



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**CÁLCULO DE BLINDAJES PARA INSTALACIONES
DE RADIODIAGNÓSTICO MÉDICO**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

F I S I C O

P R E S E N T A:

ROMEO GALLEGOS MUÑOZ



**DIRECTOR DE TESIS:
M. EN C. CESAR GUSTAVO RUIZ TREJO**

2011



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

1. Datos del alumno

Gallegos
Muñoz
Romeo
58 23 66 28
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias
Física
300231229

2. Datos del asesor

M. en C.
Ruiz
Trejo
César Gustavo

3. Datos del Sinodal 1

M. en C.
Avilés
Mandujano
Patricia Raquel

4. Datos del Sinodal 2

M. en C.
Leal
Acevedo
Benjamín

5. Datos del Sinodal 3

M. en C.
Hernández
Bojórquez
Mariana

6. Datos Sinodal 4

Fís.
Pineda
Santamaría
Juan Carlos

7. Datos de la tesis

Mamografía
Control de Calidad en Unidades Móviles
97 p.
2010

*Dedico este trabajo a mi mamá, a Conchita y a mi tía Carmelita.
Gracias por su cariño y toda su ayuda*

Una vez más, el triunfo de uno es el triunfo de los cuatro

*“El barco sólo ha llegado al primer puerto.
Es hora de continuar el viaje”*

R G M

Agradecimientos

Agradezco a la Universidad Nacional Autónoma de México por albergarme dentro de sus recintos durante todos estos años y por brindarme la oportunidad de desarrollarme en diferentes aspectos de mi vida, tanto en lo académico, como en lo moral y en lo deportivo.

Gracias a la Facultad de Ciencias por ser mi hogar académico. Por las valiosas enseñanzas de cada uno de los profesores que participaron en mi formación. En especial, agradezco al Lic. José Gabriel Ocampo Márquez, a la Dra. Catalina Elizabeth Stern Forgach y a la Dra. Ma. de los Ángeles Ortiz Flores por haber sido parte esencial de mi aprendizaje durante la carrera.

Al Instituto de Física de la UNAM por ser la sede de mis tareas durante más de dos años. Por el apoyo y el buen trato de todo el personal que en él labora.

A mi director de tesis, maestro y amigo, el M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo por las horas de trabajo dedicadas a esta tesis. Por todos los conocimientos impartidos a lo largo de casi 4 años. Por sus enseñanzas en horas ordinarias, pero sobre todo por darme la oportunidad de trabajar tiempo extra en tareas que han enriquecido mi saber y me han servido para adquirir experiencia en mi vida laboral. Agradezco su confianza, el apoyo moral, los consejos y hasta las llamadas de atención, que me han hecho aprender diferentes cosas y actitudes, no sólo en lo académico, sino en diferentes aspectos de mi vida, y porque gracias a ello puedo tener una visión mucho más firme para realizar mis propósitos en ella.

Agradezco a la M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, al M. en C. Benjamín Leal Acevedo, a la M. en C. Mariana Hernández Bojórquez y al Fís. Juan Carlos Pineda Santamaría por aceptar ser mis sinodales. Gracias por su amabilidad, su tiempo y por los valiosos comentarios que me aportaron para el enriquecimiento de este trabajo.

Al personal de rayos X del Hospital de Oncología del Centro Médico Nacional Siglo XXI, en especial al Dr. Luis Alberto Mora Hernández y a los técnicos radiólogos Karina Morales Sandoval, JuanAntonio Ramírez Cruz y Jesús Conde Velázquez, por las facilidades que me brindaron durante la estancia realizada en este Hospital.

A la Dra. Yolanda Villaseñor Navarro, a la Ing. Sandra Rocha Nava y al M. en C. Héctor Galván Espinoza, del Instituto Nacional de Cancerología, por permitirme realizar parte de mi trabajo dentro de esta Institución.

Al personal de la Biblioteca Juan B. de Oyazábal del Instituto de Física de la UNAM, por la consecución de material empleado en la elaboración de esta tesis.

A la L. D. Dulce Ma. Aguilar Téllez por el apoyo en la impresión de los resultados de este trabajo para su presentación en diversos congresos.

A Erika ya Xóchitl por su gran amistad, porque me enseñaron a dar los primeros pasos en el grupo de trabajo y porque siempre estuvieron dispuestas a apoyarme para la realización de

esta tesis. También agradezco a Adriana y a Jaime, con quien también cultivé una gran amistad gracias a este trabajo.

A Beto, a Nohemí y a Jess por su gran apoyo y compañía a lo largo de esta gran travesía. Gracias Beto por tu sinceridad y porque siempre me inspirabas a no conformarme con poco sino a buscar cosas mejores. No hubiera podido llegar al fin sin ustedes.

A Mariana, Itzel, Andrómeda, Felipe, Iván, Ulises, Fernando, Néstor, Arturito, Adri, etc. por su gran amistad y por haberme soportado y apoyado enormemente en las materias.

A Raquel por llegar en un momento muy especial a mi vida y apoyarme a pesar de todo. Te Quiero.

A Ruth y a Herbert por brindarme su amistad y su ayuda en diferentes congresos.

A los proyectos PAPIIT IN118308 y CONACyT 82714, por el apoyo económico brindado durante la realización de este trabajo.

ÍNDICE

Introducción	i
Capítulo I	
Los Rayos X	
1.1 Naturaleza	1
1.2 Producción de rayos X	1
1.3 Tipos de rayos X	3
1.3.1 Rayos X de frenado	3
1.3.2 Rayos X característicos	4
Capítulo II	
Física de las Radiaciones Aplicada al Radiodiagnóstico	
2.1 Interacción de los rayos X con la materia	5
2.1.1 Efecto fotoeléctrico	6
2.1.2 Efecto Compton	7
2.1.3 Atenuación de los rayos X	8
2.1.3.1 Coeficientes de atenuación	9
2.2 Magnitudes radiológicas	10
2.2.1 Exposición	10
2.2.2 Kerma	10
2.2.3 Dosis absorbida	11
2.2.4 Equivalente de dosis	11
2.2.5 Equivalente de dosis efectivo	12
2.2.6 Dosis equivalente	13
2.2.7 Dosis efectiva	14
2.2.8 CTDI ₁₀₀	15
2.3 Efectos biológicos producidos por la radiación	15

