



UNIVERSIDAD
NACIONAL
AUTÓNOMA DE
NICARAGUA,
MANAGUA
UNAN - MANAGUA

**Facultad de Ciencias e Ingeniería.
Departamento de Física.
Carrera: Física con mención en Física Médica.
V año**

Seminario de Graduación para optar al Título de Licenciado en Física con mención en Física Médica.

Tema:

Protección Radiológica Ocupacional

Subtema:

Estudio de atenuación de la radiación ionizante emitida por equipos generadores de rayos X para el diagnóstico radiológico, empleando tres tipos de materiales de construcción, en el Laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología durante el año 2021.

Elaborado por:

Br. Steffany Daniela Gianelli Reyes

Tutor:

PhD. Norma Roas Zúniga

Asesor:

PhD. Byron González

Managua, Noviembre de 2021

Índice

Resumen	7
I. Introducción	8
II. Justificación	9
III. Objetivos	10
Objetivo General.....	10
Objetivos Específicos	10
IV. Marco teórico	11
4.1. Rayos X	11
4.1.1. Radiación por Frenado	12
4.1.2. Radiación Característica	12
4.1.3. Interacción de los Rayos X con la materia	13
4.1.4. Interacción Fotoeléctrica	13
4.1.5. Interacción Compton	15
4.1.6. Interacción de creación de Pares electrón-positrón	17
4.2. Efectos biológicos	17
4.2.1. Clasificación de los efectos biológicos	18
4.3. Protección contra los rayos X	21
4.4. Límites de dosis permitidas en la protección radiológica	22
4.5. Atenuación de rayos X	26
4.5.1. Atenuación exponencial	26
4.5.2. Capa hemirreductora	27
4.5.3. Coeficiente de atenuación	28
4.5.4. Coeficiente de atenuación másico	28
4.5.5. Coeficiente de atenuación lineal	29
4.5.6. Coeficiente de atenuación total	29
4.5.7. Coeficiente de atenuación másicos de compuestos o mezclas	30
4.6. Cálculo de blindaje de los rayos X	30
4.6.1. Técnica NCRP 147	31
V. Diseño Metodológico	38
5.1. Sistema de Medición	38

5.2. Obtención de Datos	39
VI. Análisis de Resultados	41
6.1. Coeficiente de atenuación	41
6.2. Cálculo de blindaje	43
6.3. Ejemplo de cálculo de espesores	48
VII. Conclusiones	49
VIII. Recomendaciones	50
IX. Bibliografía	51
Anexos	52

Dedicatoria

Dedico principalmente a Dios, por darnos la oportunidad de vivir y por estar con nosotros en cada paso que di, por iluminar mi mente y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido soporte y compañía durante todo el periodo de mis estudios.

A mi abuela Esperanza Zambrana quien es un apoyo incondicional en todo este momento de mi formación.

A mi madre Clara Reyes por su amor, comprensión y apoyo a lo largo de este proceso, por motivarme día a día a cumplir mis metas.

A mi hermano Byron Reyes por su apoyo incondicional y consejos que me ha dado durante todo este proceso.

A mis tíos María Amalia Reyes, Mauricio Antonio Reyes y a mi prima Chelsea Reyes por su apoyo durante todo este proceso de mi formación.

A nuestros docentes por el conocimiento que nos brindaron a lo largo de nuestro proceso de aprendizaje.

Finalmente, a un ser muy especial C. M. en el cual estuvo presente desde el inicio de este camino, ofreciendo todo su apoyo incondicional.

Agradecimiento

Agradecemos a Dios por ser nuestro aliento y nuestro guía. Por regalarnos la fortaleza de seguir adelante y culminar nuestro trabajo de investigación.

A mi abuela por creer en mí y por brindarme su apoyo durante este proceso.

A mi madre por motivarme día a día a salir adelante. Por brindarme su confianza y admiración durante este proceso y a mí hermano por estar siempre conmigo.

A Norma Roas, PhD. por la dedicación y el camino efectivo para la realización del trabajo.

A Byron González, PhD. por guiarme para la realización del trabajo.

A todas las personas que nos asesoraron y brindaron información para el desarrollo de nuestro trabajo de investigación.

CARTA AVAL

Managua, Nicaragua
11 de diciembre del 2020

MSc Xochil Zambrana
Directora Departamento de Física
Facultad de Ciencias e Ing.

Estimado MSc. Zambrana

Por este medio estoy haciendo llegar mi valoración como tutora del seminario de graduación realizado por la Br. Steffany Daniela Gianelli Reyes, se ha evaluado el informe final y se considera cumple con los requisitos establecidos con el actual reglamento estudiantil vigente. Este trabajo es de mucha relevancia para el Laboratorio de Control de Calidad del LAF-RAM. El mismo lleva por título **Estudio de atenuación de la radiación ionizante emitida por equipos generadores de rayos X para el diagnóstico radiológico, empleando tres tipos de materiales de construcción, en el Laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología durante el año 2021.**

Agradecería su gestión para que la pre-defensa y defensa sea realizada de acuerdo con la reglamentación. Gracias por su gestión y aprovecho la ocasión para saludarla.

Atentamente,



Msc. Norma Roas Zúniga
Docente
Dpto. de Física

Resumen

Las instalaciones de rayos X de diagnóstico médico utilizan las radiaciones ionizantes con fines beneficiosos para las personas, buscando ocasionarles el mínimo impacto radiológico, para ello se deben aplicar criterios y medidas de seguridad y protección radiológica en las siguientes fases; en el diseño, fabricación y correcto funcionamiento de los equipos de rayos X, en la instalación, diseñándose correctamente las salas, su distribución, blindajes, en el establecimiento de programas de protección radiológica y garantía de calidad.

Una de las medidas de protección al público, trabajadores y estudiantes que se encuentran en los alrededores de la sala de rayos X para diagnóstico médico se da empleando un blindaje o barrera de protección para limitar la exposición de la radiación a un nivel aceptable, establecido por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y adoptadas por la Comisión Nacional de Energía Atómica (CONEA) de Nicaragua.

En este trabajo se propone una metodología de cálculo de espesor de blindaje, utilizando bloques de Concreto, Gypsum y Barro, partiendo de la metodología de cálculo presentada en el reporte número 147 del Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas (NCRP 147). Se presentan los resultados de la exposición con rayos X a los tres tipos de materiales para diferentes espesores, realizado para caracterizar la respuesta de los mismos y establecer ecuaciones que permitan el análisis del comportamiento, con la finalidad de obtener una forma de calcular espesores necesarios para blindaje de radiación en salas de rayos X.

Se utilizó un equipo generador de rayos X móvil, la técnica utilizada fue de 100 kV, 100 mA y 100 ms, con los que se calcularon los coeficientes lineales de atenuación y se caracterizó el comportamiento de los materiales en el blindaje de la radiación para esta energía. Los resultados muestran que se puede realizar cálculos de espesores necesarios para los diferentes materiales caracterizados, empleando una metodología de análisis gráfico que combina lo propuesto en la NCRP 147 y el análisis experimental realizado.

I. Introducción

En el radiodiagnóstico médico el uso de las radiaciones ionizantes en medicina, es sin duda el más extendido. Desde el descubrimiento de los rayos X a finales del siglo XIX, ha sido objeto de un constante desarrollo para la población siendo, por otro lado, la práctica que contribuye en mayor medida a la exposición a radiaciones de la población.

De todas las radiaciones ionizantes la aplicación de los rayos X con fines de diagnóstico médico es la principal fuente de radiación que libera dosis a la población mundial. Es por ello que en las salas de rayos X para diagnóstico se tiene que hacer un blindaje o barrera para poder atenuarlos, este se puede realizar con diversos materiales; pero teniendo en cuenta su densidad, el no ser contaminante, su economía y el hecho de que este puede formar parte de la estructura.

El diseño de ese blindaje está basado en las normas de organismos internacionales y entre ellos tenemos al Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Así como también el reporte 147 del Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas (NCRP).

Se propone una metodología de cálculo de espesores de distintos materiales, caracterizando los tres materiales según su respuesta en la irradiación con rayos X, se obtiene una curva de atenuación, con la que se permitió el cálculo de coeficientes lineales de atenuación y el análisis experimental a través de gráficos para encontrar ecuaciones para la determinación de diferentes espesores, teniendo en cuenta las recomendaciones del reporte NCRP 147.

II. Justificación

La presencia de radiaciones ionizantes en el medio ambiente y lugares de trabajo puede producir daños en la salud de las personas. En un centro hospitalario sanitario se utilizan equipos de rayos X para el diagnóstico radiológico; la dosis de radiación consecuencia de las actividades humanas si puede optimizarse y llegar a valores que supongan un riesgo despreciable para la salud.

El presente trabajo tiene como finalidad comparar la atenuación de rayos X generados por equipos convencionales utilizados en radiología diagnóstica, empleando tres tipos de materiales de construcción nacionales, con el fin de fomentar nuevos materiales atenuadores.

La mayoría de materiales atenuadores se combinan con plomo que es un material de alta toxicidad y por tanto es necesario reemplazarlo por otros que permitan el mismo efecto protector.

La propuesta de estos materiales trae como beneficio a las instituciones que utilizan equipos de rayos X, en términos económicos, el costo de materiales alternativos se reduce significativamente, así como en el diseño infraestructural de futuras instalaciones.

Así mismo es de gran beneficio para la carrera de Física con mención en Física Médica ya que a través de este estudio podrán fortalecer el proceso de enseñanza aprendizaje. Se establece una metodología para la verificación de los blindajes, proporcionando una base para futuros estudios en los que se realicen comparaciones de la atenuación de otros tipos de materiales y para profundizar el estudio realizado en estas mediciones.

III. Objetivos

Objetivo General

Comparar la atenuación de rayos X generados por equipos convencionales utilizados en radiología diagnóstica, empleando tres tipos de materiales de construcción, en el Laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología durante el año 2021.

Objetivos Específicos

Proponer una metodología de cálculo de espesores necesarios para el blindaje de radiación bajo condiciones de medición especificadas para técnicas no mayores de 100kV, 10 mA y 100 ms.

Identificar espesores necesarios para el blindaje de rayos X generados por equipos convencionales utilizados en radiología diagnóstica.

Calcular los coeficientes de atenuación de los diferentes materiales estudiados para la energía proporcionada para el equipo con la técnica seleccionada.

IV. Marco teórico

4.1. Rayos X

Los rayos X son radiaciones electromagnéticas, las cuales son formas de energía radiante, de la misma naturaleza que las ondas de radio, las microondas, los rayos infrarrojos, la luz visible, los rayos ultravioletas y los rayos gamma, todas ellas se propagan mediante un movimiento ondulatorio es decir por ondas a las cuales se les denomina ondas electromagnéticas, debido a que se originan por la perturbación de campos eléctricos y magnéticos.

La diferencia fundamental con los rayos gamma es su origen: los rayos gamma son radiaciones de origen nuclear que se producen por la desexcitación de un nucleón de un nivel excitado a otro de menor energía y en la desintegración de isótopos radiactivos, mientras que los rayos X surgen de fenómenos extra nucleares, a nivel de la órbita electrónica, fundamentalmente producidos por desaceleración de electrones. La energía de los rayos X en general se encuentra entre la radiación ultravioleta y los rayos gamma producidos naturalmente.

Los rayos X son una radiación ionizante porque al interactuar con la materia produce la ionización de los átomos de la misma, es decir, origina partículas con carga (iones). Se generan cuando los electrones, que se mueven a alta velocidad, interactúan con un blanco (ánodo) de un material pesado (wolframio, molibdeno, etc.). Esta interacción se da de dos maneras, la primera llamada radiación por frenado y la segunda radiación característica. (Choque, 2010)

Según la mecánica clásica, una carga acelerada emite radiación electromagnética, de este modo, el choque produce un espectro continuo de rayos X (a partir de cierta longitud de onda mínima). Sin embargo, experimentalmente, además de este espectro continuo, se encuentran líneas características para cada material.

La producción de rayos X se da en un tubo de rayos X que puede variar dependiendo de la fuente de electrones y puede ser de dos clases: tubos con filamento o tubos con gas. El tubo con filamento es un tubo de vidrio al vacío en el cual se encuentran dos electrodos en sus extremos. El cátodo es un filamento caliente de tungsteno y el ánodo es un bloque de cobre en el cual está inmerso el blanco. El ánodo es refrigerado continuamente mediante la circulación de agua, pues la energía de los electrones al ser golpeados con el blanco, es transformada en energía térmica en un gran porcentaje.

Los electrones generados en el cátodo son enfocados hacia un punto en el blanco (que por lo general posee una inclinación de 45°) y producto de la colisión los rayos X son generados. Finalmente, el tubo de rayos X posee una ventana la cual es transparente a este tipo de radiación elaborada en berilio, aluminio o mica.

Las partículas ionizadas de nitrógeno y oxígeno, presentes en el tubo, son atraídas hacia el cátodo y ánodo. Los iones positivos son atraídos hacia el cátodo e inyectan electrones a este. Posteriormente los electrones son acelerados hacia el ánodo (que contiene al blanco) a altas energías para luego producir rayos X. El mecanismo de refrigeración y la ventana son los mismos que se encuentran en el tubo con filamento.

4.1.1. Radiación por Frenado

Radiación de frenado o Bremsstrahlung es radiación electromagnética producida por la aceleración o desaceleración de una partícula cargada cuando es desviada por campos magnéticos (un electrón por campo magnético del acelerador de partículas) u otra partícula cargada (un electrón por un núcleo atómico). El nombre bremsstrahlung proviene del alemán. La traducción literal es 'radiación de frenado'. Según la teoría clásica, cuando una partícula cargada se acelera o desacelera, debe irradiar energía.

A la radiación de frenado también se le conoce como radiación libre-libre ("free-free radiation" en inglés) porque la produce una partícula cargada que está libre antes y después de la deflexión (aceleración) que produce la emisión.

Se produce cuando el electrón, cargado negativamente, es atraído por el núcleo, con carga positiva y como consecuencia se desvía de su trayectoria original con pérdida de su energía cinética. La energía cinética perdida por el electrón se convierte una parte en radiación electromagnética de alta energía.

