

**Universidad de Valparaíso**  
FACULTAD DE INGENIERÍA -ESCUELA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA



**DESARROLLO DE PROPUESTA PARA GUÍA DE SEGURIDAD  
EN RADIACIONES IONIZANTES ENFOCADA A  
ACELERADORES LINEALES.**

TRABAJO REALIZADO COMO REQUERIMIENTO PARCIAL  
PARA OPTAR AL TÍTULO DE

INGENIERO CIVIL BIOMÉDICO

POR

**LESLIE ANDREA RIQUELME MONTANARES**

PROFESOR GUÍA: GUILLERMO AVENDAÑO CERVANTES  
PROFESOR CORRECTOR: CÉSAR GALINDO V.

FECHA DE PRESENTACIÓN (MARZO, 2013)  
VALPARAÍSO – CHILE



## Resumen

Palabras claves: *Radiaciones Ionizantes, Aceleradores Lineales, Seguridad en Radiaciones Ionizantes.*

### **Resumen:**

*La radiación es toda aquella energía electromagnética que se pueda propagar en forma de onda a través del espacio y depende principalmente de tres variables las cuales son: Energía (eV), Frecuencia (Hz) y Longitud de onda ( $\lambda$ ). La propagación se realiza mediante partículas cargadas eléctricamente y por partículas que no poseen carga ni masa, los denominados fotones. Todos los tipos de radiaciones forman parte de un mismo conjunto, el cual se denomina espectro electromagnético. Dentro de este espectro encontramos dos tipos de radiaciones, las radiaciones no ionizantes y las radiaciones ionizantes. Las radiaciones Ionizante, son ondas electromagnéticas de muy alta frecuencia con la suficiente energía como para producir Ionización en el tejido humano, entre este tipo encontramos los rayos X, rayos gamma, partículas aceleradas y rayos cósmicos. En cambio las radiaciones No-Ionizantes, son ondas electromagnéticas de menor frecuencia que las Ionizantes, por lo cual no tienen la energía suficiente para romper enlaces atómicos, entre ellas se encuentran la radiación UV, luz visible, la radiación IR, la radiofrecuencias y las emisiones de microondas*

*En el ámbito de la medicina las radiaciones ionizantes son utilizadas para el tratamiento de varias enfermedades entre las que se pueden destacar: Micosis, Psoriasis, verruga plantar, neoplasias malignas de piel y diferentes tipos de cáncer. Debido a la incidencia del cáncer a nivel mundial, los servicios de radioterapia han logrado un importantísimo lugar en el proceso de tratamiento de estas enfermedades, a través de la utilización de la radiación Ionizante, por lo cual los procesos así como su infraestructura y equipamiento deben ofrecer un elevado nivel de Seguridad, tanto para el paciente que recibe el servicio como para los profesionales que trabajan en las dependencias, así como también para el público en general que asiste a estos servicios (familiares, acompañantes del paciente, etc). Independientemente de las normas y entidades fiscalizadoras de Seguridad en Radiaciones Ionizantes, igualmente se han reportados accidentes a lo largo de la historia, los cuales principalmente se enfocan en el fallo del equipo mismo o error por manipulación del personal profesional o una combinación de éstas, lo que desencadena exposiciones accidentales de sobredosis que tienen diversos efectos sobre la salud de las personas e incluye el resultado de muerte.*

*Actualmente la tecnología utilizada por excelencia para tratar el cáncer, es la brindada por los aceleradores lineales, la cual consta de dos formas de tratamiento: Haz de electrones y rayos X. Debido a la peligrosidad que implica trabajar con radiaciones ionizantes resulta imperativo desarrollar una propuesta de Seguridad para Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales, la cual consta del marco teórico necesario para entender el principio de funcionamiento del equipo así como también los criterios de Seguridad que permitirían mantener dentro de límites establecidos los niveles de Seguridad y calidad, para ofrecer un óptimo servicio a los pacientes de los Servicios de Radioterapia.*

## Tabla de Contenidos

<b>1</b>	<b>Introducción</b>	<b>7</b>
1.1.	<i>Objetivo General</i>	<b>8</b>
1.1.	<i>Objetivos Especificos</i>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>Análisis de la Problemática</b>	<b>8</b>
2.1.	<i>Estado del Arte</i>	<b>8</b>
<b>3</b>	<b>Desarrollo de la Propuesta</b>	<b>12</b>
3.1	<i>Marco Teorico</i>	<b>12</b>
3.2	<i>Diseño de la Propuesta</i>	<b>19</b>
3.3	<i>Implementación</i>	<b>20</b>
3.3.1	<i>Estudio bibliografico de principio funcionamiento de Acelerador Lineal y del concepto de Seguridad en Radiaciones Ionizantes</i>	<b>20</b>
3.3.2	<i>Recopilación Información de Equipos Aceleradores Lineales</i>	<b>20</b>
3.3.3	<i>Identificación de criterios de Seguridad en Radiaciones Ionizantes que se aplican a Aceleradores Lineales</i>	<b>21</b>
3.3.4	<i>Recopilación de Normativa Internacional y Nacional en Seguridad Radiaciones Ionizantes</i>	<b>21</b>
3.3.5	<i>Análisis de la información recopilada</i>	<b>21</b>
3.3.6	<i>Desarrollo de Guía de Seguridad enfocada a Aceleradores Lineales</i>	<b>21</b>
<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>21</b>
4.1	<i>Estudio bibliografico de principio funcionamiento de Acelerador Lineal y del concepto de Seguridad en Radiaciones Ionizantes</i>	<b>21</b>
4.2	<i>Recopilación Información de Equipos Aceleradores Lineales</i>	<b>26</b>
4.3	<i>Identificación de criterios de Seguridad en Radiaciones Ionizantes que se aplican a Aceleradores Lineales</i>	<b>26</b>
4.4	<i>Recopilación de Normativa Internacional y Nacional en Seguridad Radiaciones Ionizantes</i>	<b>29</b>
4.5	<i>Análisis de la información recopilada</i>	<b>32</b>
4.6	<i>Desarrollo de Guía de Seguridad enfocada a Aceleradores Lineales</i>	<b>32</b>
<b>5</b>	<b>Discusión</b>	<b>39</b>
<b>6</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>40</b>

---

7 Referencias Bibliográficas.....	42	
8 Glosario .....	43	Desarrollo de
9 Anexos .....	46	propuesta de
Anexo 1: Tabla de Especificaciones Técnicas de Equipos de Aceleradores Lineales .....	46	Seguridad
Anexo 2 : Layout Instalaciones de Aceleradores Lineales.....	50	enfocada a
Anexo 3: Cálculo de Blindaje para Aceleradores Lineales para Instalaciones de Radioterapia.....	56	Aceleradores
Anexo 4: Pruebas diarias , mensuales y anuales de Equipos Acelerador Lineal .....	64	Lineales

---



---

# Desarrollo de Propuesta para Guía de Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales.

Desarrollo de  
propuesta de  
Seguridad  
enfocada a  
Aceleradores 7  
Lineales

---

Leslie Andrea Riquelme Montanares

*Escuela de Ingeniería Civil Biomédica, Universidad de Valparaíso, Chile.*

**Palabras claves:** *Radiaciones Ionizantes, Aceleradores Lineales, Seguridad en Radiaciones Ionizantes.*

## 1. Introducción

La radiación es toda aquella energía electromagnética que se pueda propagar en forma de onda a través del espacio y depende principalmente de tres variables las cuales son: Energía (eV), Frecuencia (Hz) y Longitud de onda ( $\lambda$ ). La propagación se realiza mediante partículas cargadas eléctricamente y por partículas que no poseen carga ni masa, los denominados fotones. Todos los tipos de radiaciones forman parte de un mismo conjunto, el cual se denomina espectro electromagnético. Dentro de este espectro encontramos dos tipos de radiaciones, las no ionizantes y las ionizantes.

Las radiaciones no ionizantes hacen referencia a ondas electromagnéticas de baja frecuencia, las cuales no poseen suficiente energía para romper enlaces atómicos, dentro de éstas se encuentran la radiación UV, luz visible, la radiación IR, la radiofrecuencia y las emisiones de microondas. En cambio las radiaciones ionizantes son de muy alta frecuencia y tienen la suficiente energía para producir ionización en el tejido humano, dentro de este tipo de radiación se encuentran los rayos x, rayos gamma, partículas aceleradas y rayos cósmicos.

Dentro de los diversos tipos de radiación a los que se ven expuestos los seres humanos, la mayor parte viene dada por fuentes de radiación natural la cual representa el 78% de la radiación total, el 22% restante corresponde a radiación de fuentes artificiales, del cual la radiación médica ya sea para diagnóstico o terapia corresponde al 20.7%, el paciente bajo estas circunstancias puede ser irradiado de forma externa o interna. En los recintos hospitalarios las radiaciones ionizantes pueden deberse a dos tipos de equipos los cuales son: 1.- Fuentes permanentes de Radiación Ionizante, como lo son los radioisótopos y equipos que utilicen a éstos para su funcionamiento, 2.- Equipos generadores de Radiación Ionizante, los cuales emiten solamente cuando el equipo está encendido y en funcionamiento, entre este tipo de equipos encontramos los diversos tipos de equipos de rayos X y los aceleradores lineales (Avendaño, 2012).

Los aceleradores lineales son equipos médicos utilizados en radioterapia externa para tratar el cáncer, los cuales crean un haz de electrones acelerados que son utilizados directamente o se pueden hacer colisionar con una lámina de tungsteno lo que hace posible la emisión de rayos x, por lo tanto se puede elegir entre estas dos modalidades de funcionamiento para la terapia. Dependiendo de la energía que utilice el equipo se puede dar tratamiento a distintos tipos de cáncer, los equipos de baja energía se utilizan principalmente para tratar el cáncer óseo y de piel así como también para los tumores de cabeza, cuello y mama, mientras que los equipos de alta intensidad se emplean para tratar neoplasias de localización profunda y tumores de la pelvis y el tórax (el Hospital, 2006).

Debido a la constante tendencia de aumento de tipos de cáncer en la población nacional y mundial, los servicios de radioterapia juegan un rol importantísimo ya que con este método se puede tratar por lo menos el 50% de todos los casos de cáncer, y presenta la gran cualidad de brindar tratamiento diseñado en forma individualizada para cada paciente, pudiendo ser con fines curativos o paliativos dependiendo del estado y pronóstico de la enfermedad (el Hospital, 2006).

El uso de Radiaciones Ionizantes también involucra cierto grado de peligrosidad, por lo que se hace necesario que los establecimientos de salud adopten medidas que garanticen la protección de los pacientes y del personal profesional expuesto frente a los riesgos asociados a la exposición. Es por ello que es de vital importancia centrarse en la Seguridad en Radiaciones Ionizantes, ya que ésta se preocupa de los aspectos y criterios basados en normas, leyes y decretos que buscan la protección de las personas, en el caso del uso de Aceleradores Lineales se busca el mismo objetivo el cual se resume en brindar un servicio bajo estándares internacionales en cuanto a calidad y Seguridad.

### *1.1. Objetivo General*

El objetivo general de este trabajo de título es el desarrollo de una propuesta para elaborar una Guía de especificaciones en Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales basado en normativas Internacionales y Nacionales.

### *1.2. Objetivos Específicos*

Los objetivos específicos son los siguientes:

- (1) Especificar los criterios de Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocado a los Aceleradores Lineales.
- (2) Identificar los aspectos normativos a nivel Internacional como Nacional bajo el concepto de Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocado a Aceleradores Lineales.
- (3) Establecer recomendaciones y comentarios asociados al uso y manejo de Aceleradores Lineales en Establecimientos de Salud.

## **2. Análisis de la problemática**

### 2.1 Estado del Arte

Las Radiaciones Ionizantes por su propia naturaleza pueden causar daño a cualquier forma de ser viviente. Desde el descubrimiento de los Rayos X por Roentgen en 1895 y la radiactividad del Uranio por H.Becquerel en 1896 y en 1900 la teoría de desintegración radiactiva por Rutherford y Soddy, los conocimientos sobre sus efectos han ido en conjunto con los estudios de los mismos (Behar, 1997). En este proceso de descubrimiento ocurrieron situaciones que finalmente afectaron a sus investigadores, entre estas se puede mencionar que el propio Becquerel sufrió daños en la

piel causada por la radiación de un frasco con radio que guardaba en su bolsillo, mientras que Marie Curie, merecedora de dos Premios Nobel por sus investigaciones sobre las propiedades de las sustancias radiactivas, falleció víctima de una Leucemia debido a la constante y reiterada exposición a la Radiación (Gallego, 2012).

Todos los tipos de Radiaciones, ya sean emitidas de fuentes naturales o artificiales, forman parte del denominado Espectro Electromagnético. En él se encuentran el conjunto de todas las ondas electromagnéticas, las cuales se encuentran ordenadas de acuerdo a su frecuencia y longitud de onda. El espectro incluye ondas de radiofrecuencia, las cuales son de baja frecuencia, alta longitud de onda y baja energía, también se va pasando por las microondas, radiación infrarroja, luz visible, luz visible, radiación UV hasta los rayos X, gamma y cósmicos los cuales presentan alta frecuencia, baja longitud de onda y alta energía. La clasificación de las diferentes radiaciones en el espectro, es la correspondiente a los dos tipos de radiaciones: la Ionizante y la No- Ionizante.

Las Radiaciones Ionizantes, son radiaciones que poseen la suficiente energía como para producir Ionización en el tejido humano, por lo cual pueden romper enlaces químicos en las moléculas o generar cambios genéticos en las células, entre este tipo de radiaciones encontramos a los rayos X, rayos gamma, partículas aceleradas y rayos cósmicos. En cambio las radiaciones No-Ionizantes, no tienen la energía suficiente para producir iones al interactuar con el tejido humano, entre ellas se encuentran la radiación UV, luz visible, la radiación IR, la radiofrecuencias y las emisiones de microondas (Avendaño, 2012).

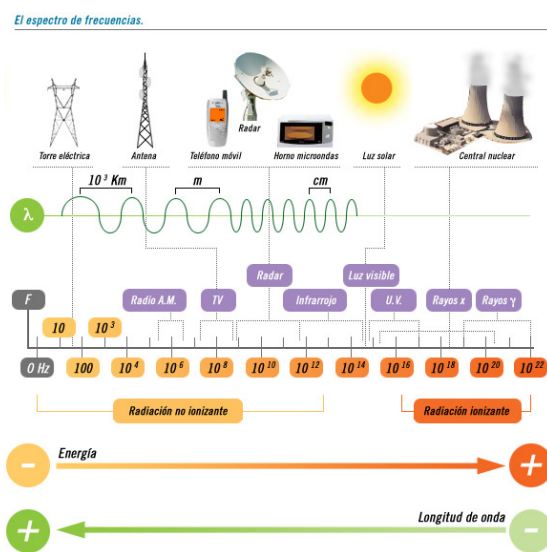


Figura 1. Espectro de Frecuencias de las Ondas Electromagnéticas.

Dentro de los diversos tipos de radiación a los que se ve expuestos los seres humanos, la mayor parte viene dada por fuentes naturales la cual representa el 78% de la radiación total, por lo cual la exposición resulta inevitable. El 22% restante corresponde a radiación artificial, donde la radiación médica corresponde al 20.7%, la radiación utilizada en los exámenes o tratamientos médicos es la radiación ionizante, lo cual involucra ondas de muy alta frecuencia, alta energía y baja longitud de onda.

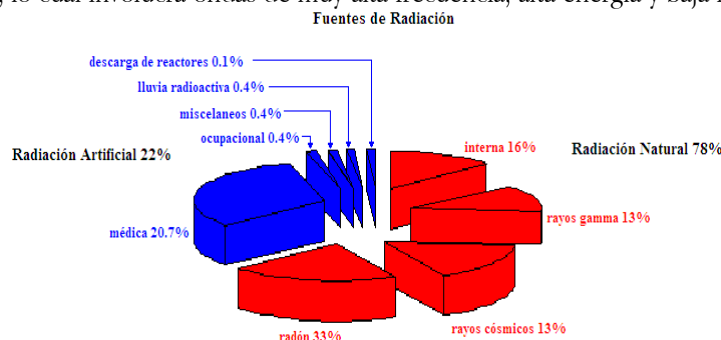


Figura 2. Gráfico que muestra la distribución de los tipos de Radiación. Fuente: Curso de Seguridad en el manejo de Radiaciones Ionizantes CCIB

En Hospitales y Centros de salud se producen Radiaciones Ionizantes, las cuales pueden ser emitidas por los siguientes equipos:

- **Equipos generadores Radiación Ionizante**, los cuales emiten sólo cuando el equipo está en funcionamiento, y nunca cuando estos están desenchufados o apagados, entre este tipo de equipos se encuentran el equipo de rayos X y los aceleradores lineales.
- **Fuentes permanentes de Radiación Ionizante**, como lo son los radioisótopos y equipos que utilicen a éstos para su funcionamiento, como por ejemplo las Gamma Cámara utilizadas en Radiodiagnóstico.

La tecnología que utiliza Radiaciones Ionizantes se emplea principalmente para el tratamiento del cáncer por lo cual su uso se está masificando, esto se debe principalmente porque existen estudios que demuestran que la incidencia de estas enfermedades va en crecimiento año tras año, lo que va acompañado con un factor determinístico que es la tendencia mundial del envejecimiento de la población.