Capítulo III

Modalidades de Diagnóstico Médico con Rayos X

3.1 Radiografía convencional	17
3.2 Mamografía	18
3.3 Tomografía computarizada	20

Capítulo IV

Elementos y Parámetros para el Cálculo de Blindajes

4.1 Normativa nacional	25
4.1.1 Reglamento General de Seguridad Radiológica	25
4.1.2 Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002	24
4.2 Factores de protección: tiempo, distancia, blindaje y señalización	26
4.3 Blindaje estructural en radiodiagnóstico médico	27
4.3.1 Áreas ocupadas y su clasificación	27
4.3.2 Metas del diseño del blindaje (P)	27
4.3.3 Distancia fuente-área ocupada	27
4.3.4 Factor de uso (U)	28
4.3.5 Factor de ocupación (T)	29
4.3.6 Carga de trabajo y distribución de carga de trabajo	30
4.3.7 Barrera primaria	35
4.3.7.1 Kerma en aire primario	36
4.3.7.2 Atenuación preblindaje para radiación primaria	37
4.3.8 Barrera secundaria	37
4.3.8.1 Radiación de fuga	38
4.3.8.2 Radiación dispersa	38
4.3.8.3 Contribución total por radiación dispersa	39

Capítulo V

Cálculo de Blindajes

5.1 Radiografía Convencional	41
5.1.1 Piso de la sala de rayos X	42
5.1.1.1 Cálculo de la barrera primaria en el piso	42
5.1.1.2 Cálculo de la barrera secundaria en el piso	43
5.1.2 Techo de la sala de rayos X	45
5.1.3 Pared del bucky de tórax	46
5.1.3.1 Barrera primaria en la pared del bucky de tórax	46
5.1.3.2 Barrera secundaria en la pared del bucky de tórax	46
5.1.4 Cuarto oscuro	48
5.1.5 Pared adyacente a la mesa de rayos X	49
5.1.6 Pared de la cabina de control	51
5.2 Mamografía	53
5.3 Tomografía Computarizada	55
5.3.1 Método de cálculo utilizando el $CTDI_{100}$	55
5.3.2 Método de cálculo utilizando el producto dosis-longitud (DLP)	57
5.3.2 Método de curvas de “reloj de arena”	60

Capítulo VI

Ejemplos de Cálculos de Blindajes

6.1 Consideraciones generales	65
6.2 Radiografía Convencional	66
6.2.1 Consideraciones especiales	67
6.2.2 Cálculo de las barreras	68
6.3 Mamografía	78

6.3.1 Consideraciones especiales	78
6.3.2 Cálculo de las barreras	81
6.4 Tomografía Computarizada	85
6.4.1 Consideraciones especiales	85
6.4.2 Cálculo de las barreras	88
6.5 Resumen de resultados	94
6.5.1 Radiografía Convencional	94
6.5.2 Mamografía	95
6.5.3 Tomografía Computarizada	96
Capítulo VII	
Discusión de los Resultados	
7.1 Radiografía Convencional	97
6.2 Mamografía	100
6.3 Tomografía Computarizada	101
Capítulo VIII	
Conclusiones	103
Apéndices	
Apéndice A. Método alternativo para el cálculo de blindajes a partir del factor de transmisión <i>B</i>	107
Apéndice B. Gráficas y curvas de atenuación utilizadas para determinar el espesor de las barreras en diferentes instalaciones de radiodiagnóstico médico	109
BIBLIOGRAFÍA	121

INTRODUCCIÓN

La radiación ionizante es capaz de producir efectos biológicos, que pueden ser nocivos o no, en el ser humano. Estos efectos biológicos se pueden clasificar en dos categorías: los efectos deterministas y los estocásticos. Los efectos deterministas son aquellos en los que la severidad del efecto es función de la dosis y se presentan a partir de un valor umbral. Estos efectos se presentan en el individuo expuesto produciendo, por ejemplo: cataratas y esterilidad temporal. Los efectos estocásticos, por su parte, son aquéllos en los que la probabilidad de que el efecto se presente, se considera como una función de la dosis, sin que exista una dosis umbral y pueden manifestarse tanto en el individuo expuesto como en su descendencia, por ejemplo: cáncer y mutaciones genéticas.

La Protección Radiológica tiene como objetivos evitar, en el ser humano, la aparición de los efectos deterministas y limitar la ocurrencia de los efectos estocásticos a un nivel aceptable.

Con el fin de garantizar la protección radiológica tanto del personal que labora en lugares donde se utilizan fuentes de radiación ionizante, así como del público en general que se encuentra en los alrededores, se usan cuatro factores de protección: tiempo, distancia, blindaje y señalización.

En todos los casos, se trata de minimizar la dosis de radiación que recibe el individuo, por lo que el factor *tiempo* nos sugiere que la persona debe permanecer el menor tiempo posible en el área donde haya radiación ionizante; el factor *distancia* implica que se debe trabajar a una distancia que permita realizar de manera correcta las labores, sabiendo que entre más alejado se esté de la fuente, menos intenso será el campo de radiación; el factor *blindaje* consiste en colocar una barrera entre el haz de radiación y el individuo, con el fin de que la intensidad de dicho haz se reduzca y con ello la dosis recibida por el individuo, disminuyéndose así la probabilidad de que se produzca un daño a la persona. La señalización tiene como propósito indicar que en una determinada zona existe un campo de radiación ionizante, por lo que la permanencia en ese lugar está restringida.

En 1966 la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP por sus siglas en inglés) publicó su Reporte número 9. En éste, se establecieron los valores para el concepto denominado “Dosis Máxima Permisible” para Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) y para Público en General (PG), cuyos valores fueron: 50 mSv /año y 5 mSv/año, respectivamente. En caso de no rebasarse estos valores, se consideró que se cumplía con los objetivos de la protección radiológica.

En 1976 el Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de Estados Unidos (NCRP por sus siglas en inglés), publicó su Reporte número 49: “Diseño y evaluación de blindaje estructural para rayos X y gamma, con energías de hasta 10 MeV, para uso médico”. Esta publicación se basó en los valores de la dosis máxima permisible establecidos en el Reporte 9 de la ICRP.

En 1977 la ICRP publicó su Reporte número 26. En éste, el concepto de dosis máxima permisible fue sustituido por el de límite de equivalente de dosis. Los valores para esta magnitud permanecieron iguales a los establecidos en el Reporte 9 de la ICRP.