Dado que el bremsstrahlung es mucho más fuerte para las partículas más ligeras, este efecto es mucho más importante para las partículas beta que para los protones, las partículas alfa y los núcleos pesados (fragmentos de fisión). Este efecto se omite con energías de partículas por debajo de aproximadamente 1 MeV, porque la pérdida de energía debido a bremsstrahlung es muy pequeña.

La pérdida de radiación comienza a ser importante solo a energías de partículas muy por encima de la energía mínima de ionización. En las energías relativistas, la relación entre la tasa de pérdida por bremsstrahlung y la tasa de pérdida por ionización es aproximadamente proporcional al producto de la energía cinética de la partícula y al número atómico del absorbedor.

4.1.2. Radiación Característica

Se produce radiación característica cuando un electrón proyectil arranca uno de los electrones más internos del átomo, ionizándolo. Es característica de cada elemento blanco (tungsteno, molibdeno), cuando el electrón que viene a alta velocidad choca con un electrón del ánodo (generalmente wolframio), que se encuentra cerca al núcleo (en la capa K), y éste electrón es expulsado e inmediatamente el electrón de la capa L entra en su lugar emitiendo los rayos X, esta energía (que es la diferencia de energía entre la capa K y L), es un valor característico de cada material.

Este proceso va acompañado de emisión de un fotón de rayos X con energía igual a la diferencia de las energías de enlace del electrón en cada capa.

4.1.3. Interacción de los Rayos X con la materia

Las radiaciones electromagnéticas ionizantes que interactúan con la materia pueden ser: rayos X, rayos gamma y las radiaciones ultravioletas UV-C, que en parte son ionizantes y en parte no.

Cuando los rayos X penetran en un medio material, se observa una desaparición progresiva de los fotones que lo constituyen. Esta disminución del número de fotones incidentes se denomina atenuación. En general los fotones interactúan con la materia mediante tres tipos de procesos: la interacción fotoeléctrica (IF), la interacción Compton (IC) y la creación de pares (CP).

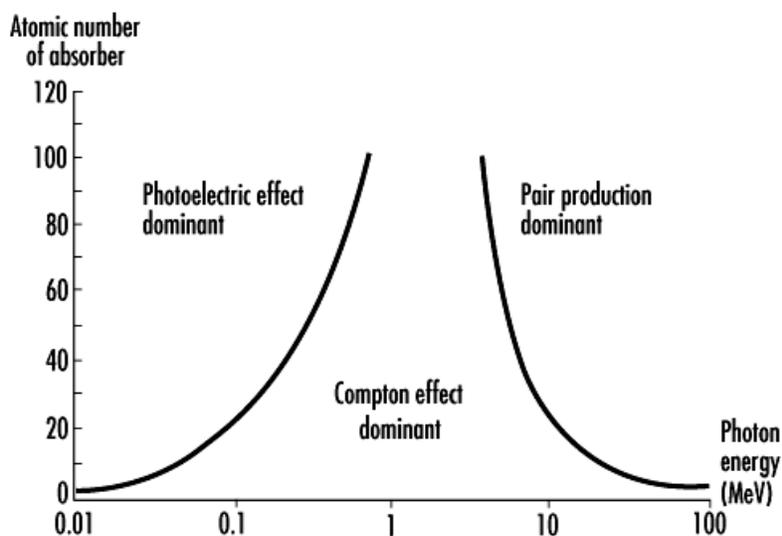


Gráfico 1: predominancia de los efectos de la radiación sobre la materia. Fuente: <https://images.app.goo.gl/zCPvkFc4QcUpWS8K6>.

En los siguientes acápites se describen los efectos mediante los cuales interactúan los fotones con la materia, en dependencia de la energía de los mismo. Se describen las ecuaciones básicas que explican los fenómenos de interacción.

4.1.4. Interacción Fotoeléctrica

El efecto fotoeléctrico consiste en la emisión de electrones por un material al incidir sobre él una radiación electromagnética (luz visible o ultravioleta, en general).

El fotón interactúa con el átomo invirtiendo toda su energía en arrancar un electrón (que suele ser el de los más ligados) y comunicarle energía cinética. Como el fotón sede toda su energía se dice que ha sido absorbido. Al arrancar el electrón se crea en su órbita, inestabilidad por lo que el electrón de una órbita superior ocupará su lugar (efecto dominó) liberando energía en forma de radiación. (Choque, 2010)

La partícula ionizante primaria resultante de esta interacción son los fotoelectrones, donde esta partícula puede salir del medio absorbente o con mayor probabilidad ser reabsorbida debido al corto alcance que tiene. Los fotoelectrones disipan su energía en el medio absorbente principalmente por la excitación y ionización.

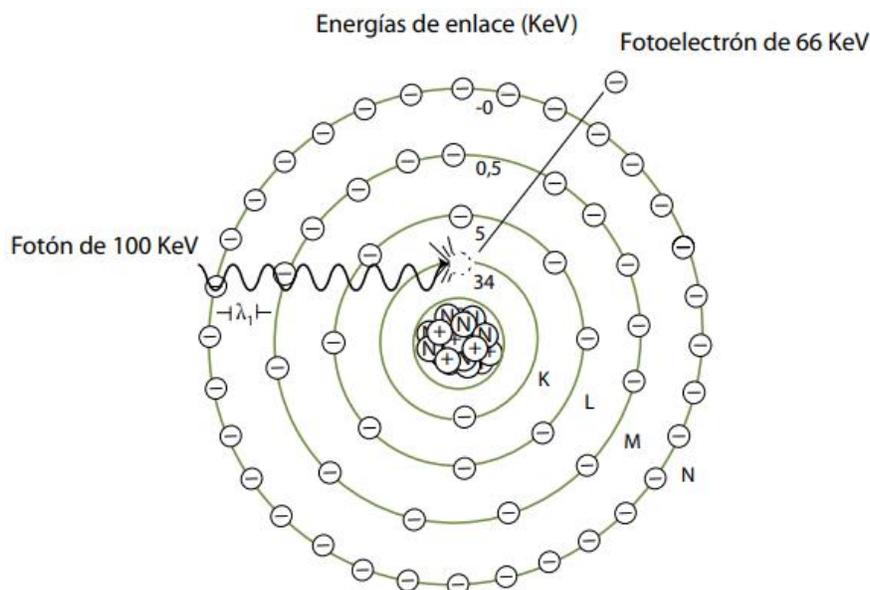


Ilustración 1: Efecto Fotoeléctrico. Fuente: <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/4-Libro-Volumen-2-fisica-medica-esp%C3%B1ol.pdf>.

Einstein propuso que la luz se comportaba como una corriente de partículas llamadas fotones con una energía de:

$$E = h\nu \text{ Ecuación 1}$$

Donde E es la energía del fotón en Joule (J), h es la constante de Planck ($6.626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$) y ν es la frecuencia de la luz en Hz. De acuerdo con la ecuación de Planck, la energía de un fotón es proporcional a la frecuencia de la luz, ν . La amplitud de la luz es, entonces, proporcional al número de fotones con una frecuencia dada.

La energía del fotón incidente debe ser igual a la suma de la función de trabajo del metal y la energía cinética del fotoelectrón:

$$E = K + \Phi \text{ Ecuación 2}$$

La función de trabajo Φ , es la cantidad mínima de energía requerida para inducir fotoemisión de electrones de la superficie de un metal, y el valor de Φ depende del metal.

Al reorganizar esta ecuación en términos de la energía cinética de los electrones, obtenemos:

$$K = h\nu - \Phi \quad \text{Ecuación 3}$$

Podemos ver que la energía cinética del fotoelectrón se incrementa linealmente con ν siempre y cuando la energía del fotón sea más grande que la función de trabajo Φ .

4.1.5. Interacción Compton

Se produce mayoritariamente entre el fotón y los electrones atómicos poco ligados (los de las capas más externas). En la interacción Compton se produce un fotón dispersado, de menor energía que el incidente y un electrón con energía cinética prácticamente igual a la diferencia de energía entre ambos fotones. (Aracena, 2008).

La energía depositada en el paciente cuando los fotones interaccionan por efecto Compton es una pequeña fracción de la energía incidente y por tanto al aumentar el número de interacciones Compton disminuye la dosis impartida.

La interacción Compton es dominante a energías intermedias. A partir de los 35 keV empieza a apreciarse y entre 100 y 1000 keV para tejidos biológicos es totalmente dominante.

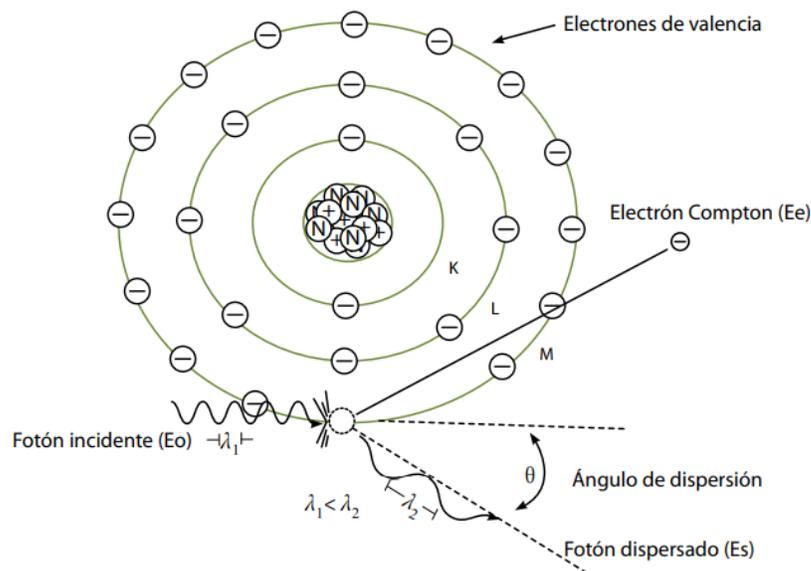


Ilustración 2: Efecto Compton. Fuente: <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/4-Libro-Volumen-2-fisica-medica-esp%C3%B1ol.pdf>.

La probabilidad del efecto Compton va a disminuir cuando se aumenta la energía del fotón incidente y el número atómico Z . Para describir dicho proceso se calculan varias cantidades: la probabilidad de que ocurra la interacción en función de la energía del fotón incidente y las nuevas direcciones, así como las energías del fotón y el electrón después de la colisión.

Cuando se analiza la radiación electromagnética que ha pasado por una región en la que hay electrones libres, se observa que además de la radiación incidente, hay otra de frecuencia menor. La frecuencia o la longitud de onda de la radiación dispersada depende de la dirección de la dispersión.

En el efecto fotoeléctrico se considera que el fotón tiene una energía:

$$E = hf \text{ Ecuación 4}$$

Sea λ a longitud de onda de la radiación incidente, y λ' la longitud de onda de la radiación dispersada. Compton encontró que la diferencia entre ambas longitudes de onda estaba determinada únicamente por el ángulo θ de dispersión, del siguiente modo:

$$\lambda' - \lambda = \lambda_c(1 - \cos\theta) \text{ Ecuación 5}$$

Donde λ_c es una constante

Se explica el efecto Compton en términos de la interacción de la radiación electromagnética con electrones libres, que suponemos inicialmente en reposo en el sistema de referencia del observador.

Ahora bien, un fotón también tiene un momento lineal

$$p = E/c. \text{ Ecuación 6}$$

- Sea \vec{p}_e el momento lineal del electrón después del choque, se verificará que

$$\vec{p} = \vec{p}' + \vec{p}_e \text{ Ecuación 7}$$

El principio de conservación de la energía se escribe

$$E = E' + c\sqrt{m_e^2 c^2 + p_e^2} - m_e c^2 \text{ Ecuación 8}$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones (8) y (9) llegamos a la siguiente expresión:

$$\frac{1}{E} - \frac{1}{E'} = \frac{1}{m_e c^2} (1 - \cos\theta) \text{ Ecuación 9}$$

Teniendo en cuenta la relación entre frecuencia y longitud de onda se convierte en la expresión equivalente:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \text{ Ecuación 10}$$

Hemos obtenido el valor de la constante de proporcionalidad λ_c a partir de las constantes fundamentales h , m_e y c .

Llegamos entonces a la conclusión de que podemos explicar la dispersión de la radiación electromagnética por los electrones libres como una colisión elástica entre un fotón y un

electrón en reposo en el sistema de referencia del observador. A partir de las ecuaciones de conservación del momento lineal y de la energía, llegamos a la ecuación que nos relaciona la longitud de onda de la radiación incidente λ con la longitud de onda de la radiación dispersada λ' y con el ángulo de dispersión θ .

4.1.6. Interacción de creación de Pares electrón-positrón

La interacción por creación de pares consiste en la materialización del fotón en un electrón y un positrón, esto sucede para energías superiores a 1.02MeV, por encima de las energías utilizadas en radiodiagnóstico. Esta transformación de la energía en masa debe tener lugar cerca de una partícula, tal como un núcleo, para que el impulso se conserve. La energía cinética del núcleo en retroceso es muy pequeña

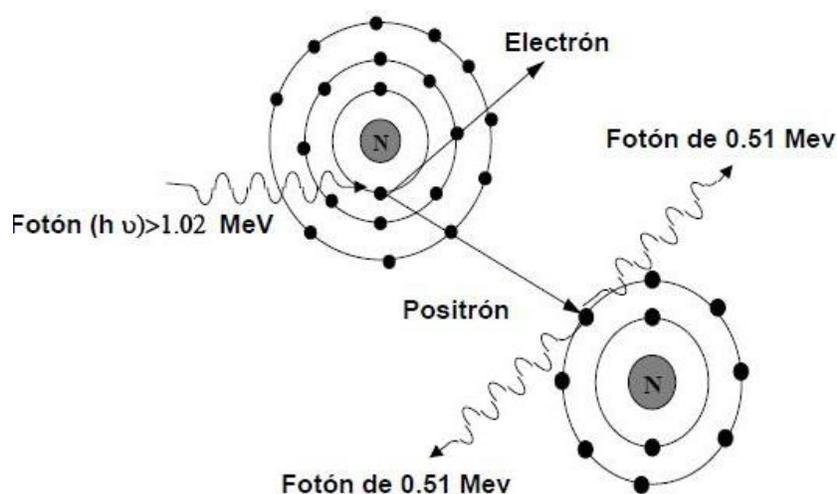


Ilustración 3: Interacción de creación de Pares electrón-positrón. Fuente: <http://mednuclear.wikidot.com/interaccion-de-fotones-con-la-materia>.

