de las partículas incidentes no cargadas y sin masa que es transferida como energía cinética inicial de partículas cargadas, por interacciones al atravesar una distancia  $dl$ , en un material de densidad  $\rho$ . (1)

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{dE_{tr}}{E\rho Ndl} \quad \left[ \frac{m^2}{kg^{-1}} \right] \quad [1.12]$$

- **Coefficiente de absorción másico de energía ( $\mu_{en}/\rho$ )**

Para partículas ionizantes no cargadas y sin masa, se define como el producto del coeficiente de transferencia másico de energía por  $(1-g)$  siendo  $g$  la fracción de la energía de las partículas secundarias que es perdida como radiación de frenado en el material. (1)

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad \left[ \frac{m^2}{kg^{-1}} \right] \quad [1.13]$$

#### **1.4 ACELERADORES LINEALES DE USO MÉDICO (LINAC)**

Es un equipo generador de fotones de altas energías por medio de la aceleración de electrones y su posterior frenado por blancos de alto número atómico como es el caso del Tungsteno. (6)

Se usa comúnmente para tratamiento de enfermedades oncológicas, ya que suministra rayos x de alta energía a la región del tumor del paciente sin afectar mayormente los tejidos circundantes normales debido a la presencia de colimadores multihojas que forman un haz semejante a la forma del tumor, permitiendo que la dosis de irradiación se adapte a la anatomía de los volúmenes deseados para reducir la radiación en los órganos sanos y aumentar en el tejido enfermo. (6)

Los aceleradores lineales son montados isocéntricamente, cuyo isocentro generalmente está ubicada a 100cm de la fuente. Estos equipos constituyen fuentes generadoras de radiación, por lo que emiten radiación solo cuando se encuentran en funcionamiento, convirtiéndose en un equipo de operación segura. (8)

#### 1.4.1 ESTRUCTURA DE LOS ACELERADORES LINEALES

La estructura básica de un acelerador lineal de uso médico (LINAC) consta de una sección fija y una rotatoria.

La *sección fija* contiene el generador de ondas de radiofrecuencia (klystron o magnetrón) y la unidad de enfriamiento.

La *sección rotatoria* comprende el cañón de electrones, la estructura aceleradora, el cabezal de tratamiento y otros dispositivos montados al brazo giratorio. (6)

- **Gantry**



El gantry es un cabezal que rota alrededor del punto central (isocentro) del cuerpo del paciente. (33) Comprende las siguientes partes:

*Tubo acelerador.*- es una estructura de guía de ondas a alto vacío en la cual se aceleran los electrones, está provista de un sistema de bobinas para corregir la trayectoria del haz. (6)

*Blanco (target).*- lugar donde inciden los electrones que generan los fotones. Se localiza por encima del colimador primario, en el foco de las trayectorias de los fotones. Comúnmente están elaborados de platino para bajas energías y de cobre o tungsteno para altas energías con el fin de minimizar la producción de neutrones por interacciones fotonucleares. (6)

*Colimadores multihojas.*- láminas de metal que sirven para delimitar campos rectangulares de hasta 40 x 40 cm<sup>2</sup> de superficie (dicha dimensión está referida a la posición del isocentro).

Los colimadores también son capaces de generar una variedad de formas en campos no rectangulares, los cuales se van cerrando adoptando la forma casi exacta del tumor para así evitar la irradiación de tejido sano. (7)((39))

*Filtro aplanador.*-son dispositivos cónicos y están elaborados de plomo, para bajas energías y de tungsteno para altas energías. (6)

Su función es mejorar la distribución de dosis en el paciente homogeneizando la radiación X que emerge del blanco atenuando el haz fundamental por el centro, debido a su forma aproximadamente cónica. (28)

*Sistema de enfriamiento.*- su función es regular y mantener la estructura aceleradora a una temperatura constante. (6)

- **Stand**

Se encuentra detrás del cabezal y contiene la electrónica de control. Genera, amplifica y transmite microondas de alta frecuencia para acelerar los electrones a altas energías.

- **Mesa de tratamiento**

Lugar donde se coloca al paciente durante el tratamiento, posee movimientos longitudinal, transversal y rotacional. (7)

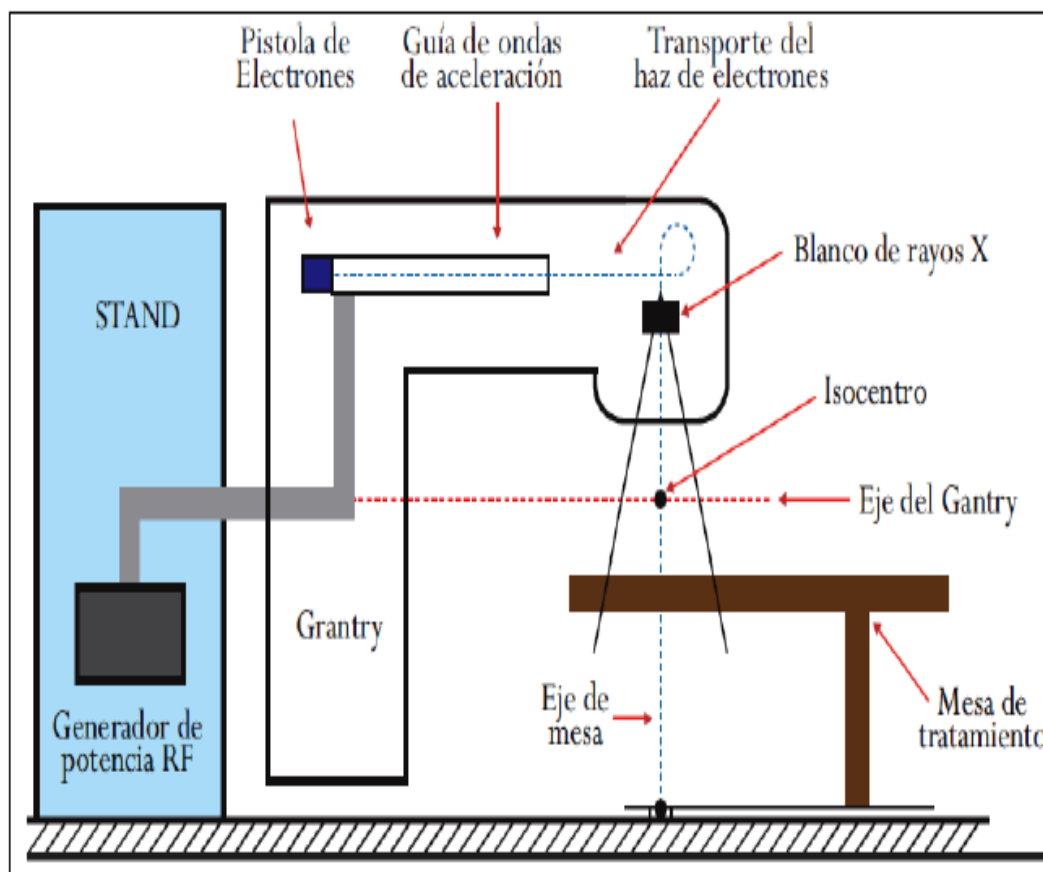
- **Consola de control de tratamiento**

Sirve para operar y controlar el acelerador. Contiene casi todas las funciones de operación y control, a excepción de aquellas que permiten el posicionamiento del paciente en la sala de tratamiento. (6)

- **Control manual colgante**

Sirve para posicionar al paciente, moviendo la mesa y/o el cabezal. Se ubica colgado sobre la mesa.

**Figura 1-8: Configuración de un acelerador lineal**



**Fuente :** (PALLOSO, M., Tesis: “Control de Calidad en el Sistema de Planificación Eclipse en Haces de Fotones para el departamento de Radioterapia., Hospital Oncológico Sal6n Espinoza SOLCA- N6cleo de Quito” (23)

#### 1.4.2 FUNDAMENTO FÍSICO DEL LINAC

En un LINAC los fotones son generados a partir de electrones acelerados que alcanzan velocidades pr6ximas a la de la luz, a trav6s de trayectorias rectil6neas utilizando gu6as de onda al vac6o.

Los electrones se impactan sobre un blanco de alto Z, denominado fuente del haz de radiación. (6)(23)

Un cañón de electrones inyecta un pulso de electrones a través del tubo lineal en el cual la energía es transferida a los electrones por los campos de radiofrecuencia suministrada por una fuente de microondas.

Los electrones acelerados, al interactuar con el blanco sufren un frenado muy rápido, cediendo la energía que pierden en forma de radiación electromagnética (fotones). Este efecto cuántico recibe el nombre de radiación de frenado. (6)(23)

El haz de fotones generado presenta un espectro continuo, de energía máxima igual a la energía de los electrones incidentes. La energía media del haz de fotones resultante es aproximadamente un tercio de la energía máxima.

Direccionalmente, los fotones son predominantemente dirigidos hacia adelante.

## **1.5 FUNDAMENTOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA INSTALACIONES DE RADIOTERAPIA**

La Protección Radiológica (PR) es una herramienta de gestión de medidas de protección frente a los efectos nocivos para las personas y el medio ambiente generados por el uso de la radiación ionizante. (19)

La International Commission on Radiological Protection (ICRP) es una organización asesora que se encarga de emitir publicaciones de las medidas de Protección Radiológica para garantizar la protección de los trabajadores ocupacionalmente expuestos y del público así también, proporciona orientación sobre los principios fundamentales en los que se basa una protección radiológica adecuada. (19)

El objetivo fundamental de la protección radiológica es “contribuir al nivel adecuado de protección de las personas y del medio ambiente, de los efectos perjudiciales de la exposición a la radiación sin limitar indebidamente las acciones humanas beneficiosas que puedan estar asociadas a tal exposición” según la ICRP en la publicación N<sup>o</sup> 103.

Así también como “gestionar y controlar las exposiciones a la radiación ionizante para prevenir los efectos determinísticos y reducir los riesgos de los efectos estocásticos hasta donde sea razonablemente alcanzable”. (19)

Con el incremento del uso de las radiaciones ionizantes en el campo de la medicina, es necesario incrementar las medidas de protección radiológica con objeto de proteger a la humanidad y medio ambiente en su conjunto, contra los riesgos que se derivan durante exposiciones innecesarias. Por lo cual, todas las instalaciones que albergan estos equipos generadores de alta energía, deben cumplir con ciertos parámetros de seguridad, para proteger al personal que la opera, público y medio ambiente. (19)

El Sistema de Protección Radiológica se aplica a todas las exposiciones, según la relación entre la fuente y las personas, sin tener en cuenta su tamaño y origen:

**Exposiciones ocupacionales.-** se refiere a “toda exposición de los trabajadores sufrida durante el trabajo, con excepción de las exposiciones causadas por las prácticas exentas<sup>1</sup> o fuentes exentas<sup>2</sup>” (18), exposición médica y las debidas al fondo de origen natural. (19)

El principal riesgo radiológico del Profesional Ocupacionalmente Expuesto (POE) relacionado con la teleterapia es la irradiación externa. A pesar de que dichos equipos e instalaciones tienen un alto grado de seguridad en sus diseños, siempre existe la posibilidad de ocurrencia de fallas en los sistemas de seguridad e incluso errores humanos ocasionando exposición no deseada.

**Exposición médica.-** Exposición incurrida por los pacientes como parte de su propio tratamiento o diagnóstico médico, es decir las que no pertenecen a los trabajadores que laboran en estas áreas y que reciben debido a sus actividades laborales. (16)

**Exposición al público.-** comprende todas las exposiciones que no sean exposiciones ocupacionales ni médicas de pacientes, es decir que son aquellas personas que reciben exposiciones sin obtener ningún beneficio de la presencia de dichas fuentes. Las exposiciones del embrión o feto en el caso de las trabajadoras embarazadas se consideran dentro de este grupo. (9)

---

<sup>1</sup> Se refiere a una exposición del trabajador con radiación ionizante en una práctica fuera de su actividad laboral.

<sup>2</sup> Es cuando el trabajador tiene una exposición a la radiación ionizante con fuentes que se encuentran fuera de su zona de trabajo.

### 1.5.1 PRINCIPIOS FUNDAMENTALES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

El uso de las radiaciones ionizantes es una fuente de incalculables beneficios para la salud y el bienestar de la sociedad, pero a la vez ha generado nuevos factores de riesgo para la salud de las personas. Por consiguiente, para aprovechar los beneficios y al mismo tiempo evitar o reducir los posibles perjuicios, la ICRP propuso un Sistema de Protección Radiológica basándose en tres principios fundamentales que son aplicables a situaciones de exposición planificada, existente y de emergencia. (19)

- **Justificación de la práctica**

Toda práctica que implique exposición a las radiaciones ionizantes debe tomar en cuenta los posibles beneficios para los individuos en forma aislada o para la sociedad, frente al detrimento individual producido como consecuencia de la exposición. (3)

La justificación evalúa el beneficio y el detrimento asociados con la práctica. Su aplicación conduce a impedir la utilización de fuentes de radiación con fines vanos, puesto que, el detrimento está asociado con la operación normal de las instalaciones y las que puedan derivarse de posibles accidentes. (9)

Este principio se aplica desde dos enfoques diferentes como: las situaciones que involucran exposición ocupacional y las que involucran a miembros del público.

El *primer enfoque* se utiliza cuando se introducen nuevas actividades humanas a medida que se dispone de nueva información o tecnología.

El *segundo enfoque* se utiliza cuando las exposiciones pueden ser controladas a través de la modificación de las vías de exposición y no actuando directamente sobre la fuente.

(19)

### **Beneficio vs Detrimento Colectivo**

En ambos enfoques, habitualmente la responsabilidad de evaluar la justificación a fin de garantizar el beneficio para la sociedad y no necesariamente para el individuo recae en las autoridades nacionales.

El proceso de justificación dentro de la exposición médica de pacientes requiere un enfoque diferente y detallado de los dos anteriores, debido a que esta exposición es intencional y para el beneficio directo del paciente. (9)

El uso clínico de la radiación se debe justificar, como en cualquier otra situación de exposición planificada, pero dicha justificación recae frecuentemente en el personal médico antes que en la autoridad reguladora competente, ya que el objetivo fundamental de las exposiciones médicas es “beneficiar al paciente teniendo en cuenta el detrimento radiológico asociado a la exposición del paciente, del personal de radiología (POE) y de otros individuos (público)”. (19)



Por consiguiente, la responsabilidad por la justificación del uso de un procedimiento en particular recae en los facultativos médicos pertinentes, quienes necesitan tener una capacitación especial en protección radiológica.

- **Optimización de la protección radiológica**

La optimización es esencial en el sistema de protección, teniendo en cuenta las condiciones socioeconómicas aplicables, garantizando la protección a cada una de las personas implicadas a fin de mantener la exposición a niveles tan bajos como sea razonablemente posible (As Low As Reasonable Achievable-ALARA) es decir, mantener tan bajos como sea razonablemente posible el número de personas expuestas, la probabilidad de que ocurran exposiciones y la magnitud de las dosis individuales, teniendo en cuenta que la suma del coste de la protección y del detrimento radiológico para la salud sea mínima. (10)(19)

La optimización de la protección radiológica debe efectuarse tanto en el diseño como en la ejecución de toda operación justificable para disminuir de manera significativa la radiación del POE y público, a fin de lograr mantener los límites de dosis permisibles por los organismos encargados de la Protección Radiológica. (18)

- **Limitación de la dosis individual**

Los límites de dosis son valores establecidos legalmente que no deben ser sobrepasados (por el POE o por el público), con la finalidad de asegurar que ningún individuo esté

expuesto a riesgos de irradiación innecesaria para así evitar los efectos deterministas y reducir la probabilidad de aparición de efectos estocásticos.

En el caso de los pacientes no existe límites de dosis, pero esto se ve compensado con una correcta aplicación de los principios de justificación y optimización. (9)

La ICRP considera que los límites de dosis existentes para los miembros del POE y para el público en general se establecen bajo una serie de límites de dosis que no deben ser superados los cuales se detallan a continuación. (10)(19)

**Tabla 1-1: Límites de dosis para público**

<b>Límite de dosis efectiva</b>	1 mSv por año oficial	
<b>Límite de dosis equivalente</b>	Cristalino	15 mSv/año
	Piel <sup>3</sup> <ul style="list-style-type: none"><li>• Manos</li><li>• Antebrazos</li><li>• Pies</li><li>• Tobillos)</li></ul>	50 mSv por año oficial

**Fuente:** INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP),  
Recomendación 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica” (19)

---

<sup>3</sup> Los límites de dosis equivalentes para la piel se aplican a la dosis promedio sobre 1 cm<sup>2</sup> de la zona de la piel más altamente irradiada.