En México, en 1988 se publicó en el Diario Oficial de la Federación, el Reglamento General de Seguridad Radiológica, cuyo objetivo es establecer los lineamientos a seguir durante las actividades en donde se involucren materiales radiactivos y emisores de radiación ionizante, de tal manera que éstas se realicen con la máxima seguridad, previniendo y limitando los efectos que puedan resultar de la exposición a la radiación ionizante. Este Reglamento se elaboró con base en el Reporte 26 de la ICRP.

En el año de 1991 se publicó el Reporte 60 de la ICRP. En él, se incluyeron nuevas recomendaciones y se revisaron conceptos, entre ellos, la magnitud llamada equivalente de dosis fue sustituida por la de dosis equivalente y los límites se expresan en dosis efectiva. De acuerdo a la entonces más reciente información, los valores para los límites de dosis efectiva cambiaron a 20 mSv/año para POE y 1 mSv/año para público general. Una de las mayores preocupaciones era el hecho de que bajo este criterio, en las instalaciones cuyos blindajes fueron construidos de acuerdo con los Reportes 9 y 26 del ICRP, posiblemente los nuevos límites serían rebasados, constituyendo un fuerte problema tanto de protección radiológica como de economía.

Es por esto que el NCRP decide designar un grupo de expertos para estudiar cómo realizar el cálculo de blindajes de una manera más apegada a la realidad, y basada en las nuevas recomendaciones de la ICRP, encontrándose que muchas de las instalaciones en servicio cumplían con los nuevos valores para los límites de dosis efectiva, ya que el cálculo basado en el Reporte 49 del NCRP sobrestimaba muchos de los parámetros de los que depende el espesor de un blindaje. Resultado de este trabajo es el Reporte 147 del NCRP, publicado en el año de 2005.

En México, actualmente se cuenta con la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, “Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X”, que tiene por objetivo establecer los criterios de diseño, construcción y conservación de las instalaciones fijas y móviles, los requisitos técnicos para la adquisición y vigilancia del funcionamiento de los equipos de diagnóstico médico con rayos X, los requisitos sanitarios, criterios y requisitos de protección radiológica que deben cumplir los Titulares, Responsables y Asesores Especializados en Seguridad Radiológica en establecimientos para diagnóstico médico que utilicen equipos generadores de rayos X para su aplicación en seres humanos, con el fin de garantizar la protección a pacientes, personal ocupacionalmente expuesto y público en general.

El objetivo del presente trabajo consiste en elaborar una guía que contenga los procedimientos para calcular blindajes en instalaciones que alberguen equipos de radiografía convencional, mamografía y tomografía computarizada, basada en métodos aceptados internacionalmente, en particular el Reporte 147 del NCRP, con el fin de mejorar las condiciones de protección radiológica en unidades de radiodiagnóstico médico. Así mismo, se muestra un ejemplo de la aplicación de estos procedimientos para casos reales.

El presente trabajo está estructurado en ocho capítulos, que corresponden al siguiente orden. En los capítulos I y II se describen los principios básicos sobre la física de los rayos X utilizados en radiodiagnóstico y la interacción de éstos con la materia. También, se describen algunas magnitudes radiológicas y, de forma general, los efectos biológicos que produce la radiación en el ser humano.

El capítulo III aborda lo relacionado a tres modalidades de radiodiagnóstico médico: radiografía convencional, mamografía y tomografía computarizada. Se describe en qué consiste cada una y, para fines de protección radiológica, qué tipo de radiación (primaria o secundaria) incide sobre las barreras de la sala como consecuencia de un estudio realizado con cada una de las modalidades.

En el capítulo IV se da a conocer el sistema de limitación de la dosis que rige a las prácticas que entrañan el uso de radiación ionizante, según lo marca la ley, así como los factores de protección contra la radiación y, finalmente, todos y cada uno de los parámetros utilizados en el cálculo de un blindaje en una sala de radiodiagnóstico médico.

En el capítulo V se describen diferentes métodos para calcular el espesor de las barreras en las diferentes salas. Para radiografía convencional se describen dos métodos, para mamografía sólo un método y para tomografía computarizada tres diferentes maneras de realizar el cálculo.

El capítulo VI presenta ejemplos de cómo se aplican los métodos descritos en el capítulo V en situaciones reales. Un ejemplo corresponde a una sala de radiografía convencional, otro a una sala de mamografía y, un tercer ejemplo, a una sala de tomografía computarizada.

En el capítulo VII se muestran y se discuten los resultados obtenidos en el capítulo VI.

En el capítulo VIII se presentan las conclusiones de este trabajo.

Capítulo I

Los rayos X

1.1 Naturaleza

En 1895, Wilhelm Conrad Roentgen descubrió que los rayos X se producían si un haz de electrones golpeaba un blanco. Por no conocer su naturaleza los llamó rayos X. Posteriormente encontró que éstos se producen al hacer incidir un haz de electrones sobre algún material.

Los rayos X son radiación electromagnética, por lo que tienen asociada una longitud de onda y una frecuencia; dicha longitud de onda es menor que la de la luz visible. Se encuentran localizados dentro del espectro electromagnético y se considera que la energía mínima de los rayos X es del orden de 100 eV (figura 1.1).

Como sabemos, los fotones y en particular los rayos X, tienen la dualidad onda partícula. Como onda, bajo determinadas circunstancias, presentan fenómenos como difracción, interferencia y polarización. Como partículas, en forma de cuantos de energía, o *fotones*, cuya masa en reposo es cero, presenta otro tipo de fenómenos, los cuáles tienen suma importancia para comprender la física de los rayos X aplicados al diagnóstico médico.

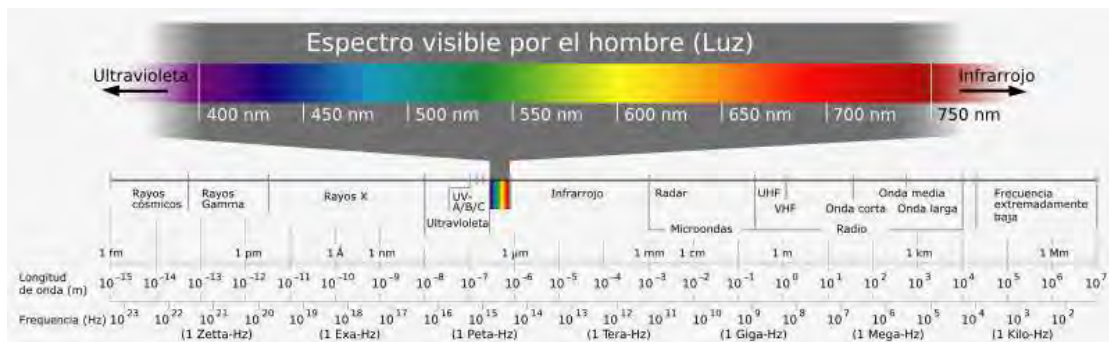


Figura 1.1. Espectro electromagnético [W1]