El par positrón-electrón pierde su energía cinética por ionización, excitación y bremsstrahlung como cualquier otro electrón con energía cinética, como se observa en la figura 5 el positrón perderá energía hasta que se aniquile formando un par de gammas de 0.511 MeV de energía. En el código desarrollado cuando el fotón incidente interactuare por este efecto se considera que deposita toda su energía en el medio.

4.2. Efectos biológicos

Como es bien sabido, la unidad básica del organismo vivo es la célula. Los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes derivan del daño que éstas producen en la estructura química de las células, fundamentalmente en la molécula de ADN (ácido desoxirribonucleico). En el ADN se encuentra toda la información necesaria para controlar funciones celulares como el crecimiento, la proliferación y la diferenciación. Además, esta información se transmite a las células de la descendencia.

Las trayectorias de radiación pueden depositar energía directamente en el ADN (efecto directo) o pueden ionizar otras moléculas de la célula, principalmente moléculas de agua, para formar radicales libres que pueden dañar al ADN (efecto indirecto).

Evidencias obtenidas nos indican que para los rayos X, cerca del 35% del daño es exclusivamente directo y el 65% tiene un componente indirecto.

La exposición a radiación puede producir daño severo en las células que les conducirá a la muerte, o bien daños menos severos, subletales, que si bien no provocan la muerte de la célula, sí alteran su composición genética (ADN). (Robles, 2010).

4.2.1. Clasificación de los efectos biológicos

La exposición a altas dosis de radiación ionizante puede causar quemaduras de la piel, caída del cabello, náuseas, enfermedades y la muerte. Los efectos dependerán de la cantidad de radiación ionizante recibida y la duración de la irradiación, y factores personales, tales como sexo, edad a la que se expuso, estado de salud y nutrición. Aumentar la dosis produce efectos más graves.

Los efectos biológicos de la radiación se clasifican de acuerdo a su transmisión y a su naturaleza.

Tabla 1: Clasificación de los efectos biológicos

<i>Critero</i>	<i>Efecto</i>
<i>Trasmisión</i>	Hereditarios
	Somáticos
<i>Naturaleza</i>	Deterministas
	Estocásticos

Por su transmisión

- Efectos somáticos

Cuando afectan a las células que forman parte de los diferentes tejidos del cuerpo, excepto los tejidos reproductores. A mediano o a largo plazo, estos efectos pueden dar origen al cáncer y a cambios fisiológicos y estructurales degenerativos. El único efecto radiobiológico estocástico demostrado en seres humanos es la aparición de tumores y cánceres.

Cualquier tipo de cáncer puede estar asociado a la radiación, y éste es indistinguible de los que pueden aparecer de forma espontánea o causados por otros agentes. El periodo de

latencia, tiempo que transcurre desde la exposición a la radiación y la aparición del tumor, siempre será largo y variable (se estima entre 5 y 7 años).

- Efectos hereditarios

Llamados también efectos genéticos, se denominan así cuando se dan en las células germinales. Cualquier mutación que sufran estas células y que no comprometan su viabilidad, puede ser transmitida de una generación a otra.

El daño que las radiaciones ionizantes pueden provocar en las células germinales de las gónadas implica un daño genético que la descendencia del individuo irradiado puede heredar en forma de mutaciones. Este tipo de efectos es difícil de estudiar en humanos ya que se debería someter a observación individuos de varias generaciones lo que implicaría estudios de centenares de años de duración.

En general, para niveles bajos de dosis, es muy difícil extraer resultados concluyentes de los estudios de efectos no deterministas de las radiaciones ionizantes para establecer niveles seguros. Con este fin, se acostumbra a realizar extrapolaciones de los datos obtenidos en estudios de elevadas exposiciones a radiación.

Por su naturaleza

- Efectos deterministas

Puesto que para que tenga lugar un efecto determinista tiene que producirse la muerte de un número sustancial de células, existe una dosis umbral de radiación por debajo de la cual el número de células afectadas es insignificante para que ocurra efecto alguno. Puesto que el número de células afectadas está en relación con la dosis, en este tipo de efectos la gravedad resulta proporcional a la dosis recibida. Por tanto, esta propiedad y la existencia de una dosis umbral son las características más notables de los efectos deterministas.

Los efectos deterministas ocurren tras exposición a dosis relativamente altas de radiación, y su aparición suele ser inmediata o tras un corto periodo desde la irradiación. Para describir los efectos deterministas se utiliza la magnitud dosimétrica, dosis absorbida (D), que es la energía absorbida por unidad de masa.

Teniendo en cuenta que el mecanismo por el que se producen los efectos deterministas es la muerte celular, es importante definir lo que se entiende como muerte celular ya que ésta se define de distintas maneras en función del tipo de célula considerada. Así, para células diferenciadas, que no proliferan, la muerte significa la pérdida de la función para la que se

han especializado; sin embargo, para células que se dividen, una definición adecuada puede ser la de pérdida de la capacidad de proliferar, pérdida de su capacidad reproductiva o bien muerte mitótica. Así, tras la irradiación una célula indiferenciada puede estar físicamente presente, aparentemente intacta, pero haber perdido su capacidad para llevar a cabo divisiones sucesivas.

Esta definición de letalidad se utiliza generalmente en radiobiología y tiene particular interés en radioterapia de tumores, porque para su curación es necesaria la muerte de las células, en el sentido que éstas pierdan su capacidad de división, impidiéndose así el crecimiento del tumor.

Su unidad es el julio por kilogramo, que recibe el nombre especial de Gray (Gy).

- Efectos estocásticos

Si como consecuencia de la irradiación, la célula no muere, sino que sufre una modificación en el ADN, podrán producirse los denominados efectos estocásticos. Estos efectos tienen lugar tras exposiciones a dosis o tasas de dosis bajas de radiación y la probabilidad de que ocurran, pero no su gravedad, aumenta al aumentar la dosis de radiación recibida.

La gravedad de estos efectos depende de factores como el tipo de célula afectado y el mecanismo de acción del agente agresor que interviene. Existe cierta controversia sobre la existencia o no de dosis umbral para los efectos estocásticos.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica, responsable de dictar las recomendaciones de protección radiológica, acepta que no existe una dosis umbral para el caso de efectos estocásticos, ya que considera que no se puede descartar, con la información de la que se dispone en la actualidad, que incluso a dosis muy bajas de radiación exista una probabilidad, aunque sea muy pequeña, de que la célula sea modificada.

Los efectos estocásticos pueden ser hereditarios y somáticos. Si la célula que ha sido modificada tras la irradiación es una célula somática, el efecto se pondrá de manifiesto en el individuo que ha sido expuesto a la radiación, hablándose en este caso de efectos estocásticos somáticos. Si por el contrario la célula que se ha visto modificada tras la irradiación es una célula germinal (el óvulo en la mujer o la esperma en el varón), el efecto biológico no se pondrá de manifiesto en el individuo expuesto sino en su descendencia, hablándose en este caso de efectos estocásticos hereditarios. Hasta el momento no se ha demostrado la inducción por radiación de enfermedades genéticas (hereditarias) en poblaciones humanas. Sin embargo, estudios experimentales realizados en plantas y animales demuestran claramente que la radiación puede inducir efectos genéticos.

En el contexto de la radiobiología, una dosis o tasa de dosis baja se refiere a situaciones en las que resulta muy improbable que ocurra más de un evento de absorción de energía de la radiación en las partes críticas de una célula, antes de que puedan actuar en ella los mecanismos de reparación. (CSN, 2013).

Tabla 2: Síntesis de las principales características de los efectos estocásticos y deterministas

	Efectos estocásticos	Efectos deterministas
Mecanismo	Lesión subletal (una o pocas células)	Lesión letal Mecanismo (una o pocas células)
Naturaleza	Somática o hereditaria	Somática
Gravedad	Independiente de dosis	Dependiente de dosis
Dosis umbral	No	Si
Aparición	Tardía	Inmediata o tardía

Los efectos nocivos de la radiación total del cuerpo comienzan a ser observables por encima de los 1 Gy. La radiación completa del cuerpo por encima de 1.25 Gy produce enfermedad bastante severa. Por encima de 2.5 Gy hay pérdida temporal del cabello, náuseas, inflamación superficial persistente de la piel. Suelen recobrase en unos pocos meses. Por encima de 5 Gy de irradiación total del cuerpo, aproximadamente la mitad de los expuestos no sobreviven por encima de 21 días.

4.3. Protección contra la Radiación ionizante

La protección radiológica tiene por finalidad la protección de los individuos, de sus descendientes y de la humanidad en su conjunto, de los riesgos derivados de aquellas actividades que debido a los equipos o materiales que utilizan suponen la presencia de las radiaciones ionizantes.

El organismo internacional encargado de dictar la filosofía general de protección radiológica es la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Como consecuencia del estado actual de conocimientos de los efectos biológicos de la radiación, la ICRP considera que el objetivo principal de la protección radiológica es evitar la aparición de efectos biológicos deterministas y limitar al máximo la probabilidad de aparición de los estocásticos.

Entonces para reducir el riesgo de irradiación a que están sometidos los individuos, se tomarán las siguientes medidas generales de protección:

- **Distancia:** aumentando la distancia entre el operador y la fuente de radiaciones ionizantes, la exposición disminuye en la misma proporción en que aumenta el cuadrado de la distancia. En muchos casos bastará con alejarse suficientemente de la fuente de radiación para que las condiciones de trabajo sean aceptables.

- Tiempo: disminuyendo el tiempo de operación todo lo posible, se reducirán las dosis. Es importante que las personas que vayan a realizar operaciones con fuentes de radiación estén bien adiestradas, con objeto de invertir el menor tiempo posible en ellas.
- Blindaje: será necesario interponer un espesor de material absorbente, blindaje, no sólo entre el operador y la fuente de radiación, sino entre la sala de rayos X y las salas colindantes. Será conveniente utilizar distintos materiales y espesores de blindaje. Es ahí donde entra la ingeniería, el saber que material usar, como usarlo, en qué proporciones, en qué condiciones, etc.

4.4. Límites de dosis permitidas en la protección radiológica

La protección radiológica es el conjunto de medidas establecidas por los organismos competentes para la utilización segura de las radiaciones ionizantes y garantizar la protección de los individuos, de sus descendientes, de la población en su conjunto, así como del medio ambiente, frente a los posibles riesgos que se deriven de la exposición a las radiaciones ionizantes.

La protección radiológica tiene un doble objetivo: proteger a las personas y el medio ambiente de los efectos nocivos de la radiación, pero sin limitar indebidamente las prácticas que, dando lugar a exposición a las radiaciones, suponen un beneficio para la sociedad o sus individuos. (Rincón Educativo , 2021)

Para conseguir cumplir el objetivo fundamental de la protección radiológica se establecen tres principios básicos:

- Justificación: Toda actividad que pueda incrementar la exposición a radiaciones ionizantes debe producir el suficiente beneficio a los individuos expuestos o a la sociedad como para compensar el perjuicio debido a la exposición a la radiación.
- Optimización: Para cualquier fuente de radiación, las dosis individuales, el número de personas expuestas, y la probabilidad de verse expuestas, deben mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta consideraciones sociales y económicas
- Limitación de dosis: La exposición individual al conjunto de las fuentes de radiación susceptibles de control, ha de estar sujeta a límites en la dosis recibida y, en el caso de exposiciones potenciales, a cierto control del riesgo. Estos límites son diferentes para el público y para los trabajadores profesionalmente expuestos. Una persona se considera profesionalmente expuesta si como consecuencia de su actividad laboral, está expuesta a radiaciones ionizantes con una probabilidad de recibir 1/10 de los límites de dosis. El resto de las personas se consideran miembros del público.

La clasificación de las personas en función de los riesgos a las radiaciones ionizantes es la siguiente:

- Trabajador ocupacionalmente expuesto (TOE).
- Personas en formación y estudiantes.
- Miembros del público.
- Población en su conjunto.

Se considera trabajador ocupacionalmente expuesto (TOE), a aquellas personas sometidas a una exposición a causa de su trabajo derivada de las prácticas con equipos de rayos X.

Las personas en formación o estudiantes son aquellas personas que, no siendo trabajadores expuestos, reciben formación o instrucción en el seno o fuera de la empresa para ejercer un oficio o profesión, relacionada indirecta o directamente con actividades que pudieran implicar exposición a las radiaciones ionizantes.

Se define como miembro del público a cualquier individuo de la población considerado aisladamente, con exclusión explícita de los trabajadores expuestos y estudiantes durante sus horas de trabajo habitual y las personas sometidas a exposición por tratamientos médicos y exposiciones voluntarias para ayudar a pacientes o participar en programas de investigación médica o biomédica.

Población en su conjunto es la colectividad formada por los trabajadores expuestos, los estudiantes, personas en formación y miembros del público. (Villa, 2009)

Tabla 3: Límites recomendados por la ICRP

	<i>Dosis efectiva</i>	<i>Dosis equivalente</i>
<i>TOE</i>	20 mSv por año *Promediada en 5 años y no mayor de 50mSv en ningún año.	Cristalino: 20mSv/año Piel: 500 mSv/año Manos, antebrazos, pies y tobillos: 500 mSv/año
<i>Público</i>	1mSv/año	Cristalino: 15 mSv/año Piel: 50 mSv/año
<i>Estudiantes</i>	Mayores de 18 años: Límites de los TOE	
	Entre 16 y 18 años: 6 mSv/año; Cristalino: 15mSv/año; piel, manos, etc.: 150 mSv/año	
	Otros: Límite de los Miembros del público	

La unidad de la dosis efectiva y equivalente es el Sievert (Sv) y es la misma que se emplea para la dosis absorbida, Joule por kilogramo, sin embargo, se emplea ese nombre especial de sievert para distinguir claramente cuando se está hablando de esta magnitud y de la dosis absorbida (magnitud que no tiene en cuenta posibles efectos biológicos). Para caso de los rayos X, por tratarse de fotones, el Sievert (Sv) sería numéricamente igual al Gray (Gy).