La Agencia Internacional para la Investigación sobre el Cáncer (IARC) dependiente de la Organización Mundial de la Salud (OMS), ha determinado en sus investigaciones que la incidencia de las enfermedades cancerígenas aumentaría en el año 2030 un 75%, lo que denota un aumento paulatino que confirma que es una de las principales causas de muerte a nivel mundial (OMS, 2012).

Para el tratamiento del cáncer existen tres posibilidades, entre estas se encuentran: la radioterapia, la quimioterapia y la cirugía, por lo cual el paciente puede verse sometido a una de ellas o a una combinación de éstas. Debido a lo anteriormente mencionado, es que la radioterapia se ha ido masificando para el tratamiento del cáncer, por ende la cantidad de equipos con principio de funcionamiento a través de las radiaciones Ionizantes también ha aumentado. Dentro de los equipos médicos que generan Radiaciones Ionizantes podemos encontrar a los Aceleradores Lineales, el cual fue creado para aplicaciones médicas en 1961, utilizándose en radioterapia externa para tratar el cáncer.



Figura 4. Equipo Médico para Radioterapia, Acelerador Lineal.

Los aceleradores lineales son dispositivos que crean un haz de electrones acelerados que son usados directamente de esa forma (electronterapia) o tras su colisión con un blanco de tungsteno se logra tener una emisión de rayos x de intensidad uniforme, existen diferentes niveles de energías para aplicar tratamiento de electrones o rayos x .

---

## Accidentes registrados a nivel mundial derivados del uso y manejo de Aceleradores Lineales

Debido a la complejidad propia de funcionamiento del equipo a lo largo de la historia han ocurrido accidentes que han puesto en peligro la seguridad del paciente, muchas veces costándoles la vida a éstos, entre estos hechos se pueden mencionar (ICRP, 2003):

- *Problemas con Software en USA Y Canadá entre los años 1985-1987*

Esta situación se produjo porque se cambiaron los softwares de un acelerador antiguo por el de uno nuevo, los cuales eran sustancialmente diferentes. Esto trajo como consecuencia, que en 6 Hospitales ocurrieran 6 exposiciones accidentales, que trajo fatales consecuencias, ya que 3 pacientes murieron por sobreexposición.

- *Reparación incorrecta del Acelerador Lineal marca General Electric y problemas de Comunicación, Zaragoza España 1990.*

Este accidente se produjo debido a que el técnico que realizó un mantenimiento correctivo inadecuado al equipo que presentaba ausencia de haz de radiación, debido a que no había concordancia entre el indicador de energía de los electrones que siempre indicaba el valor máximo del equipo que correspondía a 36 MeV independientemente de la energía que se seleccionará para el tratamiento. Esto trajo como consecuencia que 27 pacientes fueran afectados por sobredosis, siendo el accidente más grande del mundo en relación a la utilización de esta tecnología. Del total de pacientes afectados, 17 fallecieron y la causa de muerte para todos ellos fue una posible mielitis, que es una inflamación de la médula espinal por efecto de las radiaciones.

Este accidente fue atribuido al cambio de representantes, ingenieros y técnicos encargados del equipo por el personal de General Electric empresa que compro el equipamiento.

- *Fallo de Seguridad en Acelerador Lineal en Polonia el año 2001 (IAEA)*

En 2001 tuvo lugar una exposición accidental en un hospital de Polonia que afectó a cinco pacientes. Tras un corte de energía eléctrica en el departamento, un acelerador se apagó automáticamente. Cuando se restableció la energía, se reinició el acelerador y se realizó una serie de pruebas que no mostraron indicios de anomalías, excepto una indicación de que la tasa de dosis era baja, esto hizo que los operadores elevaran el valor límite de corriente de filamento hasta niveles muy altos. Se completaron los tratamientos pendientes y dos de los pacientes indicaron que sintieron una sensación de ardor durante el tratamiento. Después de completar la última sesión se suspendieron los tratamientos y un físico midió la dosis absorbida dada por la unidad. La lectura fue muy alta y los cinco pacientes recibieron una sustancial sobredosis y desarrollaron lesiones locales radio inducidas de distintos grados.

A partir de que se ha detectado que en Chile no existe normativa específica para la instalación, manejo y control específico de los aceleradores lineales, se identifica la necesidad de desarrollar una propuesta de seguridad en radiaciones ionizantes enfocada a aceleradores lineales.

La necesidad de desarrollar una propuesta de Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales, surge de la detección de la carencia de normativa existente en nuestro país

para la instalación, manejo y control específico de Aceleradores Lineales, ya que sólo se limita a la Norma N°51 “Normas de Radioterapia para la acreditación de servicios”, la cual es desarrollada por el Ministerio de Salud basadas en recomendaciones de la OMS, OIEA y de la Subcomisión de Radioterapia del MINSAL. Debido a la alta incidencia del cáncer en nuestro país y la preferencia por usar la Radioterapia como tratamiento hace prever que este tipo de tecnología iría en aumento y comenzando de la premisa de que las prácticas del equipamiento es similar en todos los países así como el riesgo potencial al uso de esta tecnología, se propone desarrollar una guía que permita a los centros de salud orientar y aplicar los conceptos de Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocadas a Aceleradores Lineales para evitar posibles accidentes que pongan en riesgo al paciente o a los profesionales expuestos.

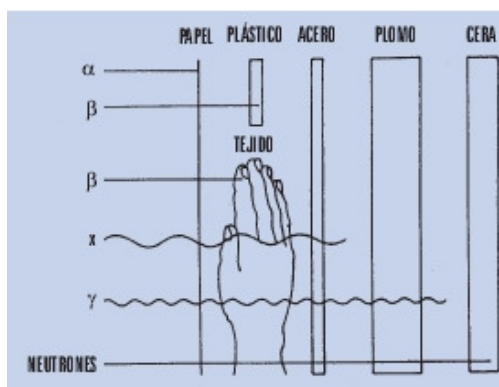
Para ello se incorporará un marco teórico que permita al personal de Salud entender el principio de funcionamiento del equipo, así como también las normativas internacionales correspondientes y los criterios de Seguridad aplicables al tema, haciendo comentarios en los aspectos que se considere pertinente.

### 3. Desarrollo de la propuesta

#### 3.1 Marco Teórico

La emisión de Radiaciones Ionizantes es una característica común a muchos átomos en cuyo núcleo el número de Neutrones resulta escaso o excesivo lo que los vuelve inestables, a este tipo de átomos se les conoce como “radioactivos”. En este tipo de átomos los enlaces se transforman para buscar configuraciones más estables, por lo cual se libera energía, asociada a la radiación emitida (Gallego, 2012). Estas pueden ser de cuatro tipos: partículas alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ), Gamma y Neutrones.

- **Partículas Alfa:** Estas partículas se producen por la desintegración de radionucleidos. Esta partícula es estable y está formada por dos protones y dos neutrones, es decir un núcleo de helio. Los radionucleidos emisores de partículas alfa son en general núcleos relativamente pesados. Casi todos los emisores alfa tienen números atómicos iguales o superiores al del plomo ( $82\text{Pb}$ ). Los emisores alfa corrientes emiten partículas alfa con energías entre unos 4 y 5,5 MeV. El alcance de estas partículas alfa en el aire no sobrepasa los 5 cm. Se necesitan partículas alfa con una energía de 7,5 MeV para penetrar la epidermis (capa protectora de la piel, de 0,07 mm. de espesor). Esto se puede apreciar en la siguiente grafica (Avendaño, 2012).



**Figura 3.** Nivel de penetración partícula alfa. Fuente: Curso de Seguridad en el manejo de Radiaciones Ionizantes CCIB.

- **Partículas Beta:** Una partícula beta es un neutrón que se convierte en un electrón o positrón muy energético. En el primer caso, se produce una disminución de uno en el número atómico del elemento  $Z$  y da lugar a una desintegración  $\beta^-$ . En el segundo caso, se produce un incremento de uno en el número atómico  $Z$ , lo que denomina desintegración  $\beta^+$ . Las partículas  $\beta^-$  y  $\beta^+$ , son electrones, teniendo la primera una carga negativa y la segunda una carga positiva, de valor igual a la del electrón, por ello para diferenciarlas van acompañadas del signo  $-$  o  $+$  en cada caso. El alcance de las partículas beta en el aire es de unos 3,65 m por MeV de energía cinética. Se necesitan partículas beta de 70 KeV de energía como mínimo para atravesar la epidermis (Avendaño, 2012).
- **Radiación Gamma:** Este proceso también se conoce como transición isométrica, y se produce cuando el núcleo se encuentra con un exceso de energía respecto a la de su estado fundamental, en esta situación el exceso de energía se emite en forma de radiación electromagnética que recibe el nombre de radiación gamma. Al ser ondas electromagnéticas, los rayos gamma se propagan en una distancia infinita, por lo que sólo experimentan una atenuación exponencial a medida que atraviesan la materia. La atenuación de los rayos gamma viene dada por (Avendaño, 2012):

$$I(x) = I(0) \cdot e^{-\mu x}$$

Donde:

$I(x)$  es la intensidad de los rayos gamma en función de la distancia  $x$  en el material

$\mu$  es el coeficiente másico de atenuación. El coeficiente másico de atenuación depende de la energía de los rayos gamma y del material con el que interactúan los rayos gamma.

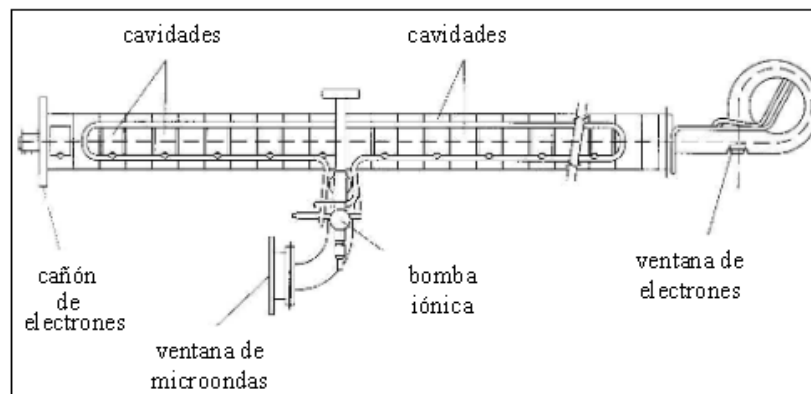
- **Neutrones:** Por lo general, los neutrones no son emitidos como resultado directo de la desintegración radiactiva natural, sino que se producen durante reacciones nucleares. Los reactores nucleares son los que generan neutrones con mayor abundancia, pero los aceleradores de partículas y las fuentes especiales de neutrones, denominadas fuentes ( $\alpha, n$ ), también pueden producir neutrones. Los reactores nucleares producen neutrones cuando los núcleos del uranio (U) que constituye el combustible nuclear se desdoblaron o fisionan. De hecho, la producción de neutrones es esencial para mantener la fisión nuclear en un reactor. Los aceleradores de partículas (CICLOTRON, LINAC, BETATRON) producen neutrones mediante la aceleración de partículas cargadas, como protones o electrones, hasta que alcanzan altas energías, para bombardear con ellas los núcleos estables de un blanco (Avendaño, 2012).

Un equipo médico que presenta su principio de funcionamiento en base a radiaciones ionizantes es el Acelerador Lineal, y es en cual se centra este trabajo de título por lo cual es importante saber sus componentes principales y entender el principio de funcionamiento.

La Figura 5 hace referencia al principio de funcionamiento de un Acelerador Lineal, el cual establece que entre los tubos de cobre los electrones se someten a una tensión eléctrica aceleradora, provocada por la diferencia de potencial de alta frecuencia.

**Ecuación 1.** Atenuación de rayos Gamma. Fuente: Curso de Seguridad en el manejo de Radiaciones Ionizantes CCIB.

Lo que sucede principalmente es que en el cañón de electrones se producen los electrones en el Cátodo de éste por efecto termoiónico y son atraídos hacia el ánodo luego se inyecta un paquete o conjunto de electrones en un tubo acelerador, este tubo es una estructura de guía de ondas en el cual la energía es transferida a los electrones por los campos de radiofrecuencia suministrado por una fuente de microondas que puede ser originada por un Magnetrón o un Klystron dependiendo de la energía que se desee alcanzar con el equipo. La inyección de electrones y la radiación de microondas se producen en forma pulsante, de modo que los electrones de alta velocidad entran a la guía de ondas al mismo tiempo en que son energizados por las microondas.



**Figura 5.** Principio de funcionamiento de Acelerador Lineal. Fuente: A.Aurengo, T. Petitclerc, Biofísica Tercera Edición.

Los aceleradores lineales constan de los siguientes componentes principales y estos son:

**Modulador:** Esta etapa amplifica el suministro de energía AC, luego la rectifica y genera pulsos DC de alto voltaje, los cuales son utilizados para aportar energía al cañón de electrones y a la fuente de poder de radiofrecuencia.

**Cañón de electrones:** Este inyecta electrones en la guía del acelerador en pulsos de duración, velocidad y posición adecuados para aumentar al máximo la aceleración. Este cañón puede ser montado a un costado de la Guía de acelerador o puede estar unido de forma permanente a esta, con lo cual si el filamento se quema habría que cambiar solo el cañón o toda la pieza, respectivamente.

**Fuente de Radiofrecuencia:** Esta fuente puede ser un magnetrón o un klystron, los cuales suministran ondas electromagnéticas de alta frecuencia (aproximadamente 3.000 MHz). Las ondas electromagnéticas son capaces de acelerar los electrones inyectados desde el cañón de electrones hacia la guía del acelerador.

Los Aceleradores lineales son clasificados según la energía que producen existiendo la siguiente clasificación:

- Unidades de baja Energía: Producen fotones de 4 a 6 Megavoltios (MV).
- Unidades de Mediana Energía: Produce fotones de 8 a 10 MV y haces de electrones de 9 a 15 (MeV).

- Unidades de Alta Energía: Producen fotones de entre 15 y 25 MV y un rango de energía de electrones de 4 a 22 MeV.

Cabe mencionar que en los equipos de baja a mediana intensidad se utilizan Magnetrones con cavidades de radiofrecuencia circulares, mientras que en los equipos de alta energía se utiliza un Klystron el cual es un tubo de amplificación de electrones con cavidades de radiofrecuencia dispuestas en línea recta.

**Guía del Acelerador:** Consta de varias cavidades de cobre resonantes a las microondas y soldadas en una estructura sencilla, permitiendo acelerar los electrones a la energía deseada. Dentro de las guías para el acelerador lineal existen dos tipos, los cuales son:

- *Onda estacionaria:* El campo eléctrico acelerador oscila en su sitio dentro del tubo, el cual esta sellado por ambos extremos para reflejar la energía de microondas, con lo cual se aumenta la intensidad de la onda entrante.
- *Onda Viajera:* La longitud de la onda viajera es proporcional a la energía de aceleración producida. Cada cavidad es resonante y desarrolla un campo eléctrico oscilante, que se mueve hacia abajo del tubo transportando los electrones. La potencia de radiofrecuencia es alimentada de forma directa por el acelerador de ondas viajeras, más que a través de las guías de las ondas.

## Desarrollo de propuesta de Seguridad enfocada a Aceleradores Lineales

Figura 1. Componentes típicos de un acelerador lineal

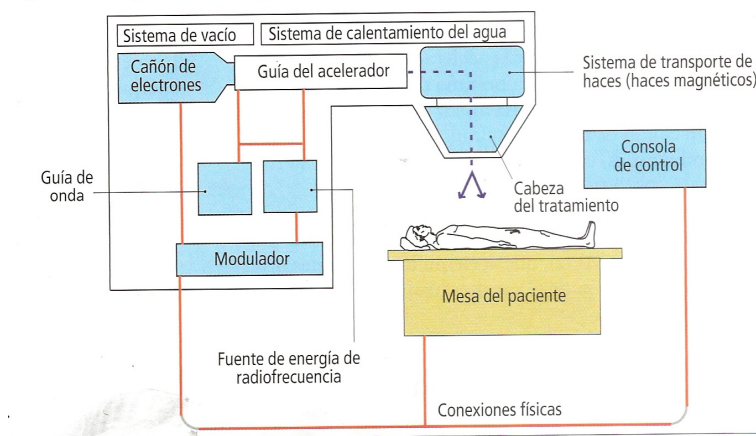
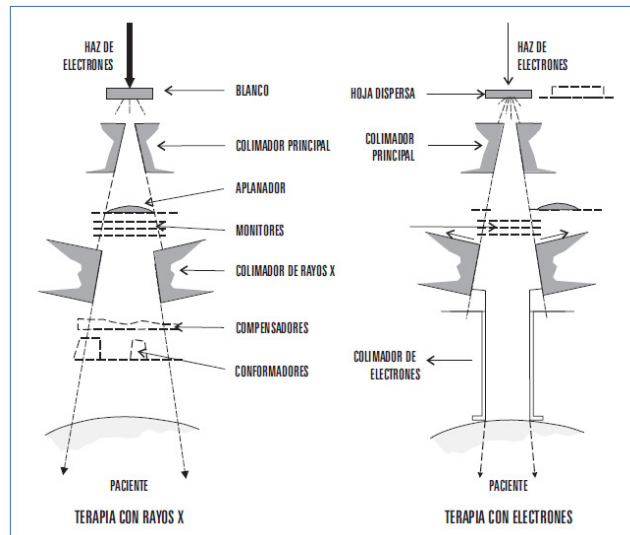


Figura 6. Componentes típicos de un Acelerador Lineal. Fuente: el Hospital, Aceleradores Lineales; Unidades de radioterapia por cobalto.