1.2 Producción de rayos X

Las figuras 1.2a y 1.2b muestra la representación típica de un tubo de rayos X. El tubo consiste en una cápsula de vidrio evacuada al alto vacío. En un extremo de la cápsula, se encuentra el cátodo (que funge como electrodo negativo) mientras que en el extremo opuesto se encuentra el ánodo (electrodo positivo). El cátodo es un filamento de tungsteno (W) que al calentarse emite electrones, fenómeno que se conoce como *emisión termiónica*. El ánodo está formado por un vástago de cobre delgado, que en un extremo tiene colocada una pequeña pieza de tungsteno que funciona como un “blanco”. Cuando se aplica una diferencia de potencial muy alta entre ambos electrodos (del orden de kilovolts),

los electrones emitidos por el filamento son acelerados hacia el ánodo, adquiriendo grandes velocidades antes de impactar con el blanco de tungsteno.

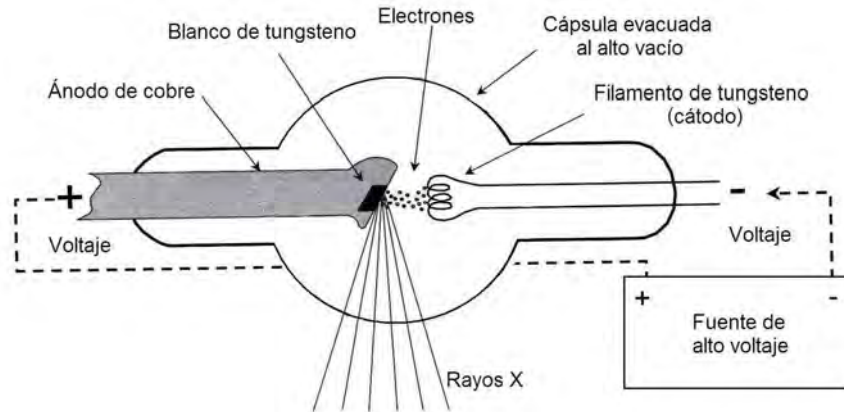


Figura 1.2 a. Configuración típica en un tubo de rayos X [K03].

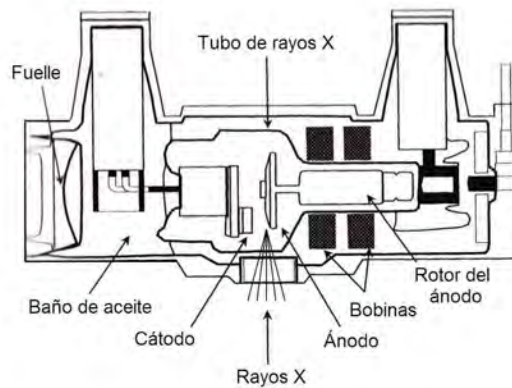


Figura 1.2 b. Configuración de un equipo con un tubo de rayos X de ánodo giratorio [K03].

El blanco debe tener un número atómico (Z) alto, ya que la eficiencia en la producción de los rayos X está en función de Z . Además, el material debe tener un punto de fusión muy elevado debido a la gran cantidad de electrones que lo impactan y que provocan su calentamiento. El tungsteno, que cumple con las características mencionadas, frecuentemente se elige como blanco. El número atómico de este elemento es $Z = 74$, mientras que su punto de fusión se encuentra en $3,370\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Por otro lado, es importante lograr que el ánodo se mantenga a una cierta temperatura. En algunos tubos, el calor generado se conduce a través del ánodo de cobre hacia el exterior, en donde éste es enfriado con aceite, agua o aire. En radiodiagnóstico médico se usan tubos de rayos X con ánodos giratorios, cuya función es evitar que se caliente sólo una región del blanco. El calor producido en estos ánodos giratorios es irradiado hacia un reservorio de aceite que rodea al tubo, y que tiene como función, tanto absorber el calor generado en el ánodo, así como aislar a la cubierta del tubo del alto voltaje aplicado dentro del mismo.

El área del blanco, desde la cual los rayos X son emitidos se denomina *mancha focal*. Ésta debe ser tan pequeña como sea posible para generar imágenes radiográficas nítidas. Sin embargo, mientras más pequeña sea la mancha focal, se produce más calor por unidad de área, limitando así la corriente y la exposición. Para arreglar este problema se utiliza un *foco de línea*. Éste consiste en un arreglo tal que el blanco está montado en una superficie inclinada del ánodo. El lado **a** en la figura 1.3, es igual a $A \text{sen } \theta$, donde *A* es el tamaño de la mancha focal a un ángulo θ , con respecto al haz de electrones. Si se varía este ángulo, se pueden obtener diferentes tamaños de **a**, según se desee.

El otro componente importante del tubo, el cátodo, consiste en un filamento amplio, un circuito que lo provee de corriente eléctrica y una copa focal, que tiene como función dirigir el haz de electrones hacia el ánodo y que éstos golpeen en un área bien definida, la mancha focal.

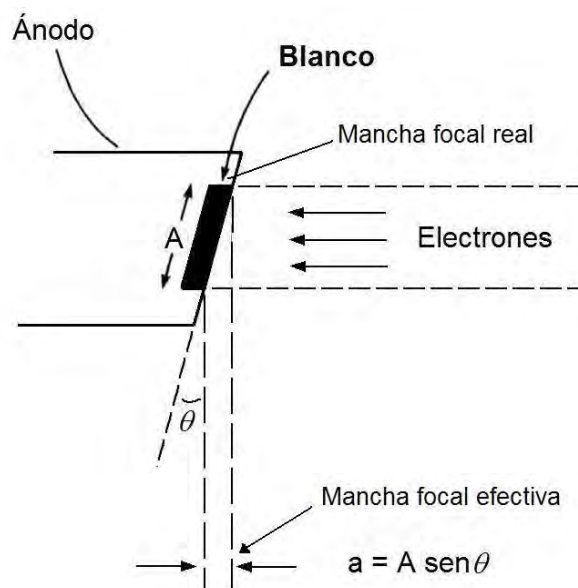


Figura 1.3. Reducción de la mancha focal [R91].