- Dosis absorbida

Es una magnitud utilizada en radiología y protección radiológica, para medir la cantidad de radiación ionizante recibida por un material y más específicamente por un tejido o un ser vivo. La dosis absorbida mide la energía depositada en un medio por unidad de masa. La unidad en el Sistema Internacional es el J/kg, que recibe el nombre especial de Gray (Gy). Se suele emplear igualmente en la determinación de los efectos que produce la radiación sobre materias inanimadas, como pueden ser aparatos y dispositivos electrónicos.

Debe tenerse en cuenta que esta magnitud no es un buen indicador de los efectos biológicos de la radiación sobre los seres vivos, 1 Gy de radiación alfa puede ser mucho más nociva que 1 Gy de fotones de Rayos X, por ejemplo. Deben aplicarse una serie de factores para que los efectos biológicos sean reflejados, obteniéndose así la dosis equivalente.

El riesgo de efectos estocásticos debidos a la exposición a una radiación puede ser medidos con la dosis efectiva, que es un promedio ponderado de la dosis equivalente de cada tejido expuesto, tomando en cuenta la radiosensibilidad de las poblaciones celulares que los forman.

La cantidad dosimétrica fundamental D, definida como:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \text{ Ecuación 11: Dosis absorbida}$$

Donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen y es la masa de materia en el elemento de volumen.

- Dosis equivalente

Es una magnitud física que describe el efecto relativo de los distintos tipos de radiaciones ionizantes sobre los tejidos vivos. Su unidad de medida es el sievert. La dosis equivalente es un valor con mayor significado biológico que la dosis absorbida.

Los estudios biológicos han demostrado que la probabilidad de efectos estocásticos sobre la salud debido a radiaciones depende no solo de la dosis absorbida (energía depositada por unidad de masa) sino también del tipo y energía de la radiación considerada (fotones). La

dosis equivalente es la dosis absorbida en un órgano o tejido multiplicada por un factor de ponderación de la radiación.

Es definida como:

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \text{ Ecuación 12: Dosis Equivalente}$$

Donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida suministrada por el tipo de radiación R promediada sobre tejido u órgano T y w_R es el factor de ponderación de la radiación para el tipo de radiación R. cuando el campo de radiación está compuesto por diferentes tipos de radiación con diferentes valores de w_R la dosis equivalente es:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \text{ Ecuación 13}$$

- Dosis efectiva

Esta magnitud es un indicador cuantitativo de la probabilidad de que pueda ocurrir un efecto estocástico, generalmente cáncer, sobre una persona irradiada a cuerpo completo. La probabilidad de que ocurran esos sucesos se calcula actualmente a partir del modelo lineal sin umbral (LNT por sus siglas en inglés).

La probabilidad de aparición de efectos estocásticos depende no solo del tipo de radiación sino también del órgano considerado. Es decir, no todos los órganos y tejidos del cuerpo humano son igualmente radiosensibles. Por tanto, se consideró apropiado definir una magnitud más, a partir de la dosis equivalente, que tuviese en cuenta la combinación de diferentes dosis en diferentes órganos como consecuencia de una irradiación del cuerpo entero.

Se define como:

La cantidad E, definida como la suma de la dosis equivalente de tejidos u órganos, cada una multiplicada por el factor de ponderación tisular apropiado:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \text{ Ecuación 14 Dosis efectiva}$$

Donde H_T es la dosis equivalente en tejido u órgano T y w_T es la ponderación tisular para tejido u órgano T. De la definición de dosis equivalente, se deduce que:

$$E = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \text{ Ecuación 15}$$

Donde w_R es el factor de ponderación de la radiación para la radiación de tipo R y $D_{T,R}$ es la dosis promedio absorbida por el tejido u órgano T administrada por la radiación de tipo R

4.5. Atenuación de rayos X

Cuando un haz de rayos X o gamma penetra en un medio material, se observa una desaparición progresiva de los fotones que lo constituyen. Esta disminución del número de fotones incidentes denominada atenuación, se debe a la interacción de un cierto número de ellos con los átomos que componen el medio. Resulta que los fotones de mayor energía (rayos X) viajan a través del tejido más fácilmente que los fotones de baja energía (es decir, los fotones de mayor energía tienen menos probabilidades de interactuar con la materia). Gran parte de este efecto está relacionado con el efecto fotoeléctrico.

Otra parte de la energía de los fotones que interaccionan reaparece en forma de fotones cuya energía es igual o inferior y cuya dirección es distinta: son los fotones dispersados.

La atenuación de un haz de fotones considerada como la disminución progresiva del número de fotones que transporta el haz se debe tanto a los procesos de absorción como a los de dispersión. En la interacción de un fotón con un átomo, parte de la energía del fotón se transfiere a un electrón que sale proyectado con una cierta energía cinética. El electrón consume esta energía produciendo ionizaciones de los átomos del medio. Así, parte de la energía del fotón incidente es absorbida por el medio. Esta forma de transferencia de energía es la responsable de los efectos biológicos que se producen en la irradiación con rayos X o gamma.

4.5.1. Atenuación exponencial

Cuando los rayos X monoenergéticos están colimados en un haz estrecho y que el detector detrás del material solo detecta los rayos X que pasaron a través de ese material sin ningún tipo de interacción con este material, entonces la dependencia debería ser una simple atenuación exponencial de los rayos X. Cada una de estas interacciones elimina el fotón del haz por absorción o por dispersión fuera de la dirección del detector.

Por lo tanto, las interacciones pueden caracterizarse por una probabilidad fija de ocurrencia por unidad de longitud de camino en el absorbedor. La suma de estas probabilidades se llama coeficiente de atenuación lineal.

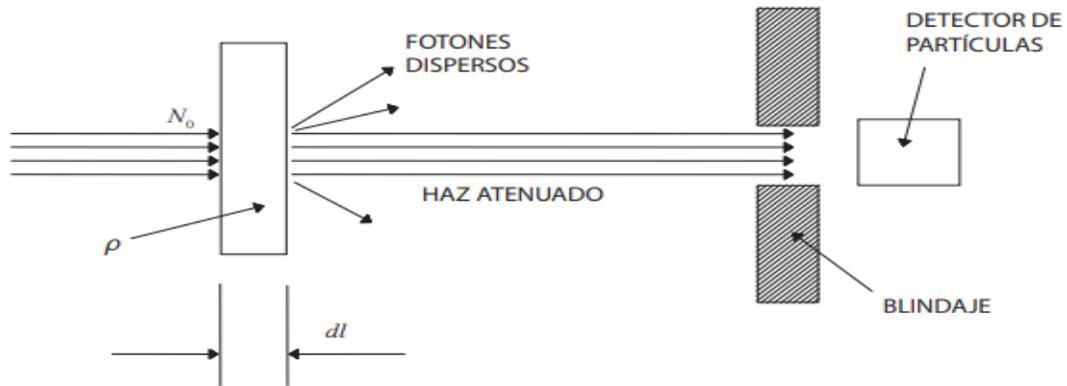


Ilustración 4: Atenuación de un haz estrecho. Fuente: <https://www.hep.uniovi.es/jfernand/Radiofisica/Radiometria.pdf>.

Un haz paralelo y estrecho de fotones monoenergéticos N_0 , incide perpendicularmente sobre una capa muy fina de sustancia.

El número de los fotones que llegan al detector, N , se obtiene por:

$$N = N_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)x} \text{ Ecuación 16}$$

Esta ecuación representa la conocida ley de atenuación exponencial que aparece cuando se mide la atenuación de fotones monoenergéticos en “condiciones de haz estrecho,” es decir, cuando solamente una fracción despreciable de los fotones dispersos puede alcanzar el detector. En esas condiciones se miden experimentalmente los coeficientes de atenuación másicos. (Brosed, Fernández-Varea, González Leitón, & Gracia Ezpeleta, 2011).

4.5.2. Capa hemirreductora

La capa hemirreductora expresa el espesor del material absorbente necesario para la reducción de la intensidad de radiación incidente en un factor de dos. Hay dos características principales de la capa de valor medio:

- La capa hemirreductora disminuye a medida que aumenta el número atómico del absorbedor. Por ejemplo, se necesitan 35 m de aire para reducir la intensidad de un haz de rayos gamma de 100 keV en un factor de dos, mientras que solo 0,12 mm de plomo pueden hacer lo mismo.
- La capa hemirreductora para todos los materiales aumenta con la energía de los rayos X. Por ejemplo, desde 0,30 cm para hierro a 100 keV hasta aproximadamente 1,10 cm a 500 keV. (Robles, 2010).

4.5.3. Coeficiente de atenuación

La interacción entre fotones (partículas sin carga ni masa) y la materia tiene lugar a través de colisiones aisladas, sin que se produzcan otras interacciones entre dos colisiones. Por ello, los fotones no tienen un alcance definido al atravesar la materia sino una cierta probabilidad de atenuación por unidad de longitud, μ , que se denomina coeficiente de atenuación lineal.

Como consecuencia, la atenuación depende del valor de μ y del espesor del absorbente y resulta que para absorber completamente un haz de fotones se requeriría un espesor infinito.

4.5.4. Coeficiente de atenuación másico

Al caracterizar un material absorbente, a veces podemos usar el coeficiente de atenuación de masa. El coeficiente de atenuación de masa se define como la relación del coeficiente de atenuación lineal y la densidad del absorbedor (μ / ρ).

Para energías intermedias, la dispersión de Compton domina y diferentes absorbentes tienen coeficientes de atenuación de masa aproximadamente iguales. Esto se debe al hecho de que la sección transversal de la dispersión de Compton es proporcional a la Z (número atómico) y, por lo tanto, el coeficiente es proporcional a la densidad del material ρ . A valores pequeños de energía de rayos X, donde el coeficiente es proporcional a las potencias más altas del número atómico Z (para efecto fotoeléctrico $\sigma_f \sim Z^3$), el coeficiente de atenuación μ no es una constante.

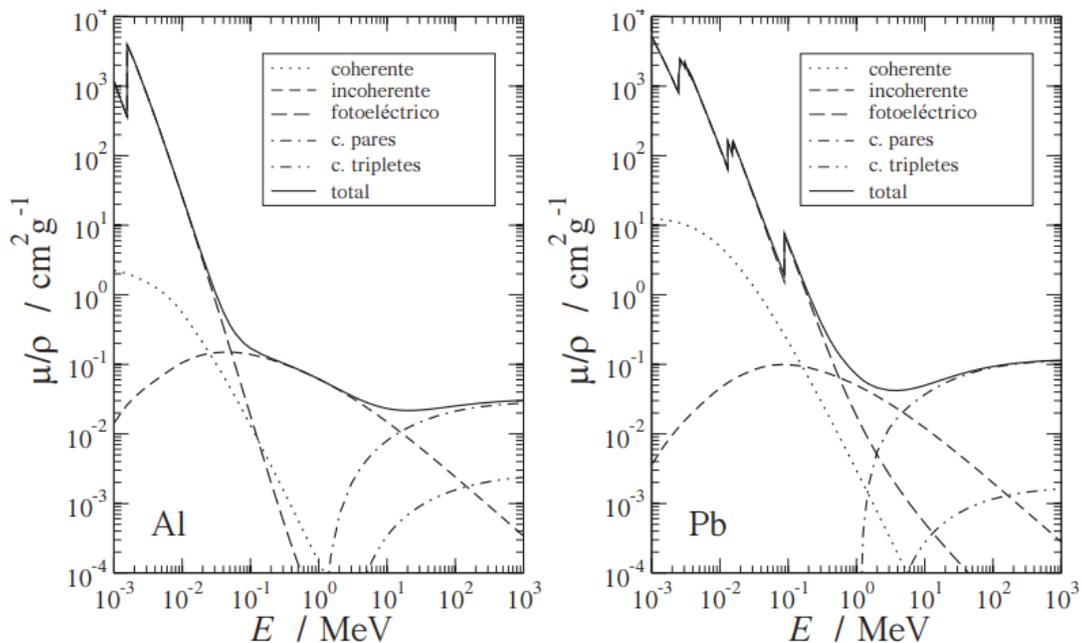


Gráfico 2: Coeficientes de atenuación másicos de Al y Pb.

4.5.5. Coeficiente de atenuación lineal

La atenuación de los rayos X se puede describir con la siguiente ecuación.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \text{ Ecuación 17}$$

donde I es la intensidad después de la atenuación, I_0 es la intensidad incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal (cm^{-1}) y el espesor físico del absorbedor (cm).

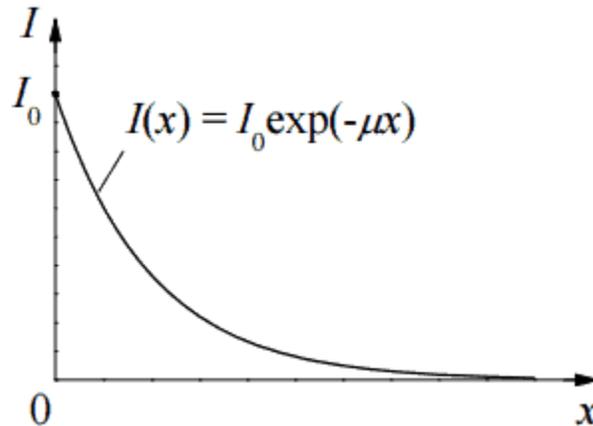


Gráfico 3: Dependencia de la intensidad de la radiación en el espesor del absorbedor.

Hay dos características principales del coeficiente de atenuación lineal:

- El coeficiente de atenuación lineal aumenta a medida que aumenta el número atómico del absorbedor.
- El coeficiente de atenuación lineal para todos los materiales disminuye con la energía de los rayos X.