Cabe mencionar que cuando los electrones de alta energía emergen de la ventana de la Guía Aceleradora, lo hacen con un haz de aproximadamente 3 mm de diámetro. Luego los electrones son reflejados en un ángulo adecuado, los cuales van entre los 90° ó 270° entre la estructura aceleradora y el blanco. La inclinación precisa del haz de electrones se logra mediante el sistema de transporte del haz que consiste principalmente en magnetos deflectores, bobinas de focalización y otros componentes.

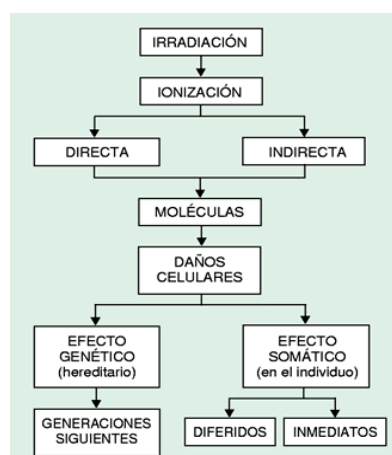
Una parte importante dentro de los Aceleradores Lineales son los colimadores y sistemas de conos, los cuales permiten variar la forma y el tamaño del campo de radiación, dependiendo si se desea aplicar terapia con electrones o rayos x, como se muestra en el esquema de la Figura 7.



**Figura 7.** Sistema de Colimadores y Conos de un Acelerador Lineal, para el tratamiento con haces de electrones y rayos X.

Desde el descubrimiento de los rayos X y los elementos radiactivos, el estudio de los efectos de las radiaciones ionizantes se ha vuelto vital debido a la masificación de la utilización de las radiaciones ionizantes, ya sea en el ámbito de la medicina, ciencia e industria. A grandes rasgos los efectos que pueden producir las Radiaciones Ionizantes son (Roldán, 2009):

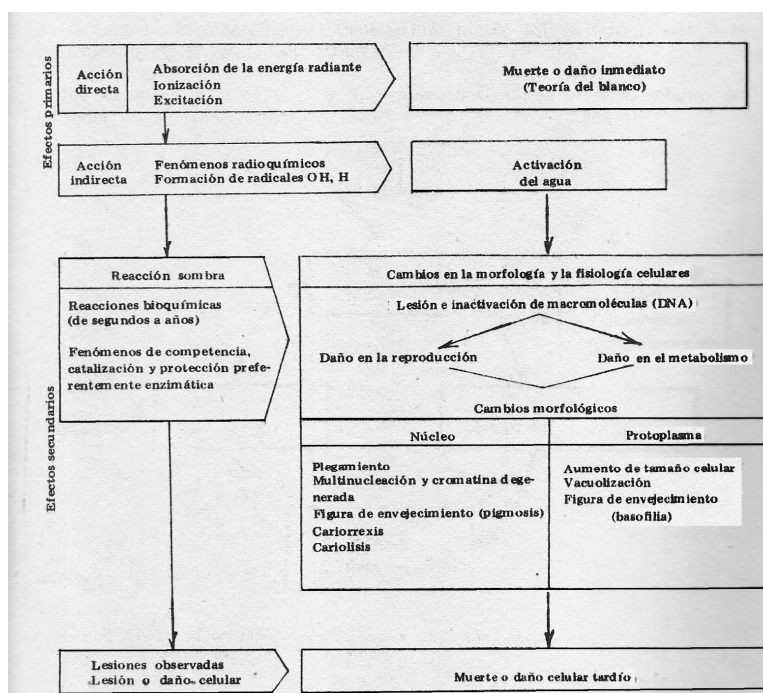
- Efecto Estocástico: Se producen tras exposiciones a dosis moderadas-bajas, lo que resulta en alteraciones aleatorias en células individuales, por lo que no tienen umbral y la gravedad del efecto es independiente de la dosis recibida.
- Efecto No- Estocástico o Determinista: Se relacionan directamente con la dosis recibida, por lo cual entre mayor sea la dosis mayor será el efecto causado.



**Figura 8.** Efectos de la Radiación en los seres vivos.  
Fuente: Curso de Seguridad en el manejo de Radiaciones Ionizantes CCIB.

Cuando las radiaciones ionizantes inciden sobre la sustancia orgánica se producen una serie de fenómenos físico-químicos, cuya secuencia y consecuencia se muestran en la Figura 9, de ahí se desprende que el daño celular ocurre fundamentalmente en dos momentos:

1. En el mismo instante en que el tejido es irradiado (teoría del blanco).
2. En un período indeterminado que puede ir de segundos a años (reacción sombra)



## Desarrollo de propuesta de Seguridad enfocada a Aceleradores 17 Lineales

**Figura 9.** Acción biológica de las radiaciones ionizantes. Fuente: Gutiérrez, Duque. Técnicas del tratamiento radiante.

Debido a que los efectos biológicos se determinan por la cantidad o dosis de radiación en un Órgano o tejido, se definen las magnitudes apropiadas, resumidas en la Tabla 1.

Magnitud	Definición	Unidades
<b>DOSIS ABSORBIDA</b> D	Cociente entre la energía media ( $dE$ ) cedida por la radiación a la materia en un elemento de volumen, y la masa ( $dm$ ) del mismo.	Unidad del S.I.: Gray (Gy). 1 Gy = 1 Julio/kg Unidad histórica: rad. 1 rad = 0.01 Gy
<b>DOSIS EQUIVALENTE</b> H	Es una ponderación de la Dosis Absorbida, para tener en cuenta el tipo de radiación, de acuerdo con su potencialidad para producir efectos biológicos. $H = D \cdot w_R$ $w_R$ - Factor de ponderación de la radiación.	Unidad del S.I.: Sievert (Sv). 1 Sv = 1 julio/kg Unidad histórica: rem. 1 rem = 0.01 Sv

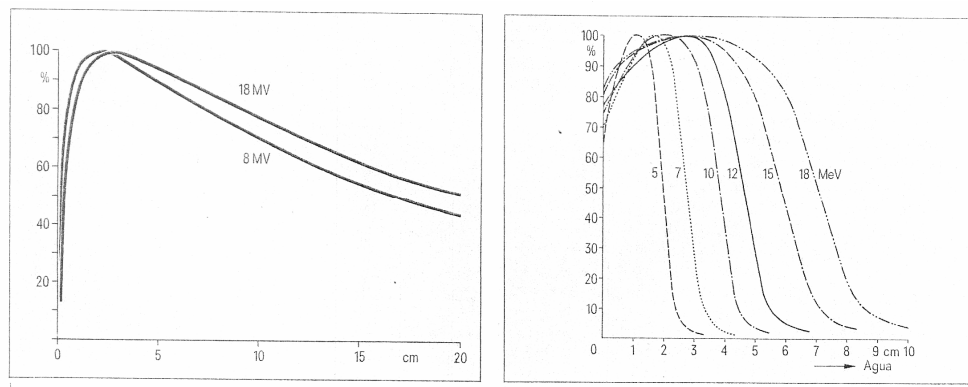
<p><b>DOSIS EFECTIVA</b> <b>E</b></p>	<p>Es una suma ponderada de las dosis medias recibidas por los distintos tejidos y órganos del cuerpo humano.</p> $E = \sum_T w_T \cdot H_T$ <p>Los factores <math>w_T</math> son representativos del detrimento, o contribución al riesgo total de daños biológicos, que supone la irradiación de cada órgano individual.</p>	<p>Unidad del S.I.: Sievert (Sv).</p>
<p><b>COMPROMISO DE DOSIS</b></p> <p><b>1.1 (DOSIS COMPROMETIDA)</b></p>	<p>Tras una ingestión o inhalación de material radiactivo, dependiendo de su metabolismo, éste puede permanecer en el organismo durante mucho tiempo.</p> <p>Se denomina compromiso de dosis, o <i>dosis comprometida</i>, a la dosis acumulada por dicha causa durante un cierto periodo de tiempo (habitualmente 50 años).</p>	
<p><b>1.2 DOSIS COLECTIVA</b></p>	<p>Es la suma de las dosis (generalmente se aplica a la dosis efectiva) recibidas por un colectivo de población que esté expuesta a una misma fuente de radiación.</p> <p>Se expresa en Sievert x persona</p>	

**Tabla 1.** Tipos de Dosis y sus medidas correspondientes.

Fuente: Radiaciones Ionizantes y Protección Radiológica.

Un concepto importante dentro del tratamiento con Aceleradores Lineales son las curvas de isodosis, las cuales por definición corresponde al lugar geométrico de todos los puntos que tienen igual dosis o los mismos valores de tasa de dosis sobre una sección plana de un medio irradiado, esto quiere decir que indican la dosis absorbida en función de la profundidad de los tejidos (Aurengo, Petitclerc. Biofísica). Además si se selecciona un plano del campo, por ejemplo su plano central, y se construyen curvas que unan a los puntos con iguales dosis, se obtienen las curvas de isodosis, por lo tanto se pueden construir tantas curvas como niveles de dosis se deseen analizar. En la práctica estas curvas suelen asociarse con valores porcentuales del máximo valor de la dosis en el campo, el cual se considera como 100 %. (Sabino, Duque. Técnicas de Tratamiento radiante)

**Figura 10.** En la primera imagen (izquierda) se muestra curva de dosis de radiación de fotones de 8 y 18 MV. En la figura siguiente (derecha) se muestra curva de dosis de haz de electrones rápidos. Fuente: Instituto de Radiología Universidad de Heidelberg



---

## Concepto de Seguridad en Radiaciones Ionizantes

La aceptación por parte de la sociedad de los riesgos derivados de la utilización de Radiaciones, se considera como el riesgo que hay que correr debido a sus múltiples aplicaciones y los beneficios que acarrea. Es por ello que la Seguridad en Radiaciones Ionizantes juega un rol importantísimo, ya que ésta pretende la seguridad de las personas, la sociedad y el medio ambiente de los efectos nocivos que puede desencadenar el uso de radiaciones ionizantes. Para lograr esto se puede mencionar que para que la Seguridad sea completa se debe tener en consideración los siguientes puntos (IAEA, 2007):

- 1.- Infraestructura Reguladora.
- 2.- Protección Radiológica Ocupacional.
- 3.- Protección Radiológica del Paciente.
- 4.- Protección Radiológica del Público
- 5.- Preparación y Respuesta a Emergencias Radiológicas.
- 6.- Educación y Entrenamiento.

En el ámbito de la Seguridad en Radiaciones Ionizantes encontramos diversas instituciones a nivel Internacional y Nacional que buscan tanto la protección del paciente, como del profesional de la salud y la sociedad. En el ámbito Internacional encontramos diversas organizaciones que se preocupan de elaborar normativas destinadas a la seguridad, entre ellas se encuentra la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA) la cual tiene entre sus funciones establecer o adoptar normas de seguridad para proteger el desarrollo y la aplicación de la energía nuclear para fines pacíficos, como lo es la salud, la vida y los bienes. Bajo este contexto los Gobernadores del OIEA aprobaron en marzo de 1960 las primeras medidas del organismo relativos a Seguridad y Protección de la salud, en Junio de dos años más tarde aprobó la primera versión de las Normas básicas de seguridad en materia de protección radiológica y en el año 1982 presentó una tercera versión que fue patrocinada por la Organización Mundial de la Salud (OMS), la Organización Internacional del Trabajo (OIT) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS).

Dentro de las organizaciones destacan también (González, 1994): Comité Interinstitucional de Seguridad Radiológica (IACRS), Organización promovida por la OIEA como mecanismo de consulta y colaboración en asuntos de seguridad radiológica con organismos competentes de las Naciones Unidas y con los organismos especializados. Dentro de esta organización participan la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR), la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (CIUMR), la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), la Asociación Internacional de Protección Radiológica (AIPR) y la Organización Internacional de Normalización (ISO).

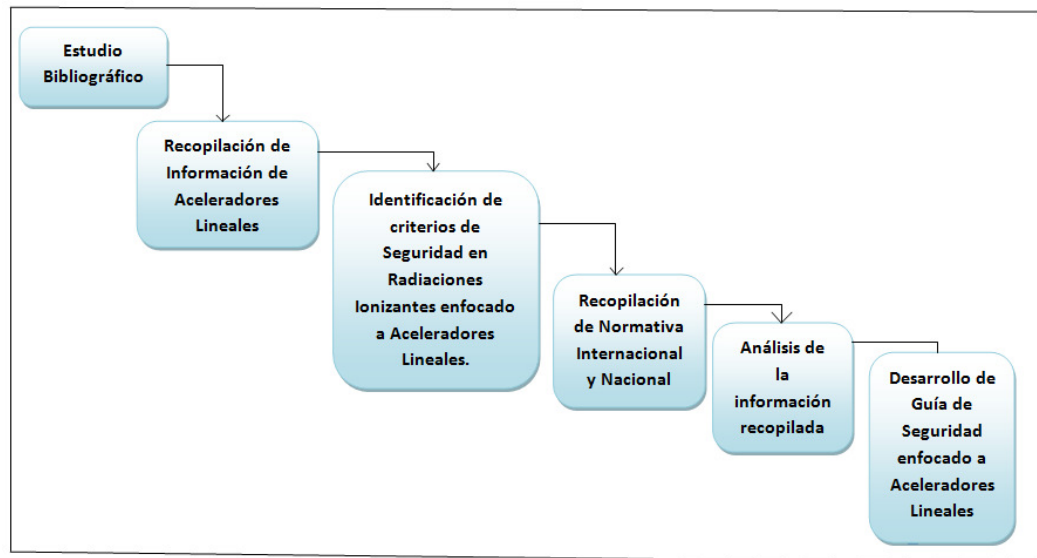
En el ámbito Nacional encontramos a la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CCHEN), esta institución es la encargada de verificar que tanto el equipamiento, las instalaciones y las personas que se encuentren en el servicio de radioterapia cumplan con las normas de protección radiológica para proteger a las personas sin riesgo ocupacional. Otra institución que fiscaliza es la Instituto de Salud Pública (ISP), el cual se encarga de realizar las lecturas periódicas de los dosímetros del personal expuesto que trabaje en las dependencias como también se encarga del control de calidad del equipamiento.

### 3.2 Diseño de la propuesta

Para lograr los objetivos planteados en este trabajo de título se ha utilizado una metodología en cascada, debido a que proporciona un enfoque estructurado, lo que permite que el progreso del

trabajo sea de forma lineal a través de las fases de desarrollo, dependiendo cada etapa de la anterior, lo que permite al lector del producto final una visión clara para entender de manera más fácil el trabajo. Las etapas con las cuales consta esta metodología son:

1. Realización un estudio bibliográfico, del principio de funcionamiento de un Acelerador Lineal y del concepto de Seguridad en radiaciones Ionizantes.
2. Recopilación de información del equipo Acelerador Lineal respecto a las características técnicas de los diferentes equipos existentes en el mercado.
3. Identificación de los criterios de Seguridad en Radiaciones Ionizantes que se aplican a la instalación, manejo y uso de los Aceleradores Lineales.
4. Recopilación de Normativa Internacional y Nacional con respecto a la Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales.
5. Análisis de la información recopilada que serviría para detectar y contrastar posibles deficiencias.
6. Desarrollo de la Guía de Seguridad enfocada a Aceleradores Lineales, la cual contaría con la información recopilada de los pasos anteriores, teoría , normativa, comentarios y/o recomendaciones para el manejo de Aceleradores Lineales.



**Figura 11.** Diagrama de Metodología de Trabajo.  
Fuente: Elaboración Propia.

### 3.3 Implementación

3.3.1 Realización de un estudio bibliográfico del principio de funcionamiento de un Acelerador Lineal y del concepto de Seguridad en radiaciones Ionizantes.

Para llevar a cabo esta tarea se realizó la búsqueda de información en libros especializados en el tema de los Aceleradores Lineales como libros de Biofísica y de dispositivos médicos e Instrumentación, como también se revisaron revistas asociados al mundo de la tecnología en el área de la Salud. Para el concepto de Seguridad en radiaciones ionizantes se utilizó material proporcionado por el profesor guía de este trabajo y se complementó con artículos y páginas web.

3.3.2 Recopilación de información del equipo Acelerador Lineal respecto a las características técnicas de los diferentes equipos existentes en el mercado.

En esta etapa se recopilaron los catálogos de 5 equipos de Aceleradores Lineales existentes en el mercado con el fin de obtener información de los parámetros técnicos específicos del equipo como también los criterios de instalación para un buen desempeño de éste. Esto principalmente por que los usuarios de estos equipos deben conocer el equipo (dimensiones, peso, accesorios, etc) que están manipulando así como también el principio de funcionamiento. Dentro de los problemas presentados en esta recopilación, fue el hecho de que la información entregada en los diversos catálogos no siempre permitía tener un conocimiento global y específico de los valores de operación del equipo, como también sus dimensiones físicas y algunos de sus accesorios

3.3.3 Identificación de los criterios de Seguridad en Radiaciones Ionizantes que se aplican a la instalación, manejo y uso de los Aceleradores Lineales.