**Tabla 1-2: Límites de dosis para POE**

<b>Límite de dosis efectiva</b>	100 mSv/5 años equivale a un promedio anual de 20 mSv, sometida a una dosis efectiva máxima de 50 mSv en cualquier año.	
	2 mSv en la superficie del abdomen en caso de trabajadoras embarazadas.	
	6 mSv/año para aprendices y estudiantes relacionados con la utilización de fuentes radiactivas	
<b>Límite de dosis equivalente</b>	Cristalino	150 mSv/año 20 mSv/año (aprendices y estudiantes)
	Piel <sup>3</sup> (manos, antebrazos, pies y tobillos)	500 mSv por año oficial 150 mSv/año (aprendices y estudiantes)

**Fuente:** INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP)., "Recomendación 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica" (19)

### 1.5.2 SEGURIDAD RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE RADIOTERAPIA

Las instalaciones de radioterapia deben cumplir con ciertos parámetros de seguridad, para asegurar la Protección Radiológica del personal que la opera y del público, con el objeto de evitar una exposición innecesaria a radiaciones ionizantes de alta energía que puede causar daños en la salud y el medio ambiente.

Para evitar este riesgo es indispensable, entre otros requerimientos, que las paredes, pisos, techo, puerta del búnker requiera de un blindaje adecuado, de tal manera que la dosis (tasa de dosis) fuera del búnker se encuentren por debajo de los máximos

permisibles establecidos en los límites de dosis por la Autoridad Reguladora nacional e internacional. (8)

El búnker es un recinto cerrado construido para contener la radiación ionizante de alta o baja energía y prevenir exposiciones innecesarias al POE, pacientes, público y medio ambiente. Todos los recintos tienen principios de diseño semejantes, aunque sus características (tamaño y diseño) pueden variar según el equipo que se va a abarcar, el espacio físico con el que se cuenta y el uso que se va a dar. (17)

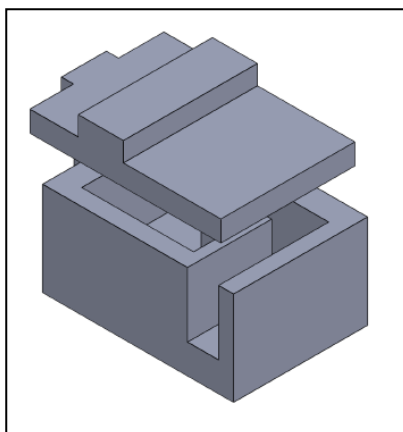
Está formado por la sala de tratamiento a la cual se llega por un laberinto o pasillo que se diseña para impedir que la radiación dispersa interactúe primero con su pared antes de alcanzar el pasillo que dirige hacia la puerta. Típicamente se diseña el búnker con un solo punto de entrada con el objeto de proteger a las personas de la radiación dispersa fuera de este. (11)(25)

Para que una instalación que alberga un equipo generador de radiación ionizante sea un área segura es necesario que cumpla los siguientes aspectos (6):

- El espesor del blindaje deben ser los adecuados en las paredes, pisos, techos y puertas del búnker compatibles con los límites de dosis vigentes y los factores de ocupación de las áreas colindantes.
- Para mantener los límites de dosis establecidos por la ICRP se debe aplicar de un Programa de Garantía de Calidad en radioterapia con el objeto de minimizar cualquier tipo de error para mejorar los resultados de la radioterapia. (8)

- Debe poseer dimensiones que permitan el alojamiento cómodo del equipo.
- Debe poseer monitores de radiación, enclavamientos<sup>4</sup>, señalización y alarmas.
- Debe poseer un sistema de visualización e intercomunicación con el interior de la sala.

### Gráfica 1-1: Diseño del Búnker



Fuente: Tesista

Las barreras del búnker son diseñadas para atenuar casi toda la radiación producida por el Acelerador Lineal, su espesor es dependiente de la posición del gantry. (39) Por ello normalmente se distinguen dos tipos de barreras:

**Barrera primaria:** se diseñan para atenuar el haz de radiación primaria generada por el acelerador lineal. El espesor de esta barrera es dependiente de la energía del equipo.

(20)(25)

---

<sup>4</sup> Dispositivo mecánico de seguridad que impide la irradiación en caso de apertura de la puerta durante la exposición.

**Barrera secundaria:** se diseña para atenuar la radiación dispersa del haz primario así también como la radiación de fuga del cabezal del equipo de tratamiento. La radiación de fuga es típicamente de energía más alta que la radiación dispersa, y por consiguiente el espesor de la barrera secundaria es determinado en muchos casos por la radiación de fuga. (20)(25)

### 1.5.3 TÉCNICAS BÁSICAS DE PROTECCIÓN CONTRA RADIACIONES IONIZANTES PARA IRRADIACIÓN EXTERNA

La protección contra la irradiación por una fuente externa se consigue mediante la combinación de factores como: tiempo, distancia, blindaje y actividad de la fuente que tienen como finalidad reducir la dosis en las personas expuestas, de manera que se mantengan por debajo de los valores permisibles y tan bajo como sea razonablemente posible.

- **Reducción del tiempo de exposición**

Cuando una persona está sometida o propensa a una irradiación con una fuente externa, la dosis de radiación que recibe es igual al producto de la tasa de dosis (dosis recibida en la unidad de tiempo) por el tiempo durante el cual está expuesto a la radiación. Por tanto, debe estar expuesto el menor tiempo posible puesto que la dosis es directamente proporcional al tiempo de exposición.

$$\text{Dosis} = \text{Tasa de dosis} \times \text{tiempo}$$

Una apropiada planificación de las tareas, permitirá su realización en el menor tiempo posible, por lo tanto una reducción de la dosis del personal. (9)

- **Aumento de la distancia**

La exposición a la radiación decrece con el incremento de la distancia a la fuente, por lo tanto, la distancia entre sujeto y fuente de radiación es un medio muy efectivo para reducir la dosis de exposición y suele ser el más fácil y económico de aplicar.

La distancia debe ser la máxima posible con relación de la fuente emisora o generadora de radiación. Pues "la intensidad de radiación en cada punto es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia del mismo respecto de la fuente de emisión". (13)

- **Blindaje entre las personas y la fuente de radiación**

Cuando la combinación de tiempo y distancia, no reduce la dosis a niveles aceptables, hay que interponer una barrera de material absorbente entre la fuente y las personas conocida como blindaje.

Corresponde a poner pantallas protectoras (muros de hormigón, láminas de Plomo o acero, etc.) entre la fuente radiactiva y las personas con el objeto de atenuar la radiación. El blindaje adecuado de las fuentes de radiación produce condiciones intrínsecamente seguras en los lugares de trabajo. (19)

## **1.6 PRINCIPALES BLINDAJES EMPLEADOS PARA LA ATENUACIÓN DE RADIACIÓN X Y GAMMA**

La atenuación de los rayos X y  $\gamma$  por un material absorbente es el resultado de una combinación de tres procesos de interacción de la radiación con la materia, cada uno predominante en un determinado intervalo de energías del fotón incidente y del material absorbente, como ya se explicó anteriormente.

Para cualquiera de dichos procesos de interacción independientemente de la energía del fotón, la sección eficaz de cada interacción aumenta con el número atómico del material absorbente, por lo que son más apropiados para el blindaje los que posean número atómico elevado, como son el plomo, acero, u hormigón (tipo 1) por razones económicas.

La atenuación de un haz de radiación X ó  $\gamma$  en un dado material depende del:

- Material interpuesto,
- Tipo y energía del haz incidente
- Espesor del material

Para atenuar completamente este tipo de partículas sería necesario un blindaje de espesor infinito, convirtiéndose en algo imposible. Por tanto, se debe definir el espesor necesario del blindaje basándose en los principios fundamentales de protección radiológica: las personas expuestas no deben recibir dosis que superen los límites y las exposiciones. (6)



Un modo tradicional de expresar la aptitud de atenuación de un material blindante consiste en emplear el concepto de espesor o capa de hemirreducción (EHR o CHR) definido como el espesor necesario para reducir la intensidad de la exposición a la mitad. Se puede calcular a partir del coeficiente de atenuación lineal. (6)

Si el haz de radiación es monoenergético, el EHR está relacionado con el coeficiente de atenuación lineal de la siguiente manera:

$$EHR = \frac{\ln 2}{\mu} \quad [1.14]$$

Para el cálculo de las barreras de protección contra la radiaciones en las instalaciones de radioterapia, es necesario conocer una serie de parámetros básicos claves para el correcto diseño de las mismas como: la carga de trabajo semanal del equipo, locales colindantes, dimensiones de la sala, tipo de equipo a instalar y ubicación del mismo, entre otros aspectos. (5)(22)

## **CAPÍTULO II**

### **2 PRINCIPALES PROTOCOLOS ESTABLECIDOS PARA EL CÁLCULO DE BLINDAJE PARA INSTALACIONES DE RADIOTERAPIA**

#### **2.1 CONCEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN)**

El CSN es un organismo independiente de la Administración Central del Estado español, competente en materia de seguridad nuclear y protección radiológica. Capacitado para suspender la construcción o el funcionamiento de las instalaciones por razones de seguridad. (27)

El CSN desde su creación en 1976 por la Junta de Energía Nuclear publica Guías de Seguridad bajo el título “Guía para solicitar la puesta en marcha de las instalaciones de manipulación y almacenamiento de isótopos radiactivos (2.<sup>a</sup> y 3.<sup>a</sup> categoría)”, (27) que asumen la vigilancia y el control del funcionamiento de las instalaciones nucleares y radiactivas de España y de los países que deseen hacer uso de estas guías. (16)

La misión del CSN es “proteger a los trabajadores, la población y el medio ambiente de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes, consiguiendo que las instalaciones nucleares y radiactivas sean operadas por los titulares de forma segura y estableciendo las medidas de prevención y corrección frente a emergencias radiológicas, cualquiera que sea su origen”.(27)

En 1979, debido al desarrollo de la aplicación de la energía nuclear y la complejidad de su control en España, la Junta de Energía Nuclear consideró oportuno separar las funciones de promoción y de control creando el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) Ley 15/1980.

- **Guía de seguridad N<sup>o</sup> 5.5 (Documentación técnica para solicitar autorización de construcción y puesta en marcha de las instalaciones de radioterapia)**

La Guía de Seguridad N<sup>o</sup> 5.5 de la CSN tiene como objetivo el “facilitar la elaboración de los documentos técnicos que se deben presentar junto con las solicitudes de autorización de construcción y puesta en marcha de las instalaciones radiactivas destinadas a radioterapia.”(15)

Esta Guía es aplicable en instalaciones radiactivas de segunda categoría, que utilizan fuentes radiactivas encapsuladas, generadores de radiaciones ionizantes y aceleradores de partículas con fines de terapia, simulación y control de tratamientos terapéuticos.

Básicamente, la Guía de seguridad 5.5 comprende información de la normativa vigente para la autorización de construcción y la puesta en marcha de instalaciones con fuentes radiactivas.

***Autorización de construcción:*** Dentro de la autorización de construcción se debe tener un proyecto general de la instalación dando a conocer la descripción de la instalación, el estudio preliminar de seguridad y un programa de verificación pre operacional de la instalación sobre los sistemas que afectarán la seguridad y la protección radiológica del personal y del medio ambiente. (15)

***Autorización de puesta en marcha:*** Para la autorización de puesta en marcha es necesario identificar con claridad los componentes de la instalación que ayudaran a conocer el conjunto completo del Servicio de Radioterapia, las características técnicas de los equipos y la descripción de las actividades a desarrollar indicando el campo de aplicación. (15)

Esta guía de seguridad recomienda conocer con claridad los factores de ocupación de las dependencias, despachos, pasillos, etc. de la instalación y de las zonas circundantes, que puedan verse afectadas por las radiaciones de la instalación en cuestión. Así también la descripción de los materiales de construcción para el piso, techo y paredes,

indicando sus densidades y propiedades fundamentales de los materiales empleados en la construcción. (15)

Por consiguiente, estas Guías de Seguridad de la CSN pueden ser aplicadas por todos los países que quieran hacer uso de estas recomendaciones, solo es necesario que la solicitante añada información especificando el uso que tendrá la instalación. (11)

## **2.2 NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION & MEASUREMENTS (NCRP)**

Es una Institución creada en 1964 por el Congreso de los Estados Unidos cuya finalidad es reunir, analizar y desarrollar información sobre protección radiológica. Esta norma internacional americana, se ha convertido en las más utilizadas ya que sus reportes tienen valiosa información sobre el diseño, construcción, cálculo del espesor de las barreras de protección de la instalación y las características de los materiales que pueden ser utilizados para el blindaje.

Los reportes publicados por el NCRP han sido modificados con el pasar del tiempo ya que con el avance de la tecnología se han creado nuevos equipos generadores de alta energía (LINAC, CyberKnife o la Tomoterapia) por lo cual, este organismo encargado de la protección radiológica y medidas emite nuevas publicaciones modificando ciertas normas, técnicas y parámetros de las publicaciones anteriores. (35)

Hoy en día, el diseño y cálculo del blindaje para instalaciones con aceleradores lineales con energías de 10 MeV o menos, están basados en el reporte N<sup>o</sup> 49 de la NCRP (1976),

y para equipos de mayor energía en los reportes N<sup>o</sup> 51 (1977) y N<sup>o</sup> 151 de la NCRP (2005).

Cada una de estas publicaciones brinda mayor información y un mejor entendimiento acerca de la determinación de los blindajes, considerando la planeación de la protección radiológica. Por consiguiente, todos sus reportes se han convertido de gran ayuda en el campo de la Física Médica.

### 2.2.1 STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEDICAL USE OF X RAYS AND GAMMA RAYS OF ENERGIES UP TO 10 MeV

El reporte N<sup>o</sup> 49 fue publicado en 1976, por el National Council on Radiation Protection and Measurements. Es una guía de protección, involucrada con el diseño de la estructura de blindaje y evaluación para instalaciones médicas que utilizan rayos X y  $\gamma$  de energías hasta 10 MeV.

Este reporte es utilizado principalmente en la planificación, diseño y cálculo de blindaje para instalaciones radiactivas, porque da recomendaciones específicas de métodos alternativos para asegurar que la dosis recibida por los individuos sea tan baja como razonablemente sea posible, y no exceder del valor máximo permisible.

Contiene información técnica de los métodos de cálculo para el espesor y tipos de barreras que existen en el búnker y recomendaciones para la selección de un material atenuador apropiado.

### 2.2.2 RADIATION PROTECTION DESIGN GUIDELINES FOR 0.1-100 MeV PARTICLE ACCELERATOR FACILITIES

El Reporte N° 51 fue publicado en marzo de 1977. Este a diferencia del reporte N° 49 añade adicionalmente datos para aceleradores de alta energía sin embargo, es útil principalmente para los aceleradores de partículas, pero muchas de sus ecuaciones publicadas son útiles para el cálculo de espesor de las barreras del búnker.

Este incluye recomendaciones para la estructura del blindaje, diseño de las instalaciones, métodos para lograr la protección del POE y público, datos de transmisión de los rayos x y gamma y bases de cálculo de blindaje de generadores de alta energía. Pero años más tarde fue complementado por el reporte N° 151.

### 2.2.3 STRUCTURAL SHIELDING DESIGN AND EVALUATION FOR MEGAVOLTAGE X-AND GAMMA-RAY RADIOTHERAPY FACILITIES

El Report N° 151 publicado en diciembre del 2005 sustituye al reporte N° 49, debido a que con el paso de los años se ha fabricado nuevos tipos de equipos con energías mayores a los 10 MV, uso de nuevas técnicas de tratamiento, diseños del búnker con uno o dos laberintos, variedad de materiales y sobre todo porque contiene mayor información sobre los datos necesarios para el cálculo de blindajes.

El método de cálculo introducido por el NCRP tiene como finalidad facilitar el diseño y el cálculo del espesor de las barreras protectoras debido a que proporciona los datos

necesarios para un departamento moderno de radioterapia que cuenta con el uso de nuevas técnicas especiales y convencionales.

También propone recomendaciones e información técnica para el diseño, seguridad radiológica para el funcionamiento de una instalación radiactiva, selección de un apropiado material y de los métodos de cálculo de espesor de las paredes de las instalaciones a fin de limitar la exposición a radiación ionizante a los miembros del público y al POE.

Este grupo de científicos se reúnen anualmente con otros organismos encargados de la protección radiológica como la AAPM para exponer los nuevos avances de la tecnología en el ámbito de la Física Médica.