1.3 Tipos de rayos X

Los rayos X se pueden clasificar en dos tipos: los característicos y los de frenado.

1.3.1 Rayos X característicos

Se producen cuando un electrón interacciona con un electrón atómico de las capas internas de un átomo (K, L ó M) vía una fuerza de repulsión eléctrica. Este proceso se ilustra en la figura 1.4. Primero, el electrón incidente (1) remueve a otro electrón de alguna de las capas atómicas (sólo si la energía transferida por el electrón incidente es mayor que la energía de amarre del electrón en la capa K), dejando una vacancia en ella (2). Algún electrón de una capa superior pasará a ocupar la vacancia (3). Se produce un rayo X característico con una energía igual a la diferencia entre los dos niveles energéticos de las capas (4). Como los

niveles de energía son característicos de cada elemento, los rayos X emitidos también tendrán una energía característica. Entonces, su espectro será discreto.

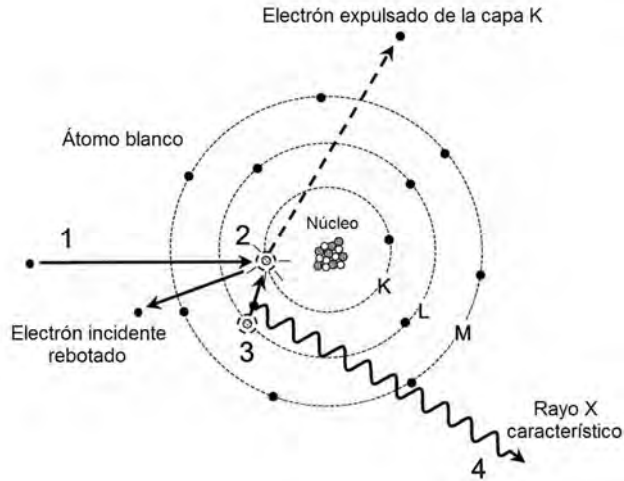


Figura 1.4. Producción de rayos X característicos [B03]

1.3.2 Rayos X de frenado

Se producen cuando un electrón que viaja en las proximidades de un núcleo atómico, es desviado por éste, provocando que el electrón cambie su trayectoria y pierda parte de su energía cinética. Esta pérdida de energía provocará la emisión de un rayo X. Los núcleos pesados, es decir, aquéllos que tienen un número grande de protones son mucho más eficientes para producir radiación de frenado que los núcleos que tienen Z bajo, debido a que la desviación producida por los primeros es más fuerte que la producida por los segundos. Un haz monoenergético de electrones produce un espectro polienergético y continuo de rayos X, ya que la interacción de cada electrón con el núcleo atómico puede ser diferente, lo que provoca pérdidas de energía diferentes y, por tanto, la producción de rayos X con distintas energías.

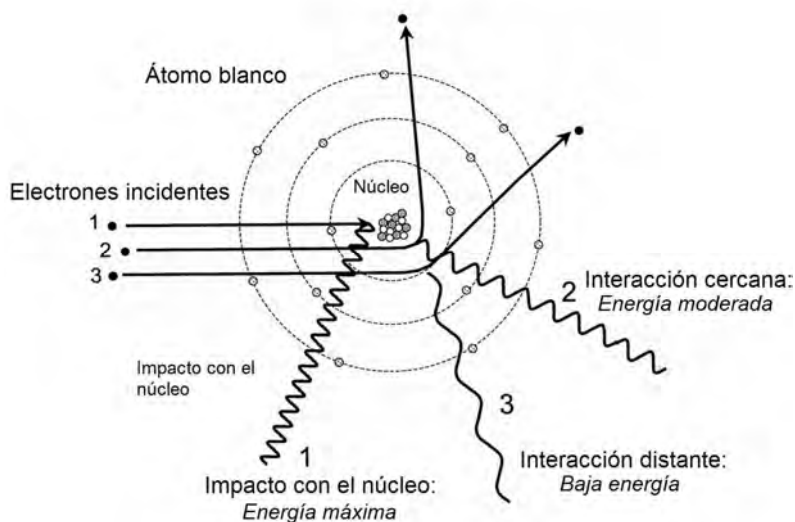


Figura 1.5. Producción de rayos X de frenado [B03].

Capítulo II

Física de las Radiaciones Aplicada al Radiodiagnóstico

2.1 Interacción de los rayos X con la materia

La radiación ionizante es aquella que tiene la energía necesaria para ocasionar tanto excitación como ionización, en los átomos de la materia con la que interacciona. La radiación ionizante se puede clasificar en dos tipos: la radiación directamente ionizante (partículas con carga eléctrica) y la radiación indirectamente ionizante (partículas eléctricamente neutras). Las partículas cargadas, como son los electrones, están rodeadas por un campo eléctrico; cuando atraviesan la materia sufren muchas interacciones de tipo coulombiano a lo largo de su trayectoria, depositando su energía de forma directa, mientras que las partículas no cargadas, como los rayos X o los neutrones, no están sujetas a las fuerzas coulombianas, es decir, al atravesar la materia, las partículas no cargadas interaccionan con pocas partículas cargadas del medio transfiriéndoles gran parte de su energía, siendo las eléctricamente cargadas, las que se encargan de ionizar a otros átomos del medio. Cuando un fotón interacciona con la materia, puede ser absorbido y desaparecer, o puede ser dispersado, cambiando la dirección original de su trayectoria, y puede haber o no pérdida de energía. Los mecanismos de interacción de los fotones con la materia son: dispersión de Rayleigh, producción de pares, fotodesintegración, efecto fotoeléctrico y efecto Compton. En radiodiagnóstico médico sólo se presentan dos fenómenos, el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton, debido a los potenciales que se manejan en los tubos de rayos X (< 150 kV). Por esta razón sólo se describirán en detalle estos dos mecanismos de interacción.

En la dispersión de Rayleigh, un fotón interacciona con todo el átomo y gasta su energía en excitarlo. La nube electrónica de dicho átomo oscilará en fase y posteriormente irradiará energía en forma de un fotón con la misma energía del fotón incidente, pero con una dirección ligeramente diferente de la original.