Para lograr este ítem se desprendió del estudio bibliográfico los principales elementos de Seguridad en Radiaciones Ionizantes, para ello se consideraron los siguientes ítems:

- 1.- Infraestructura.
- 2.- Protección Radiológica Ocupacional.
- 3.- Protección Radiológica del Paciente.
- 4.- Protección Radiológica del Público
- 5.- Preparación y Respuesta a Emergencias Radiológicas.
- 6.- Educación y Entrenamiento.

3.3.4 Recopilación de Normativa Internacional y Nacional con respecto a la Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales.

Para lograr esto se realizó la búsqueda de las Organizaciones a Nivel Internacional como Nacional, que fiscalizan, regulan y promueven normativas para mantener a los pacientes, como a los profesionales que trabajan con radiaciones bajo niveles de seguridad estándares, que finalmente tienen como objeto asegurar la calidad del servicio prestado y minimizar riesgos.

Para realizar esta etapa también se tuvo que identificar las normas y/o sistemas de seguridad para radiaciones Ionizantes especializadas para el uso de Aceleradores Lineales.

3.3.5 Análisis de la información recopilada.

Este análisis debe realizarse porque con esto se podrían detectar y contrastar las posibles deficiencias en las normativas, que apoyarían la iniciativa de desarrollar una Guía de Seguridad contra Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales.

3.3.6 Desarrollo de la Guía de Seguridad enfocada a Aceleradores Lineales

Esta contaría con toda la información recopilada de los pasos anteriores, teoría, normativa, comentarios y/o recomendaciones para la Seguridad de Aceleradores Lineales.

## **4. Resultados**

### **4.1 Resultados del estudio bibliográfico del principio de funcionamiento de un Acelerador Lineal y del concepto de Seguridad en radiaciones Ionizantes.**

El resultado correspondiente al principio de funcionamiento del Acelerador Lineal forma parte del marco teórico de este trabajo de título.

Dentro del concepto de Seguridad contra radiaciones se incluyen diversas medidas, las cuales pueden ser de origen general como también específicas de acuerdo al tipo de radiación a la que se esté expuesta. Dentro del trabajo con radiaciones ionizantes se deben considerar principios básicos, tales como que el número de personas expuestas debe ser el menor posible y que la actividad que implique dicha exposición debe estar plenamente justificada de acuerdo con los ventajas/beneficios que proporciona. Además todas las exposiciones deben mantenerse al nivel más bajo posible, sin sobrepasarse bajo ninguna circunstancia los niveles de dosis legalmente establecidos (NTP 614, Norma Técnica de Protección). Por tanto la protección contra Radiaciones tiene como fin dos objetivos; Evitar la aparición de los efectos determinísticos y limitar la probabilidad de incidencia de los efectos probabilistas, como lo son el cáncer y defectos hereditarios hasta valores que se consideran aceptables.

Para ello se necesita, un Sistema de Limitación de Dosis, este tiene en cuenta tanto los efectos estocásticos como los determinísticos que pudiese generar la radiación ionizante. Además, se establecen límites tanto para los profesionales como para los miembros del público en general. Estos límites consideran las dosis resultantes de la exposición a fuentes naturales y artificiales de radiación. Para que los objetivos de la seguridad se cumplan, se establecen tres principios básicos (Gallego, 2012):

1. **Justificación de la Práctica:** Ninguna práctica que origine exposición a la radiación debe ser autorizada, sí y solo sí, esta tiene un beneficio positivo frente al detrimento [Ver Glosario] que puedan causar.
2. **Optimización de la Dosis:** Todas las dosis (dosis individuales, número de personas expuestas y probabilidad de que se produzcan exposiciones potenciales) deben ser “tan bajas como sea razonablemente alcanzable”, de acuerdo con el criterio ALARA [Ver Glosario].
3. **Limitación de la Dosis Individual:** La suma de dosis recibidas y comprometidas no debe superar los límites de dosis establecidos en la legislación vigente de cada país, para los pacientes, los trabajadores expuestos, las personas en formación, los estudiantes y los miembros del público.

A continuación se presenta un cuadro resumen con los valores máximos de dosis Equivalente y Efectiva que se permiten a nivel internacional dictados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR).

<b>DOSIS EFECTIVA</b>	<b>Personas profesionalmente expuestas</b>	Trabajadores	100 mSv/5 años oficiales consecutivos (máximo: 50 mSv/cualquier año oficial)
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años)	6 mSv/año oficial
	<b>Personas profesionalmente no expuestas</b>	Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años)	1 mSv/año oficial
<b>DOSIS EQUIVALENTE</b>	<b>Personas profesionalmente expuestas</b>	Trabajadores	
		Cristalino	150 mSv/año oficial
		Piel	500 mSv/año oficial
		Manos, antebrazos, pies y tobillos	500 mSv/año oficial
		Aprendices y estudiantes (entre 16 y 18 años)	
		Cristalino	50 mSv/año oficial
	<b>Personas profesionalmente no expuestas</b>	Piel	150 mSv/año oficial
		Manos, antebrazos, pies y tobillos	150 mSv/año oficial
		Público, aprendices y estudiantes (menores de 16 años)	
		Cristalino	15 mSv/año oficial
<b>CASOS ESPECIALES</b>	<b>Embarazadas (feto)</b>	Piel	50 mSv/año oficial
		Debe ser improbable superar	1 mSv/embarazo
	<b>Lactantes</b>	No debe haber riesgo de contaminación radiactiva corporal	

**Figura 12.** Cuadro Resumen con dosis máximas establecidas por CIPR. Fuente: NTP 614, Radiaciones Ionizantes, Normas de Protección.

## Técnicas Básicas de Protección Radiológica.

Otro factor importante dentro de las consideraciones generales para la protección, es la delimitación de zonas. Esto significa que a las zonas físicas donde se manipulen o almacenen radionucleidos o donde se encuentren fuentes generadores de radiación ionizante deben estar perfectamente delimitados y señalizados, para evitar posibles exposiciones accidentales.

La clasificación de los distintos tipos de zona se realiza en función del riesgo existente en la instalación y estas zonas son:

- **Zona de libre acceso.** Es aquella en que es muy improbable recibir dosis superiores a 1/10 de los límites anuales de dosis. En ella no es necesario tomar medidas de protección radiológica.
- **Zona Vigilada.** Es aquella en que no es improbable recibir dosis superiores a 1/10 de los límites anuales de dosis, siendo muy improbable recibir dosis superiores a 3/10 de dichos límites.
- **Zona controlada.** Zona sujeta a supervisión y controles especiales con fines de protección radiológica. Es aquella que no es improbable recibir dosis superiores a 3/10 de los límites anuales de dosis.
- **Zona de permanencia limitada.** Es aquella en la que existe el riesgo de recibir una dosis superior a los límites anuales de dosis.
- **Zona Acceso Prohibido.** Es aquella en la que existe el riesgo de recibir en una sola exposición dosis superiores a los límites anuales de dosis.

El acceso a las zonas clasificadas estará limitado a personas autorizadas al efecto y que hayan recibido las instrucciones adecuadas en función al riesgo existente. En Zonas Controladas estas instrucciones serán acordes con los procedimientos de trabajo establecidos, la señalética está regulada bajo la norma Nacional Española UNE-73-302.

CLASIFICACIÓN DE ZONAS RADIOLÓGICAS		
ZONA	SEÑALIZACIÓN	RIESGO RADIOLÓGICO
Vigilada	Trébol gris azulado	Irradiación externa. Contaminación.
Controlada	Trébol verde	Irradiación externa. Contaminación.
Permanencia limitada	Trébol amarillo	Irradiación externa. Contaminación.
Permanencia reglamentada	Trébol naranja	Irradiación externa. Contaminación.
Acceso prohibido	Trébol rojo	Irradiación externa. Contaminación.



**Figura 13.** Cuadro Resumen con Clasificación de zonas radiológicas y Señalética regulada por la norma UNE-73-302.



En la Figura 13 se pueden apreciar en la señalética puntos radiales en los extremos los cuales simbolizan peligro de irradiación externa, el campo punteado alrededor del trébol simboliza peligro por contaminación. Mientras que la combinación de ambas señales simbolizan el peligro por contaminación externa y radiación.

### Control de Dosis

Otra medida de seguridad general utilizada del punto de vista general es el Control Dosimétrico, el cual debe ser individual y/o ambiental en función de la zona y del tipo de radiación emitida. Por razones de vigilancia y control los trabajadores profesionalmente expuestos se clasifican en:

- **Categoría A:** Personas que no es improbable que reciban dosis superiores a 3/10 de algunos de los límites anuales de dosis. En las zonas controladas éstas personas es obligatoria la dosimetría individual.
- **Categoría B:** Personas que es muy improbable que reciban dosis superiores a 3/10 de alguno de los límites anuales de dosis. Estas personas no están obligados al uso de dosímetros individuales, sin embargo esto sólo es efectivo cuando se disponga de dosimetría de área o de zona en los lugares de trabajo.

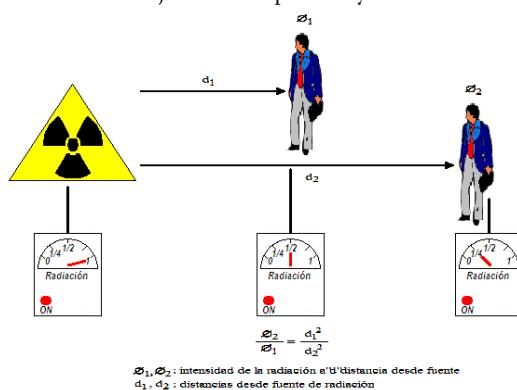
Dentro de las normas de Seguridad específicas para reducir la dosis por irradiación externa encontramos cuatro factores (Avendaño, 2012):

#### **a).- Reducción de la Actividad de la Fuente**

La actividad de una fuente permanente de radiación disminuye con el tiempo debido al decaimiento (por ejemplo cuando se trabaja con isótopos de corto período de semidesintegración), aunque también es posible reducir la actividad de la fuente retirando una parte del material que constituye la fuente. Para el caso particular de equipos generadores de radiaciones ionizantes (como los equipos de rayos X), la forma de reducir la fuente se obtiene al reducir los parámetros de emisión como lo es: Miliamperaje (mA), Kilovoltaje (KV), Tiempo (t).

### b).- Aumento de la Distancia

Aumentando la distancia entre el operador y la fuente, o la distancia entre el paciente y la fuente de radiaciones ionizantes, la exposición disminuye cumpliendo *la ley del inverso de los cuadrados de las distancias*. En muchos casos bastará con alejarse lo suficiente de la fuente de radiación para que las condiciones de trabajo sean aceptables y recibir las dosis recomendadas.



### c).- Reducción Tiempo de Exposición

Disminuyendo el tiempo de exposición el máximo posible, se reducirán las dosis. Es importante que las personas que vayan a realizar operaciones con fuentes de radiación estén bien capacitadas (conozcan los principios de utilización de equipos generadores de radiación ionizante) con objeto de invertir el menor tiempo posible en ellas.

### d).- Blindaje

Quando las alternativas anteriores no contribuyen a una disminución de dosis adecuada se debe utilizar blindajes. Se denomina blindaje a todo sistema destinado a atenuar un campo de radiación por interposición de un medio material entre la fuente radiactiva y las personas a proteger. Es decir, puede ir entre el operador y la fuente o entre el paciente y la fuente de radiación. El blindaje debe ser calculado de acuerdo a la intensidad de la fuente y al tipo de partícula emitida.

### Criterios de Seguridad

Para reducir los niveles de dosis, los criterios y medidas de seguridad y protección radiológica han de aplicarse en las siguientes fases:

1. En el diseño, fabricación y correcto funcionamiento de los equipos generadores de radiación ionizante.
2. En la instalación, diseñándose correctamente las salas y su distribución, la ubicación de los equipos, zonas a proteger, blindajes, y en las pruebas de aceptación y establecimiento de programas de garantía de calidad de la instalación.
3. Durante el funcionamiento, utilizando adecuadamente los equipos, optimizando los métodos de trabajo y efectuando verificaciones periódicas, tanto de los equipos generadores de radiaciones ionizantes, como de la instalación en su conjunto.

## Desarrollo de propuesta de Seguridad enfocada a Aceleradores 25 Lineales

**Figura 14.** Aumento de distancia de la fuente de Radiación como medida de seguridad

#### 4.2 Recopilación de Información de Aceleradores Lineales

Se realizó la recopilación de 5 equipos de Aceleradores Lineales de diversas marcas, la elección del equipamiento se basó principalmente en la disponibilidad de información entregadas por los fabricantes a los diversos métodos de difusión de información, ya sean catálogos impresos o sus versiones online a través de sus páginas oficiales. En el **ANEXO 1: “Tabla de Especificaciones Técnicas de Equipos de Aceleradores Lineales”**, se presentan los datos de los siguientes equipos:

- Acelerador Lineal, ONCOR Impression High Energy, Marca: Siemens
- Acelerador Lineal, ONCOR Impression, Marca : Siemens
- Acelerador Lineal, CLINAC ix, Marca: Varian
- Acelerador Lineal, CLINAC 6ex, Marca: Varian
- Acelerador Lineal, SL-15, Marca: Phillips

En el **Anexo2: “Layout Instalaciones Aceleradores Lineales”** se muestran los diferentes tipos de distribución para un servicio de Radioterapia, recomendado para cada Marca, por lo cual se presentan tres distintas distribuciones.

También se mencionan algunas consideraciones presentadas por las fábricas y distribuidores de esta tecnología y se destacan:

- Las tuberías conectadas entre la consola de mando, el alimentador y el equipo deberán tener curvatura hacia el piso en forma de “U” a fin de evitar la fuga de los rayos X de disparo del Acelerador Lineal.
- Ductos de aire acondicionado, ductos de instalación eléctricas y de comunicaciones se coordinara con el proveedor del equipo.
- En cada vaciado de material para la edificación se harán pruebas respectivas de la densidad de concreto, dicho valor no deberá ser nunca menor a 2300 kg/cm<sup>3</sup> y de acuerdo a lo corroborado por el Físico Médico en el estudio definitivo.

#### 4.3 Identificación de los criterios de Seguridad en Radiaciones Ionizantes que se aplican a la instalación, manejo y uso de los Aceleradores Lineales.

Dentro de los aspectos de seguridad general presentados anteriormente se identificó que el número de personas que trabaja en un centro de Radioterapia con Aceleradores Lineales está regulada por normativa, entre los profesionales se debe contar con: Jefe de Servicio (Oncólogo Radioterapeuta), Medico Radioterapeuta, Médico Anestesiólogo, Físico Médico, Tecnólogo Médico, Enfermera, Técnico Paramédico, Secretaria, Auxiliar de Servicio, Trabajador Social, Sicólogo y Nutricionista. Cabe mencionar que dentro de la normativa no se menciona la necesidad de contar con un Ingeniero Biomédico, profesional que es muy importante en el ámbito de la Seguridad Hospitalaria y en especial de la Seguridad contra Radiaciones Ionizantes. Esto se debe principalmente porque cuentan con conocimiento del equipamiento médico, principio de funcionamiento de éstos, también conocen los protocolos de mantenimiento y los conceptos aplicables de Seguridad a este tipo de tecnología, por lo cual resulta ser un aporte en los centros de Radioterapia. Por tanto es un objetivo importantísimo lograr que los Ingenieros Biomédicos sean parte de los equipos de trabajo desde el principio hasta el final de los proyectos, esto quiere decir que se involucren en los procesos de diseño de instalación hasta el desmantelamiento de la Unidad, pasando por todo el periodo de prueba y utilización con pacientes.

- En los aspectos de infraestructura y diseño enfocado a los Aceleradores Lineales, sólo se encontraron las medidas de seguridad propuestas por diseño, las cuales son dadas por los fabricantes y/o distribuidores del equipamiento y generalmente están estandarizadas.

- En cuanto a los aspectos específicos de la Seguridad enfocados a Aceleradores Lineales, podemos mencionar que los Aceleradores Lineales cuando están en funcionamiento emiten radiaciones ionizantes que pueden causar lesiones en las personas por una exposición que genere sobredosis. Es en ese sentido que por razones de seguridad el equipo debe ser ubicado dentro de un bunker que actúe como blindaje y que atenúe los efectos de la radiación hacia el exterior del recinto. El nivel de protección viene dado por el límite de dosis que dependerá si es una zona controlada o no controlada, por esto se debe contar con los techos, paredes y puertas blindadas con material adecuado y espesor suficiente, para que la tasa de dosis en la parte externa esté por debajo de los límites permisibles. Para realizar el blindaje se considera una barrera primaria y secundaria además de un laberinto o caracol.

Dentro de las radiaciones que llegan a las barreras se consideran, las que son emitidas por la fuente, la radiación que se fuga del cabezal del Acelerador y la radiación dispersada por el paciente.