### **2.3 AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM)**

Es una organización científica, educativa y profesional fundada en 1958, conformada por más de 7500 científicos, quienes se dedican a asegurar con exactitud, seguridad y calidad del uso de las radiaciones ionizantes en los procedimientos médicos como en imágenes médicas y radioterapia, publicando informes técnicos periódicamente para asegurar que la radiación prescrita en imagen o en terapia se entregue con precisión.

(12)

Este grupo de Físicos Médicos tiene la responsabilidad de conectar al médico y paciente a través del uso de las radiaciones ya sea diagnosticando o tratando la enfermedad.



La AAPM está involucrada con la identificación y aplicación de mejoras en la seguridad del paciente durante el uso médico de la radiación y con el cálculo de blindajes de las instalaciones radioactivas.

## **2.4 ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA**

El Estatuto del Organismo fue aprobado el 23 de octubre de 1956 en la Conferencia sobre el Estatuto del OIEA celebrada en la Sede de las Naciones Unidas (Nueva York); entro en vigor el 29 de julio de 1957, su Sede se encuentra en Viena.

Su principal objetivo es “acelerar y aumentar la contribución de la energía atómica a la paz, la salud y la prosperidad en el mundo entero.”(10) Se encarga de establecer protocolos de dosimetría, reglamentos de uso de sustancias radiactivas y generadores de radiación y mantiene la base de datos nucleares.

Edita periódicamente normas de seguridad y protección radiológica aplicable a las industrias, medicina y demás prácticas que utilizan radiaciones. (11)

### **2.4.1 RADIATION PROTECTION IN THE DESIGN OF RADIOTHERAPY FACILITIES**

De acuerdo a las estadísticas de la OIEA demuestra que en los países en vía de desarrollo se incrementará el número de pacientes con enfermedades oncológicas. Se estima que para el 2015 se necesitará más de 10000 construcciones para albergar equipos para el tratamiento de esta enfermedad. Por tal razón, la OIEA estableció en

2006 este informe se seguridad en la construcción, diseño y blindaje de los nuevos departamentos de radioterapia.

## **2.5 PARÁMETROS Y ECUACIONES DE CÁLCULO DE BLINDAJE**

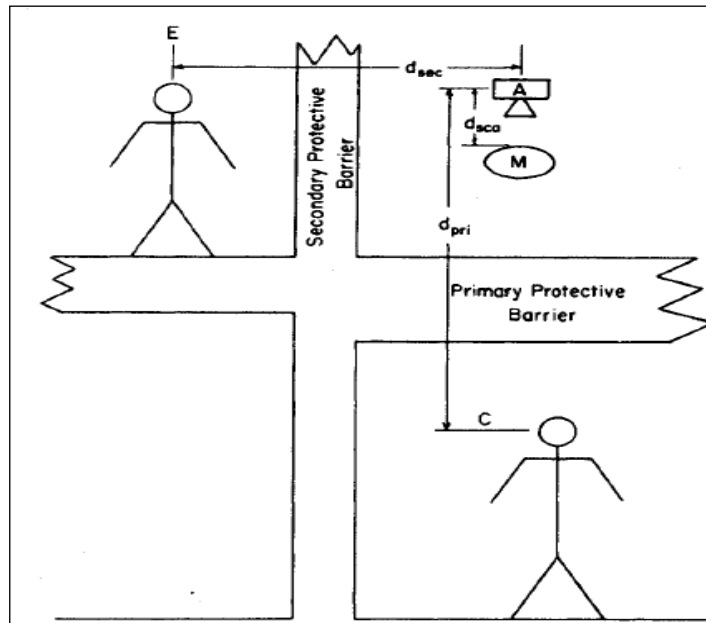
Uno de los métodos para controlar la exposición a las radiaciones ionizantes es el empleo de blindajes o barreras de protección de materiales adecuados entre la fuente de radiación y las personas para reducir la intensidad de estas a los niveles permisibles establecidos por la OIEA

### **2.5.1 BARRERAS DE PROTECCIÓN**

Se denomina *barrera primaria* a toda pared, techo, suelo u otra estructura que reciba directamente la radiación emitida por el haz de rayos X producido por el acelerador lineal y *barrera secundaria* a toda pared, techo, suelo u otra estructura que recibe la radiación dispersada por paciente, superficies del cuarto de tratamiento y radiación de fuga del cabezal. (11)

En la figura 2-1 se observa algunos de los factores físicos usados en la determinación de las barreras para el haz de la fuente. La fuente de radiación A emite un haz de rayos X o gamma en dirección al paciente M. Parte de este haz se atenúa al interactuar con el paciente pero la otra parte interactuará con la barrera protectora primaria evitando que no sea irradiada la persona en una posición C, a una distancia  $d_{pri}$  de la fuente.

**Figura 2-1: Representación de las barreras protectoras y distancias**



**Fuente:** National Council On Radiation Protection And Measurements, 1976 (20)

### 2.5.2 LÍMITES DE DOSIS (P)

Son los niveles de dosis equivalentes usados para la protección de los trabajadores y miembros del público. Cada área adyacente a una instalación de radioterapia tiene un límite de dosis asignado que no debe de ser excedido.

### 2.5.3 CLASIFICACIÓN DE LAS ÁREAS

Las áreas adyacentes se clasifican en áreas controladas y áreas no controladas o supervisadas. Esta clasificación depende de los niveles de dosis equivalentes usados para la protección de los trabajadores y público ya que, cada área adyacente a la instalación de radioterapia tiene un límite de dosis asignado. (21)

**Área controlada:** Es un lugar de limitado acceso donde se requiere en condiciones normales de operación que los trabajadores sigan procedimientos preestablecidos para controlar la exposición del personal. En estas áreas el personal está bajo la supervisión de un profesional con conocimientos de protección radiológica, tienen algún tipo de entrenamiento en el uso de radiaciones ionizantes y son individualmente monitoreados.  
(22)

- El límite de dosis equivalente permitido en el Ecuador es de 0,4 mSv/sem, es decir, 20 mSv/año.

**Área no controlada:** Denominada también área supervisada por la OIEA (1996) son todas las áreas adyacentes a la instalación de radioterapia ocupadas por pacientes, visitantes (público) y profesionales que no laboran en el área, etc.

En estas áreas no se requieren rutinariamente procedimientos de monitoreo pero las condiciones radiológicas deben mantenerse bajo supervisión.

- El límite de dosis equivalente es de 0,02 mSv/sem (1 mSv/año). (20)(22)

#### 2.5.4 TAMAÑO DE CAMPO (F)

Es el máximo tamaño de campo (40 cm x 40 cm) que ocupa el haz de la radiación en el campo a 1 metro de la fuente.

### 2.5.5 CARGA DE TRABAJO (W)

Es la dosis absorbida por paciente en el isocentro a 1 metro, multiplicado por el número de pacientes tratados a la semana. Se usa para proporcionar cierta indicación del rendimiento de la radiación por semana del haz externo de la fuente de rayos x o de rayos  $\gamma$ . Se expresa en Gy.  $\text{sem}^{-1}$  a 1 metro. En muchos casos el isocentro no se encontrará a 1 m por lo cual la carga de trabajo  $W_2$  a una distancia  $d_2$ , diferente de 1 m es (22):

$$W_2 = \frac{W(1m)^2}{(d_2)^2} \quad [2.1]$$

Si la carga de trabajo no se pudiera calcular directamente debido a la falta de algún valor el NCRP N<sup>o</sup> 151 recomienda una  $W= 1000 \text{ Gy. sem}^{-1}$  para aceleradores de hasta 10 MV (22).

Para energías superiores el NCRP N<sup>o</sup> 51 recomienda  $W=500 \text{ Gy. sem}^{-1}$ . Cabe recalcar que este valor puede variar por determinadas técnicas especiales que modifican el valor de la carga de trabajo considerablemente en algunas situaciones. (20)

### 2.5.6 FACTOR DE USO (U)

Es la fracción de la carga de trabajo para la cual el haz útil está dirigido hacia cada barrera considerada a proteger puede ser primaria o secundaria. El valor de U depende del tipo de instalación radiactiva y del ángulo de rotación del gantry del acelerador. Si la distribución es simétrica se suele otorgar un valor de 0,25 (25%) a cada uno de los

cuatro ángulos primarios (0, 90, 180, 270). Por lo general el factor de uso para las barreras secundarias de una instalación de radioterapia es 1. (20)

**Tabla 2-1: Factores de uso para barreras primarias**

Factores de uso para barreras primarias en instalaciones de radioterapia	
Suelo	1
Paredes	$\frac{1}{4}$
Techo	$a^5$

**Fuente:** National Council On Radiation Protection And Measurements, 1976 (21)

### 2.5.7 FACTOR DE OCUPACIÓN (T)

Es el factor por el cual hay que multiplicar la carga de trabajo para tener en cuenta el grado de ocupación relativo de la zona considerada a proteger mientras la fuente está encendida, asumiendo que el uso de la unidad de radioterapia es relativamente uniforme durante la semana laboral. (20) Este factor debe ser determinados por un experto cualificado ya que tiene incidencia en el calculo del blindaje.

---

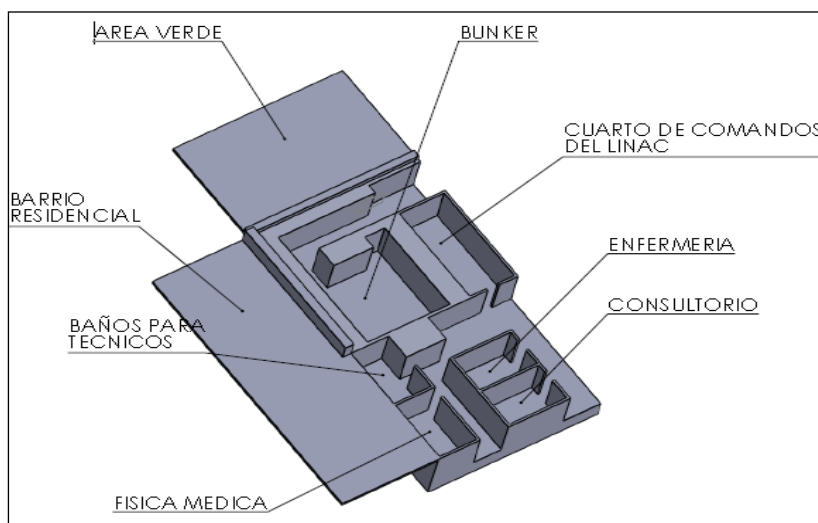
<sup>5</sup> a.-El factor de uso para el techo depende del tipo de equipo y de las técnicas usadas, usualmente no sobrepasan el  $\frac{1}{4}$ .

**Tabla 2-2: Factores de ocupación**

<b>Factor ocupacional (T=1)</b>
Zonas controladas, oficinas, recepciones, salas de espera con personal, salas de planificación de tratamiento, salas de enfermeras, espacio ocupado por edificios cercanos
<b>Factor ocupacional (T=1/2)</b>
Otras salas de tratamiento, salas de exploraciones del paciente
<b>Factor ocupacional (T=1/5)</b>
Pasillos, áreas de descanso del personal
<b>Factor ocupacional (T=1/20)</b>
Lavabos públicos, almacenes, áreas al aire libre con asientos, salas de espera sin personal, zonas de espera del paciente, baños.
<b>Factor ocupacional (T=1/40)</b>
Escaleras, áreas peatonales, ascensores sin personal.

**Fuente:** National Council On Radiation Protection And Measurements, 2005 (22)

**Gráfica 2-1: Vista superior de las áreas colindantes del búnker de SOLCA-LOJA**



**Fuente:** Tesista

## 2.5.8 MATERIALES

Los materiales utilizados para blindar fuentes de radiación X y gamma tienen masa y número atómico alto, capaces de atenuar la radiación al grado requerido. Los más utilizados son: concreto, plomo, acero/ hierro por las siguientes características:.

**Tabla 2-3: Ventajas y desventajas de los materiales utilizados para blindajes**

<b>MATERIAL</b>	<b>VENTAJA</b>	<b>DESVENTAJA</b>
<b>Plomo</b>	Número atómico alto Alta densidad física (11,35 g/cm <sup>3</sup> ) Requiere espacios pequeños	Relativamente costoso  Difícil de trabajar  Pesadas
<b>Hierro/acero</b>	Densidad física relativamente alta Requiere espacio relativamente pequeño Fáciles de instalar Estructura autoportado	Relativamente costoso  Relativamente pesado
<b>Concreto</b>	Barato Autoportado Fácil de manipular	Requiere espacios grandes  Puede variar su densidad de una pared a otra por lo tanto, es necesario controlar este aspecto

**Fuente:** Tesista, National Council On Radiation Protection And Measurements, 2005.(22)

En la tabla B.3 del NCRP N<sup>o</sup> 151 se describe los materiales con sus respectivas densidades. (Anexo B)



Por consiguiente, para seleccionar el material para el blindaje es necesario evaluar los siguientes factores:

- Espesor y peso del material.
- Costo del material incluido instalación y mantenimiento.
- Posibilidad de uso múltiple (un material que sirva a la vez de estructura y para blindaje).
- Posibilidad de uso para atenuar fotones y neutrones a la vez.
- Resistente a choques, sismos, contaminación química y biológica.
- Transparencia óptica para las ventanas.

## 2.6 ECUACIONES DE CÁLCULO

Para determinar el espesor de las barreras requeridas y lograr mantener el límite de dosis es necesario estimar la carga de trabajo  $W$  de la unidad de radiación y saber la tasa de dosis a la que la unidad operará.

### 2.6.1 BARRERA PRIMARIA

El espesor ( $t$ ) de la barrera primaria se determina calculando el factor de transmisión ( $B_{pri}$ ), que es una medida de la efectividad de la barrera. Se encarga de reducir el campo de radiación a un nivel aceptable y está dada por (22):

$$B_{pri} = \frac{P d_{pri}^2}{WUT} \quad [2.2]$$

Donde:

P: es el límite de dosis por semana requerida fuera de la barrera para fines de protección (Sv.  $\text{sem}^{-1}$ )

$d_{\text{pri}}$ : es la distancia desde la fuente a la pared primaria

W: es la carga de trabajo expresada en dosis absorbida ( $\text{Gy. sem}^{-1}$ ) pero es equivalente a W expresada en la dosis equivalente (Sv.  $\text{sem}^{-1}$ ) a un metro del blanco.

U: es el factor de uso o fracción del tiempo por semana en que el haz primario cae en la barrera.

T: es el factor de ocupación o la fracción del tiempo que una persona estará en el área fuera de la barrera.

- Se asume que el punto a proteger está a 0.3 m fuera de la barrera en cuestión.

El espesor de la barrera puede ser determinado por las capas decimo reductoras basadas en la energía del acelerador y del tipo de material atenuador de acuerdo al apéndice A y B. (22) En este caso el número requerido de capa decimoreductoras (TVL) está dado por:

$$n = -\log(B_{\text{pri}}) \quad [2.3]$$

Por lo tanto, el espesor de la barrera ( $t_{\text{barrier}}$ ) está determinada por:

$$t_{\text{barrier}} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e \quad [2.4]$$

Donde  $TVL_1$  es la primera capa décimo reductora del material seleccionado para la energía de trabajo del acelerador y  $TVL_e$  es la capa décimo reductora de equilibrio del material seleccionado para la energía de trabajo del acelerador.

Están expresadas en centímetros. Para aceleradores con energía  $\leq 10$  MV no existe la producción de neutrones por lo tanto no se requiere de una barrera adicional. (22)

### 2.6.1.1 Parámetros para calcular el largo de la barrera primaria

El largo de la barrera primaria se obtiene por el producto entre los siguientes factores

(4):

$$Lbp = \sqrt{F} \cdot \sqrt{2} \cdot d_{pri} + 0,6 \quad [2.5]$$

Donde:

$\sqrt{F}$ : es el tamaño de campo máximo a un metro de la fuente (m)

$d_{pri}$ : es la distancia desde la fuente hasta la pared

### 2.6.1.2 Límite de dosis fuera de la sala de tratamiento en cualquier hora

( $R_h$ )

Sirve para conocer si el límite de dosis fuera de la sala de tratamiento se encuentra dentro de los límites establecidos por las autoridades de cada país. Estos valores son dependientes de cada instalación ya que están en función de W, U.