4.5.6. Coeficiente de atenuación total

Cuando un fotón interactúa con un absorbedor o un tejido equivalente, cualquier proceso puede ocurrir. Para cada efecto físico el coeficiente de atenuación es diverso, dicho coeficiente es alto para fotones de baja energía donde predomina el efecto fotoeléctrico. Para fotones de altas energías, el proceso dominante es la producción de pares. En el rango de energías usado en radioterapia (por encima de unos pocos MeV), el efecto dominante es el efecto Compton.

La probabilidad de una interacción es proporcional a la suma de las secciones transversales. El coeficiente de atenuación total, μ , es la suma de los cuatro componentes:

$$\mu_{total} = \sigma_{Rayleigh} + \tau_{foto} + \sigma_{compton} + K_{pares} \text{ Ecuación 18}$$

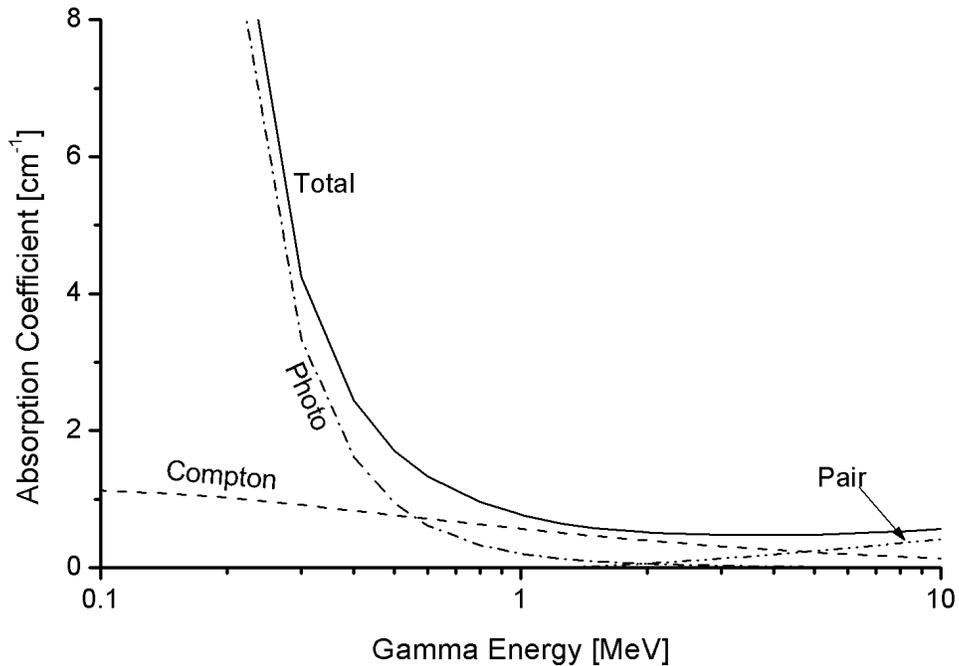


Gráfico 4: Coeficiente de Absorción total. Fuente: https://www.wikiwand.com/es/Rayos_gamma.

4.5.7. Coeficiente de atenuación másicos de compuestos o mezclas

Cuando el medio por el que se propagan los fotones es un compuesto o una mezcla, el coeficiente de atenuación másico es

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_j w_j \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_j \text{Ecuación 19}$$

indicando w_j la fracción en peso del elemento j -ésimo. Obsérvese que en esta expresión se ignoran los efectos de agregación, ya sean moleculares o de materia condensada.

4.6. Cálculo de blindaje de los rayos X

El blindaje es una barrera física con factor de transmisión B que absorbe parcialmente la radiación. Concretamente, B es el cociente entre el equivalente de dosis efectiva en un punto cuando no hay barrera interpuesta y el equivalente de dosis efectiva en ese mismo punto cuando existe una barrera de un cierto material y espesor x . Los cálculos de blindaje se basan en la aplicación de varios parámetros que incluyen la distancia (d), la carga de trabajo (W) y el factor de ocupación (T), así como la restricción de dosis en el área ocupada (P). El objetivo de un cálculo de blindaje es determinar el grosor de la barrera que es suficiente para reducir la dosis en un área ocupada a un valor $\leq P/T$.

4.6.1. Técnica NCRP 147

El Consejo Nacional de Protección y Medidas Radiológicas (NCRP) anuncia la publicación del Informe NCRP No. 147, Diseño de blindaje estructural para instalaciones médicas de imágenes de rayos X. El Informe presenta recomendaciones e información técnica relacionada con el diseño e instalación de blindaje estructural para instalaciones que utilizan rayos X para imágenes médicas.

El propósito del blindaje estructural es limitar la exposición a la radiación de los empleados y miembros del público. La información reemplaza las recomendaciones que abordan tales instalaciones en el Informe NCRP No. 49, Diseño y evaluación de blindaje estructural para uso médico de rayos X y rayos gamma de energías de hasta 10 MeV, que se emitió en septiembre de 1976.

El Informe NCRP No. 147 incluye una discusión de los diversos factores a considerar en la selección de materiales de blindaje apropiados y en el cálculo de espesores de barrera. El informe presenta los fundamentos del blindaje contra la radiación, analiza los "objetivos de diseño del blindaje" para áreas "controladas" y "no controladas" en o cerca de instalaciones de imágenes de rayos X, y define la relación de estos "objetivos" con los límites de dosis efectivos de radiación del NCRP. trabajadores y miembros del público. El Informe incluye una discusión detallada de la metodología de diseño de blindaje recomendada para instalaciones de imágenes de rayos X, y proporciona una colección extensa de datos de blindaje y cálculos de blindaje de muestras para varios tipos de instalaciones de imágenes de rayos X.

El Informe está destinado principalmente a aquellas personas que se especializan en protección radiológica. Sin embargo, también será de interés para arquitectos, administradores de hospitales y profesionales relacionados interesados en la planificación de nuevas instalaciones que utilizan rayos X para la obtención de imágenes médicas. (NCRP).

Para ello el reporte 147 del Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas (NCRP) establece unos parámetros que se deben tener en cuenta al momento del diseño del blindaje. Se procederá a detallar algunas definiciones:

- kerma

El nombre de esta magnitud radiológica el acrónimo en inglés de energía cinética liberada por unidad de masa (Kinetic Energy Released per unit MAAss), y se define como el cociente dE_{tr}/dm , donde dE_{tr} es la suma de todas las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas, en un material de masa dm .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \text{ Ecuación 20}$$

La unidad en el SI de kerma es el Joule por kilogramo y su nombre es Gray (Gy). $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/1 kg}$

El kerma es una de las magnitudes utilizadas para evaluar el efecto de las radiaciones ionizantes al interactuar con la materia.

La energía de la radiación indirectamente ionizante es transmitida a la materia en un proceso de dos pasos. Primero, la energía es transferida a las partículas secundarias cargadas a través de varios tipos de interacciones como el efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares y reacciones fotonucleares en el caso de los fotones y captura de neutrones en el caso de los neutrones. Después, estas partículas cargadas, pueden transferir su energía al medio a través de ionizaciones y excitaciones atómicas, o también pueden interactuar con núcleos atómicos a través de colisiones radiactivas, generadoras de radiación de frenado o bremsstrahlung (rayos X).

- Factor de ocupación (T)

Es un factor que indica la ocupación relativa de la zona considerada a proteger, donde para $T=1$, indica el caso más desfavorable (la sala será ocupada por la máxima cantidad de personas que pueden entrar en ella). (Beltran, 2015)

Tabla 4: Factores de ocupación

<i>Ambientes</i>	<i>Factor de ocupación (T)</i>
<i>Oficinas, laboratorios, zonas infantiles, zonas de recepción, salas adyacentes a los rayos x, salas de espera atendidas, sala de rayos x controlado.</i>	1
<i>Salas para examinar a los pacientes y sus tratamientos.</i>	$\frac{1}{2}$
<i>Corredores, salas para pacientes, sala de reposo, baño para empleados.</i>	$\frac{1}{5}$
<i>Corredores estrechos.</i>	$\frac{1}{8}$
<i>Sanitarios, zona de ventas, almacén, área libre con asientos, sala de espera desatendidas.</i>	$\frac{1}{20}$
<i>Zonas con ocupación mínima, tráfico transitorio, escaleras.</i>	$\frac{1}{40}$

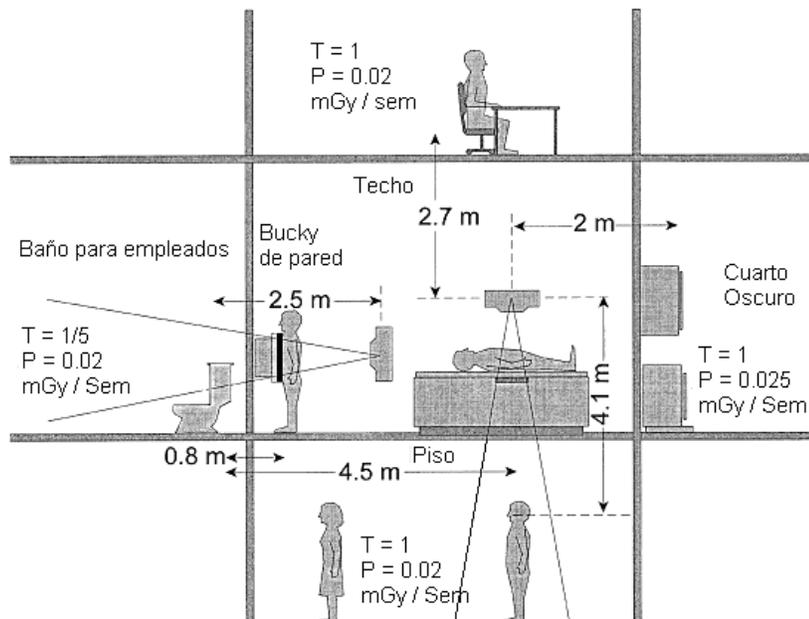


Ilustración 5: Parámetros de T (factor de ocupación) y P (restricción de dosis en área controlada y supervisada) Fuente:

https://www.researchgate.net/publication/267751536_ATENUACION_DE_LOS_RAYOS_X_PARA_DIAGNOSTICO_EMPLEANDO_PLACAS_DE_CONCRETO_NORMAL_Y_PESADO_CON_BARITINA.

- Meta de diseño del blindaje (P)

Es el nivel de radiación aceptada en la zona ocupada.

Tabla 5: Meta de diseño del blindaje

	Área controlada	Área supervisada
Meta de diseño de (P)	5 mGy/año	1 mGy/año
	0.1 mGy/sem	0.02 mGy/sem

- Carga de trabajo (W)

La carga de trabajo, W, para un tubo de rayos X para diagnóstico es el tiempo integral del tubo de rayos X actual dentro de un periodo específico y es convencionalmente dado en unidades de mA.min. El más común periodo de tiempo para la carga de trabajo es especificado, es de una semana. Sin embargo, es importante definir la carga de trabajo normalizado, W_{norm} , como el promedio de la carga de trabajo por paciente.

- Factor de uso (U)

Es la fracción de la carga de trabajo para la cual el haz útil es dirigido hacia un lugar considerado a proteger, El factor uso depende del tipo de instalación de radiodiagnóstico y de la barrera hacia donde es dirigido el haz. El caso más desfavorable es cuando $U=1$.

- Clasificación de los lugares de trabajo.

Los lugares de trabajo, se clasifican, en función del riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes en distintas zonas. La clasificación de los lugares de trabajo deberá estar siempre actualizada, delimitada y debidamente señalizada de acuerdo con el riesgo existente. El acceso estará limitado a personas autorizadas. (Barboza, 2016)

Área controlada: Es aquella zona en la que existe la posibilidad de recibir una dosis efectiva superior a 5 mSv por año oficial. Esta zona está ocupada por los trabajadores expuestos, cuya dosis por radiación es monitoreada.

Área supervisada: Es aquella zona en la que, no siendo controlada, existe la posibilidad de recibir dosis efectivas superiores a 1 mSv por año oficial. Esta zona está ocupada por pacientes, miembros del público, trabajadores que no pertenecen a la zona controlada, las zonas que no pertenecen a las instalaciones de rayos X, son parte del Área supervisada. (2013).

Además, las zonas controladas se podrán subdividir en las siguientes:

- Zona de permanencia limitada: es aquella en la que existe el riesgo de recibir una dosis superior a los límites de dosis fijados para los trabajadores.
- Zona de permanencia reglamentada: es aquella en la que existe el riesgo de recibir en cortos periodos de tiempo, dosis superiores a los límites de dosis fijados para los trabajadores y que requiere prescripciones especiales desde el punto de vista de la optimización.
- Zona de acceso prohibido: es aquella en la que existe el riesgo de recibir, en una exposición única, dosis superiores a los límites de dosis fijados para los trabajadores.

- Radiación primaria

Conocido también con el nombre de haz útil, es la radiación emitida directamente del tubo de rayos X. Una barrera primaria es aquella pared, techo, piso u otra estructura que interceptará la radiación emitida directamente del tubo de rayos X. Este debe atenuar el haz útil a una exposición de nivel aceptable.

- Radiación secundaria

Consiste en la radiación dispersa, la cual es el resultado de interacción los rayos X con el paciente u otros objetos, y la radiación de fuga, la cual es la que sale de la coraza de plomo en la que está encapsulado el tubo de rayos X. (Ortez, 2016).