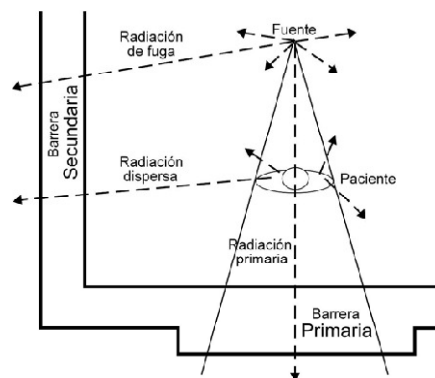


Figura 15. Esquema de tipos de Radiación.

- **Barrera Primaria:** debe atenuar el haz de fotones que atraviesa al paciente, fotoneutrones producidos en el cabezal y en la barrera, fotones  $\gamma$  de captura neutrónica y sólo se tiene en cuenta la energía más alta del haz primario. Para determinar el espesor de la barrera (t), se calcula el valor de Transmisión B (que es una medida de la efectividad de la barrera) la cual se multiplica por las capas décimorreductoras que se basan principalmente en la energía del Acelerador y el material de blindaje.

$$B_{pr} = \frac{P \cdot d^2}{W \cdot U \cdot T}$$

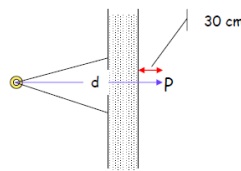


Figura 16. Ecuación para calcular efectividad de la barrera primaria.

Donde:

P = Dosis objetivo (Sv/semana)

W = Carga de trabajo para dosis primaria (Gy/semana)

d = Distancia desde la fuente al punto de dosis objetivo

Figura 17. Ecuación para calcular el factor de Transmisión en sus formas Dispersa y de Fuga.

U = Factor de uso de la barrera primaria  
T = Factor de ocupación de la sala al otro lado de la barrera primaria

- **Barrera Secundaria:** Debe blindar frente a la radiación de fuga precedente del cabezal del equipo y la dispersada por el propio paciente, esto quiere decir las fuentes de radiación que se reciben indirectamente. Aquí se calculan por separado el espesor de la barrera, debido a la radiación dispersa ( $t_d$ ) y la de fuga ( $t_f$ )

$$B_{ps} = \frac{P \cdot d_{sca}^2 \cdot d_{sec}^2 \cdot 400}{a \cdot W \cdot U \cdot T \cdot F}$$

$$B_L = \frac{P \cdot d_L^2}{10^{-3} W_L \cdot T}$$

Donde:

a = Fracción dispersada por el paciente en  $\alpha$  (400cm<sup>2</sup>)  
dsca = Distancia de la fuente al paciente (m)  
dsec = Distancia del paciente al punto de dosis objetivo (m)  
F = tamaño de (cm<sup>2</sup>) a 1 m  
dL = Distancia del isocentro a la barrera secundaria (m).

- **Laberintos y Puertas:** El acceso a las instalaciones con Aceleradores Lineales se puede realizar a través de un laberinto o mediante una puerta de acceso directo. En el caso de las instalaciones con laberinto primeramente se calcula el espesor de la pared interior de éste y posteriormente se calcula el blindaje de la puerta. Las puertas y laberintos deben atenuar fotones terciarios y captura neutrónica. Los neutrones deben atenuarse para aquellos donde la energía es mayor a 10 MV.

En el ANEXO 3: “Cálculo de Blindaje para Aceleradores Lineales para Instalaciones de Radioterapia” (SEPR, 2010), se especifican las dosis tras las barreras, los conductos y su blindaje específico, como también se especifican para las puertas y laberintos y el techo de las instalaciones. Es en este anexo se detalla a fondo las formulas y consideraciones para calcular el blindaje de las barreras para el bunker.

- Para mantener niveles de Seguridad bajo parámetros aceptables, resulta indispensable realizar periódicas pruebas de inspección al equipamiento. Algunas de estas pruebas se mencionaran a continuación, las cuales tienen periodos de frecuencia diarios, semanales, mensuales y anuales dependiendo de los parámetros que se estén revisando (Norma General Técnica N°51,2011), el detalle de todas las pruebas se pueden revisar en el ANEXO 4: “Pruebas diarias, mensuales y anuales a Equipos Aceleradores Lineales para la Seguridad”.

#### Pruebas diarias

Luces On/Off, Luces en panel de control, Luces de Irradiación, Sistema de visualización y de audio, Verificación de cámaras, láseres, tamaño de campo, constancia de la dosis de referencia, etc.

#### Pruebas Mensuales

Verificación de tope de camilla, Verificación de enclavamiento y códigos de accesorios, verificación posición de los colimadores, etc.

---

### Pruebas Anuales

Verificar desplazamiento vertical de la camilla, Coincidencia de los ejes del colimador, brazo y camilla con isocentro, Constancia de factores de campo, Linealidad de respuesta de cámaras monitoras, etc.

Para realizar las pruebas al equipamiento se necesitan de los siguientes equipos, los cuales fueron establecidos en el proyecto RLA/6/046 “Mejoramiento de la calidad en radioterapia” en el año 2001 y son:

- Electrómetro calibrado para realizar mediciones dosimétricas.
- Cámara Plano-Paralela para medición de haces de electrones.
- Cámara de Ionización tipo Farmer.
- Cámara Plano-Paralela para mediciones de haces de baja y media energía.
- Cable de extensión para electrómetros y cámaras compatibles.
- Barómetro con rango acorde a la presión media existente en cada institución.
- Termómetro de precisión con rango de 1-51°C, resolución 0,1 °C.
- Dispositivo de control diario de dosis, planicidad, simetría.
- Dispositivo de alineación mecánica, láseres, telémetro, coincidencia óptico-radiante, isocentro.
- Maniquí de agua de profundidad fija para control de dosis.
- Densitómetro manual.
- Filtros para medición de capa hemirreductora en haces de baja y media energía.
- Láser para posicionamiento de pacientes.
- Maniquí de agua.
- Protector para sumergir cámaras de ionización en agua.
- Monitores de área.

#### **4.4 Recopilación de Normativa Internacional y Nacional con respecto a la Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales.**

Para que los principios de seguridad presentados anteriormente sean acatados e implementados, existen organizaciones que regulan y legislan, a través de normas y leyes específicas para cada tipo de fuente de emisión, por lo cual las encontramos a Nivel Internacional como Nacional.

A nivel Internacional encontramos las siguientes: Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA), Organización Mundial de la Salud (OMS), Organización Internacional del Trabajo (OIT) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS), además se encuentran el Comité Interinstitucional de Seguridad Radiológica (IACRS) organización promovida por la OIEA, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR), la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (CIUMR), la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI), la Asociación Internacional de Protección Radiológica (AIPR) y la Organización Internacional de Normalización (ISO). El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) tiene como misión el desarrollo de normas y guías que, conteniendo esencialmente las recomendaciones de la CIPR, hayan alcanzado un consenso internacional. Este consenso no es sólo entre países, sino también con otras organizaciones de Naciones Unidas, como la Organización Mundial de la Salud o la Organización Internacional del Trabajo.

Dentro de la normativa Internacional encontramos dos referentes, la DIN 6847-2 y la NCRP reporte N°151, las cuales ponen énfasis en los aspectos de blindaje para salas de radioterapia con Aceleradores Lineales. El método de cálculo que introduce la National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) publicado en el año 2005, y tiene como finalidad el cálculo de blindajes para limitar la exposición a la radiación de trabajadores y miembros del público a nivel

aceptable, además entrega información técnica relacionada con el diseño y recomendaciones para la instalación de las mismas. El informe está dirigido principalmente a aquellas personas que se especializan en la protección radiológica, y en particular con los expertos calificados que preparan diseños de blindaje para esas instalaciones. Sin embargo, también es de interés para los arquitectos, administradores de hospitales y profesionales relacionados con la planificación de nuevas instalaciones de radioterapia de este tipo.

La norma DIN 6847-2 fue editada por el Instituto Alemán de Normas (DIN) en colaboración con la Sociedad Alemana de Radiología, la cual hace referencia a las instalaciones de Aceleradores Lineales de uso Médico, para equipos que utilicen rayos X para la terapia de energía entre 1 MeV y 50 MeV.

Debido a que las normas en cada país es una recopilación del trabajo de las Organizaciones anteriormente mencionadas, se revisaron en este trabajo de tesis las siguientes normativas:

- **NTP 614, Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales. España.** *Esta NTP sustituye a la NTP 304-1993 y complementa a la NTP 589-2001. En ella se hace referencia a la naturaleza de las radiaciones ionizantes, procedencia (fuentes naturales o artificiales), características más importantes y acción sobre los seres vivos, así como a las medidas y normas de protección frente a las mismas. Este reglamento tiene por objeto establecer las normas relativas a la protección de los trabajadores y de los miembros del público contra los riesgos que resultan de las radiaciones ionizantes de acuerdo con la Ley 251/1964 reguladora de la energía nuclear.*
- **NOM-033-NUCL-1999. Norma Oficial Mexicana,** *Especificaciones técnicas para la operación de unidades de Teleterapia. Aceleradores Lineales. El objetivo de esta norma es establecer las especificaciones técnicas bajo las cuales los aceleradores lineales de uso médico deben operar, así como los requisitos que debe cumplir la documentación de registro de las verificaciones y mantenimientos que se realicen a dichos equipos.*
- **Norma UY-103 . Norma Urugaya, 2002.** *Operación de Aceleradores Lineales de Electrones para uso Médico. Esta norma es aplicable a todas las instalaciones que posean aceleradores lineales de electrones para uso médico, con rango de energía entre 4 y 40 MeV.*
- **Norma AR 8.2.2, Argentina.** *Esta norma es aplicable a todas las instalaciones Clase II [Ver Glosario] que posean aceleradores lineales de electrones para uso médico, con rango de energía entre 4 y 40 MeV.*

Dentro del ámbito Nacional todo servicio que ofrezca radioterapia debe ser autorizado para su funcionamiento por la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CCHEN), esta institución es la encargada de verificar que tanto el equipamiento, las instalaciones y las personas que se encuentren en el servicio cumplan con las normas de protección radiológica para proteger a las personas sin riesgo ocupacional que entren en él. Para ello se deberá contar con advertencias en los lugares donde exista riesgo de exposición, además deberán existir sistemas adecuados de detección de radiaciones que permitan alertar al personal frente a un riesgo eventual. Las personas profesionales que se encuentren expuestas deberán utilizar dosímetros y también se debe asegurar que lugares anexos al lugar de donde se realiza la radioterapia, como son las consultas médicas y salas de espera, tengan total ausencia de niveles de radiación.

Otra institución que fiscaliza es la Instituto de Salud Pública (ISP), el cual se encarga de realizar las lecturas periódicas de los dosímetros del personal expuesto que trabaje en las dependencias como también se encarga del control de calidad del equipamiento.

A continuación se presenta una Tabla resumen de las entidades reguladoras en Chile.

Componente	Entidad Fiscalizadora	Código o Ley
Estructura	Servicio de Salud, CCHEN	Código Sanitario Ley 18.730
Control de Calidad Clínica	Servicio de Salud asesorado por Comisión Nacional de Radioterapia.	Código Sanitario Normas Ministeriales
Protección Radiológica	CCHEN	Ley 18.730 (modificó la ley 18.304 que dio pie al D.S N°133 del 22/05/84)
Control de Calidad de Equipos	ISP	Ley 19.497 del 22/03/97
Acreditación de Centros	Unidad de acreditación Ministerio de Salud	Norma N°51

## Desarrollo de propuesta de Seguridad enfocada a Aceleradores 31 Lineales

**Tabla 2.** Entidades Fiscalizadoras en Chile. Fuente: Norma de Radioterapia para Acreditación Norma N°51

Para realizar el análisis se buscó en bibliografía normativas y/o sistemas de seguridad en cuanto al uso de equipos con Radiaciones Ionizantes, entre lo que se encontró a nivel Nacional destaca lo siguiente:

- **Decreto Supremo 133 :** *reglamento sobre autorizaciones para instalaciones Radiactivas o equipos generadores de radiaciones ionizantes, personal que se desempeña en ellas, u opere tales equipos y otras actividades afines.*
- **Guía Regulatoria GRN-G-02:** *El conjunto de criterios establecidos en las guías representa las herramientas que usará la Comisión Chilena de Energía Nuclear en sus evaluaciones de seguridad*
- **Decreto Supremo N°3:** *"Reglamento de protección Radiológica de Instalaciones Radiactivas".*
- **Norma NCS-PR-01:** "Norma de Protección Radiológica, CCHEN" la cual tiene como objetivo y Alcance:
  - 1.1 *Establecer los límites de dosis de radiación a que pueda estar expuesto el personal del emplazamiento y los individuos del público.*
  - 1.2 *Evitar la ocurrencia de efectos no estocásticos y prevenir los efectos estocásticos en las personas ocupacionalmente expuestas y en la población en general, como consecuencia del uso de las radiaciones ionizantes.*
  - 1.3 *Evitar toda exposición innecesaria a las radiaciones ionizantes.*
- **Norma de Radioterapia para Acreditación, Norma 51:** *Los estándares desarrollados en la normativa presente se basan en las recomendaciones de la OMS, del Organismo Internacional de Energía Atómica y de la Subcomisión de Radioterapia del Ministerio de Salud, y corresponden a condiciones básicas exigibles para asegurar un tratamiento de calidad con un mínimo de complicaciones.*

#### 4.5 Análisis de la información recopilada.

De la información recopilada se detectó que a nivel Nacional existe falta de normativa enfocada a Aceleradores Lineales, ya que sólo se encuentra la Norma Técnica N° 51, la cual sirve para la Acreditación de Servicios de Radioterapia, pero no considera todas las normas tanto generales como específicas para el uso de Aceleradores Lineales.

Dentro de los aspectos generales no cumple con mencionar:

- delimitación de zonas y por ende la Señalética asociada.

En cuanto a los aspectos específicos:

- No hay mención con respecto al blindaje de la sala que contenga al Equipo, como tampoco especifica los tipos de barreras que se utilizan a nivel internacional para evitar la sobredosis del personal profesionalmente expuesto como los no expuestos y al público general que asiste al recinto de Radioterapia.
- Las condiciones de diseño y distribución de espacios de la sala de Radioterapia tampoco son mencionadas en esta Norma, las cuales dependerán de las características del equipo.
- No se hace referencia a los tipos de mediciones y los rangos que se requieren para mantener la seguridad del paciente como el del personal que trabaja en las dependencias.

También se detectó a través de la recopilación de información que la Normativa Nacional hace más referencia al uso de Equipos de Rayos X como diagnóstico y que lo propuesto por la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CCHEN) hace más énfasis en los temas relacionados a los radiofármacos.

#### 4.6 Desarrollo de la Guía de Seguridad enfocada a Aceleradores Lineales.

Debido a la detección de la falta de información específica en cuanto a Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocada a Aceleradores Lineales en la Normativa Nacional y por la complejidad de principio de funcionamiento, instalación y manejo, y por las graves consecuencias que pueden derivar de la mala manipulación o inadecuadas condiciones de trabajo, es que se genera una nueva propuesta para difundir la Seguridad en Radiaciones Ionizantes específica para Aceleradores Lineales, mediante el desarrollo de una Guía de Seguridad enfocada a esta Tecnología.

Esta Guía tiene como propósito ser una herramienta de apoyo en los aspectos de Seguridad para aquellas personas que necesiten una orientación para el cumplimiento de esos aspectos. Por lo cual el desarrollo se basó primordialmente en Normativa Internacional vigente.

Esta Guía también pretende solucionar la problemática que recae en la carencia de información y conocimientos básicos que pudieran tener las personas sobre el equipo mismo y la Seguridad enfocada a Radiaciones Ionizantes.

El formato de la Guía contará con secciones definidas las cuales contarán a su vez con los siguientes ítems:

- Introducción: Una breve contextualización al tema pretendiendo causar impacto sobre el lector.
- Tags: Palabras claves dentro del texto que servirán de guía al lector, con lo que se permite retratar el capítulo.

- Ámbitos teóricos: Se abordan la teoría del tema, explicando de lo más sencillo a lo más complejo dentro del contexto de la Seguridad y el Equipo mismo.
- Normativa: Se presentara un resumen de las normativas asociadas al tema y se resaltarán los aspectos más importantes de estas.
- Criterios para el diseñador: Abordará aspectos relevantes como lo son el diseño de salas de radioterapia (dimensión de salas, elementos que deben incluirse en las salas) y cálculo de blindaje
- Check list: Se realizará una lista con los ítems más importantes de las verificaciones que se deben realizar en un centro de radioterapia.
- Comentarios: En esta sección se busca realizar comentarios de la normativa y/o de cualquiera de los ítems anteriores.
- Glosario: Con términos que permitan complementar el proceso de entendimiento y aplicación de la Normativa.

**Ejemplo de Instalación de un Acelerador Lineal**

- Elección de Equipamiento: Esto dependerá de las características técnicas que se deseen en el centro de Radioterapia, con esto se procede a la distribución de la sala de radioterapia las cuales son proporcionadas por las marcas distribuidoras de los equipos las cuales están estandarizadas dependiendo de sus características.