La producción de pares ocurre cuando un fotón interacciona con el campo eléctrico del núcleo atómico. La energía de dicho fotón se transforma en un par electrón-positrón. El equivalente en energía de la masa en reposo de cada electrón es de 0.511 MeV, por lo que este fenómeno puede ocurrir sólo cuando la energía del fotón incidente sea mayor que 1.02 MeV. Si la energía es mayor a este umbral, el exceso de energía se transformará en energía cinética que ambas partículas se repartirán. Posteriormente, el positrón interaccionará con un electrón, produciendo dos fotones de aniquilación de 0.511 MeV, que saldrán en dirección opuesta uno del otro.

En el fenómeno denominado fotodesintegración, un fotón con energía de algunos MeV, es absorbido por un núcleo atómico, provocando la emisión de un nucleón. La energía que este último tendrá, será igual a la energía del fotón menos la energía de amarre del nucleón.

2.1.1 Efecto fotoeléctrico

Es un fenómeno en el cual, un fotón interactúa con un átomo y expulsa a uno de sus electrones orbitales. En este proceso, la energía total $h\nu$ del fotón incidente es absorbida por el átomo y transferida al electrón orbital. Este tipo de interacciones tienen lugar predominantemente en las capas K y L, donde los electrones están muy fuertemente ligados al núcleo atómico, y se da sólo si la energía del fotón incidente es mayor que la energía de amarre (E_b) del electrón expulsado, llamado también fotoelectrón. La energía cinética de éste, después de la colisión será:

$$E_c = h\nu - E_b \quad (2.1)$$

Después de que el electrón ha sido expulsado, se crea una vacancia en la capa, dejando al átomo en un estado excitado. La vacancia será ocupada por un electrón orbital de alguna capa externa, lo que ocasionará la emisión de un rayo X característico. También existe la posibilidad de que se emitan electrones Auger. La probabilidad de emisión de rayos X característicos disminuye, cuando disminuye también el número atómico del material absorbedor.

La probabilidad de interacción por efecto fotoeléctrico por unidad de masa, es aproximadamente proporcional a Z^3/E^3 , donde Z es el número atómico del material y E es la energía del fotón incidente.

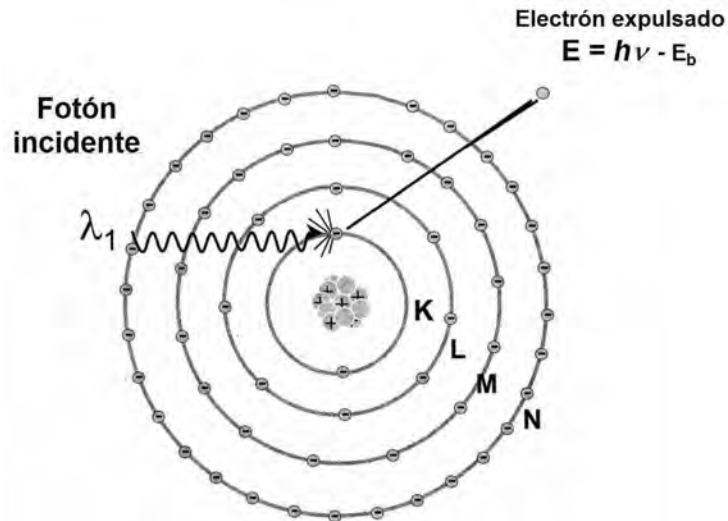


Figura 2.3. Representación del efecto fotoeléctrico [B03].

2.1.2 Efecto Compton

En esta interacción, un fotón colisiona con un electrón de las capas de “valencia” del átomo. Como resultado, el electrón es expulsado del átomo a un ángulo ϕ , mientras que el fotón es desviado de su trayectoria original a un ángulo θ , y se reduce su energía. Como ésta debe conservarse antes y después de la interacción, la energía del fotón incidente ($E_0=h\nu$) es igual a la suma de la energía cinética del electrón expulsado (E_{e^-}) y la energía del fotón dispersado ($E_{sc}=h\nu'$). La energía de amarre del electrón es muy pequeña en comparación con la E_0 , E_{e^-} y E_{sc} , por lo cual no se considera relevante en este fenómeno. Utilizando relaciones de conservación de momento y energía, se encuentran tres ecuaciones relativistas, que relacionan los parámetros cinéticos de este proceso, que son:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu / m_0c^2)(1 - \cos\theta)} \quad (2.2)$$

$$E_{e^-} = h\nu - h\nu' \quad (2.3)$$

$$\cot\theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right), \quad (2.4)$$

donde m_0c^2 (la energía en reposo del electrón) es 0.511 MeV, $h\nu$, $h\nu'$ y E_{e^-} están expresadas en MeV.

La probabilidad de la interacción Compton es independiente del Z del material absorbente, pero aumenta para materiales con mayor número de electrones por cm^3 .

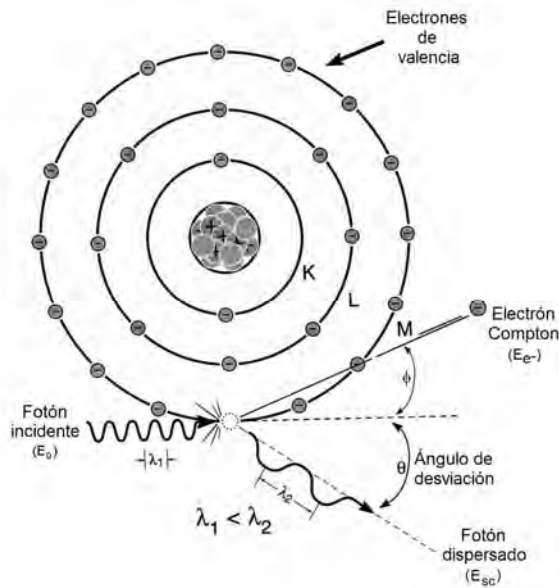


Figura 2.4. Representación del efecto Compton [B03].

En la figura 2.5 se muestran las regiones en las que predominan los efectos fotoeléctrico y Compton, así como la producción de pares, en función de la energía del fotón ($E_\gamma = h\nu$) y del número atómico Z del medio absorbedor. Las curvas muestran en qué regiones es igualmente probable que ocurran dos tipos de interacciones. El efecto fotoeléctrico domina a “bajas” energías de los fotones, mientras que el efecto Compton lo hace a energías “medias” y la producción de pares domina a “altas” energías. Por otro lado, para un Z bajo del medio, (por ejemplo carbón, aire, agua o tejido humano) la prevalencia del efecto Compton es muy amplia y se extiende entre, aproximadamente, 20 keV y 30 MeV. Gradualmente la prevalencia disminuye conforme Z se incrementa.