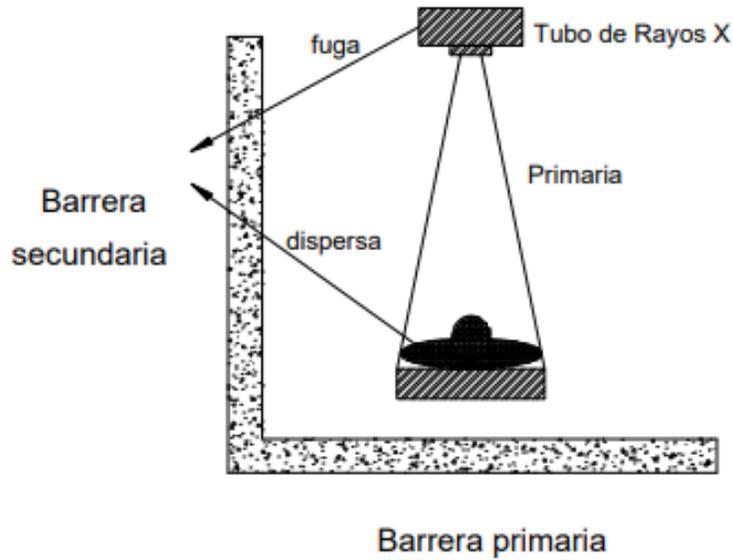


Ilustración 6: Vista en planta de las zonas de riesgo por radiación. Fuente: https://www.researchgate.net/publication/267751536_ATENUACION_DE_LOS_RAYOS_X_PARA_DIAGNOSTICO_EMPLEANDO_PLACAS_DE_CONCRETO_NORMAL_Y_PESADO_CON_BARITINA.

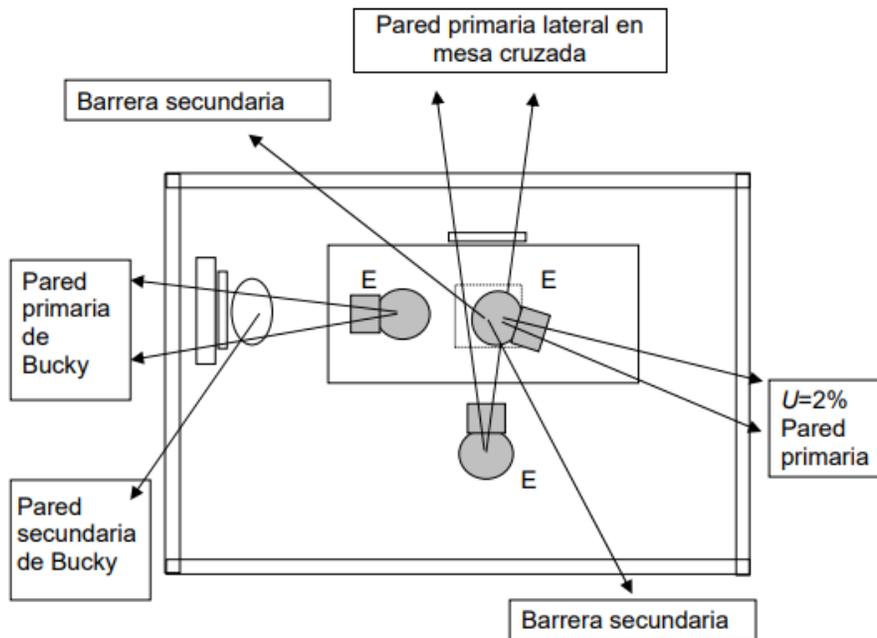


Ilustración 7: Sala representativa de rayos X, identificación de barreras primarias y secundarias. Fuente:

https://www.researchgate.net/publication/267751536_ATENUACION_DE_LOS_RAYOS_X_PARA_DIAGNOSTICO_EMPLEANDO_PLACAS_DE_CONCRETO_NORMAL_Y_PESADO_CON_BARITINA.

- Radiación dispersa

La radiación dispersa es la fracción del haz primario cuya dirección y energía han sido modificadas al interactuar con la materia; en diagnóstico médico con rayos X se considera al paciente como el principal dispersor de la radiación del haz primario.

Al incremento de la radiación dispersa contribuyen tres factores: el incremento del valor de kV_p , un tamaño del campo de rayos X mayor, y un mayor grosor del paciente. Los colimadores se diseñan para controlar y minimizar la radiación dispersa, limitando el tamaño del campo únicamente a la anatomía de interés, los tres principales tipos de estos componentes que restringen el haz de rayos X son los diafragmas de apertura, conos, cilindros y colimadores. Para reducir los valores de radiación dispersa se usan colimadores y rejillas.

Una parte es absorbida por el paciente, por efecto fotoeléctrico, otra porción es dispersada en todas las direcciones por efecto Compton y constituye la radiación dispersa propiamente dicha, una última parte atraviesa al paciente dando lugar a la imagen radiográfica. Sin embargo, una determinada cantidad de los fotones de este haz atraviesa el chasis y la película, choca contra el suelo o las paredes de la sala radiográfica, haciendo que aumente la dosis de radiación dispersa dentro de la sala en la que se realizan las exploraciones.

A esta radiación que se suma a la radiación dispersa se le denomina radiación residual. La radiación dispersa produce efectos indeseables sobre la imagen, ya que disminuye el contraste además de aumentar el velo radiográfico e irradiar al paciente o a las personas que permanezcan dentro de la sala.

- Radiación de fuga

Es la radiación generada en el tubo de rayos X y que atraviesa la coraza del mismo, exceptuando el haz primario. Esta radiación debe ser mínima, recomendando la ICRP que a 1 metro de distancia del foco; la tasa de radiación de fuga será siempre inferior a 1 mGy/h.m, trabajando a máxima potencia y en las condiciones más desfavorables.

La suma de la radiación de fuga, la radiación dispersa propiamente dicha y la radiación residual, constituyen la radiación dispersa dentro de la Sala de radiodiagnóstico la cual contribuye a la irradiación del personal profesionalmente expuesto que se encuentra en la sala y próximo al paciente.

En resumen, el objetivo del diseño del blindaje es determinar el espesor de la barrera que es suficiente para reducir el kerma en aire en un área ocupada al valor igual a P/T. Aplicando la técnica NCRP 147 nos da una manera sencilla, según gráficos, para determinar el espesor del blindaje.

Donde el eje de las abscisas está el factor NT/Pd^2 y en las ordenadas está el espesor de concreto normal.

Donde:

N: Número total esperado de pacientes examinados en la sala por semana

T: Factor de ocupación

P: Meta de diseño del blindaje (mGy /sem)

d: Distancia en metros de la fuente de radiación al punto de interés, este se asume a 30 cm después del blindaje.

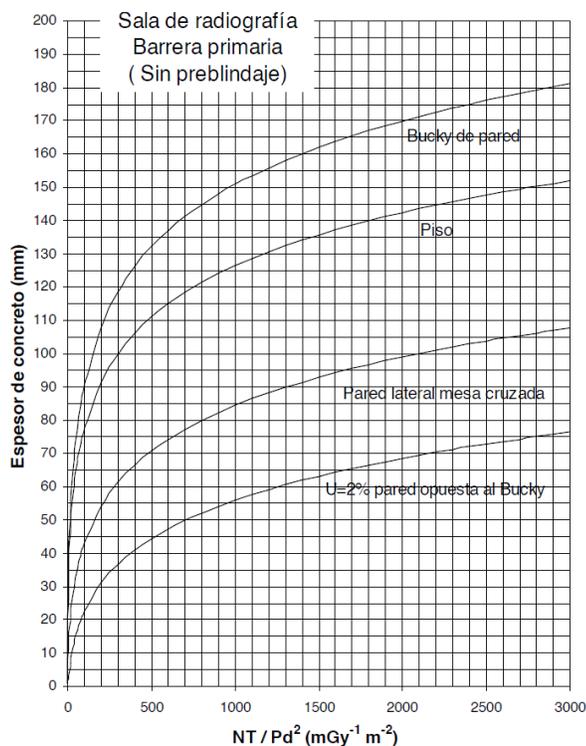


Ilustración 8: Gráfico tomado del Reporte NCRP 147, Diseño Estructural del Blindaje en Instalaciones Médicas para Formación de Imágenes con Rayos X.

En el gráfico se muestra el espesor de concreto (peso normal) requerido para barreras primarias sin preblindajes en la sala de radiografía representativa en función de NT/Pd^2 . “P” (mGy/sem). “N” es el número total esperado de pacientes examinados en la sala por semana y “d” en metros. Si los valores dados de W_{norm} no son la carga de trabajo por paciente en la instalación considerada, entonces el valor original de NT/Pd^2 puede ser multiplicado por W_{norm} , y el valor modificado puede ser usado para obtener el blindaje requerido en el presente gráfico.

V. Diseño Metodológico

El estudio realizado en esta investigación es de tipo experimental, a través de un análisis cuantitativo de variables definidas para comprender el fenómeno de la atenuación de rayos X producidos con un equipo de rayos X móvil, utilizando bloques de concreto, gypsum y ladrillo de barro.

5.1. Sistema de Medición

La irradiación de muestras, se realizó en las instalaciones donde se encuentra el equipo generador de rayos X móvil del Laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología (LAF-RAM), en donde se cuenta con las medidas necesarias de protección radiológica para el desarrollo del ensayo.

El equipo utilizado es de la marca TOSHIBA, modelo E7865X, con una filtración total indicada de fábrica de 1.3 mmAl / 75 kV. Se seleccionó una técnica de 100 kV, 100 mA y 100 ms para cada una de las mediciones realizadas, con un campo de 10 cm x 15 cm.

En el siguiente cuadro se muestran algunas especificaciones de los materiales utilizados:

Tabla 6: Especificaciones de materiales utilizados

Material	Volumen (m³)	Densidad (kg/m³)
Concreto	0.39 x 0.19 x 0.02	1687
Gypsum	0.39 x 0.19 x 0.012	450
Ladrillo de barro	0.30 x 0.30 x 0.03	1125

Las densidades fueron calculadas a partir del peso específico de los bloques utilizados, sin embargo, en la literatura se pueden encontrar densidades similares de los materiales, según fichas técnicas de diferentes proveedores.

Para la detección de la radiación transmitida, se utilizó el kit dosimétrico de la marca NOMEX, compuesto por Nomex Dosemeter modelo T11050 y el Nomex Multimeter modelo T11049. Las especificaciones técnicas de estos instrumentos, se encuentran descritas en las fichas técnicas del LAF-RAM, mostradas en el anexo 1 y 2.

El esquema del montaje experimental del sistema de medición se muestra en la figura siguiente:



Ilustración 9: Montaje experimental del sistema de medición. Fuente: Propia.

5.2. Obtención de Datos

Las mediciones fueron realizadas a una distancia de 1.0 m entre foco y detector, interponiendo espesores de bloques de diferentes materiales, los resultados fueron anotados en las tablas 7 a 9. El campo utilizado fue de 10 cm x 15 cm, con una técnica de 100 kV, 100 mA y 100 ms.

Se anotaron tres lecturas para cada uno de los espesores interpuestos entre el foco y el detector. En las siguientes tablas, se muestran los promedios de las lecturas obtenidas para cada uno de los espesores.

Tabla 7: Lecturas obtenidas para espesores de bloques de concreto

<i>Espesor (cm)</i>	<i>K_aprom (μGy)</i>	<i>I (%)</i>
0	815	100.0
2	30	3.7
4	5	0.6
6	1	0.1

Tabla 7. Se muestra los valores promedios de la K_A y I a diferentes espesores con el material de bloques de cemento obtenidas a partir de las mediciones realizadas en el laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología (LAF-RAM).

Tabla 8: Lecturas obtenidas para espesores de bloques de Gypsum

<i>Espesor (cm)</i>	<i>K_aprom (μGy)</i>	<i>I (%)</i>
0	758.9	100
1.2	434.3	57
2.4	290.6	38
3.6	212.8	28
4.8	165.5	22
6	132.0	17
9.6	67.6	9
13.2	33.9	4
16.8	18.7	2
20.4	10.6	1
31.2	2.6	0

Tabla 8. Se muestra los valores promedios de K_A y I a diferentes espesores con el material de bloques de Gypsum obtenidas a partir de las mediciones realizadas en el laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología (LAF-RAM).

Tabla 9: Lecturas obtenidas para espesores de bloques de barro

Espesor (cm)	K_{aprom} (μGy)	I (%)
0	760.1	100.0
3	74.6	9.8
6	20.1	2.6
9	6.1	0.8
12	2.0	0.3
15	0.5	0.1

Tabla 7. Se muestra los valores promedios de K_A y I a diferentes espesores con el material bloques de barro obtenidas a partir de las mediciones realizadas en el laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología (LAF-RAM).

VI. Análisis de Resultados

Con los datos obtenidos en las mediciones, es posible determinar los coeficientes de atenuación para la energía producida por el equipo generador con la técnica empleada en este estudio, con la finalidad de realizar una comparación de los espesores necesarios de blindaje de cada uno de los materiales para reducir la radiación transmitida que es registrada por el detector.

Las lecturas obtenidas se registran y se realiza una caracterización de los materiales estudiados, con la finalidad de obtener curvas de atenuación que permitan implementar la metodología propuesta en el Reporte NCRP 147 para el cálculo de espesores necesarios para blindaje.

6.1. Coeficiente de atenuación

Se calculó el promedio de cada una de las lecturas obtenidas, cuyos resultados se muestran en las tablas 7 a 9. Con estos datos se logró encontrar el coeficiente de atenuación de cada uno de los materiales, para la energía de fotones obtenidas con la técnica seleccionada en el equipo generador.

Para la determinación de los coeficientes de atenuación, se toma en cuenta que la intensidad de la radiación transmitida puede describirse de la siguiente manera:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \text{ Ecuación 21}$$

esto se pudo verificar en las gráficas obtenidas en donde se representaron las lecturas en función de los espesores:

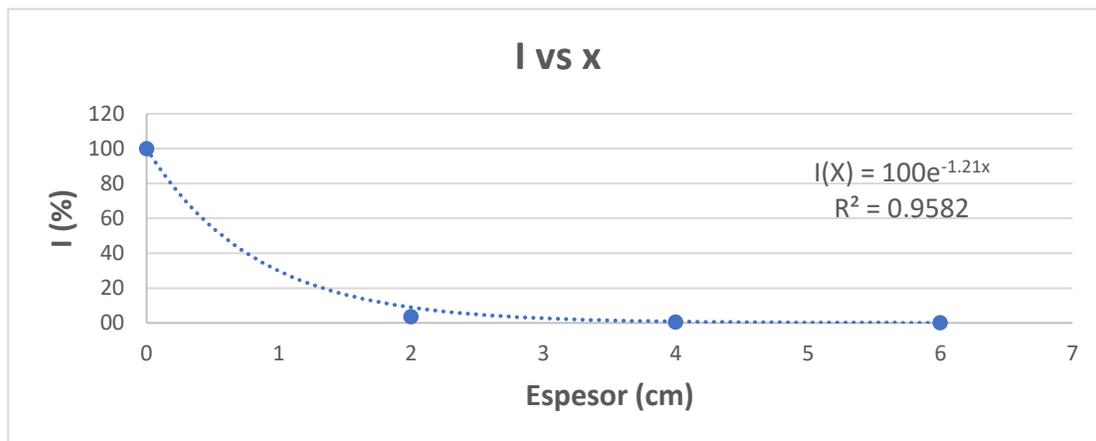


Ilustración 10: Intensidad de la radiación transmitida en función del espesor de bloques de concreto.