Nombre del Equipo	<b>Clinac 6EX</b>	<b>SL-15</b>	<b>ONCOR Impression</b>
Marca	Varian	Philips	Siemens
Tipo de Acelerador	Onda Estacionaria	Onda viajera	Onda estacionaria
Modalidad de Rayos X	Si	Si	Si
Haz de fotones con energías de (MV)	4 y 6	6,10,16 y 23	6 y 10
Energía de electrones (MeV)	4, 5, or 6	4, 6, 8, 10, 12 y 15	desde 5 a 14
Tamaño minino de sala Largo x ancho x Alto (m)	6.7 x 6.1 x 3.2	7.8 x 6.1 x 3.1	6.25 x 6.1 x 2.95
Linea de alimentación necesaria (VAC)	200-240, 60 Hz; 360-440, 50 Hz		480 recomendada
Kva necesario para el haz	15		30
Dimensiones largo x ancho x alto (cm)	272 x 127 x 269		301.0 x 132.0 x 260.4
Peso (kg)	6.668		7.030
Fuente de Radiofrecuencia	Magnetron	klystron	Magnetron

**Tabla 3.** Algunas características técnicas de Equipos Aceleradores Lineales, marcas Varian, Philips, Siemens.

- Layout para un equipo de la Empresa Phillips.

Posterior a la elección del equipamiento se procede a la distribución de la sala de radioterapia las cuales son proporcionadas por las marcas distribuidoras de los equipos las cuales están estandarizadas dependiendo de sus características.

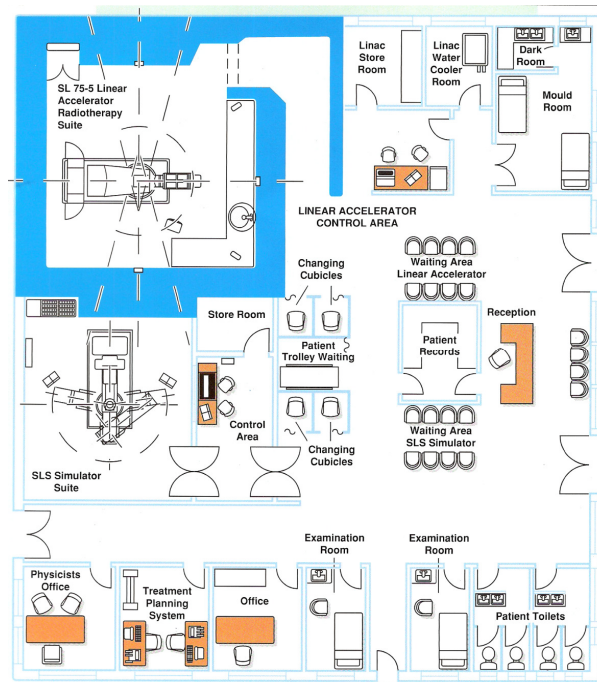
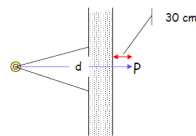


Figura 18. Layout equipamiento Acelerador Lineal de marca Phillips.

- Cálculo de Blindaje:

Para esto se deben tener en consideración las siguientes fórmulas y condiciones dadas por la OIEA:

### Blindaje Barrera Primaria



$$B_{pr} = \frac{P \cdot d^2}{W \cdot U \cdot T}$$

- Para el espesor también necesitamos calcular :

Nº capas decimorreductoras

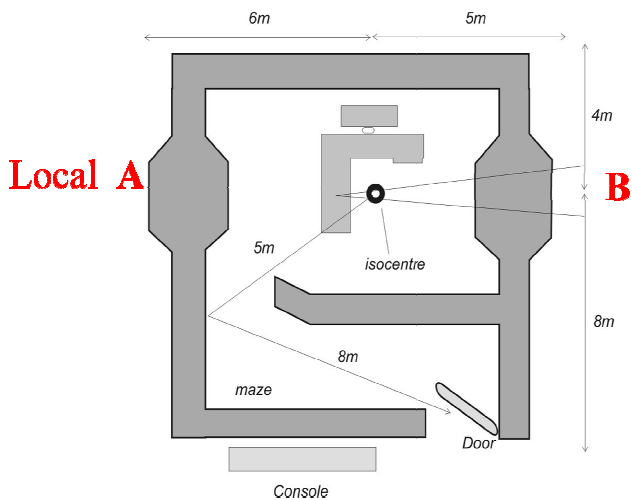
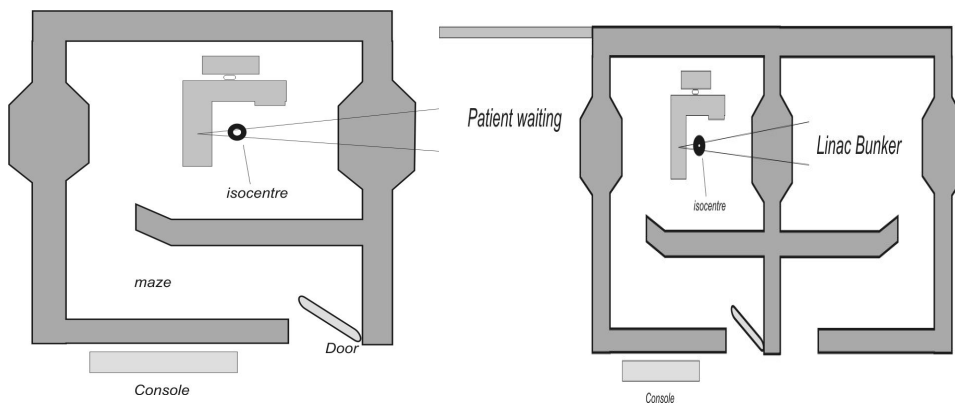
$$n = \log \left( \frac{1}{B_{pri}} \right)$$

### Fórmula final de Espesor para Barrera Primaria

$$t_{pri} = TVL_1 + TVL_e \cdot \left( \log \left( \frac{1}{B_{pri}} \right) - 1 \right)$$

## Desarrollo de propuesta de Seguridad enfocada a Aceleradores Lineales 35 Lineales

- El bunker alojara un acelerador lineal dual de 4 y 10MV de energía de rayos X y 5 energías diferentes de electrones
- Excepto para la puerta todo el blindaje será de concreto ordinario.
- Carga de Trabajo: 40 pacientes por día, incluyendo 10 pacientes de IMRT [Ver Glosario] como máximo, 250 días de tratamiento por año.



### Local C anterior

#### Para carga de trabajo en barrera primaria

- Asumir  $T = 2.5$  Gy en el isocentro

- Asuma que son tratados 50 pacientes por día (estimación conservadora) en 250 días de trabajo por año  
 $W = 50 \times 250 \times 2.5 = 31,250 \text{ Gy por año}$
- Permitir otros usos como físicos, irradiación de sangre, total: 40,000 Gy por año en el isocentro para el haz primario
- Cuando no se declara la energía usada asuma que fue 10 MV

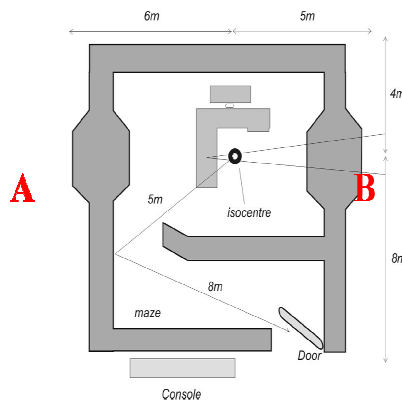
**Atenuación (A) requerida para el blindaje del haz primario**

- Consideraciones comunes para todos los locales
  - Linac 10 MV
  - $d_{ref} = 1\text{m}$   
(FAD = 1m)
  - $W = 40,000 \text{ Gy/año}$
  - TVL = 40 cm
- Consideraciones dependiendo del local a ser blindado  
Factor de uso U  
Ocupación T  
Distancia d  
Restricción de diseño P

$$A = WUT (d_{ref}/d)^2 / P$$

**Haces laterales: U=0.25**

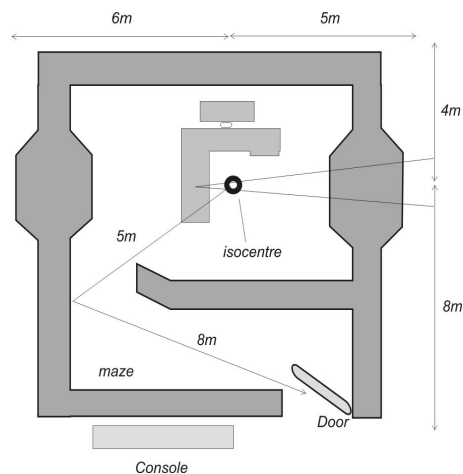
- Local A, sala de espera del paciente:  $d=6\text{m}$ ,  $P=0.3 \text{ mSv/año}$ ,  $T=0.25$  promedio durante un año
- $A = WUT(d_{ref}/d)^2 / P$   
 $A = 232,000$
- Para concreto aproximadamente 2.2m



- Local B, otro bunker:  $d=5\text{m}$ ,
  - Para pacientes:  
 $P=0.3 \text{ mSv/año}$ ,  $T=0.05$  promediado durante un año

- Para personal:  
P=20 mSv/año, T=1

- $A = WUT (d_{rel}/d)^2 / P$   
A = 67,000
- Para concreto aproximadamente 1.9 m



### Haz apuntando hacia arriba y hacia a bajo

- Apuntando hacia bajo: U=1 pero T=0 por tanto, no se requiere blindaje.
- Apuntando hacia arriba: U=0.25, T en la habitación directamente arriba = 0, sin embargo, pueden existir salas por encima en el edificio. Aun cuando la distancia puede reducir la dosis, pueden haber requerimientos de blindaje *ej.* para una oficina encima del área de almacenamiento.

### Blindaje Barrera Secundaria

Factor de transmisión:

$$B_L = \frac{P \cdot d_L^2}{10^{-3} W_L \cdot T}$$

$d_L$  = Distancia del isocentro a la barrera secundaria (m)

Espesor

$$t_L = TVL_1 + \left( \log \left( \frac{1}{B_L} \right) - 1 \right) \cdot TVL_e$$

Factor de transmisión:

$$B_{ps} = \frac{P \cdot d_{sca}^2 \cdot d_{sec}^2 \cdot 400}{a \cdot W \cdot U \cdot T \cdot F}$$

Fuga y dispersión

- Carga de trabajo para la dispersión similar a la primaria (40,000 Gy/año)
- Carga de trabajo para la fuga es mayor(10x para pacientes de IMRT)
- $W = 40 \times 2.5 \times 250 = 25,000 \text{ Gy/año}$
- $W_{\text{IMRT}} = 10 \times 25 \times 250 = 125,000 \text{ Gy}$
- $W_{\text{total}} = 160,000 \text{ Gy}$

Atenuación A requerida para el blindaje por la fuga debido al haz secundario

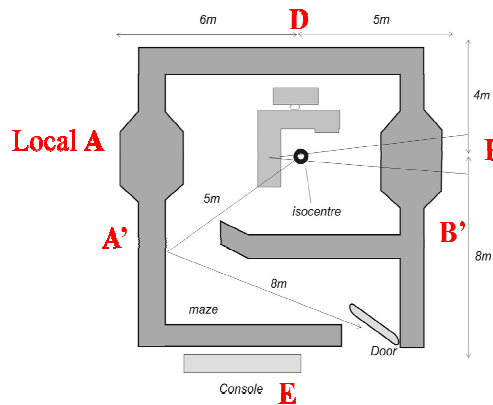
Consideraciones comunes para todos los locales

- Linac 10 MV
- $d_{\text{ref}} = 1 \text{ m}$  (FAD = 1 m)
- $W = 160,000 \text{ Gy/año}$
- $\text{TVL}_{\text{concreto}} = 45 \text{ cm}$
- Factor de uso = 1
- Factor de fuga = 0.002

Consideraciones en dependencia del local a ser blindado

- Ocupación T
- Distancia d
- Restricción de diseño P

$$A = LWT (d_{\text{ref}}/d)^2 / P$$

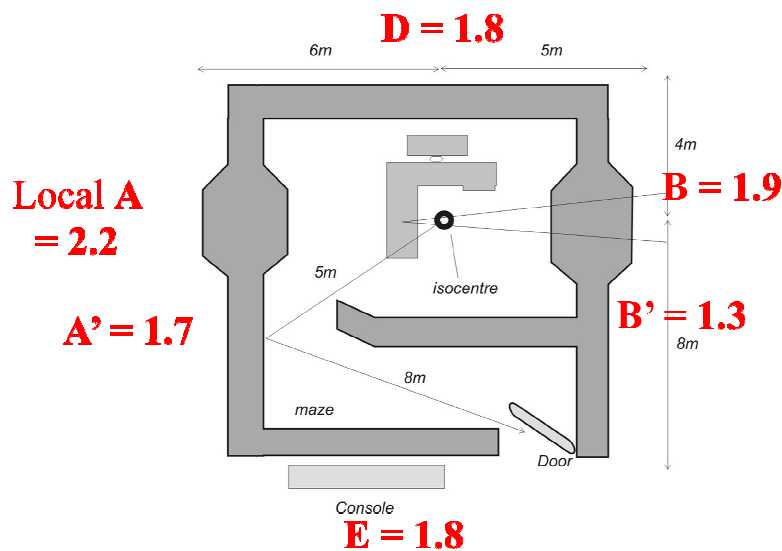


Atenuación A requerida

- Local A' sala de espera del paciente:  
 $T = 0.25, d = 6\text{m}, P = 0.3 \text{ mSv}$
- Local B' búnker:  
 $T = 0.05, d = 5\text{m}, P = 0.3 \text{ mSv}$
- Local D parqueo:  
 $T = 0.25, d = 4\text{m}, P = 0.3 \text{ mSv}$

- Local E panel de control:  
 $T = 1$ ,  $d = 8\text{ m}$ ,  $P = 0.3\text{ mSv}$
- Local A' sala de espera del paciente:  
 $T = 0.25$ ,  $d = 6\text{ m}$ ,  $P = 0.3\text{ mSv}$ ,  $A = 7400$
- Local B' búnker  
 $T = 0.05$ ,  $d = 5\text{ m}$ ,  $P = 0.3\text{ mSv}$ ,  $A = 2200$
- Local D parqueo:  
 $T = 0.25$ ,  $d = 4\text{ m}$ ,  $P = 0.3\text{ mSv}$ ,  $A = 16700$
- Local E panel de control:  
 $T = 1$ ,  $d = 8\text{ m}$ ,  $P = 0.3\text{ mSv}$ ,  $A = 16700$

Finalmente el espesor del concreto resultante en metros es el siguiente:



## 5. Discusión

Con los resultados obtenidos, se puede decir que se cumplieron los objetivos planteados para este trabajo de título, debido a esto se puede inferir que la metodología utilizada fue la adecuada para obtener la información relevante que permitiera mostrar la situación actual en cuanto a seguridad de los equipos de Aceleradores Lineales y a partir de esta recopilación se logrará desarrollar una propuesta de seguridad complementaria específica para Aceleradores Lineales mediante una Guía con aspectos relevantes para la Seguridad tanto de los pacientes como el personal que trabaja en recintos de Radioterapia externa.

Del desarrollo de este trabajo se destacan los siguientes puntos:

- Debido a que la radiación se utiliza para tratar el 50% de todos los casos de cáncer resulta vital tener a los servicios de radioterapia como a los procesos que se llevan a cabo en ellas sujetos a un elevado nivel de seguridad y estándares de calidad, que permitan obtener un tratamiento seguro y efectivo basado en normas y reglamentos de seguridad en radiaciones ionizantes.

- Del análisis de la información recopilada, se pudo desprender que la peligrosidad de las Radiaciones Ionizantes hace necesario un establecimiento de medidas que garanticen la seguridad de los trabajadores expuestos, los pacientes y el público en general contra los riesgos resultantes de la exposición a las mismas.
- Del estudio de las normas y/o sistemas de protección específicas en radiaciones ionizantes enfocado a aceleradores lineales se pudo comprobar la poca información disponible para el personal profesional que trabaja con los equipos.
- Además del estudio realizado se puede aseverar de forma categórica que toda la normativa chilena está fuera de foco, ya que la CCHEN se refiere más que nada a Radiofármacos y en el MINSAL se hace referencia a los equipos de Rayos X de diagnóstico.
- En Chile las actividades de dosimetría clínica, protección radiológica y calibración están a cargo de Tecnólogos médicos especialistas en Radiología y Física médica, los cuales son formados en diversas Universidades de Chile ya sean públicas o privadas, lo cual es muy favorable ya que para el uso de esta tecnología se necesitan de estos profesionales especializados.
- Por todo lo anteriormente expuesto es que la guía de seguridad en Radiaciones Ionizantes son una excelente herramienta ya que ofrecen recomendaciones y orientación sobre como cumplir los requisitos de seguridad a partir de normativa internacional. Además contienen ejemplos de buenas prácticas a nivel internacionales y dan cuenta de las mejores prácticas que existen en la materia para ayudar a los usuarios a los que se enfoca la guía a tratar de alcanzar altos grados de seguridad que benefician tanto al paciente como al personal que labora en las dependencias.