Para áreas no controladas el límite de dosis 0,02 mSv/sem se deduce a 0,02 mSv en cualquier hora. (22) Para áreas controladas el límite de dosis en cualquier hora se encontrara dentro del límite establecido en el Ecuador de 0.4 mSv para cualquier hora.

$$R_h = \left( \frac{N_{max}}{75 \cdot N_h} \right) \cdot R_w \quad [2.6]$$

Donde:

$N_{max}$ : es el número máximo de pacientes tratados por hora

$N_h$ : es la media de pacientes tratados en una hora

$$R_w = \frac{B_{pri} \cdot W \cdot U}{d_{pri}^2} \quad [2.7]$$

Si P es mayor que  $R_h$ , se debe añadir tantas HVL hasta alcanza el límite de dosis permisible.

## 2.6.2 BARRERAS SECUNDARIAS

Las barreras secundarias son diseñadas para proteger adecuadamente a los individuos que se encuentran más allá del cuarto del acelerador de la radiación de fuga y dispersa del paciente y paredes. Estas radiaciones son de diferentes energías por lo cual se calcula el espesor del blindaje por separado. (11)

- **Radiación dispersa**

El factor de transmisión para la radiación dispersada por el paciente ( $B_{ps}$ ) está dada por la ecuación 2.8 y los parámetros se pueden observar en la figura 2.2.

$$B_{ps} = \frac{P}{aWT} d_{sca}^2 d_{sec}^2 \frac{400}{F} \quad [2.8]$$

Donde:

P: es la dosis máxima permisible por semana

$a$ : es la fracción de radiación dispersada por el paciente en un ángulo determinado de acuerdo a la tabla B. 4 del Apéndice B de la NCRP N° 151. (Anexo E)

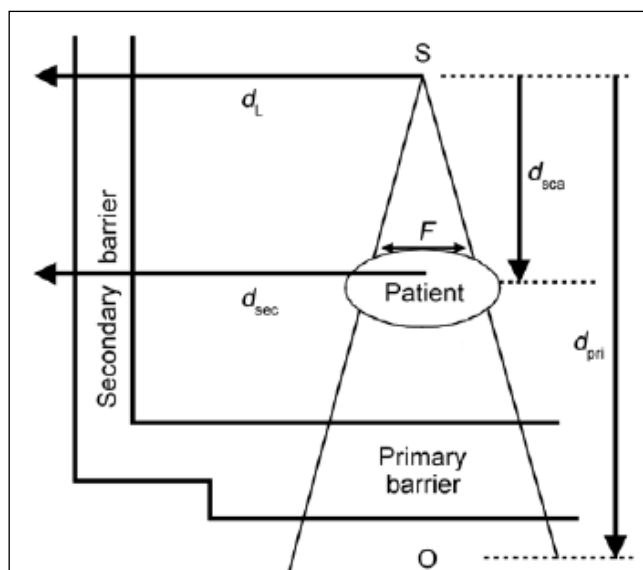
$d_{sca}$ : es la distancia de la fuente al paciente (m).

$d_{sec}$ : es la distancia del paciente al punto a ser protegido (m).

F: es el área del campo de tratamiento máximo en el paciente a un metro de distancia ( $cm^2$ ).

El valor 400 asume la fracción dispersa normalizadas para aquellas medidas de campo de 20 cm x 20 cm.

**Figura 2-2: Parámetros utilizados para el cálculo del factor de transmisión para la radiación dispersada por el paciente.**



**Fuente:** National Council On Radiation Protection And Measurements, 2005 (22)

Para calcular los valores de TVL en concreto y plomo para la radiación dispersada por el paciente a diferentes ángulos de dispersión y haces de energía se determinan de acuerdo a la tabla B.5.a del apéndice B del NCRP 151. (Anexo F)

Una vez calculado el factor de transmisión de dispersión se calcula el espesor de la siguiente manera:

$$t_{sca} = nTVL_{sca} \quad [2.9]$$

$$T_{t\ sca} = t_{sca} + HVL \quad [2.10]$$

- **Radiación de fuga**

El factor de transmisión para la radiación de fuga ( $B_L$ ) está dada por:

$$B_L = \frac{Pd_L^2}{10^{-3}WT} \quad [2.11]$$

En la ecuación 2.9 el factor  $10^{-3}$  surge de la suposición que la radiación de fuga del cabezal del acelerador a 1 m es del 0.1% del haz útil de radiación, ya que los aceleradores lineales de uso médico atenúa la radiación en este factor. El factor de uso es 1 y  $d_L$  es la medida desde el isocentro a la barrera secundaria a proteger (m). En la tabla B. 7 de la NCRP N<sup>o</sup> 151 se encuentra las medidas de  $TVL_s$  para radiación de fuga de concreto ordinario. (Anexo G)

Después de calcular el factor de transmisión de la barrera secundaria para la radiación de fuga, el espesor requerido del material del blindaje puede ser determinado por las siguientes ecuaciones.

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e \quad [2.12]$$

$$T_{tL} = t_{sL} + HVL \quad [2.13]$$

Si los espesores calculados para radiación dispersa y de fuga tienen valores semejantes, el valor de una HVL deberá ser agregada al espesor mayor. Si los espesores calculados para radiación dispersa y de fuga difieren por una TVL o más, el espesor mayor deberá ser usado. Estas consideraciones se conocen comúnmente como “*La regla de las dos fuentes.*” (22)

#### **2.6.2.1 Límite de dosis fuera de la sala de tratamiento en cualquier hora**

Para calcular el límite de dosis en cualquier hora para barreras secundarias se debe tomar en consideración las dos contribuciones de radiación a este tipo de barrera. Para áreas controladas el límite de dosis establecido se deducirá a 0.4 mSv/sem y para áreas no controladas a 0,02 mSv/sem. (22)

$$R_h = \left( \frac{N_{max}}{75 \cdot N_h} \right) \cdot R_w \quad [2.14]$$

Donde:

$N_{max}$ : es el número máximo de pacientes tratados por hora

$N_h$ : es la media de pacientes tratados en una hora

$$R_w = \left( \frac{10^{-3} \cdot B_L \cdot W}{d_L^2} \right) + \left( \frac{B_{ps} \cdot a \cdot W \cdot U \cdot F}{400 d_{sc\alpha}^2 \cdot d_{sec}^2} \right) \quad [2.15]$$

Si P es mayor que  $R_h$ , se debe añadir tantas HVL hasta alcanza el límite de dosis permisible.

### 2.6.3 PUERTAS Y LABERINTOS

La puerta del búnker que alberga el acelerador debe ser protegida de la radiación dispersa por medio de un laberinto considerado como una barrera primaria con el objeto de proteger la puerta logrando que esta sea lo más manual y liviana posible pero capaz de reducir el nivel de radiación a la entrada del cuarto del acelerador.

Para calcular el blindaje de la puerta de las instalaciones con laberinto la NCRP N° 151 recomienda:

- Calcular primero el espesor de la pared interior del laberinto como si fuese una barrera secundaria en caso de que el gantry este perpendicular al laberinto, pero en caso de que el gantry este paralelo al laberinto calcular como barrera primaria.



- Tener en cuenta si el acelerador trabaja con una energía  $\leq 10$  MV o con una energía  $>10$  MV.
- Conocer los componentes de la radiación dispersa que afectan la dosis en la puerta del laberinto como son: radiación de fuga dispersada en la pared visible  $A_1$  desde la puerta, radiación dispersada por el paciente hacia la pared  $A_1$ , radiación de fuga que atraviesa la pared Z del laberinto y llega a la puerta cuando el gantry es paralelo al laberinto y radiación primaria que atraviesa la pared interna del laberinto como se puede apreciar en la figura 2.3.

El blindaje necesario para la puerta de la instalación se calcula evaluando la dosis equivalente para cada caso:

**a) Radiación de fuga dispersada en la pared visible  $A_1$  desde la puerta**

$$H_{LS} = \frac{L_f \cdot W_L \cdot U_G \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_{sec} \cdot d_{zz})^2} \quad [2.16]$$

Donde:

$H_{LS}$ : es la dosis equivalente por semana debido a la radiación de fuga dispersada por las superficies del cuarto hacia la puerta. (11)(22)

$L_f$ : es el factor de fuga a 1 m del blanco ( $1 \times 10^{-3}$ )

$W_L$ : carga de trabajo para radiación de fuga ( $Gy \cdot sem^{-1}$ )

$U_G$ : factor de uso para la pared A

$\alpha_1$ : es el coeficiente de reflexión de la superficie  $A_1$ .

$A_1$ : es el área de la pared A que se puede observar desde la puerta ( $m^2$ ).

$d_{sec}$ : es la distancia desde el blanco hasta la línea media del laberinto de la pared G (m).

$d_{zz}$ : es la distancia del laberinto desde la pared A hasta la puerta (m).

Los valores para el coeficiente de reflexión  $\alpha$  sobre concreto o plomo están dadas en las tablas B.8.b del apéndice B de la NCRP N<sup>o</sup> 151.(Anexo H)

**b) Radiación dispersada por el paciente hacia la pared A<sub>1</sub>**

$$H_{ps} = \frac{\alpha(\theta) \cdot W \cdot U_G \cdot \left(\frac{F}{400}\right) \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_{sca} \cdot d_{sec} \cdot d_{zz})^2} \quad [2.17]$$

Donde:

$H_{ps}$ : es la dosis equivalente por semana del haz primario dispersado por el paciente

$W$ : es la carga de trabajo del haz primario (Gy.  $\text{sem}^{-1}$ ). (11)(22)

$\alpha(\theta)$ : es el coeficiente de reflexión por la radiación dispersada por el paciente con un ángulo ( $\theta$ ). Se determina con la tabla B 4 de la NCRP 151.

$U_G$ : factor de uso para la pared A<sub>L</sub>.

$F$ : es el área del campo máximo en el centro del paciente a 1 m ( $\text{cm}^2$ )

$\alpha_1$ : coeficiente de reflexión de la superficie A<sub>L</sub> con una energía de 0.5 MeV debido a que la radiación dispersa se encuentra dentro de este rango de energía.

$A_1$ : área de la pared L que se puede observar desde la puerta ( $\text{m}^2$ ).

$d_{sca}$ : distancia desde la fuente al paciente (m).

$d_{sec}$ : distancia desde el paciente hasta el punto medio del laberinto en la pared G (m).

$d_{zz}$ : longitud del laberinto desde la pared A<sub>1</sub> hasta la puerta (m).

- c) **Radiación de fuga que atraviesa la pared Z del laberinto y llega a la puerta cuando el gantry es paralelo al laberinto**

$$H_{LT} = \frac{L_f \cdot W \cdot B_L}{d_L^2} \quad [2.18]$$

Donde:

$H_{LT}$ : es la dosis equivalente por semana debido a la radiación de fuga transmitida a través de la pared interna del laberinto. (11)(22)

$L_f$ : factor de fuga:  $1 \times 10^{-3}$

$W$ : carga de trabajo semanal (Gy/sem)

$U_L$ : factor de uso para la orientación del gantry hacia la pared L.

$B_L$ : factor de transmisión de la pared Z a lo largo del camino diagonal trazado por  $d_L$ .

$d_L$ : distancia desde la fuente al centro de la puerta (atravesando la pared Z).

- d) **Radiación primaria que atraviesa la pared interna del laberinto**

$$H_{WT} = f \frac{W \cdot U \cdot B_{pri} \cdot \alpha_{PA}}{(d_p \cdot d'')^2} \quad [2.19]$$

Donde:

$H_{WT}$ : es la dosis equivalente por semana debida a la radiación primaria dispersada y  $f$  es la fracción de radiación primaria que atraviesa al paciente. Por ejemplo  $f$  tiene un

valor de ~0.23 para fotones de 6 a 10 MV (11) cuando el tamaño de campo es (40 x 40) cm<sup>2</sup>. (11)

W: es la carga de trabajo (Gy. sem<sup>-1</sup>) (la dosis equivalente H (Sv) para fotones es equivalente a la dosis absorbida D (Gy)

U es el factor de uso

$\alpha_p$ : es el coeficiente de reflexión de la superficie  $A_L$ .

$A_p$ : área del campo F sobre la pared primaria L (m<sup>2</sup>).

$d_p$ : es la distancia perpendicular desde el blanco al punto central de la superficie  $A_L$  (m).

$d'$ : es la distancia desde el punto medio de  $A_p$  hasta la puerta.

Los valores para el coeficiente de reflexión  $\alpha$  para 45 grados de incidencia sobre concreto o plomo están dadas en las tablas B.8.b de NCRP N<sup>o</sup> 151. (Anexo H)

Después de calcular la dosis equivalente considerando estos 4 aspectos obtenemos la dosis equivalente por semana total a la entrada del laberinto. Se ha calculado la dosis para una pared primaria correspondiente aproximadamente al 0,25 del factor de uso pero a la hora de calcular la dosis equivalente de toda la instalación no se multiplica por cuatro sino por un factor que se ha estimado como 2,64 (5), de manera que la dosis equivalente de la instalación es:

$$H_{Tot} = 2.64(H_{LS} + H_{PS} + H_{LT} + H_{WT}) \quad [2.20]$$

El factor de calidad (2.64) es asignado para los fotones de los aceleradores de baja energía es decir para aceleradores con fotones de energía  $\leq 10$  MV.

La ecuación 2.15 se puede utilizar solo cuando las dimensiones del laberinto cumplan las siguientes condiciones (22):

$$2 < \frac{d_{zz}}{\sqrt{\text{ancho del laberinto} \times \text{altura}}} < 6 \quad [2.21]$$

Y

$$1 < \frac{\text{altura del laberinto}}{\text{ancho del laberinto}} < 2 \quad [2.22]$$

Si el acelerador es de baja energía ( $E < 10$  MV) no existen más contribuciones a la dosis de la puerta por consiguiente se puede calcular el blindaje de la puerta.

Para calcular el blindaje de la puerta primero calculamos el factor de transmisión para la puerta como la división entre el límite de dosis (P) y la dosis equivalente total de la instalación ( $H_{Tot}$ ) para luego calcular el espesor de la puerta ( $t_{puerta}$ ).

$$B_{puerta} = \frac{P}{H_{Tot}} \quad [2.23]$$

$$t_{puerta} = TVL_{puerta} \cdot \log \frac{1}{B_{puerta}} \quad [2.24]$$

Donde

$TVL_{puerta}$ : Es la capa decimo reductora para fotones de 0.5 MeV (mm). El NCRP N° 151 recomienda utilizar plomo para el blindaje frente a fotones ( $TVL=5$  mm). (Anexo A)

## **CAPÍTULO III**

### **3 CÁLCULO DEL BLINDAJE PARA EL ACELERADOR LINEAL MONOENERGÉTICO DEL INSTITUTO DE CÁNCER - SOLCA NÚCLEO DE LOJA**

#### **3.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL EQUIPO**

El acelerador lineal monoenergético es un equipo preparado para ser utilizado como una fuente generadora de radiación para terapia de enfermedades oncológicas. El haz de fotones generados presenta un espectro continuo de energía máxima igual a la energía de los electrones incidentes. La energía media del haz de fotones resultante es aproximadamente un tercio de la energía máxima.

Este LINAC tiene colimadores multihojas, convirtiéndose en un equipo capaz de limitar el volumen del blanco designado en cualquier parte del cuerpo a fin de reducir la

exposición de tejido sano ya que provee una alta precisión en la entrega de los haces, rápida estabilidad de las unidades monitor (UM).

Está habilitado para tratar todas las partes del cuerpo usando terapias convencionales, radioterapia de intensidad modulada (IMRT) basada en colimadores multihojas.

- **Características específicas**

Las características específicas del LINAC se aprecian en la Tabla 3.1. Dichos valores están medidos sobre el eje central del haz en agua a 100 cm de distancia desde la fuente a la superficie (sus siglas en inglés SSD). La tasa de dosis es medida a una profundidad de la dosis máxima usada en un tamaño de campo de 10 x 10 cm.

**Tabla 3-1: Características específicas del LINAC**

Energía	6MV
Profundidad de dosis máxima $\pm 0.2$ cm	1.5 cm
Dosis a 10 cm de profundidad $\pm 0.2$ %	67.0%
Profundidad fuera del punto de origen 50% $\pm 0.2$ cm	15.0 a 15.5
Tasa de dosis	cGy/min
Tasa de dosis mínima nominal	50
Tasa de dosis máxima nominal	350

**Fuente:** Especificaciones otorgadas por SOLCA-LOJA (7)

*Tamaño de campo:* Varía entre un rango de 0.5 x 0.5 cm hasta 40 x 40 cm en el plano del isocentro. Estos valores se pueden modificar, ya que posee un par de diafragmas que

se encuentra entre el eje central a 20 cm del haz. Para campos grandes de 35 x 35 cm, el haz está limitado por un círculo de 50 cm de diámetro.