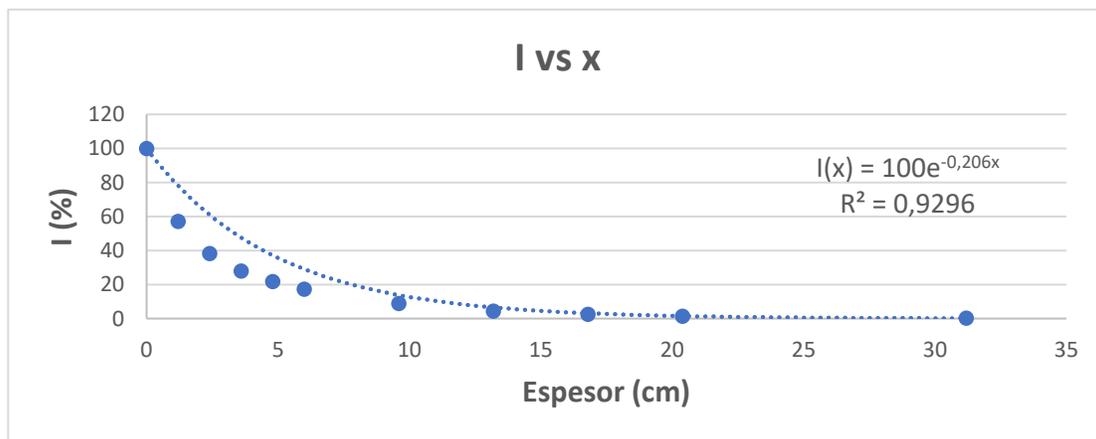


Ilustración 11: Intensidad de la radiación transmitida en función del espesor de bloques de Gypsum.

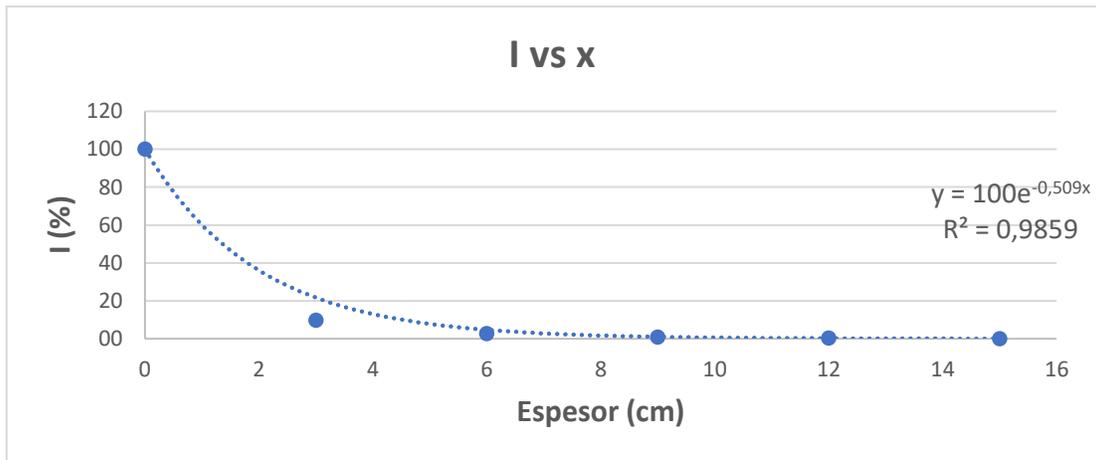


Ilustración 12: Intensidad de la radiación transmitida en función del espesor de bloques de Barro.

Del análisis gráfico se obtuvieron los coeficientes de atenuación de cada uno de los materiales:

Tabla 10: coeficiente de atenuación de cada material.

<i>Material</i>	<i>Coefficiente de atenuación (cm⁻¹)</i>
<i>Concreto</i>	1.21
<i>Gypsum</i>	0.206
<i>Barro</i>	0.509

Según los coeficientes de atenuación encontrados, el material del que se requiere menor espesor para blindar la radiación es el concreto, seguido por el barro y el gypsum respectivamente.

6.2.Cálculo de blindaje

Según lo establecido en la metodología del Reporte NCRP 147, las curvas de espesores de diferentes materiales en función de los valores de NT/Pd^2 , permite establecer una relación que facilita la obtención de espesores necesarios para el blindaje de la radiación producida por los equipos generadores de rayos X.

Como se mencionó en párrafos anteriores, el objetivo del blindaje es reducir la tasa de kerma en aire (K_a) en un área al valor P/T . Podemos definir una función $B(x)$ que represente la transmisión del haz en función de los espesores de la siguiente manera:

$$B(x) = \frac{K_a(x)}{K_a(0)} = \frac{\frac{P}{T}}{\frac{K_a^1(0)N}{d^2}} \text{Ecuación 22}$$

$K_a(x)$: Kerma en aire transmitido a través de una barrera de espesor X , en un punto de interés, este coincide con el valor P/T .

$K_a(0)$: Kerma en aire sin atenuación en un punto de interés d .

como las mediciones fueron realizadas a 1 m (con el detector 30 cm después del material de blindaje), por lo que: $K_a(0) = K_a^1(0)$, con lo cual la ecuación anterior nos queda:

$$B(x) = K_a(x) = \frac{\frac{P}{T}}{\frac{N}{d^2}} = \frac{Pd^2}{NT} \text{Ecuación 23}$$

cómo puede observarse:

$$\frac{1}{K_a(x)} = \frac{NT}{Pd^2} \text{Ecuación 24}$$

Con los datos de las tablas 7 a 9, podemos encontrar los valores de $K_a(x)$, por lo tanto, podremos representar los valores de los espesores en función del inverso de dicho valor, esto nos permitirá caracterizar los materiales obteniendo gráficas de espesores en función de $\frac{1}{K_a(x)}$ o $\frac{NT}{Pd^2}$.

Lo gráficos obtenidos son los siguientes:

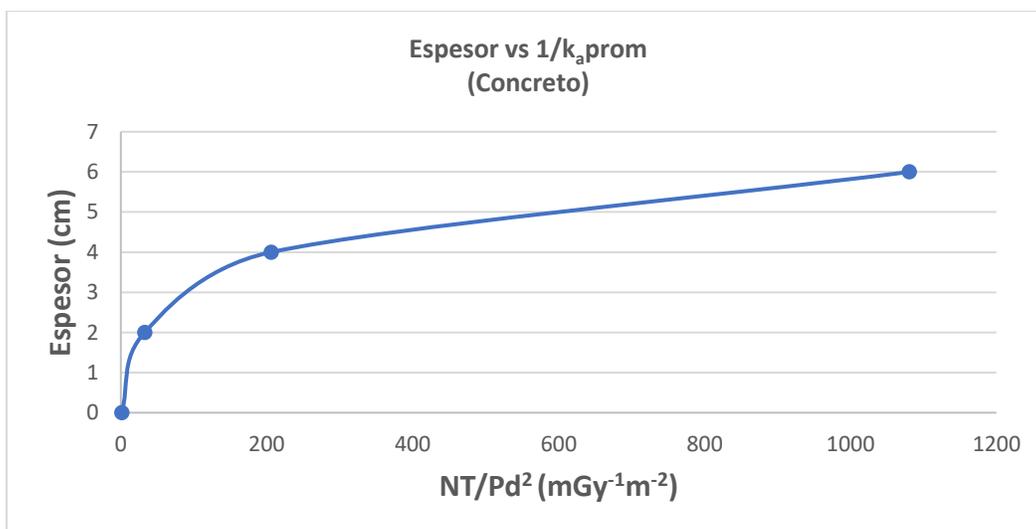


Gráfico 5: Espesor vs $1/k_a$ promedio

En la gráfica N°4. Se muestran los diferentes espesores de bloques de concreto (Densidad 1687 kg/m³) medidas en función de los valores de k_a promedio medidas, observando que poseen un comportamiento decreciente, siendo estas inversamente proporcionales; es decir que a medida que aumenta el espesor de cada material disminuye $1/k_a$.

El espesor de Bloques de cemento requerido para barreras primarias sin preblindajes en la sala de radiografía representativa en función de NT/Pd^2 . “P” (mGy/sem). “N” es el número total esperado de pacientes examinados en la sala por semana y “d” es la distancia en metros de la fuente de radiación al punto de interés.

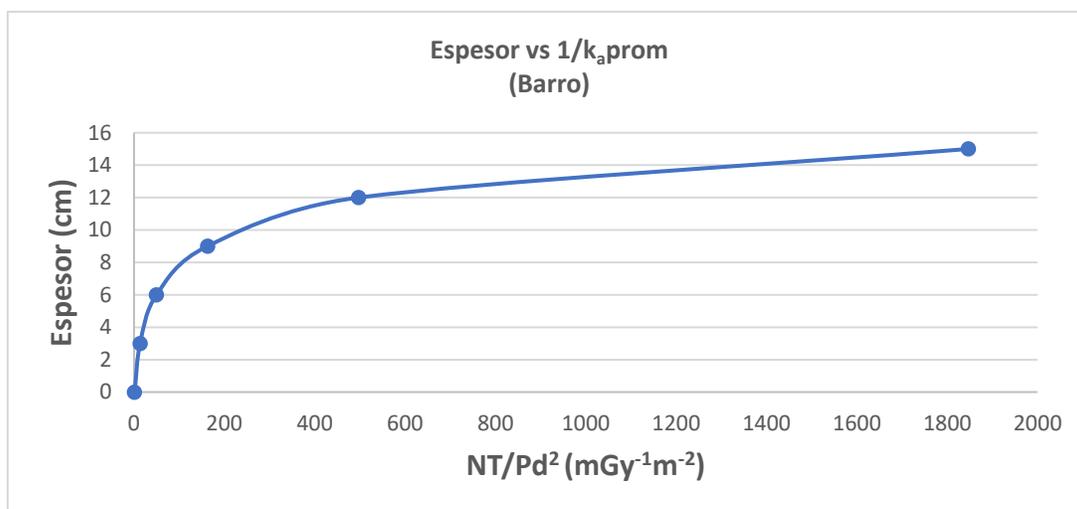


Gráfico 6: Espesor vs $1/k_a$ promedio

En la gráfica N°5. Se muestran los diferentes espesores de bloques de barro (Densidad 1125 kg/m³) medidas en función de los valores de k_a promedio medidas, observando que poseen un comportamiento decreciente, siendo estas inversamente proporcionales; es decir que a medida que aumenta el espesor de cada material disminuye $1/k_a$. El espesor de Bloques de cemento requerido para barreras primarias sin preblindajes en la sala de radiografía representativa en función de NT/Pd^2 . “P” (mGy/sem). “N” es el número total esperado de pacientes examinados en la sala por semana y “d” es la distancia en metros de la fuente de radiación al punto de interés.

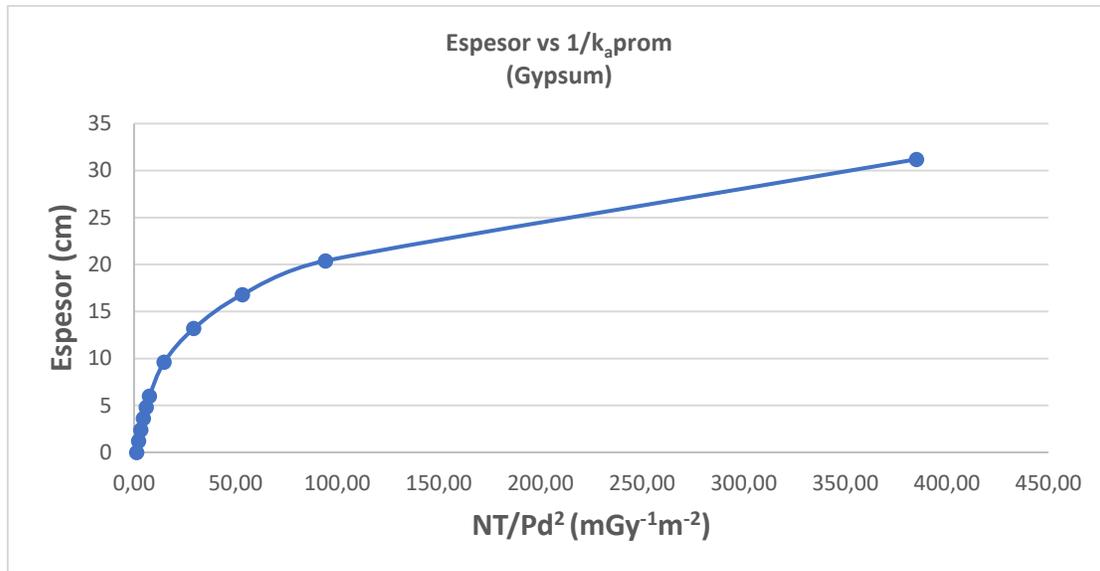


Gráfico 7: Espesor vs $1/k_a$ promedio

En la gráfica N°6. Se muestran los diferentes espesores de bloques de Gypsum (Densidad 450 kg/m^3) medidas en función de los valores de k_a promedio medidas, observando que poseen un comportamiento decreciente, siendo estas inversamente proporcionales; es decir que a medida que aumenta el espesor de cada material disminuye $1/k_a$. El espesor de Bloques de cemento requerido para barreras primarias sin preblindajes en la sala de radiografía representativa en función de NT/Pd^2 . “P” (mGy/sem). “N” es el número total esperado de pacientes examinados en la sala por semana y “d” es la distancia en metros de la fuente de radiación al punto de interés.