## 6. Conclusiones

El ser humano siempre ha estado expuesto constantemente a múltiples fuentes de radiación ionizantes, las cuales pueden ser de origen natural o artificial. En el ámbito de las radiaciones artificiales la mayor fuente la producen los Hospitales o Centros de Salud a través de equipamiento médico que se utilizan en el tratamiento de enfermedades cancerígenas, uno de esos equipos es el Acelerador Lineal. La radioterapia con este tipo de equipos involucra gran complejidad debido al alto grado de especialización del personal y por la aplicación de la tecnología misma. Es por ello que resulta vital tener a los servicios de radioterapia como a los procesos que se llevan a cabo en ellas sujetos a un elevado nivel de seguridad y estándares de calidad, que permitan obtener un tratamiento seguro y efectivo basado en normas y reglamentos de seguridad en radiaciones ionizantes. Bajo este concepto se nombraron las diversas instituciones tanto a nivel nacional como internacional encargadas de fiscalizar y regular estas normas.

Del estudio de las normas de seguridad específicas en radiaciones ionizantes enfocado a aceleradores lineales se pudo comprobar la poca información a nivel nacional ya que la Norma Técnica N° 51 no contempla toda la información referente a los aspectos generales y específicos de la seguridad en radiaciones ionizantes, como lo son la señalética correspondiente a la delimitación de zonas, el cálculo de blindaje para los servicios como tampoco la distribución y diseño de instalaciones.

Al año 2030 la OMS pronostica un aumento de un 75% de incidencia de cáncer a nivel mundial lo que trae consigo el aumento de utilización de esta tecnología, es por ello que fue necesario plantear el desarrollar una Guía de Seguridad en Radiaciones Ionizantes enfocado a Aceleradores Lineales para dar una posible solución al problema detectado a nivel nacional, esto principalmente

---

porque en estos últimos años se ha experimentado un gran aumento de las solicitudes de autorización de instalaciones de radioterapia equipadas con aceleradores lineales, especialmente desde el año 1996 cuando se inicia una campaña de sustitución progresiva de unidades de Cobaltoterapia por los Aceleradores Lineales, por lo cual se reafirma la necesidad de generación de este tipo de herramientas de apoyo y orientación.

El desarrollo de este trabajo de tesis permite obtener una herramienta de orientación que podría ayudar a generar mejores prácticas en cuanto a los aspectos de seguridad, ya que si se obvia o suprime algunos de los criterios de seguridad, puede acarrear consecuencias irreversibles para el paciente así como también para el personal que trabaja en los servicios de radioterapia, teniendo muchas veces como resultado la muerte.

El desarrollo de esta Guía tiene como propósito evitar las consecuencias que pueden derivar de la sobreexposición de dosis accidental, esto se lograría a partir del conocimiento teórico de las radiaciones ionizantes y el principio de funcionamiento de los Aceleradores Lineales, así como la normativa asociada a la Seguridad y comentarios que permitan al lector de la Guía entender de manera satisfactoria el por qué de la aplicación de criterios de Seguridad en radiaciones ionizantes. Cabe destacar que en este trabajo de tesis la documentación presentada en los Anexos cobra vital relevancia debido a que cuenta con información técnica tanto de equipamiento que se encuentra en el mercado como también recopilación de la normativa en cuanto a las pruebas de mantenimiento y las fórmulas y pasos necesarios para calcular el blindaje de un bunker para contar con medidas de seguridad establecidas en la normativa internacional. Todo esto permite generar una descripción detallada para tener conocimientos de instalación en este tipo de equipamiento específico.

Dentro de los trabajos futuros que pueden derivar de este estudio es la creación de Guías de Seguridad en las otras cuatro áreas de la Seguridad Hospitalaria (Seguridad contra incendios, Seguridad en manejo de gases, Seguridad electromédica y Seguridad contra Infecciones Intrahospitalarias) para obtener hospitales más seguros tanto para los pacientes como para los trabajadores de la Salud.

## 7 Referencias Bibliográficas

1. Aurengo André, Petittclerc Thierry (2008). “*Biofísica*” (Tercera Edición). España: Cristina Sánchez. Editorial: Mc Graw Hill Internacional.
2. Avendaño Cervantes Guillermo, (15-17, Marzo, 2012) “Curso de Seguridad en el Manejo de Radiaciones Ionizantes”, Módulo A, B, C, D, E. Presentado en el curso de Ingeniería Clínica Avanzada. Valparaíso, Biorad.
3. Behar Rivero Daniel, (1997). “Física-Médica en Radioterapia”. Santiago de Cuba: Robert Lora. Editorial Oriente.
4. Comisión Chilena de Energía Nuclear. Definición de MegaelectronVoltio. Información Estudiantes. Extraído el 07 de Junio de 2012. Recuperado de: [http://www.cchen.cl/index.php?option=com\\_content&view=category&id=367&Itemid=149](http://www.cchen.cl/index.php?option=com_content&view=category&id=367&Itemid=149)
5. ECRI, (2004). “Aceleradores lineales; Unidades de radioterapia por cobalto”. El Hospital, Volumen 62 N°5/ Octubre- Noviembre 2006, páginas 42-56.
6. Gallego Díaz Eduardo, (2011). “Radiaciones Ionizantes y Protección Radiológica”. España, Extraído el 07 de Junio de 2012. Recuperado de: <http://www.uaz.edu.mx/neutron/fotos/eg1.pdf>
7. González Abel J, (1994). “Seguridad Radiológica: Nuevas normas Internacionales”. Boletín OIEA. Extraído 01 de Julio de 2012. Recuperado de: [http://www.iaea.org/Publications/Magazines/Bulletin/Bull362/Spanish/36202040211\\_es.pdf](http://www.iaea.org/Publications/Magazines/Bulletin/Bull362/Spanish/36202040211_es.pdf)
8. Gutiérrez Juan Sabino, Duque Roberto Santana, (1990). “Técnicas del Tratamiento Radiante”. La Habana, Cuba: María del Carmen Perez Rovira. Editorial de Ciencias Médicas.
9. IAEA, Protección Radiológica del Paciente, (2013) “Prevención de Accidentes”. Extraído el 16 de Julio de 2012. Recuperado de: [https://rpop.iaea.org/RPOP/RPOP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/2\\_Radiotherapy/AccidentPrevention.htm](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPOP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/2_Radiotherapy/AccidentPrevention.htm)
10. International Commission on Radiological Protection (ICRP), (2003). “Publicación N°86”. Extraído 01 de Julio de 2012. Recuperado de: <http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2086>
11. Ministerio de Salud, (04 de Agosto, 2011). “Norma General Técnica N°51”. Santiago de Chile: Subsecretaría de Salud Pública. Extraído 23 de Junio de 2012. Recuperado de: [http://www.redcronicas.cl/index.php?option=com\\_docman&task=doc\\_details&gid=257&Itemid=332](http://www.redcronicas.cl/index.php?option=com_docman&task=doc_details&gid=257&Itemid=332)

12. Organización Internacional de Energía Atómica (IAEA), (2007). “Seguridad Radiológica en América Latina y el Caribe a la luz del PER”. Extraído el 11 de Julio de 2012. Recuperado de: [http://arc.cnea.gov.ar/documentos/per2007esp/7\\_S\\_Seguridad%20Radiologica.pdf](http://arc.cnea.gov.ar/documentos/per2007esp/7_S_Seguridad%20Radiologica.pdf)
13. Organización Mundial de la Salud, (Febrero 2012). Centro de prensa, Nota descriptiva N°297. Extraído el 4 de Junio de 2012. Recuperado de: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/index.html>
14. Roldán Arjona Juan Manuel, (2009). “Efectos de la Radiación sobre el Organismo”. Extraído el 7 de Junio 2012. Recuperado de: [http://www.apccc.es/arch\\_apccc/tertulias/Radiacion/radiacion.pdf](http://www.apccc.es/arch_apccc/tertulias/Radiacion/radiacion.pdf)
15. Sociedad Española de Protección Radiológica, (19 Noviembre, 2010). “Calculo de blindajes para aceleradores Lineales en Instalaciones de Radioterapia”. Presentado en Conferencia de Hosp. Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza.
16. Webster John G, (2006). *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* (2 Edición) Volumen 6. New Jersey: Jhon Webster. Editorial John Wiley & Sons, Inc.

## Glosario

**Acelerador Lineal:** Equipo médico utilizado en Radioterapia externa para tratar el cáncer para ello puedo utilizar haces de electrones o rayos x.

**ALARA (As Low As Reasonably Achievable):** Uno de los tres principios en los que se basa el sistema de protección radiológica recomendado por la International Commission on Radiological Protection (ICRP). Consiste en que las dosis de radiación de las personas expuestas deben ser tan bajas como sea razonablemente alcanzable, tomando en cuenta los factores económicos y sociales.

**Atenuación:** Reducción del flujo de partículas o de la intensidad de la radiación al atravesar un cuerpo o material con la distancia.

**Barrera:** Pared de protección para reducir la dosis equivalente en el lado opuesto a la fuente de radiación.

**BPE: Borated polyethylene.** El polietileno borado es un material que se usa en el blindaje de instalaciones radiactivas debido a su gran capacidad para absorber neutrones.

**Campo:** Sección plana del haz perpendicular al eje de irradiación.

**Campo Dosimétrico:** Se adoptó la definición de que el tamaño del campo es la distancia entre el 50% de las líneas de isodosiis en lados opuestos del campo.

**Campo Geométrico:** El borde del campo está definido por el trazado de una línea desde el centro de la cara frontal de la fuente al borde frontal del sistema de diafragma; el tamaño del campo es la proyección del colimador de una fuente puntual sobre la superficie.

**Campo de Irradiación:** Es la distribución espacial y temporal de la radiación ionizante en un volumen considerado.

**Capas Decimorreductoras:** Se define como el espesor del material necesario para reducir en un décimo la intensidad de la radiación incidente.

**Colimador:** Diafragma o sistema de diafragmas hecho de material absorbente y diseñado para definir las dimensiones y posición del haz de radiación.

**Densidad máxima permisible de flujo:** Valor máximo de la densidad de flujo de partículas (cuantos), establecido por las correspondientes reglas de seguridad contra los efectos nocivos de las radiaciones.

**Detrimento:** Se define como la esperanza matemática del daño producido como consecuencia de una exposición, teniendo en cuenta no sólo la probabilidad de manifestación de los efectos, sino también la gravedad que suponen tales efectos. En ocasiones, el detrimento para la salud también tendrá en cuenta los daños psicológicos debidos al miedo que provoca el riesgo inherente al uso de radiaciones ionizantes.

**Diafragma:** Parte del colimador que controla las dimensiones del campo.

**Distancia fuente-superficie (DFS):** Es la distancia medida a lo largo del eje del haz desde la superficie frontal de una fuente hasta la superficie del objeto irradiado.

**Dosis Absorbida (D):** Magnitud dosimétrica fundamental en protección radiológica que indica la energía absorbida por unidad de masa. Su unidad medida es el J/Kg y recibe el nombre de Gray (Gy).

**Dosis Efectiva (E):** Es la sumatoria ponderada de las dosis equivalentes ponderadas en todos los órganos y tejidos del cuerpo humano, procedentes de radiaciones internas como externas. Su unidad de medida es el Sievert (Sv).

**Dosis Equivalente (H<sub>T</sub>):** Es la cantidad utilizada en protección radiológica para expresar el riesgo biológico asociado a un determinado tipo de radiación. Es el producto de la Dosis Absorbida (D) por el Factor de Ponderación de radiación W<sub>R</sub>. La unidad de medida es el Sievert (Sv)

**Eje del haz:** Eje central de un haz que se define como la línea de simetría del colimador.

**Factor de Ponderación de radiación (W<sub>R</sub>):** Factor adimensional que se utiliza para ponderar dosis equivalente en un tejido u órgano.

**Filtro:** Es la inserción de un material atenuador en el haz con el objetivo de modificar su composición espectral y suprimir componentes particulares de haces.

**Flujo:** Representa el número de partículas (cuantos) que pasan en una unidad de tiempo a través de una superficie dada.

**Haz:** Corte transversal en una región del espacio de las radiaciones provenientes de la fuente. Su ancho lo determina el colimador, su sección transversa, perpendicular el eje del haz es el campo, y su dirección, es aquella en la que viaja el fotón o partícula.

**IMRT:** La radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) es una modalidad avanzada de radioterapia de alta precisión que usa aceleradores lineales de rayos x controlados por computadora para administrar dosis de radiación precisas a un tumor maligno o áreas específicas dentro del tumor.

**Instalaciones Clase II:** Incluye a instalaciones donde se usan aceleradores lineales de uso médico, instalaciones de Telecobaltoterapia, instalaciones de Braquiterapia, instalaciones de Medicina Nuclear. Este tipo de instalaciones requiere de una Licencia para entrar en operación la cual es otorgada por una Autoridad Regulatoria la cual fiscaliza las etapas de construcción, puesta en marcha, etc.

**Klystron:** Tubo al vacío que se utiliza como amplificador de potencia, este tubo puede poseer varias cavidades que permiten modular el haz de electrones. Para que este sistema funcione como amplificador se debe contar con un cañón de electrones que emita un haz que pase a través del espacio intermedio entre las cavidades de cada uno de los resonadores. La primera cavidad sirve para ingresar la señal de microondas a ser amplificada, mientras que la segunda se usa para extraer la señal ya amplificada. La señal de entrada excita la primera cavidad creando un campo eléctrico el cual modula a su vez el haz de electrones. La velocidad de los electrones es proporcional al campo resultante en la cavidad. En la última cavidad se genera un campo eléctrico como función de la velocidad de los electrones que se transforma en una corriente de microondas de salida.

**Mega electron volt (MeV):** Es un múltiplo de una unidad de energía. Un MeV equivale a 1.000.000 de eV (electrón - volt) y un eV es la energía que experimenta un electrón cuando se encuentra en un campo eléctrico, cuya diferencia de potencial es de 1 volt.  
1 eV es igual a  $1,6 \times 10^{-19}$  Joule.

**Radiofrecuencia:** La definición aceptada indica que el espectro radioeléctrico, ondas radioeléctricas, ondas hertzianas o simplemente frecuencias, son ondas electromagnéticas, cuya frecuencia se fija convencionalmente por debajo de los 3,000 GHz y que se propagan por el espacio sin necesidad de guía artificial.

**Sievert:** Unidad del Sistema Internacional usada para medir el efecto de las radiaciones en la materia. Equivalente a la energía de 1 Julio por cada kilogramo de masa.

## Anexo 1

### “Tabla de Especificaciones Técnicas de Equipos de Acelerador Lineal”

---

Desarrollo de  
propuesta de  
Seguridad  
enfocada a  
Aceleradores 47  
Lineales

---

---

Trabajo de  
Titulación  
2014-1

48

---

---

Desarrollo de  
propuesta de  
Seguridad  
enfocada a  
Aceleradores 49  
Lineales

---

## Anexo 2

### “Layout Instalaciones Aceleradores Lineales”

---

Desarrollo de  
propuesta de  
Seguridad  
enfocada a  
Aceleradores 51  
Lineales

---

---

Trabajo de  
Titulación  
2014-1

52

---

Desarrollo de  
propuesta de  
Seguridad  
enfocada a  
Aceleradores 53  
Lineales

---

---

Trabajo de  
Titulación  
2014-1

54

---

Desarrollo de  
propuesta de  
Seguridad  
enfocada a  
Aceleradores 55  
Lineales

---

## Anexo 3

### “Cálculo de blindaje para Aceleradores Lineales para Instalaciones de Radioterapia”

### Tipos de Zona

- Zona controlada

– Acceso restringido a personal que trabaja bajo la supervisión de un encargado de la protección radiológica. Los trabajadores que trabajen en dichas áreas deben haber sido entrenados en el uso de radiaciones ionizantes.

- Zonas no controladas

– Ocupadas por pacientes, visitantes (público) y trabajadores que no pertenecen al área de las radiaciones ionizantes. Así mismo serán áreas no controladas las adyacentes a la instalación de radioterapia

### **Dosis tras barrera (P)**

#### Zonas controladas

$P=5 \text{ mSv/año} \rightarrow 0,1 \text{ mSv/semana}$  (ICRP 60:  $\rightarrow 0,12 \text{ mSv/sem ZV}$ )

#### Zonas no controladas

$P=1 \text{ mSv/año} \rightarrow 0,02 \text{ mSv/semana}$  (ICRP 60:  $\rightarrow 0,02 \text{ m Sv/sem LA}$ )

### Tasa de dosis máxima tras barrera

La máxima tasa de dosis en cualquier hora, en zonas no controladas es de **0,02 mSv/h**

Existe además el concepto de límite de dosis en cualquier hora ( $R_h$ ) para las zonas no controladas. De manera que también se debe garantizar que en las zonas no controladas no se excede nunca de 0,02 mSv en cualquier hora.

- **Barrera primaria**

$$R_h = \frac{N_{max}}{t * \bar{N}_h} \left[ \frac{B_{pri} W_{pri} U_{pri}}{d_{pri}^2} \right]$$

$N_{max}$  = Número máximo de pacientes que se pueden tratar en una hora

$\bar{N}_h$  = Número medio de pacientes /h a lo largo de la semana

$t$  = Número de horas que se trata durante una semana

- **Barrera secundaria**

$$R_h = \frac{N_{max}}{t * \bar{N}_h} \left[ \left( \frac{C_F B_L W_L}{d_L^2} \right) + \left( \frac{a * F * B_{ps} * W_{ps} * U_{ps}}{400 * d_{sec}^2} \right) \right]$$

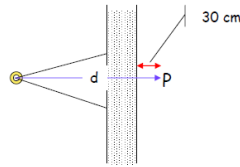
$N_{max}$  = Número máximo de pacientes que se pueden tratar en una hora

$\bar{N}_h$  = Número medio de pacientes /h a lo largo de la semana

$t$  = Número de horas que se trata durante una semana.