*Simetría del campo a lo largo del eje:* La simetría del campo esta medida a lo largo de cada eje del campo máximo cuadrado a 10 cm de profundidad en un tejido equivalente al cuerpo humano (fantoma) con una distancia fuente superficie ( SSD) de 90 cm la cual no superara al  $\pm 2\%$ .

*Penumbra:* Definida como la distancia lateral entre el 20% y 80 % de la dosis en el eje del haz, a una profundidad de 10 cm, SSD=90. La penumbra de este equipo no excede:

8 mm en tamaño de campo de 5 x 5 cm a 15 x 15 cm

10 mm para tamaño de campo > 15 x 15 cm a 40 x 40 cm

La coincidencia del haz luminoso con el de radiación es < 1 mm

*Isocentro:* La distancia nominal del blanco al isocentro es de 100 cm donde el isocentro mecánico y el de radiación conforman una esfera de un diámetro máximo de 1 mm con la rotación tanto del gantry, colimador y mesa.

*Gantry y Colimador:* Tiene un rango de rotación > de  $360^0$ . Dispone de escalas mecánicas y digitales de  $\pm 0.5\%$  de exactitud.



*Cuñas del campo:* El sistema de filtro de cuñas motorizadas proporciona un rango continuamente variable de ángulos de cuña de  $0^0$  a  $60^0$  (nominal), el factor de cuña es 0.27 y elimina la necesidad de la selección manual e inserción individual de las cuñas.

La posición del filtro de la cuña no distorsiona el campo óptico o el rango óptico del sistema tratado.

*Radiación de fuga:* La radiación de fuga de radiación en el plano del paciente está medido sobre un plano circular con un radio de 2 m.

*Fuera del área del haz primario máximo*

La dosis de los rayos X (Gy) debido a la radiación de fuga tiene como promedio  $< 0.1\%$  y como máximo  $< 0.2\%$ .

Dentro del área del haz primario máximo, es decir, la transmisión de la radiación de fuga a través del diafragma.

La dosis de los rayos X (Gy), debido a la radiación de fuga tiene como promedio  $< 0.75\%$  y como máximo  $< 2\%$ .

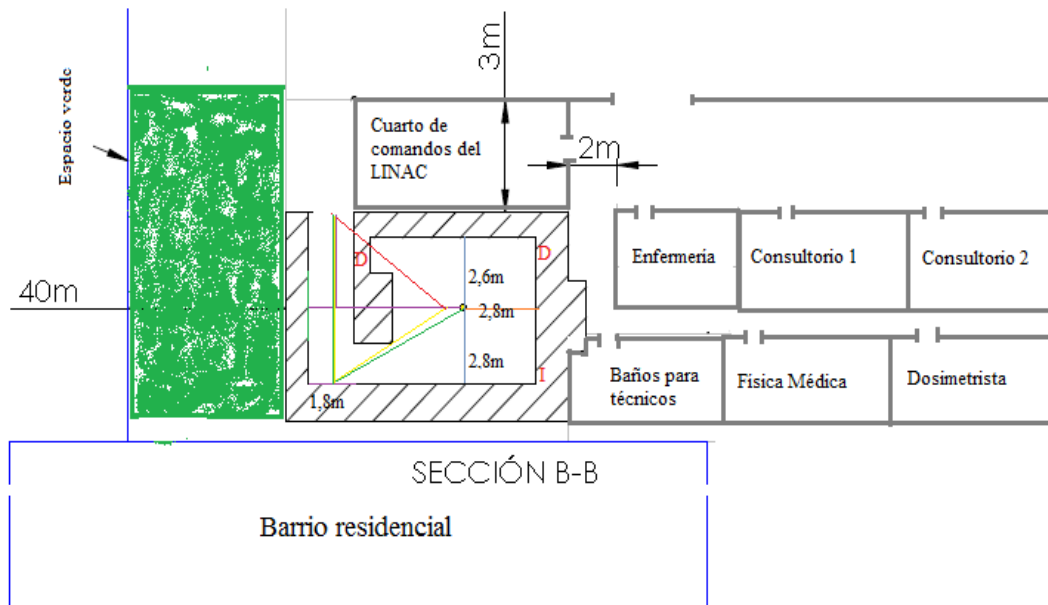
*La radiación de fuga fuera del plano del paciente*

Fuera del plano del paciente a una distancia de 1 m de la trayectoria del haz de electrones, la dosis de los rayos x (Gy) debido a la radiación de fuga, no excede el 0.5 % de la dosis máxima absorbida al isocentro.

*Mesa de tratamientos:* Posee un tablero de fibra de carbono capaz de soportar a pacientes de 200 kg. Sus dimensiones son 65 cm de ancho y 175 cm de largo. Tiene movimientos motorizados lateral, longitudinal y transversal. Disponen de controladores para el manejo de la mesa a cada lado de la misma.

### 3.2 CARACTERÍSTICAS DE LA INSTALACIÓN

**Gráfica 3-1: Plano de construcción del búnker**



**Fuente:** Tesista, SOLCA-LOJA

### 3.3 CÁLCULO DE BLINDAJE EN FUNCIÓN DE LOS DATOS PROPORCIONADOS POR SOLCA- NÚCLEO DE LOJA

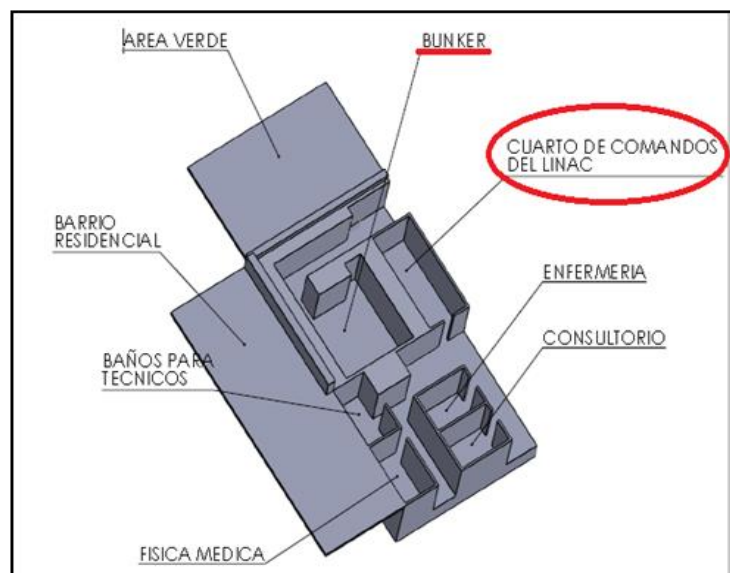
Tabla 3-2: Parámetros para la determinación de W

DATOS	VALOR	UNIDADES
Nº de pacientes por hora	5	pac/h
Nº de horas de trabajo por día	15	h/día
Nº de pacientes por día	75	pac/día
Dosis prescrita por paciente	3	Gy/pac
Nº de días laborables por semana	5	días
Nº de semanas laborables por año	52	sem
<b>CARGA DE TRABAJO (W)</b>	<b>1125</b>	<b>Gy/sem</b>

Fuente: SOLCA-LOJA

#### 3.3.1 CUARTO DE COMANDOS

Gráfica 3-2: Vista superior del cuarto de comandos



Fuente: Tesista

**Tabla 3-3: Parámetros para la determinación de barrera secundaria que colinda con el cuarto de comandos**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Secundaria	
Tipo de personal	POE	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,4	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	1	
Ángulo de dispersión ( $\alpha$ ) 90°	4,26E-04	
Tamaño de campo máximo a 1m (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Valor de TVL <sub>sca</sub>	17	cm
Valor de TVL <sub>1</sub>	34	cm
Valor de TVL <sub>e</sub>	29	cm
Distancia fuente-isocentro (d <sub>sca</sub> )	1	m
Distancia isocentro-pared (d <sub>sec</sub> )	3,8	m
HVL	11	cm

Fuente: Tesista, NCRP N° 151

**a) Radiación dispersa**

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

B<sub>ps</sub>= 3,013E-03

$$n = -\log (B_{ps})$$

n= 2,521

$$t_{sca} = nTVL_{sca}$$

t<sub>sca</sub>= 42,857 cm

**b) Radiación de fuga**

$$B_L = \frac{Pd_L^2}{10^{-3} WT}$$

$$B_L = 5,134E-03$$

$$n = -\log(B_L)$$

$$n = 2,290$$

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1) \cdot TVL_e$$

$$t_{sL} = 71,40 \text{ cm}$$

$$t_{sL-sca} = 29 < TVL_1$$

Como la diferencia entre los espesores por las dos contribuciones de radiación a esta barrera es menor que el valor de una capa decimoreductora, por tal razón en el espesor de esta barrera se deberá considerar una HVL al mayor espesor, es decir:

$$T = t_{sL} + HVL$$

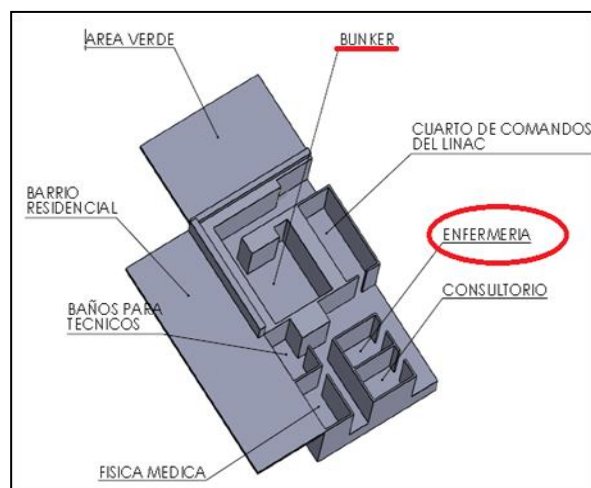
$$T = 82,396 \text{ cm}$$

### RESULTADO:

Esta pared tendrá un espesor de 83 cm de concreto

### 3.3.2 DEPARTAMENTO DE ENFERMERÍA

**Gráfica 3-3:** Vista superior del departamento de enfermería



**Fuente:** Tesista

**Tabla 3-4:** Parámetros para la determinación de barrera primaria que colinda con la estación de enfermería

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Primaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	0,25	
Factor de ocupación (T)	1	
Distancia fuente-pared ( $d_{pri}$ )	6,1	m
$TVL_1$	37	cm
$TVL_e$	33	cm

**Fuente:** Tesista, NCRP N° 151

$$B_{pri} = \frac{P d_{pri}^2}{WUT}$$

$$B_{pri} = 2,646E-06$$

$$n = -\log (B_{pri})$$

$$n = 5,577$$

$$t_{barrier} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

$$t_{barrier} = 188,05 \text{ cm}$$

**RESULTADO:**

Esta pared tendrá un espesor de 190 cm de concreto

**Tabla 3-5: Parámetros para la determinación de barrera secundaria (derecha)**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Secundaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	1	
Ángulo de dispersión ( $\alpha$ ) 35°	2,31E-03	
Tamaño de campo máximo a 1m (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Valor de TVL <sub>sca</sub>	24	cm
Valor de TVL <sub>1</sub>	34	cm
Valor de TVL <sub>e</sub>	29	cm
Distancia fuente-isocentro (d <sub>sca</sub> )	1	m
Distancia isocentro-pared (d <sub>sec</sub> )	5,021	m
HVL	11	cm

Fuente: Tesista, NCRP N° 151

a) Radiación dispersa

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

$$B_{ps} = 4,850E-05$$

$$n = -\log(B_{ps})$$

$$n = 4,314$$

$$t_{sca} = nTVL_{sca}$$

$$t_{sca} = 103,5 \text{ cm}$$

b) Radiación de fuga

$$B_L = \frac{Pd_L^2}{10^{-3}WT}$$

$$B_L = 4,482E-04$$

$$n = -\log(B_L)$$

$$n = 3,349$$

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

$$t_{sL} = 102,11 \text{ cm}$$

$$t_{sca-sL} = 1,43 < TVL_1$$

Como la diferencia entre los espesores por las dos contribuciones de radiación a esta barrera es menor que el valor de una capa decimoreductora, por tal razón en el espesor de esta barrera se deberá considerar una HVL al mayor espesor, es decir:

$$T = t_{sL} + HVL$$

$$T = 113,11 \text{ cm}$$

**RESULTADO:**



La zona derecha de esta barrera tendrá un espesor de 115 cm de concreto

**Tabla 3-6: Determinación de barrera secundaria que colinda con el baño**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Secundaria	
Tipo de personal	POE	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,4	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	0,2	
Ángulo de dispersión ( $\alpha$ ) 38°	2,03E-03	
Tamaño de campo máximo a 1m (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Valor de TVL <sub>sca</sub>	24,4	cm
Valor de TVL <sub>1</sub>	34	cm
Valor de TVL <sub>e</sub>	29	cm
Distancia fuente-isocentro (d <sub>sca</sub> )	1	m
Distancia isocentro-pared (d <sub>sec</sub> )	5,682	m
HVL	11	cm

Fuente: Tesista, NCRP N° 151

**a) Radiación dispersa**

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

B<sub>ps</sub>= 7,055E-03

$$n = -\log (B_{ps})$$

n= 2,152

$$t_{sca} = nTVL_{sca}$$

t<sub>sca</sub>= 52,5 cm

**b) Radiación de fuga**

$$B_L = \frac{PaL^2}{10^{-3}WT}$$

B<sub>L</sub>= 5,740E-02

$$n = -\log(B_L)$$

$$n = 1,241$$

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1) \cdot TVL_e$$

$$t_{sL} = 40,99 \text{ cm}$$

$$t_{sca-sL} = 11,51 < TVL_1$$

Como la diferencia entre los espesores por las dos contribuciones de radiación a esta barrera es menor que el valor de una capa decimoreductora, por tal razón en el espesor de esta barrera se deberá considerar una HVL al mayor espesor, es decir:

$$T = t_{sca} + HVL$$

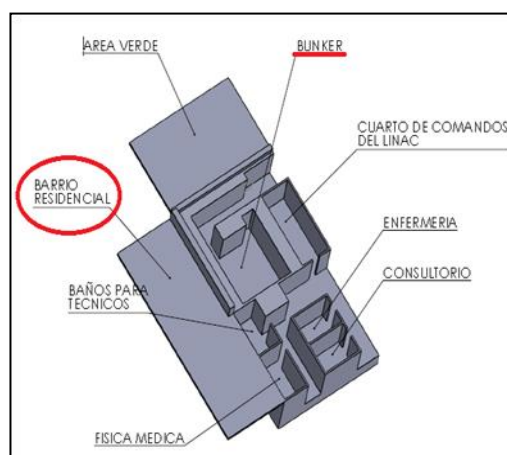
$$T = 63,5 \text{ cm}$$

### RESULTADO:

La zona izquierda de esta barrera tendrá un espesor de 64 cm de concreto

### 3.3.3 ZONA RESIDENCIAL

**Gráfica 3-4:** Vista superior de la zona residencial



Fuente: Tesista

**Tabla 3-7: Parámetros para la determinación de barrera secundaria que colinda con el barrio residencial**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Secundaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	1	
Ángulo de dispersión ( $\alpha$ ) 90°	4,26E-04	
Tamaño de campo máximo a 1m (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Valor de TVL <sub>sca</sub>	17	cm
Valor de TVL <sub>1</sub>	34	cm
Valor de TVL <sub>e</sub>	29	cm
Distancia fuente-isocentro (d <sub>sca</sub> )	1	m
Distancia isocentro-pared (d <sub>sec</sub> )	4,7	m
HVL	11	cm