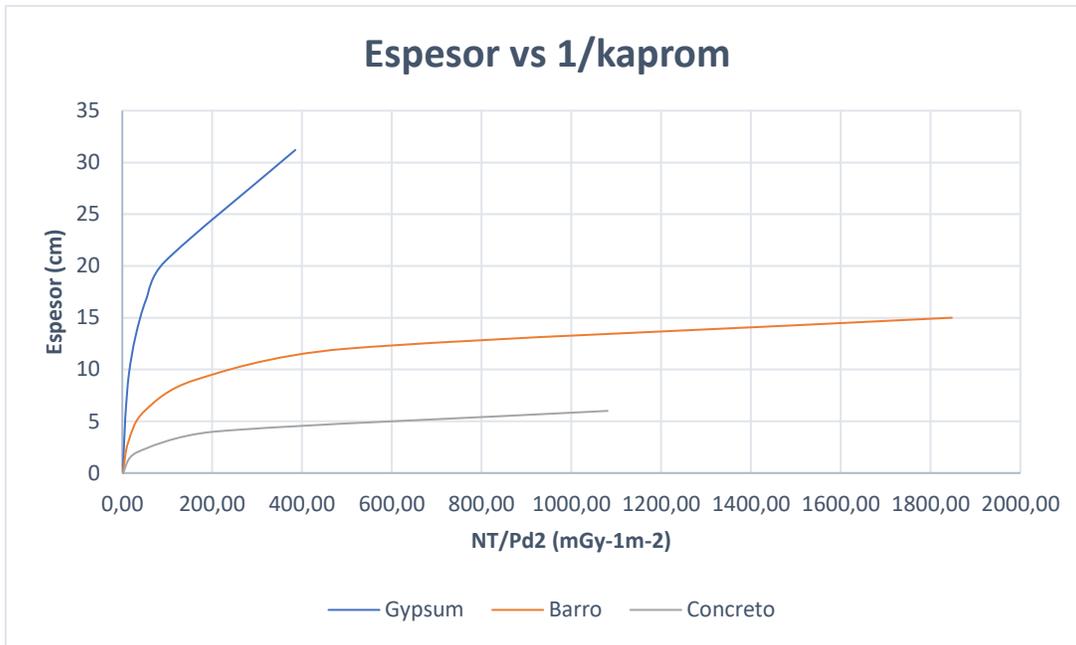


Gráfico 8: Espesor vs $1/k_a$ promedio de Gypsum, Barro y Concreto

En la gráfica N°7. Se muestran los diferentes espesores de bloques de Cemento, Barro y Gypsum en función de los valores de k_a promedio medidas, observando que poseen un comportamiento decreciente, siendo estas inversamente proporcionales; es decir que a medida que aumenta el espesor de cada material disminuye $1/k_a$. Se puede observar que el material del que se requiere menor espesor para blindar la radiación es el concreto, seguido por el barro y el gypsum respectivamente.

En los gráficos se muestra la dependencia de los espesores con los valores de NT/Pd^2 . Esto permite obtener valores de espesores de diferentes materiales, en función del número de pacientes por semana, limitando la dosis (P) en un punto determinado de cálculo a una distancia conocida, d.

Según las gráficas obtenidas, podemos afirmar que el material que requiere de menores espesores para blindaje es el concreto, tal como se confirmó en el cálculo de los coeficientes lineales de atenuación calculados, los cuales fueron mostrados en el acápite 6.1. y cuyos valores se muestran en la tabla 10.

Encontrando una ecuación que describa cada gráfica, podemos realizar una proyección y encontrar valores para otros datos de NT/Pd^2 , los cuales corresponderían siempre a la técnica utilizada, con lo cual podemos determinar espesores para valores de $K_a(x)$ que no fueron medidos en el ensayo realizado, ello permitiría tener información útil para ciertos cálculos que puedan requerirse.

6.3. Ejemplo de cálculo de espesores

Para explicar la metodología de cálculo se propone un ejemplo en el que se considera una sala de radiografía, con un equipo generador de rayos X móvil de características similares al utilizado en las mediciones realizadas para este trabajo, en donde se aplican técnicas iguales o menores a las descritas en este estudio y con una cantidad de 500 pacientes por semana.

Además, se establece un punto de cálculo ubicado a 3.0 m de distancia (30 cm después de una barrera primaria), en donde se desea limitar P a 0.02 mGy/sem.

En estas condiciones, podemos encontrar el valor de NT/Pd^2 , con el cual se puede calcular el valor del espesor de material requerido para blindar la radiación a estas condiciones descritas.

Utilizando las ecuaciones que describen las gráficas mostradas en el acápite anterior, en la tabla siguiente se muestran los espesores de los tres materiales:

Tabla 11: Espesores de los tres materiales

<i>Material</i>	<i>Espesor (cm)</i>
<i>Concreto</i>	7.6
<i>Gypsum</i>	47.1
<i>Ladrillo de barro</i>	18.3

Debe mencionarse que estos espesores calculados son para blindar la radiación, suponiendo el material homogéneo con densidades descritas anteriormente en la tabla 6, para la técnica utilizada en este estudio. No se están considerando uniones de los bloques, en donde tendría que verificarse las características de las mezclas en el caso de los ladrillos de barro y bloques de concreto, al igual que el material de los tornillos y perfilaría a utilizarse para la unión de del gypsum.

VII. Conclusiones

Mediante el análisis experimental, se logró la caracterización de tres materiales de construcción comúnmente utilizados en Nicaragua, a través de curvas de atenuación de rayos X emitidos con un equipo generador de rayos X del Laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología, empleando una técnica de 100 kV, 100 mA y 100 ms.

De los resultados del ensayo experimental se determinaron los coeficientes de atenuación lineal del concreto, barro y gypsum. Mediante el empleo de las recomendaciones del NCRP147 y el análisis gráfico de los resultados obtenidos experimentalmente, se propone una metodología de cálculo de espesores de blindaje para la energía de rayos X con la que se trabajó.

Esta metodología puede ser utilizada en estudios posteriores para la caracterización de los materiales empleando otras energías, lo cual permitirá enriquecer la propuesta, puesto que podrá estudiarse el comportamiento para diferentes técnicas que se emplean en el diagnóstico radiológico.

VIII. Recomendaciones

Estudios posteriores, pueden realizarse con diferentes técnicas, con el objetivo de analizar la atenuación de radiaciones con otras energías para una mejora caracterización de la respuesta de estos materiales.

Estudiar el comportamiento de la atenuación en las uniones de los materiales, con la finalidad de ofrecer una propuesta de solución para garantizar el blindaje de la radiación con materiales que se distribuyan en el comercio nacional.

Realizar un análisis de costos de construcción para determinar la viabilidad en el uso de distintos materiales.

IX. Bibliografía

- Aracena, A. (2008). Calibración del haz de radiaciones a 6MV y diseño de irradiación a cuerpo entero previo a trasplante de medula ósea. . *Universidad de los andes*, 15-19.
- Barboza, F. (2016). Conocimientos, actitudes y prácticas de la protección radiológica en el personal de salud que labora en el hospital Manuel de Jesus Rivera ciudad de Managua. *UNAN-MANAGUA*, 30-33.
- Beltran, J. R. (2015). Determinación de la rapidez de exposición emitida por el acelerador lineal, utilizando el código MCNP5. *Universidad La Salle*, 45-47.
- Brosed, A., Fernández-Varea, J. M., González Leitón, A. M., & Gracia Ezpeleta, Á. (2011). *Fundamentos de Física Médica*. Madrid: ADI servicios editoriales.
- Choque, J. C. (2010). Cálculo de parámetros de radiación de equipos de rayos X, para la detección de fisuras internas en metales, como una técnica RCM. *Universidad mayor de San Andrés*, 7-8.
- CSN. (2013). Aspectos generales de la interacción de la radiación con el medio biológico. *Curso de supervisores de instalaciones radiactivas*, 7-18.
- Díaz, J. A. (2017). Desarrollo de un código para el transporte de fotones ionizantes en el agua. *Universidad autónoma del estado de México*, 16-17.
- García Salinero , A., Vañó Carruana, E., & Menendez Muños , S. (2013). Procedimientos de protección radiológica para la manipulación de fuentes encapsuladas utilizadas en la instalación radiactiva central. *Universidad complutense madrid*, 15-16.
- NCRP. (s.f.). Estructural shielding design and evaluation for medical use of X rays and gamma. *Nacional coucil*, 1.
- Ortez, A. R. (2016). Conocimientos, actitudes y prácticas de la protección radiológica en el personal de salud que labora en el Hospital Escuela Roberto Calderón Gutiérrez de la ciudad de Managua. *UNAN-MANAGUA*, 30-32.
- Rincón Educativo* . (13 de abril de 2021). Obtenido de Protección Radiológica: <https://www.rinconeducativo.org/es/recursos-educativos/que-es-la-proteccion-radiologica>
- Robles, J. C. (2010). Atenuación de los rayos X para diagnóstico empleando palcas de concreto normal y pesado con baritina. *Facultad Nacional de Ingeniería* , 20-30.
- Villa, Y. L. (2009). Resultados obtenidos de la protección radiológica en el servicio de radiodiagnóstico. *Universidad Nacional mayor de San Marcos*, 31.

Anexos

Anexo 1: Características del equipo Nomex Multimeter modelo T11049



FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
LABORATORIO DE FÍSICA DE RADIACIONES Y METROLOGÍA
(LAF-RAM)

PROCEDIMIENTO RELACIONADO: CONTROL, MANTENIMIENTO Y
CALIBRACIÓN DE EQUIPOS PG16



Código: MT-FG-09
Versión: 02
Emisión: 2018-10-01
Página: 1 de 1

FICHA DE EQUIPO

Código del equipo:	LCM-NM-01		
Nombre del equipo:	Nomex Multimeter		
Marca:	PTW Freiburg		
Modelo:	T11049		
No. Serie:	101536		
Ubicación:	LCM		
Calibración			
Fecha de Calibración:	2014-07-08		
Próxima Calibración:	-		
Características del Equipo:			
<ul style="list-style-type: none"> • Sistema de medición multiparamétrico con tecnología de punta para PC para el control de calidad completo de imágenes de rayos X • Modular: modelos individuales y fáciles de actualizar para modalidades de rayos X específicas (RAD / FLU / DENT / MAM / CT) • Configuración ultrarrápida: lista para usar, solo un cable para conectar • Totalmente automatizado - todos los rangos relevantes se configuran automáticamente • La precisión de la dosis dentro del rango de RAD / FLU generalmente es de $\pm 1.5\%$, dentro del rango de MAM $\pm 2.5\%$ y la precisión de kV dentro del rango de RAD / FLU generalmente de $\pm 0.75\%$ o $\pm 0.5\%$ kV • Posicionamiento independiente de la rotación en la viga central - no se necesita más alineación • Medición de mAs invasiva o no invasiva opcional • Software intuitivo, que incluye la exportación con un solo clic de datos y gráficos de formas de onda a las plantillas de informes de MS Excel® • Totalmente integrado con Track-it para el análisis de tendencias a largo plazo. 			
Usos del Equipo:			
Para mediciones de dosimetría absoluta y control de calidad en equipos rayos X			
Código del Manual	-		
Ubicación del Manual	LCM y PC de RLCM		
Realizado por:	Byron González	Firma:	_____

Se prohíbe la reproducción sin autorización del laboratorio.

Anexo 2: Características del equipo Nomex Dosemeter modelo T11050



FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA
LABORATORIO DE FÍSICA DE RADIACIONES Y METROLOGÍA
(LAF-RAM)

PROCEDIMIENTO RELACIONADO: CONTROL, MANTENIMIENTO Y
CALIBRACIÓN DE EQUIPOS PG16



Código: MT-FG-09
Versión: 02
Emisión: 2018-10-01
Página: 1 de 1

FICHA DE EQUIPO

Código del equipo:	LCM-ND-01		
Nombre del equipo:	Nomex Dosemeter		
Marca:	PTW Freiburg		
Modelo:	T11050		
No. Serie:	130824		
Ubicación:	Laboratorio de Control de Calidad y Monitoreo		
Calibración			
Fecha de Calibración:	2014-07-22		
Próxima Calibración:	-		
Características del Equipo:			
<ul style="list-style-type: none"> • Precisión ($\pm 2\%$) y excelente resolución (20 fA) • Clase de campo electrómetro acc. IEC 60731 para mediciones de kerma en aire, por ej. en terapia de ortovoltaje • Un sistema para todas las modalidades de rayos X: RAD / FLU, DENT, DENT-PAN, 3D, CT, MAM, incluida la tomosíntesis • Conexión de semiconductores (R / F / D o MAM), cámaras de ionización CT (100 mm, 300 mm), cámaras de ionización planas sin sombra (6 cm³ o 75 cm³), SL Survey Detector o NOMEX® Multimeter para mediciones avanzadas • Operación intuitiva a través de una gran pantalla táctil o mediante Bluetooth® • Corrección automática o manual de la densidad del aire. • Visualización de forma de onda y almacenamiento de las últimas mediciones. • Exportación de datos a través de USB o Bluetooth® al software NOMEX® • Menú de operación en varios idiomas (chino, inglés, francés, alemán, italiano, japonés, portugués, ruso, español). 			
Usos del Equipo:			
Para mediciones de dosimetría absoluta y control de calidad en equipos rayos X			
Código del Manual	-		
Ubicación del Manual	Laboratorio de Control de Calidad y Monitoreo		
Realizado por:	Byron González	Firma:	_____

Anexo 3: técnica utilizada para la obtención de datos. Fuente: propia.



Anexo 4: Equipo Nomex Multimeter modelo T11049. Fuente: propia.



Anexo 5: Montaje experimental del sistema de medición con Gypsum. Fuente: propia.