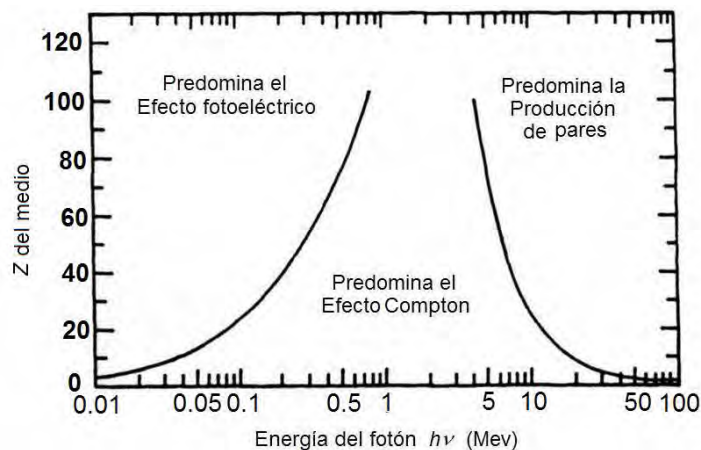


Figura 2.5. Importancia relativa de los tres principales mecanismos de interacción radiación-materia. Las curvas muestran los valores de Z y E , para los cuales dos tipos de efectos tienen igual probabilidad de ocurrencia [A86].

2.1.3 Atenuación de los rayos X

La atenuación de un haz de rayos X es la disminución, en la dirección original del haz, del número de fotones debido a su interacción con el material en cuestión.

Un haz que inicialmente se constituye de una cantidad N_0 de fotones monoenergéticos, incide perpendicularmente sobre un objeto de espesor x . La interacción provoca que al otro lado del objeto sólo salgan N_x fotones que no interaccionaron.

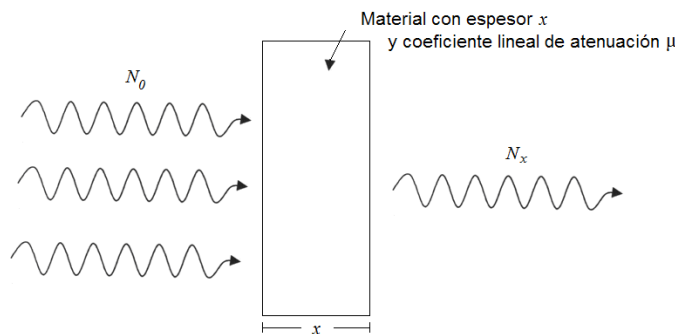


Figura 2.6 Atenuación de los rayos X al atravesar un objeto [A86]

La cantidad de fotones que salen del objeto, es decir, aquéllos que lograron transmitirse, está determinada por la ecuación

$$N_x = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.5)$$

donde μ , llamado coeficiente lineal de atenuación, es la probabilidad de que un fotón interactúe con el medio al atravesar un espesor unitario; su valor depende de la energía del fotón y del número atómico y la densidad del material que atraviesa; sus unidades son cm^{-1} .

La ecuación anterior también puede expresarse en términos de la intensidad del haz (I), así como del coeficiente lineal de atenuación (μ) y el espesor del objeto (x), como en el caso anterior. La intensidad es una función del grosor del material del que está constituido el objeto, que se expresa como:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.6)$$

2.1.3.1 Coeficientes de atenuación

El coeficiente lineal de atenuación, μ , está definido como la probabilidad, por unidad de longitud, de que un fotón interactúe con el medio sobre el cual está incidiendo. El coeficiente depende de la energía del haz, así como de las características del medio con el cual interactúa, como son el número atómico y la densidad.

El coeficiente lineal de atenuación total μ , está compuesto por la suma de las probabilidades individuales para cada uno de los procesos de interacción:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad (2.7)$$

donde τ , σ y κ son los coeficientes de atenuación debidos al efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares, respectivamente. Dadas las energías de los rayos X que se manejan en radiodiagnóstico médico, $\kappa=0$, por lo que la ecuación (2.7) se reduce a:

$$\mu = \tau + \sigma \quad (2.8)$$

A partir de estos dos tipos de interacción se transfiere energía, total o parcialmente, a partículas cargadas del medio, la cual se manifiesta como energía cinética.

Si dividimos la ecuación (2.8) por la densidad del material con el cual interactúan los rayos X, se obtiene el coeficiente másico de atenuación que es independiente de la densidad del medio.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} \quad (2.9)$$

2.2 Magnitudes Radiológicas

En México se publicó, en el Diario Oficial de la Federación el 22 de noviembre de 1988, el Reglamento General de Seguridad Radiológica (RGSR), que tiene por objeto proveer en la esfera administrativa a la observancia de la Ley Reglamentaria del Artículo 27 Constitucional en Materia Nuclear en lo relativo a seguridad radiológica, por lo que todas las prácticas que impliquen el uso de radiación ionizante en nuestro país, estarán regidas por este documento. A su vez, dicho reglamento basa su contenido en las recomendaciones que la International Commission on Radiological Protection (ICRP) publicó en su reporte 26 en 1977. En éste se establece, entre otros, el concepto de *equivalente de dosis* (H), que es una magnitud física utilizada para relacionar la dosis absorbida con los efectos deletéreos más importantes producidos por la exposición a la radiación. Además, los límites se expresan en *equivalente de dosis efectivo* (H_E). Por lo tanto, el sistema de limitación de dosis (discutido en el Capítulo IV de este trabajo) que se establece en el RGSR se basa tanto en H como en H_E.

En el año de 1990 la ICRP publicó su reporte 60, el cual incluye nuevas recomendaciones y la revisión de algunos conceptos, entre ellos se define la magnitud llamada *dosis equivalente* (H_T) y los límites se expresan en *dosis efectiva* (E).

El reporte 147 del NCRP, basa los métodos para el cálculo de blindajes en las recomendaciones del reporte 60 de la ICRP, es decir, se consideran límites para dosis efectiva. En el capítulo IV se realiza una discusión a este respecto. Con el fin de atender tanto a la normativa nacional, así como a las recomendaciones internacionales, en esta sección se definen cada una de las cuatro magnitudes en cuestión: H, H_E, H_T y E.

Por otra parte, el mismo reporte 147 del NCRP utiliza, para el cálculo de un blindaje para tomografía computarizada, una magnitud dosimétrica llamada índice de dosis de tomografía computarizada, el CTDI. Esta magnitud también será definida a continuación.