**Blindaje Barrera Primaria**

El blindaje de la barrera primaria se calcula ante la radiación emitida directamente por la fuente, ya que la radiación de fuga y la dispersa por el paciente son considerablemente inferiores a la radiación primaria. El ancho de la barrera primaria se sitúa entorno a los 30° respecto a la dirección del haz de la radiación primaria, el valor exacto del ancho de la barrera primaria se puede calcular en las consideraciones especiales. Como factor conservador se asume que el haz incidente sobre la barrera primaria es perpendicular y constante en toda la anchura de la barrera. El espesor (t) de la barrera se determina calculando el factor de transmisión (B), que es una medida de la efectividad de la barrera, y multiplicándolo después por las capas décimorreductoras que se basan en la energía del acelerador y en el material de blindaje:



$$B_{pr} = \frac{P \cdot d^2}{W \cdot U \cdot T}$$

Donde:

- P = Dosis objetivo (Sv/semana)
- W = Carga de trabajo para dosis primaria (Gy/semana)
- d = Distancia desde la fuente al punto de dosis objetivo
- U = Factor de uso de la barrera primaria
- T = Factor de ocupación de la sala al otro lado de la barrera primaria.
- Para el espesor también necesitamos calcular :

Nº capas décimorreductoras  $n = \log\left(\frac{1}{B_{pri}}\right)$

Fórmula final de Espesor para Barrera Primaria

$$t_{pri} = TVL_1 + TVL_e \cdot \left(\log\left(\frac{1}{B_{pri}}\right) - 1\right)$$

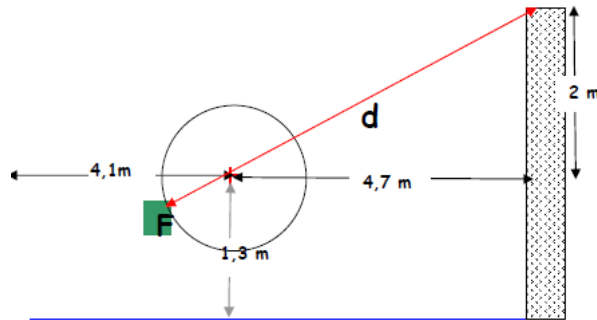
Donde:

- TVL<sub>1</sub> = primera capa décimorreductoras del material seleccionado para la energía de trabajo del acelerador en cm
- TVL<sub>e</sub> = Capa décimorreductoras de equilibrio del material seleccionado para la energía de trabajo del acelerador en cm.

Material	Energía (MV)	TVL <sub>1</sub> (cm)	TVL <sub>e</sub> (cm)
Hormigón (d=2.35g/cm³)	6	37	33
	15	44	41
	18	45	43

### Anchura del anillo primario:

Se calcula proyectando la diagonal del mayor tamaño de campo disponible sobre la parte superior de la barrera primaria más alejada del isocentro y añadiéndole un margen de 30 cm a cada lado.

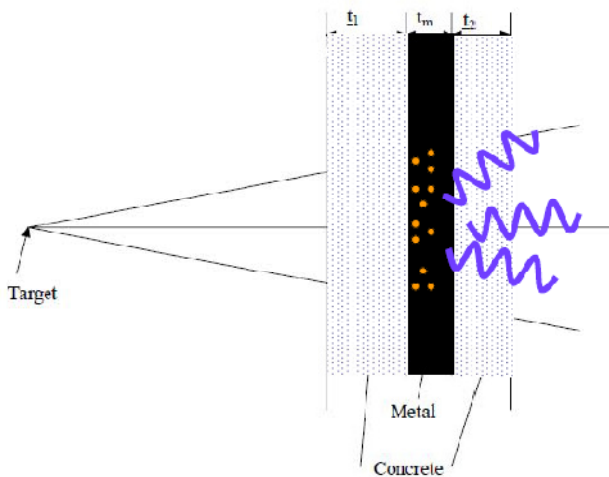


Campo (cm)	d (m)	Proyec (m)	Ancho total (m)
57	6,1	3,48	4,08

## Desarrollo de propuesta de Seguridad enfocada a Aceleradores 59 Lineales

### Barreras laminadas:

Problemas de espacio: Hormigón + Acero/Plomo



$D_0$  = the x-ray absorbed dose per week at isocenter  
 $R$  = the neutron production coefficient (i.e.,  $\mu\text{Sv cGy}^{-1} \text{m}^{-2}$ );  
 $F_{\text{max}}$  = the maximum field area at isocenter ( $\text{m}^2$ );

Los neutrones producen  $\gamma$  en el hormigón

### Dosis debida a fotones:

$H_{\text{tr}}$  = Dosis de rayos x transmitidos

$H = 2,7 H_{\text{tr}}$

Dosis total

### Barrera secundaria

#### Blindaje Barrera Secundaria

La barrera secundaria blindada ante la radiación de fuga procedente del cabezal y la dispersa por el paciente, es decir, las fuentes de radiación que se reciben indirectamente. Se calculan los

espesores por separado y posteriormente se ponen en común con la regla de las dos fuentes. Se procede a calcular del mismo modo que las barreras primarias, primero se calculan los factores de transmisión y después los espesores:

Factor de transmisión:

$$B_L = \frac{P \cdot d_L^2}{10^{-3} W_L \cdot T}$$

$d_L$  = Distancia del isocentro a la barrera secundaria (m)

Espesor  $t_L = TVL_1 + \left(\log\left(\frac{1}{B_L}\right) - 1\right) \cdot TVL_e$

Factor de transmisión:

$$B_{ps} = \frac{P \cdot d_{sca}^2 \cdot d_{sec}^2 \cdot 400}{a \cdot W \cdot U \cdot T \cdot F}$$

- a = Fracción dispersada por el paciente en (400cm<sup>2</sup>)
- $d_{sca}$  = Distancia de la fuente al paciente (m)
- $d_{sec}$  = Distancia del paciente al punto de dosis objetivo (m)
- F = tamaño de (cm<sup>2</sup>) a 1

Espesor:  $t_{ps} = TVL_1 + \left(\log\left(\frac{1}{B_{ps}}\right) - 1\right) \cdot TVL_e$

### Puertas y laberintos

Dosis debida a fotones

- Se usa la orientación más desfavorable del gantry en cada caso.
- Dosis total para todas las orientaciones del gantry

$$H_{\text{fotones}} = 2,64 (H_{XS} + H_{LS} + H_{PS} + H_{LT}) + H_{CG}$$

Donde  $H_{XS} = H_{WT}$  o  $H_S$ , según el anillo primario sea perpendicular o paralelo al laberinto

Válido si se cumple:

$$2 < d_{zz} / \sqrt{\text{Area transversal laberinto}} < 6$$

$$1 < \text{altura laberinto/anchura laberinto} < 2$$

### Dosis debida a neutrones

La mayor parte de los fotoneutrones se originan en el cabezal.

- El campo de neutrones es máximo en la puerta cuando el ángulo del gantry está alineado según 1-3.

- Puerta exterior: anchura S altura h
- Dos métodos:
  - Kersey
  - McGinley

#### Dosis neutrones: Método Kersey

- La fuente efectiva de neutrones se considera en el isocentro.
- Dosis equivalente de neutrones por unidad de dosis absorbida de rayos X en el isocentro:

$$H_{n,D} = H_0 \left( \frac{S_0}{S_1} \right) \left( \frac{d_0}{d_1} \right)^2 10^{-\frac{d_2}{5}}$$

$S_0$ : sección entrada interior laberinto ( $m^2$ )

$S_1$ : sección laberinto ( $m^2$ )

$d_1$ : distancia del isocentro a A (m)

$d_2$ : distancia de A a la puerta (m)

$H_0$ : Dosis equivalente neutrones (Sv/Gy) a  $d_0$  (en tabla B.9)

$d_0$ : 1,41 (m)

#### Dosis neutrones: Método McGinley

- Modificación del método anterior
- Dosis equivalente de neutrones por unidad de dosis absorbida de rayos X en el isocentro:

$$H_{n,D} = 2,4 \cdot 10^{-15} W_L \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[ \frac{\beta Q_n}{4\pi d_1^2} + \frac{5,4 \beta Q_n}{2\pi S_r} + \frac{1,3 Q_n}{2\pi S_r} \right] \left[ 1,64 \cdot 10^{-\left(\frac{d_2}{1,9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \right]$$

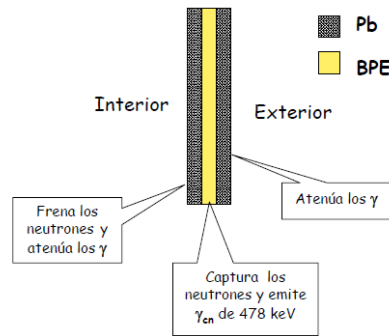
$$TVD = 2,06 \sqrt{S_1}$$

#### Blindaje de la puerta

- Calcular los espesores para fotones y neutrones por separado, de manera que cada tipo de radiación contribuya con la mitad del límite de dosis correspondiente a esa zona.

- Emedia  $\gamma$  terciaria  $\rightarrow$  TVL=3-6 mm Pb
- Emedia  $\gamma$  cn : 3,6-10 MeV  $\rightarrow$  TVL=6,1 cm Pb
- Emedia neutrones : 100 keV  $\rightarrow$  TVL=4,5 cm BPE

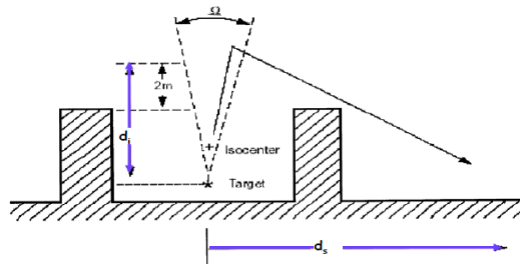
- El espesor de Pb calculado se reparte en dos láminas
- Entre ambas se coloca el espesor de BPE calculado



**Dispersión sobre el techo del búnker**

- Poco blindaje en el techo del búnker por no haber estancias en la parte superior del mismo.
- Esto puede dar lugar a problemas debido a la presencia de radiación dispersada por la atmósfera o por el propio techo en puntos del suelo cercanos al búnker o en edificios próximos a éste.

**Dispersión en la atmosfera (Fotones)**



$$\dot{H} = \frac{2,5 \cdot 10^7 \cdot (B_{XS} \cdot \dot{D}_0 \cdot \Omega^{1.3})}{(d_i \cdot d_s)^2}$$

= Tasa de dosis equivalente debida a fotones dispersados en la atmósfera (nSv/h)

BXS = Factor de transmisión del techo para fotones

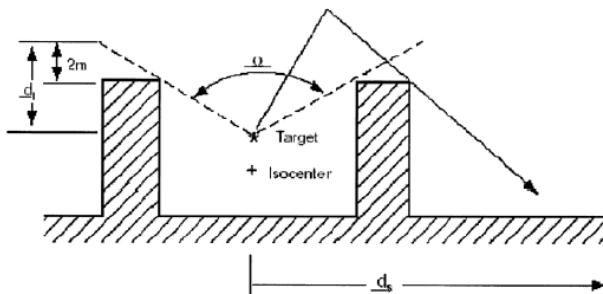
Ω = Ángulo sólido subtendido por el campo máximo

di = Distancia vertical de la fuente a un punto que esté 2 m por encima del techo (m)

ds = Distancia horizontal desde el isocentro al punto de cálculo fuera del búnker (m)

= Tasa de dosis absorbida en el isocentro (Gy/hr)

**Dispersión en la atmósfera (neutrones)**



$$\dot{H}_n = \frac{0,85 \cdot 10^5 \cdot H_{ns} \cdot \dot{\Phi}_0 \cdot \Omega}{d_i^2} \text{ (nSv/h) para } d \leq 20 \text{ m}$$

= Tasa dosis equivalente debida a neutrones (nSv/h)

$H_{ns}$  = Dosis equivalente a 2 m techo/fluencia de neutrones incidentes

$\Omega$  = Ángulo sólido subtendido por el campo máximo (estereorradianes)

$d_i$  = Distancia vertical de la fuente a un punto 2 m por encima del techo (m)

= Tasa de fluencia de neutrones a 1 m del blanco (n/cm<sup>2</sup>·h)

### Conductos

- Nunca en barrera primaria
- Mayor ángulo posible con la dirección del haz.

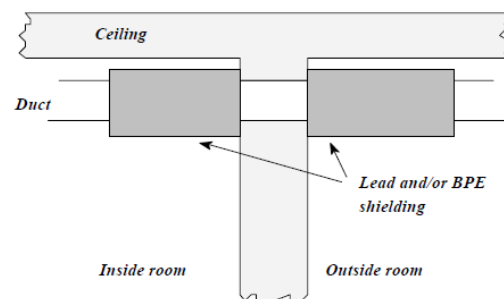
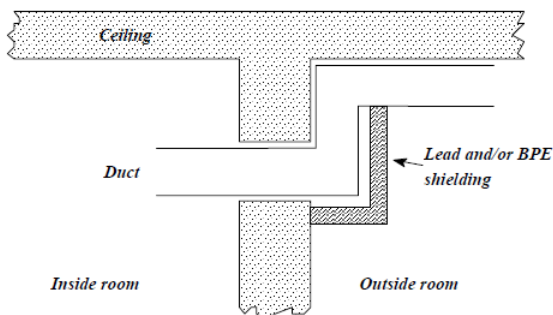
Estos deben tener los siguientes diámetros:

- Aire acondicionado: 60x30 cm<sup>2</sup>
- Cables de la máquina: 30x10cm<sup>2</sup>
- Cables QA (Física): < 10 cm
- Electricidad, agua... : < 10 cm

### Conductos: Bunker con laberinto

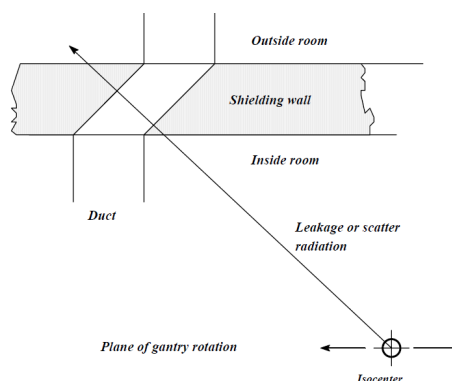
Encima de la puerta

- E < 10 MV: No requiere blindaje adicional
- E > 10 MV: Depende de longitud laberinto



### Conductos: Bunker sin laberinto

- En paredes paralelas al plano de giro del gantry
- Angulados
- Envueltos con 10 cm BPE



## Anexo 4

64 “Pruebas diarias, mensuales y anuales  
a Equipos Acelerador Lineal”

---

**Control de funcionamiento de los equipos Aceleradores Lineales, Pruebas diarias , mensuales y Anuales.**

Todas las unidades de irradiación, antes de su utilización en el tratamiento de los pacientes han de ser verificadas y calibradas.

El éxito de la radioterapia depende del correcto funcionamiento de todos y cada uno los sofisticados equipos que se utilizan durante la simulación, la planificación y la ejecución de los tratamientos. Por ser la radioterapia un proceso claramente secuencial, deben aplicarse controles de calidad exhaustivos en cada una de las etapas y de los equipos involucrados en el proceso, para garantizar el cumplimiento de la prescripción médica.

**Pruebas Diarias**

Las pruebas diarias incluyen aquellas que pudieran afectar seriamente la colocación del paciente y con ello la ubicación del campo de irradiación y los volúmenes blanco (telémetros, láseres, etc.); así mismo, las dosis al paciente (constancia del rendimiento absoluto o tasa de dosis absorbida de referencia, en el caso de aceleradores), simetría, planicidad del haz y aspectos de seguridad. Estas pruebas deberán ser registradas en el libro de incidencias del equipo y revisadas diariamente por el físico médico dejando constancia de ello.

**Pruebas Mensuales**

Las pruebas mensuales pretenden verificar parámetros cuyas variaciones puedan llevar a efectos menores en el paciente o que tiene menor probabilidad de variación a lo largo del mes (por ejemplo, congruencia del campo de luz y radiación, homogeneidad y planicidad del perfil del haz). Durante estas revisiones mensuales el físico deberá comprobar algunos de los aspectos verificados durante las pruebas diarias, de acuerdo a protocolo establecido por el centro.

**Pruebas Anuales**

Las pruebas anuales incluyen la verificación de la constancia de parámetros determinados durante la puesta en servicio del equipo (PDD, TAR, factores campos y de cuñas, etc.), así como el chequeo más detallado de parámetros controlados mensualmente (por ejemplo, dependencia de la dosis de referencia de la posición del brazo, coincidencia del isocentro mecánico y radiante, etc.).

---

Trabajo de  
Titulación  
2014-1

66