Fuente: Tesista, NCRP N° 151

**a) Radiación dispersa**

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

B<sub>ps</sub>= 2,305E-04

$$n = -\log (B_{ps})$$

n= 3,637

$$t_{sca} = nTVL_{sca}$$

t<sub>sca</sub>= 61,836 cm

**b) Radiación de fuga**

$$B_L = \frac{Pd_L^2}{10^{-3}WT}$$

$$B_L = 3,927E-04$$

$$n = -\log(B_L)$$

$$n = 3,406$$

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1) \cdot TVL_e$$

$$t_{sL} = 103,77 \text{ cm}$$

$$t_{sL-sca} = 42 > TVL_1$$

La diferencia entre los espesores por las dos contribuciones de radiación a esta barrera que colinda con el barrio residencial es mayor a una capa decimoreductora, por tal razón tomo el valor de mayor espesor, es decir:

$$T = t_{sL} + HVL$$

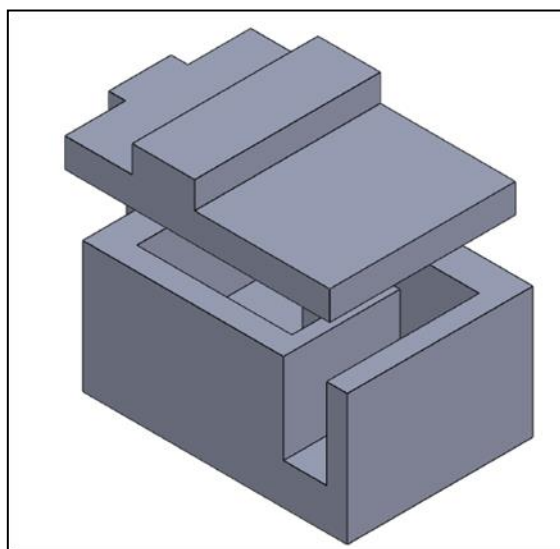
$$T = 104 \text{ cm}$$

**RESULTADO:**

Esta pared tendrá un espesor de 105 cm de concreto

### 3.3.4 TECHO

**Gráfica 3-5: Vista superior del búnker**



**Fuente:** Tesista

**Tabla 3-8: Parámetros para la determinación de barrera primaria del techo**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Primaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	0,25	
Factor de ocupación (T)	1	
Distancia fuente-pared ( $d_{pri}$ )	5	m
$TVL_1$	37	cm
$TVL_e$	33	cm

**Fuente:** Tesista, NCRP N° 151

$$B_{pri} = \frac{P d_{pri}^2}{WUT}$$

$$B_{pri} = 1,778E-06$$

$$n = -\log(B_{pri})$$

$$n = 5,750$$

$$t_{barrier} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

$$t_{barrier} = 193,75 \text{ cm}$$

### RESULTADO:

Esta pared primaria tendrá un espesor de 194 cm de concreto

**Tabla 3-9: Parámetros para la determinación de las barreras secundarias**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Secundaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	1	
Ángulo de dispersión ( $\alpha$ ) 37°	2,13E-03	
Tamaño de campo máximo a 1m (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Valor de TVL <sub>sca</sub>	23	cm
Valor de TVL <sub>1</sub>	34	cm
Valor de TVL <sub>e</sub>	29	cm
Distancia fuente-isocentro (d <sub>sca</sub> )	1	m
Distancia isocentro-pared (d <sub>sec</sub> )	4,654	m
HVL	11	cm

Fuente: Tesista

**a) Radiación dispersa**

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

$$B_{ps} = 4,527E-05$$

$$n = -\log(B_{ps})$$

$$n = 4,344$$

$$t_{sca} = nTVL_{sca}$$

$$t_{sca} = 99,9 \text{ cm}$$

**b) Radiación de fuga**

$$B_L = \frac{Pd_L^2}{10^{-3} WT}$$

$$B_L = 3,850E-04$$

$$n = -\log(B_L)$$

$$n = 3,415$$

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

$$t_{sL} = 104,02 \text{ cm}$$

$$t_{sL-sca} = 4,11 < TVL_1$$

Como la diferencia entre los espesores por las dos contribuciones de radiación a esta barrera es menor que el valor de una capa decimoreductora, por tal razón en el espesor de esta barrera se deberá considerar una HVL al mayor espesor, es decir:

$$T = t_{sL} + HVL$$

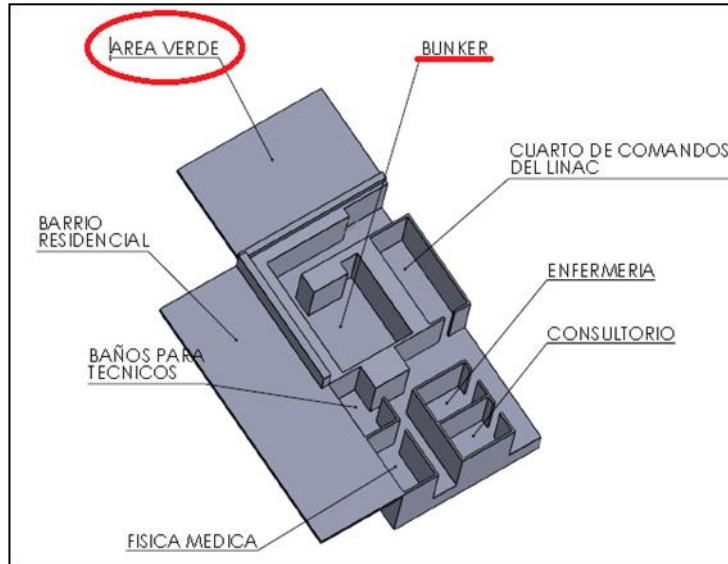
$$T = 115,02 \text{ cm}$$

**RESULTADO**

La zona derecha de esta barrera tendrá un espesor de 116 cm de concreto.

**3.3.5 LABERINTO**

**Gráfica 3-6: Vista superior del laberinto**



**Fuente:** Tesista

**Tabla 3-10: Parámetros para la determinación de barrera primaria del laberinto**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Primaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	0,25	
Factor de ocupación (T)	0,025	
Distancia fuente-pared ( $d_{pri}$ )	5,3	m
$TVL_1$	37	cm
$TVL_e$	33	cm

**Fuente:** Tesista, NCRP N° 151

$$B_{pri} = \frac{P d_{pri}^2}{WUT}$$

$$B_{pri} = 7,990E-05$$



$$n = -\log (B_{pri})$$

$$n = 4,097$$

$$t_{barrier} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

$$t_{barrier} = 139,22 \text{ cm}$$

**RESULTADO:**

Esta pared primaria tendrá un espesor de 140 cm de concreto

**Tabla 3-11: Parámetros para determinar de barrera secundaria del laberinto**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Secundaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	0,025	
Ángulo de dispersión ( $\alpha$ ) 44°	1,48E-03	
Tamaño de campo máximo a 1m (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Valor de TVL <sub>sca</sub>	22,2	cm
Valor de TVL <sub>1</sub>	34	cm
Valor de TVL <sub>e</sub>	29	cm
Distancia fuente-isocentro (d <sub>sca</sub> )	1	m
Distancia isocentro-pared (d <sub>sec</sub> )	4,721	m
HVL	11	cm

Fuente: Tesista, NCRP N° 151

**a) Radiación dispersa**

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

$$B_{ps} = 2,674E-03$$

$$n = -\log(B_{ps})$$

$$n = 2,573$$

$$t_{sca} = nTVL_{sca}$$

$$t_{sca} = 57,1 \text{ cm}$$

**b) Radiación de fuga**

$$B_L = \frac{Pd_L^2}{10^{-3}WT}$$

$$B_L = 1,585E-02$$

$$n = -\log(B_L)$$

$$n = 1,800$$

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

$$t_{sL} = 57,20 \text{ cm}$$

$$t_{sL-sca} = 0,08 < TVL_1$$

Como la diferencia entre los espesores por las dos contribuciones de radiación a esta barrera es menor que el valor de una capa decimoreductora, por tal razón en el espesor de esta barrera se deberá considerar una HVL al mayor espesor, es decir:

$$T = t_{sL} + HVL$$

$$T = 68,20 \text{ Cm}$$

**RESULTADO:**

La zona derecha de esta barrera tendrá un espesor de 70 cm de concreto

3.3.6 PARED EXTERNA DEL LABERINTO

**Tabla 3-12: Parámetros para la determinación de la pared externa del laberinto**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Secundaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	0,025	
Ángulo de dispersión ( $\alpha$ ) 30°	2,77E-03	
Tamaño de campo máximo a 1m (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Valor de TVL <sub>sca</sub>	26	cm
Valor de TVL <sub>1</sub>	34	cm
Valor de TVL <sub>e</sub>	29	cm
Distancia fuente-isocentro (d <sub>sca</sub> )	1	m
Distancia isocentro-pared (d <sub>sec</sub> )	7,2	m
HVL	11	cm

Fuente: Tesista, NCRP N° 151

**a) Radiación dispersa**

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

B<sub>ps</sub>= 3,327E-03

$$n = -\log (B_{ps})$$

n= 2,478

$$t_{sca} = nTVL_{sca}$$

t <sub>sca</sub> = 64,4 cm
----------------------------

**b) Radiación de fuga**

$$B_L = \frac{Pd_L^2}{10^{-3} WT}$$

$$B_L = 3,686E-02$$

$$n = -\log(B_L)$$

$$n = 1,433$$

$$t_{sL} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

$$t_{sL} = 46,57 \text{ cm}$$

$$t_{sca-sL} = 17,86 < TVL_1$$

Como la diferencia entre los espesores por las dos contribuciones de radiación a esta barrera es menor que el valor de una capa decimoreductora, por tal razón en el espesor de esta barrera se deberá considerar una HVL al mayor espesor, es decir:

$$T = t_{sca} + HVL$$

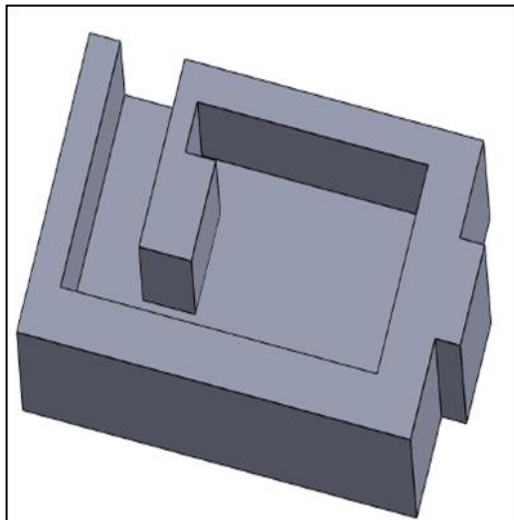
$$T = 75,4 \text{ cm}$$

**RESULTADO**

La pared externa del laberinto tendrá un espesor de 76 cm de concreto

### 3.3.7 PISO

**Gráfica 3-7: Vista del piso del búnker**



**Fuente:** Tesista

**Tabla 3-13: Parámetros para la determinación de barrera primaria de piso**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Tipo de barrera	Primaria	
Tipo de personal	Público	
Energía máxima	6	MV
Límite de dosis semanal (P)	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de ocupación (T)	0,025	
Distancia fuente-pared ( $d_{pri}$ )	3,81	m
$TVL_1$	37	cm
$TVL_e$	33	cm

**Fuente:** Tesista, NCRP N° 151

$$B_{pri} = \frac{Pd_{pri}^2}{WUT}$$

$B_{pri} = 6,438E-09$

$$n = -\log(B_{pri})$$

$n = 8,191$

$$t_{barrier} = TVL_1 + (n - 1).TVL_e$$

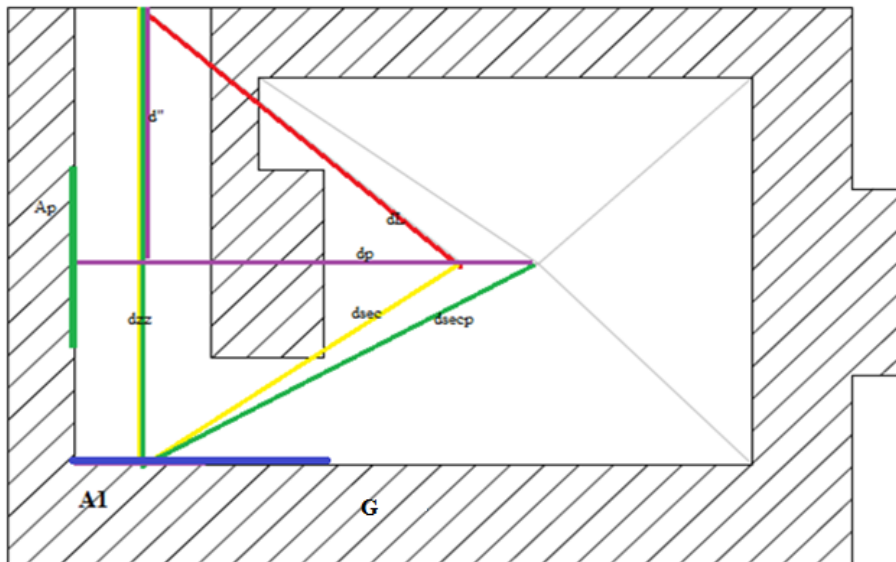
$t_{barrier} = 274,31 \text{ cm}$

**RESULTADO:**

El piso tendrá un espesor de 275 cm de concreto

3.3.8 CÁLCULO DEL BLINDAJE DE LA PUERTA

**Gráfica 3-8: Parámetros físicos para el cálculo del blindaje de la puerta**



**Fuente:** Tesista

**Tabla 3-14: Dosis equivalente debida a la radiación de fuga transmitida a través de la pared interna del laberinto ( $H_{LT}$ )**

<b>DATOS</b>	<b>VALOR</b>	<b>UNIDADES</b>
Factor de fuga del haz primario ( $L_f$ )	1E-03	
Carga de trabajo para fugas (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de transmisión de fuga del laberinto ( $B_L$ )	7,99E-05	
Distancia desde la fuente hasta la puerta ( $d_L$ )	5,6	m

**Fuente:** Tesista, NCRP N° 151, OIEA N° 47

$$H_{LT} = \frac{L_f \cdot W \cdot B_L}{d_L^2}$$

$$H_{LT} = 2,82E-03 \text{ mSv/sem}$$

**Tabla 3-15: Dosis equivalente debida a la radiación de fuga dispersada en la pared visible desde la puerta (H<sub>LS</sub>)**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Factor de fuga del haz primario (L <sub>f</sub> )	1E-03	
Carga de trabajo para fugas (W <sub>L</sub> )	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U <sub>G</sub> )	1	
Distancia desde la fuente hasta el punto central de A <sub>1</sub> (d <sub>sec</sub> )	6,19	m
Distancia del punto central de la superficie A <sub>1</sub> a la puerta (d <sub>zz</sub> )	7,2	m
Coefficiente de reflexión (α <sub>1</sub> ) (46°)	2,19E-02	
Superficie vista desde la puerta A <sub>1</sub>	8,64	m <sup>2</sup>

**Fuente:** Tesista, NCRP N° 151, OIEA N° 47

$$H_{LS} = \frac{L_f \cdot W_L \cdot U_G \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_{sec} \cdot d_{zz})^2}$$

H <sub>LS</sub> =	1E-01 mSv/sem
-------------------	---------------



**Tabla 3-16: Dosis equivalente debida a la radiación primaria en la pared visible desde la puerta (H<sub>ps</sub>)**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Carga de trabajo para fugas (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (UG)	1	
Coefficiente de reflexión (α) (30°)	2,25E-02	
Superficie vista desde la puerta A <sub>1</sub>	9	m <sup>2</sup>
Fracción de radiación dispersada por el paciente para un ángulo (α <sub>1</sub> ) (55°)	1,01E-03	
Máximo tamaño de campo (F)	1600	cm <sup>2</sup>
Distancia desde el paciente hasta el punto central de A <sub>1</sub> (d <sub>secp</sub> )	6,2	m
Distancia del punto central de la superficie A <sub>1</sub> a la puerta (d <sub>zz</sub> )	7,2	m
Distancia desde la fuente a paciente (d <sub>sca</sub> )	1	m

Fuente: Tesista, NCRP N° 151, OIEA N° 47

$$H_{ps} = \frac{a(\theta) \cdot W \cdot U_G \cdot \left(\frac{F}{400}\right) \cdot \alpha_1 \cdot A_1}{(d_{sca} \cdot d_{sec} \cdot d_{zz})^2}$$

$$H_{ps} = 4,43E-01 \text{ mSv/sem}$$

**Tabla 3-17: Dosis equivalente debida a la radiación primaria que atraviesa la pared interna del laberinto ( $H_{WT}$ )**

DATOS	VALOR	UNIDADES
Carga de trabajo (W)	1,125E+06	mGy/sem
Factor de uso (U)	1	
Factor de transmisión de fuga del laberinto ( $B_{pri}$ )	7,99E-05	
Distancia perpendicular desde el blanco al punto central de la superficie $A_p$ ( $d_p$ )	7	m
Distancia desde el punto medio de $A_p$ hasta la puerta ( $d''$ )	3,73	m
Coefficiente de reflexión de la pared $A_p$ ( $\alpha$ ) $28^\circ$	2,25E-02	
Fracción de radiación primaria que atraviesa al paciente f	0,23	
Área del campo F sobre la pared P ( $A_p$ )	4,70	m <sup>2</sup>

Fuente: Tesista, NCRP N° 151, OIEA N° 47

$$H_{WT} = f \frac{W \cdot U \cdot B_{pri} \cdot \alpha_p A_p}{(d_p \cdot d'')^2}$$

$$H_{WT} = 3,20E-03 \text{ mSv/sem}$$

$$H_{Tot} = 2.64(H_{LS} + H_{PS} + H_{LT} + H_{WT})$$

$$H_{Tot} = 1,47E+00 \text{ mSv/sem}$$

**NOTA:** Se debe utilizar la fórmula del  $H_{tot}$  si y solo si cumple estas dos condiciones.

$$2 < \frac{d_{zz}}{\sqrt{\text{ancho del laberinto} \times \text{altura}}} < 6$$

3,41

$$1 < \frac{\text{altura del laberinto}}{\text{ancho del laberinto}} < 2$$

1,50

**Tabla 3-18: Dosis equivalente total**

DATOS	VALOR	UNIDAD
Tipo de personal	POE	
Límite de dosis semanal (P)	0,4	mSv/sem
TVL <sub>puerta</sub>	5	mm Pb
Dosis equivalente total	8,45E-03	mSv/sem

**Fuente:** Tesista, NCRP N° 151, OIEA N° 47

$$B_{puerta} = \frac{P}{H_{Tot}}$$

$B_{puerta} = 2,73E-01$
-------------------------

$$t_{puerta} = TVL_{puerta} \cdot \log \frac{1}{B_{puerta}}$$

$t_{puerta} = 2,8 \text{ mm Pb}$
----------------------------------

El espesor de la puerta del búnker que alojará al LINAC Monoenergético del Instituto del Cáncer SOLCA- Núcleo de Loja tendrá un espesor de 3mm de plomo.

### 3.4 VALIDACIÓN DE RESULTADOS

#### Mediante el límite de dosis en cualquier hora

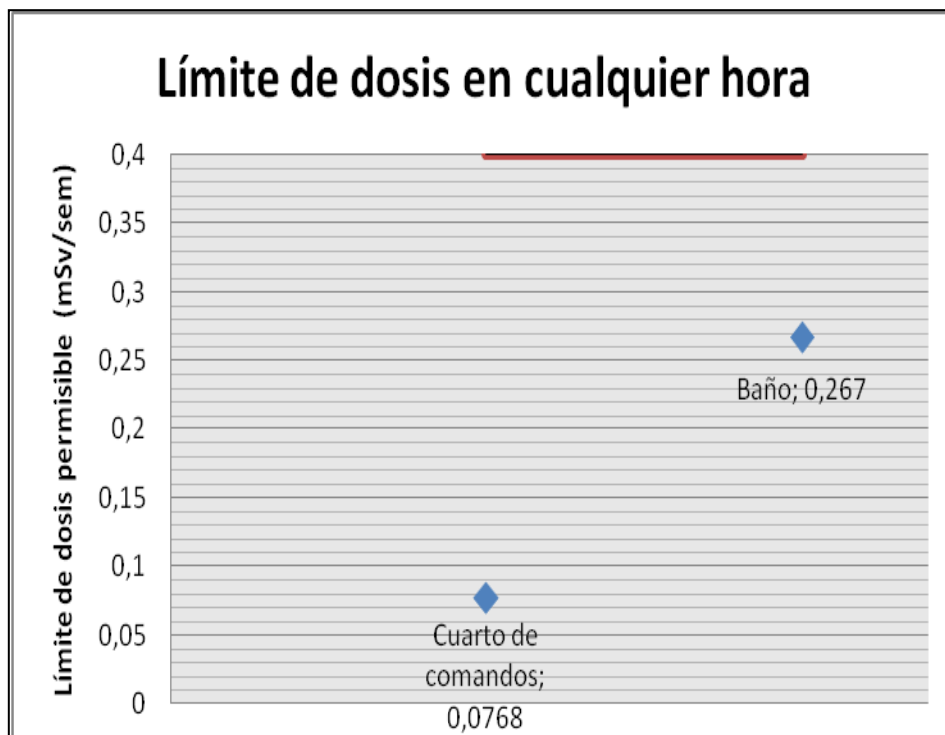
Se realizó una clasificación según el límite de dosis permisible por la Autoridad Regulatoria del Ecuador.

**Tabla 3-19:** Parámetro para calcular el  $R_h$  para POE

Datos	Tipo de barrera	$R_h$ (mSv/h)	P (mSv/sem)
Cuarto de comandos	Secundaria	0,0768	0,4
Baño	Secundaria	0,267	0,4

**Fuente:** Tesista

Gráfica 3-9: Límite de dosis en cualquier hora para POE



Fuente: Tesista

### INTERPRETACIÓN

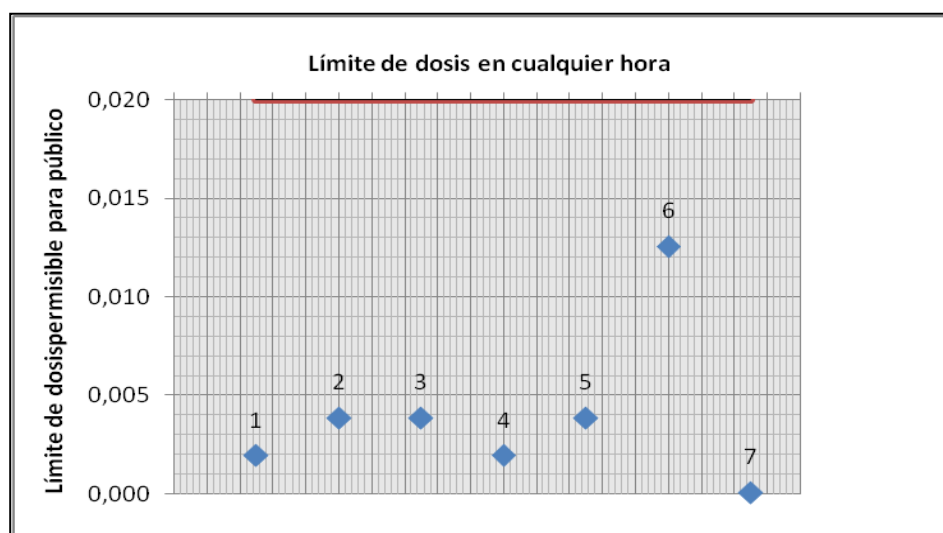
El límite de dosis en cualquier hora ( $R_h$ ) calculado para las distintas áreas colindantes del búnker que alojará al Acelerador Lineal Monoenergético del Instituto del Cáncer SOLCA- Núcleo de LOJA que estarán resididas por el Personal Ocupacionalmente Expuesto se encuentra dentro del rango establecido por la Autoridad Regulatoria del Ecuador.

**Tabla 3-20: Parámetro para calcular el  $R_h$  para público**

Simbología	Datos	Tipo de barrera	Rh (mSv/h)	P(mSv/sem)
1	Estación de enfermería	Primaria	0,002	0,02
2	Estación de enfermería (I)	Secundaria	0,004	0,02
3	Barrio residencial	Secundaria	0,004	0,02
4	Techo	Primaria	0,002	0,02
5	Techo (D-I)	Secundaria	0,004	0,02
6	Laberinto	Secundaria	0,013	0,02
7	Piso	Primaria	0,000	0,02

Fuente: Tesista

**Gráfica 3-10: Límite de dosis en cualquier hora para Público**



Fuente: Tesista

## INTERPRETACIÓN

El límite de dosis en cualquier hora ( $R_h$ ) obtenido en los distintos puntos críticos colindantes del búnker que albergará al Acelerador Lineal Monoenergético de Instituto del Cáncer SOLCA- Núcleo de LOJA que estarán ocupadas por público, se encuentra dentro del rango establecido por la Autoridad Regulatoria del Ecuador.

## **CAPÍTULO IV**

### **4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

#### **4.1 CONCLUSIONES**

- Los fundamentos básicos de la física de las radiaciones y el segundo y tercer principios fundamentales de la Protección Radiológica permitieron seleccionar los protocolos adecuados y recomendados para el cálculo de blindajes para el búnker que alojará el Acelerador Lineal Monoenergético, dando cumplimiento a la normativa establecida por la Autoridad Reguladora Nacional “SCAN” respecto del blindaje de las instalaciones de Radioterapia.
- Las áreas colindantes, tipo de personal, carga de trabajo planificada, técnicas de tratamiento y el diseño propio de la instalación dispuestas por las Autoridades de

SOLCA–LOJA son factores determinantes en el cálculo del espesor de las barreras primarias, secundarias, laberinto y puerta del búnker que alojará el LINAC, ya que estos factores son tomados en consideración por los protocolos utilizados.

- La carga de trabajo planificada por SOLCA- LOJA se encuentra fuera de los límites establecidos por el NCRP en su publicación 151, por tal razón, el espesor de la barrera primaria que colinda con la estación de enfermería tiene un valor excedido en un 12.5 por ciento para un LINAC monoenergético.
- El efecto Compton es el principio de interacción de la radiación ionizante con la materia que con mayor probabilidad se presenta en las salas de tratamiento para las energías del equipo tomado en consideración en este trabajo, ya que en el cálculo de barreras secundarias, laberinto y puerta los protocolos utilizados toman en consideración su presencia.
- El cálculo del límite de dosis en cualquier hora  $R_h$  para público y Personal Ocupacionalmente Expuesto, permitió dar validez a los resultados obtenidos, ya que se comprobó que los niveles de radiación fuera de la sala de tratamiento cuando la fuente está en estado de exposición se encuentran dentro de los límites establecidos por la SCAN en el Ecuador.



## 4.2 RECOMENDACIONES

- Para disminuir aún más el espesor de plomo o eliminar la puerta plomada se recomienda a las Autoridades de SOLCA- LOJA que en el diseño del laberinto de la instalación se incremente una curva adicional que permita mayor atenuación de la radiación y disminución del costo en el blindaje.
- Para evitar el deterioro del equipo en un tiempo menor al de su vida útil se recomienda disminuir la carga de trabajo establecida por las Autoridades de SOLCA-LOJA y adoptar la carga recomendada por la NCRP en su reporte N° 151 para equipos con energía de hasta 10 MV.
- Socializar a los habitantes de la zona residencial sobre la instalación de un Acelerador Lineal, indicando que es un equipo que emite radiación ionizante, pero que el haz primario de radiación no está dirigido a la zona de habitación y que las paredes secundarias de este búnker que colindan con esta área tiene el blindaje requerido para el cumplimiento de los aspectos de Seguridad y Protección Radiológica, conforme a lo recomendado por la Autoridad Reguladora del Ecuador (Subsecretaria de Control y Aplicaciones Nucleares “SCAN”).
- Si a futuro el Instituto del Cáncer SOLCA- LOJA adquiriera un LINAC de mayor energía se debe realizar otro cálculo del espesor de las barreras de protección de la instalación, porque factores como  $W$ ,  $TVL_s$ , el ángulo de dispersión y

reflexión y sobre todo el espesor de la puerta variaría considerablemente y también debido a que con un equipo con energía mayor a 10 MV existe la probabilidad de la producción de neutrones.

## **BIBLIOGRAFÍA**

- 1. ATTIX, F.**, “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”.,1ra ed., New York – Estados Unidos., John Wiley & Sons., 1986., Pp. 38-55, 124-157.
- 2. BUSHONG, S.**, “ Manual de Radiobiología para técnicos”., 6ta ed., Madrid – España., Hardcourt., 1999., Pp. 126-129.
- 3. CURA, del JL., Y OTROS.**,” Radiología Esencia I”., 2da.ed., Sociedad Española., Editorial Médica Panamericana., 2010.,Pp. 32
- 4. MARTÍN, M.**, “Shielding Design Methods For Linear Accelerator” 2da. Ed., American Association of Physicists for Medicine., Boston-Estados Unidos., Medicine Publishing., 2002., Pp. 120.

5. **MCGINLEY, P.**, “ Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities ”., 2da. ed., Madison., Physics Publishing., Wisconsin-Estados Unidos, 1998., Pp. 9-33
  
6. **ARGENTINA., AUTORIDAD REGULATORIA NUCLEAR (ARN).**, “Guía de Radioprotección”., s.ed., Buenos Aires-Argentina., ARN., 1999., Pp. 63 – 65 – 165 – 199.
  
7. **AUSTRIA., ELEKTA COMPACT™.**, “ Manual de Precisión Radiation Therapy”., s.ed., Berlín – Alemania., Compact™., 1998., Pp.1 – 15.
  
8. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY., (IAEA).**, “Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia”., s.ed., Vienna – Austria., OIEA., 2000., Pp. 1-60.
  
9. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY., (IAEA).**, “Optimización de la Protección Radiológica en el Control de la Exposición ocupacional”., s.ed., Viena- Austria., IAEA., 2004., Pp. 31-35

10. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY., (IAEA),** “Protección Radiológica y Seguridad de las Fuentes de Radiación”., s.ed., Viena – Austria., IAEA., 2011., Pp 94-96.
  
11. **AUSTRIA., INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY., (IAEA),** “Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities”., s.ed., Vienna- Austria., 2006.,Pp. 15 - 68.
  
12. **BOSTON., AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM),** “ Radiation Shielding for Megavoltage Photon Therapy Machines”., s.ed., Boston- Estados Unidos., 2010., Estados Unidos., 2010., Pp. 4- 22.
  
13. **ECUADOR., COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., (CEEA),** Curso Básico de Protección Radiológica., ed., PPL impresiones., Quito- Ecuador.,2002., Pp. 28 –31
  
14. **ESPAÑA., CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN),** “Documentación Técnica para Solicitar la Autorización del Funcionamiento de las Instalaciones Radiactivas de Manipulación y Almacenamiento de

Radionucleidos no Encapsulados (2ª y 3ª categoría)”, s. ed., Madrid – España.,CSN., 2005., Pp. 6-7.

15. **ESPAÑA., CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN),**“Documentación Técnica para Solicitar Autorización de Construcción y Puesta en Marcha de las Instalaciones de Radioterapia”, Madrid –España., CSN., 1988., Pp. 3-11.
  
16. **ESPAÑA., CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN),** “La Protección Radiológica en la Industria, la Agricultura, la Docencia o la Investigación”, s. ed., Madrid-España., CSN., 2004., Pp. 33, 34.
  
17. **ESPAÑA., CONCEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN),** “Manual sobre Recintos Blindados”, s.ed., Madrid España., CSN., 1996., Pp. 7-23.
  
18. **REINO UNIDO., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP),** “Protección Radiológica en Medicina”,s.ed., Buenos Aires-Argentina.,VCR impresores., 2011., Pp. 47-49.

19. **REINO UNIDO., INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP).**,  
“Recomendación 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica”., s.ed., Madrid – España., Senda., 2007.,Pp.71- 116.
  
20. **WASHINGTON D.C., NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP).**, “Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies Up to 10 MeV”., s.ed., Washington – Estados Unidos., National Council on Radiation., 1976., Pp. 4 – 94.
  
21. **WASHINGTON D.C., NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP).**, “Radiation Protection Design Guildelines for 0.1-100 MeV Particle Accelerator Facilities”., s. ed., Washington - Estados Unidos., National Council on Radiation., 1977., Pp. 37-68.
  
22. **WASHINGTON D.C., NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP).**, “Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X and Gamma-Ray Radiotherapy facilities”., s.ed.,Washington- Estados Unidos ., National Council on Radiation., 2005., Pp. 4-72 – 158-174.

23. **PALLOSO, M.**, “ Control de Calidad en el Sistema de Planificación Eclipse en Haces de Fotones para el departamento de Radioterapia.,Hospital Oncológico Salón Espinoza SOLCA- Núcleo de Quito”., Escuela Politécnica Nacional., Facultad de Ciencias., Quito-Ecuador., **TESIS.**, 2011, Pp. 14.

24. **ATENUACIÓN DE LOS RAYOS X Y GAMMA**

<http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm>

2013/02/03

25. **BÚNKER PARA ACELERADOR LINEAL**

[www.medicalrp.com](http://www.medicalrp.com)

2013/03/08

26. **CONSTANTE, S.**, Dos hospitales se adelantan al IESS e instalan Equipos de radioterapia.

[http://www.elcomercio.ec/sociedad/hospitales-adelantan-IESS-instalan-radioterapia\\_0\\_754724734.html](http://www.elcomercio.ec/sociedad/hospitales-adelantan-IESS-instalan-radioterapia_0_754724734.html)

14/08/2012



**27. CONCEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR**

<http://www.csn.es>

2013/03/22

**28. CRITERIOS GENERALES SOBRE PROTECCIÓN  
RADIOLÓGICA**

<http://downloads.gphysics.net>

2012/12/06

**29. ESTRADA., J.A.,** Diseño de una unidad de Radioterapia

<http://www.148.206.53.231UAMI11738.PDF>

2012/12/06

**30. EVALUATION OF STRUCTURAL SHIELDING DESIGNS  
OF X- RAY LINEAR ACCELERATOR SCFANNER  
AT THE PORT OF TEMA, GHANA**

<http://www.ejournalofsciences.org>

2012/12/06

**31. EVALUACIÓN DE LOS BLINDAJES DE UNA SALA DE RADIOTERAPIA MEDIANTE MÉTODOS MONTE CARLO**

<http://www.finlex.fi/data/normit/38540-ST1-10e.pdf>

2013/09/30

**32. GENERACIÓN Y PRODUCCIÓN DE RAYOS**

[www.es.scribd.com/doc/20982346/Clase-blindaje2010](http://www.es.scribd.com/doc/20982346/Clase-blindaje2010)

2013/09/30

**33. INFLUENCIA EN EL CÁLCULO DE BLINDAJES DE UN ACELERADOR LINEAL DEL USO DE LA INTENSIDAD MODULADA Y DE LA TERAPIA VOLUMÉTRICA ROTACIONAL**

<http://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/10430/1/memoria.pdf>

2013/08/21

**34. JIMÉNEZ, D., Proyecto de blindaje de un Acelerador de Electrones con Finalidad de Radioterapia**

<http://hdl.handle.net/2099.1/10430>

2013/09/30

**35. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION  
AND MEASUREMENTS**

<http://www.ncrp.com>

2013/04/02

**36. NUEVOS CASOS DE PACIENTES CON CÁNCER**

<http://www.vistazo.com/ea/vidamoderna/?eImpresa=1035&id=3668>

2012/12/15

**37. SÄTEILYTURVAKESKUS (STUK)., RADIATION SAFETY  
OF RADIOTHERAPY EQUIPMENT AND  
TREATMENT ROOMS**

[http://www.stuk.fi/ajankohtaista/fi\\_FI/ajankohtaista/](http://www.stuk.fi/ajankohtaista/fi_FI/ajankohtaista/)

2013/09/30

**38. SEIS MIL NUEVOS CASOS DE CÁNCER SON  
DIAGNOSTICADOS CADA AÑO EN EL PAÍS**

<http://www.hoy.com.ec/noticias-ecuador/cancer-seis-mil-nuevos-casos-son-diagnosticados-cada-ano-en-el-pais-532931.html>

2012/12/06

**39. THE LINEAR ACCELERATOR**

<http://ozradonc.wikidot.com/the-linac-bunker>

2013/03/06

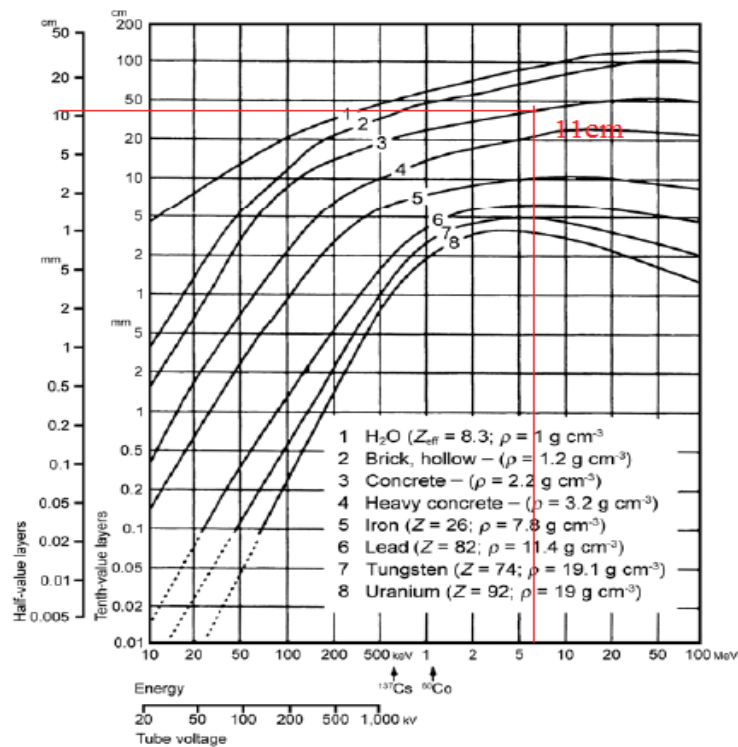
**40. VISTAZO., Ecuador y su lucha**

<http://www.vistazo.com/ea/vidamoderna/imprimir.php?Vistazo.com&id=3668>

2012/12/0

## ANEXOS

### Anexo A: HVL<sub>s</sub> y TVL<sub>s</sub> para diferentes materiales



**Fig. A.1a.** Average HVLs and TVLs (equilibrium) of shielding materials (broad beams) (NBS, 1982; Wachsmann and Drexler, 1975). For example, an energy of 10 MeV gives a TVL in concrete (Curve 3) of ~44 cm and a HVL of ~13 cm. Note that these values will be less for concrete of density 2.35 g cm<sup>-3</sup> by ~0.94 (i.e., inversely proportional to the densities, 2.2/2.35).

## Anexo B: Propiedades de materiales utilizados para el blindaje

TABLE B.3—*Properties of various shielding materials (adapted from Profio, 1979).*

	Ordinary Concrete	Heavy Concrete	Lead	Iron	Polyethylene
Density (g cm <sup>-3</sup> )	2.2 – 2.4	3.7 – 4.8	11.35	7.87	0.95
Effective atomic number	11	~26	82	26	5.5
Hydrogen concentration × 10 <sup>22</sup> (atoms cm <sup>-3</sup> )	0.8 – 2.4	0.8 – 2.4	0	0	8
Thermal neutron activation	Small	Large	— <sup>a</sup>	Moderate	Nil
Relative cost	\$\$	\$\$\$\$	\$\$\$	\$\$	\$\$\$

<sup>a</sup>The amount of thermal neutron activation depends primarily on the impurities in the lead.

FUENTE: NCRP N<sup>o</sup> 151

**Anexo C: TVL<sub>s</sub> de concreto para las barreras primarias**

TABLE B.2—*Primary-barrier TVLs for ordinary concrete (2.35 g cm<sup>-3</sup>), steel (7.87 g cm<sup>-3</sup>), and lead (11.35 g cm<sup>-3</sup>) (suggested values in centimeters).<sup>a</sup>*

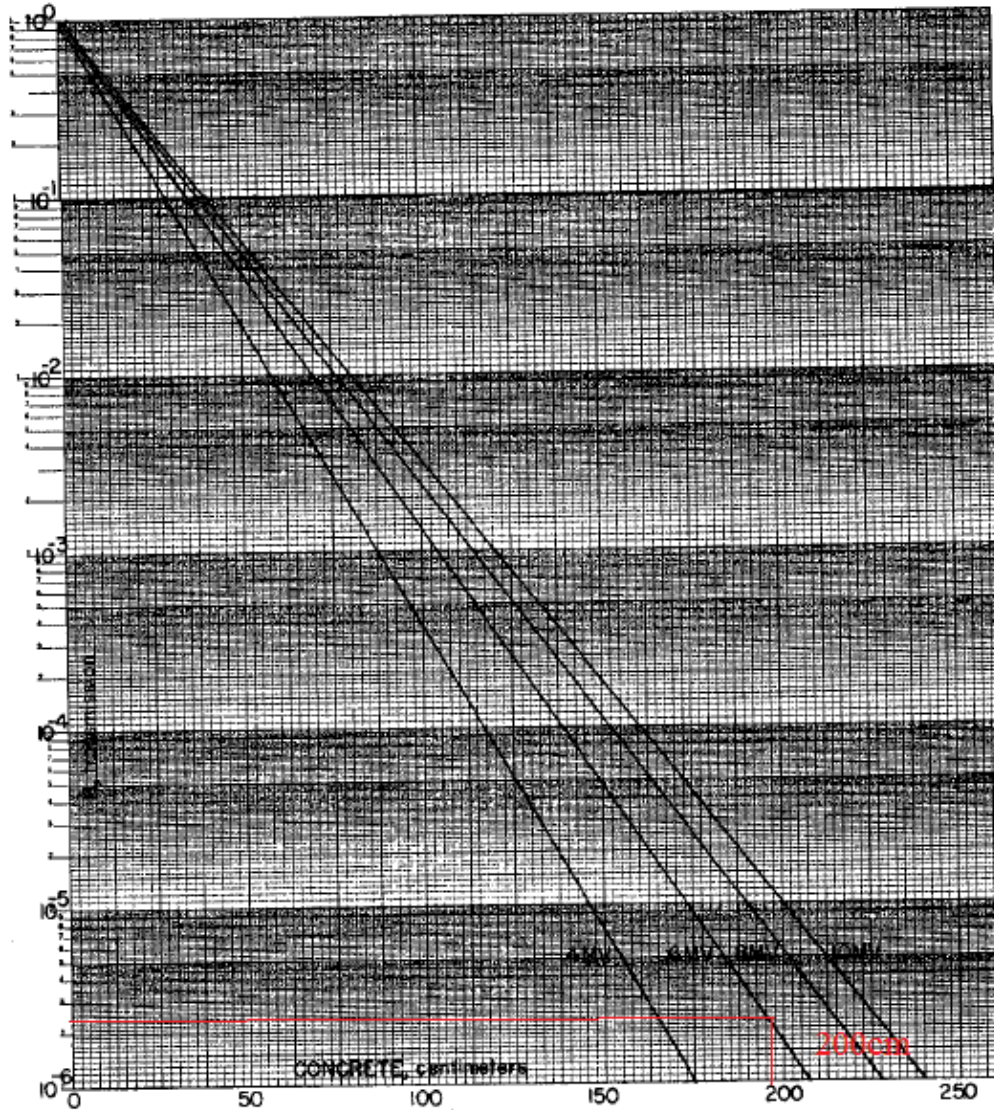
Endpoint Energy (MV) <sup>b</sup>	Material	TVL <sub>1</sub> (cm)	TVL <sub>e</sub> (cm)
4	Concrete	35	30
	Steel	9.9	9.9
	Lead	5.7	5.7
6	Concrete	37	33
	Steel	10	10
	Lead	5.7	5.7
10	Concrete	41	37
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
15	Concrete	44	41
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
18	Concrete	45	43
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
20	Concrete	46	44
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
25	Concrete	49	46
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
30	Concrete	51	49
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
Co-60	Concrete	21	21
	Steel	7.0	7.0
	Lead	4.0	4.0

<sup>a</sup>Concrete values are based on a conservatively safe adaptation from Nelson and LaRiviere (1984) with extrapolation to 4 MV, and use of Kirm and Kennedy (1954) for 30 MV. Lead and steel TVLs are conservatively safe values adapted from NCRP Report No. 49 (NCRP, 1976) and Wachsmann and Drexler (1975).

<sup>b</sup>Endpoint energy based on values from Cohen (1972).

FUENTE: NCRP N<sup>o</sup> 151

**Anexo D:** Interpolación gráfica fija para el factor de transmisión B de las barreras primarias



**Fig. 7** Transmission through concrete, density  $2.35 \text{ g cm}^{-3}$  ( $147 \text{ lb ft}^{-3}$ ), of x rays produced at 4 to 10 MV. Based on NCRP Report No. 51 [27].

FUENTE: NCRP N° 49



**Anexo E:** Fracción de dispersión a 1 m de la fuente y con un tamaño de campo de 400 cm<sup>2</sup>

TABLE B.4—Scatter fractions ( $\alpha$ ) at 1 m from a human-size phantom, target-to-phantom distance of 1 m, and field size of 400 cm<sup>2</sup> (McGinley, 2002; Taylor et al., 1999).

Angle(degrees)	Scatter Fraction ( $\alpha$ )			
	6 MV	10 MV	18 MV	24 MV
10	$1.04 \times 10^{-2}$	$1.66 \times 10^{-2}$	$1.42 \times 10^{-2}$	$1.78 \times 10^{-2}$
20	$6.73 \times 10^{-3}$	$5.79 \times 10^{-3}$	$5.39 \times 10^{-3}$	$6.32 \times 10^{-3}$
30	$2.77 \times 10^{-3}$	$3.18 \times 10^{-3}$	$2.53 \times 10^{-3}$	$2.74 \times 10^{-3}$
45	$1.39 \times 10^{-3}$	$1.35 \times 10^{-3}$	$8.64 \times 10^{-4}$	$8.30 \times 10^{-4}$
60	$8.24 \times 10^{-4}$	$7.46 \times 10^{-4}$	$4.24 \times 10^{-4}$	$3.86 \times 10^{-4}$
90	$4.26 \times 10^{-4}$	$3.81 \times 10^{-4}$	$1.89 \times 10^{-4}$	$1.74 \times 10^{-4}$
135	$3.00 \times 10^{-4}$	$3.02 \times 10^{-4}$	$1.24 \times 10^{-4}$	$1.20 \times 10^{-4}$
150	$2.87 \times 10^{-4}$	$2.74 \times 10^{-4}$	$1.20 \times 10^{-4}$	$1.18 \times 10^{-4}$

**FUENTE:** NCRP N<sup>o</sup> 151

## Anexo F: TVL<sub>s</sub> en concreto para radiación dispersada por el paciente

TABLE B.5a—TVLs in concrete (centimeters) for patient-scattered radiation at various scatter angles, based on Figures 10 and 15 in NCRP Report No. 49 (NCRP, 1976). Values are valid for shielding design purposes and are conservatively safe in nature.<sup>a</sup>

Scatter Angle (degrees)	TVL (cm)							
	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	15 MV	18 MV	20 MV	24 MV
15	22	30	34	39	42	44	46	49
30	21	25	26	28	31	32	33	36
45	20	22	23	25	26	27	27	29
60	19	21	21	22	23	23	24	24
90	15	17	17	18	18	19	19	19
135	13	14	15	15	15	15	15	16

<sup>a</sup>Values derived from NCRP (1976) for <sup>60</sup>Co and 6 MV, and from Abrath *et al.* (1983) for 18 MV. Extrapolation to 24 MV was accomplished by comparison to primary TVLs.

FUENTE: NCRP N<sup>o</sup> 151

**Anexo G: TVL<sub>s</sub> en concreto para radiación de fuga**

TABLE B.7—*TVLs for leakage radiation in ordinary concrete (suggested values in centimeters).<sup>a</sup>*

Endpoint Energy (MV) <sup>b</sup>	TVL <sub>1</sub> (cm)	TVL <sub>e</sub> (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
Co-60	21	21

<sup>a</sup>Data for TVL<sub>1</sub> and TVL<sub>2</sub> are based on a conservatively safe adaptation of the 90 degrees (80 to 100 degrees) values of Nelson and LaRiviere (1984) and graphical extrapolations to 4 MV and 30 MV. NCRP Report No. 49 (NCRP, 1976) values used for <sup>60</sup>Co.

<sup>b</sup>Endpoint energy based on values from Cohen (1972).

FUENTE: NCRP N<sup>o</sup> 151

**Anexo H: Coeficiente de reflexión para las paredes**

TABLE B.8b—*Differential dose albedo (wall reflection coefficient). Multiply each table entry by  $10^{-3}$  (e.g., the entry 4.8 means  $4.8 \times 10^{-3}$ ). 45 degree angle of incidence, ordinary concrete, for bremsstrahlung and monoenergetic photons.<sup>a</sup>*

45 Degree Incidence	Angle of Reflection or Scatter (degrees) from Concrete (measured from the normal)				
	0	30	45	60	75
Source					
30 MV	4.8	5.0	4.9	4.0	3.0
24 MV	3.7	3.9	3.9	3.7	3.4
18 MV	4.5	4.6	4.6	4.3	4.0
10 MV	5.1	5.7	5.8	6.0	6.0
6 MV	6.4	7.1	7.3	7.7	8.0
4 MV	7.6	8.5	9.0	9.2	9.5
Co-60	9.0	10.2	11.0	11.5	12.0
0.5 MeV	22.0	22.5	22.0	20.0	18.0
0.25 MeV	36.0	34.5	31.0	25.0	18.0

<sup>a</sup>Table values are based on evaluation of the data from the following sources: Figures 49 and 50b in IAEA (1979) and Figure 4.14(b) in NCRP (2003). The available data in the references noted were put on a common graph and conservatively safe values were selected. However, there are large uncertainties (on the order of  $\pm 50\%$ ) in albedo values due to both the calculations and the interpolations.

FUENTE: NCRP N<sup>o</sup> 151