2.2.1. Exposición

Se define como el cociente de dQ entre dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en un elemento de volumen de aire que tiene masa dm son completamente frenados en el aire. Se expresa como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.10)$$

La unidad de exposición en el SI es C kg⁻¹ y la unidad especial es el roentgen (R), donde 1 R = 2.58 x 10⁻⁴ C kg⁻¹.

2.2.2. Kerma

El kerma en aire es la magnitud que ha sustituido a la exposición. Kerma es el acrónimo en inglés de *energía cinética liberada por unidad de masa* (kinetic energy released per unit

mass) y se define como el cociente dE_{tr}/dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas, por unidad de masa en un material específico. Se expresa con la ecuación:

$$K_a = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.11)$$

En el SI, la unidad de kerma es $J\ kg^{-1}$ y su unidad especial es el gray (Gy), donde $1\ Gy=1Jkg^{-1}$.

La relación entre kerma en aire y exposición X es:

$$K_a = X(\overline{W}_a / e) \cdot \frac{1}{(1-g)} \quad (2.12)$$

donde (\overline{W}_a / e) es la energía promedio necesaria para formar un par de iones en el aire y $(1-g)$ es la fracción de la energía cinética inicial gastada en interacciones de colisión. En todos los casos se considerará $(\overline{W}_a / e) = 33.97\ J\ C^{-1}$ y $(1-g) = 1$. Una exposición de $1\ R$ corresponde a $8.76\ mGy$ de kerma en aire.

2.2.3. Dosis absorbida

Se define por la relación:

$$D = \frac{d\overline{\varepsilon}}{dm} \quad (2.13)$$

donde $d\overline{\varepsilon}$ es la energía promedio impartida por radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen que tiene una masa dm . La unidad en el SI para la dosis absorbida es Jkg^{-1} y su unidad especial es el gray (Gy).

2.2.4. Equivalente de dosis

Esta cantidad sirve para relacionar la dosis absorbida con los efectos biológicos producidos en el hombre, dado que, para la misma dosis absorbida por un tejido, el efecto biológico sufrido depende del tipo de radiación incidente, así como de su energía.

Se define equivalente de dosis (H) como el producto de la dosis absorbida por un factor denominado Factor de Calidad (Q) y una serie de factores modificadores (N), teniéndose:

$$H = D \cdot Q \cdot N \quad (2.14)$$

donde el factor de calidad Q, es una cantidad que depende del tipo de la radiación que incide sobre el tejido irradiado. Como se observa en la tabla 2.1, para rayos X el factor de calidad es igual a la unidad. N involucra factores que modifican la dosis absorbida por el tejido, tales como la rapidez con la que se imparte la dosis, el fraccionamiento de la misma,

la distribución de la dosis sobre el cuerpo, etc. Hasta ahora, se le ha asignado como valor la unidad.

Esta cantidad sólo se utiliza para fines de protección radiológica, debido a que el factor de calidad sólo está definido para intensidades bajas de radiación, por lo que no puede ser aplicado en casos de accidentes que involucren altas dosis de radiación.

La unidad de la dosis equivalente es el sievert (Sv), donde

$$\text{Número de Sv} = 1 \text{ Gy} \cdot Q \quad (2.15)$$

La unidad especial para la dosis equivalente es el rem, donde $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$.

Tipo de radiación y energía	Q
Rayos X y rayos γ de todas las energías	1
Electrones de todas las energías	1
Neutrones, protones y partículas cargadas con masa en reposo mayor que una unidad de masa atómica, de cualquier energía	10
Partículas alfa, y partículas con varias cargas (y partículas de carga desconocida) de energía desconocida	20

Tabla 2.1. Valores del Factor de calidad para diversos tipos de radiación [I77].

2.2.5 Equivalente de dosis efectivo

El equivalente de dosis efectivo, H_E , es la suma ponderada de los equivalentes de dosis para los diferentes tejidos H_T , tanto por irradiación externa como por incorporación de radionúclidos. Se define como:

$$H_E = \sum w_T H_T \quad (2.16)$$

donde w_T son los factores de ponderación, dados en la siguiente tabla.

Tejido	Factor de ponderación w_T
Gónadas	0.25
Mama	0.15
Médula ósea roja	0.12
Pulmón	0.12
Tiroides	0.03
Superficie de huesos	0.03
Resto de los tejidos/órganos	0.30
Cuerpo entero	1

Tabla 2.2. Factores de ponderación para diferentes órganos y tejidos [I77].

Como se comentó, la ICRP en su publicación 60 define magnitudes relacionadas con la protección radiológica, entre otras: *dosis equivalente* y *dosis efectiva*.

2.2.6. Dosis equivalente

Es la dosis absorbida promediada sobre algún tejido u órgano, ponderada por el tipo de radiación en cuestión, a la cual se asocia un *factor de ponderación de radiación*, w_R , que tiene que ver con el tipo y la energía de la radiación que incide sobre el cuerpo. Los valores de w_R se pueden observar en la tabla 2.3. Esta magnitud se representa con el símbolo H_T y está dada por la expresión:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.17)$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promedio sobre el tejido u órgano T , dada la radiación R . La unidad de la dosis equivalente es el Jkg^{-1} , con el nombre especial de sievert (Sv).

Tipo de radiación y energía	w_R
Fotones, todas las energías	1
Electrones y muones, todas las energías	1
Neutrones con energía < 10keV	5
10-100 keV	10
>100 keV a 2 MeV	20
2-20 MeV	10
>20 MeV	5
Protones, no de retroceso, energía mayor que 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados	20
Estos valores están relacionados con radiación incidente en el cuerpo o fuentes internas.	

Tabla 2.3. Valores del factor de ponderación para diversos tipos de radiación y energías [I91].

2.2.7. Dosis efectiva

Se define como la suma ponderada de la dosis equivalente en todos los tejidos y órganos del cuerpo y está dada por la expresión:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.18)$$

Donde H_T es la dosis equivalente en el tejido u órgano T y w_T es el *factor de peso* para el tejido T . En la tabla 2.4 se muestran valores de w_T para diversos órganos del cuerpo humano. La unidad de la dosis efectiva es el Jkg^{-1} , con el nombre especial de sievert (Sv).

Tejido	Factor de peso w_T
Gónadas	0.20
Médula ósea roja	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estómago	0.12
Vejiga	0.05
Mama	0.05
Hígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Superficie de los huesos	0.01
Resto de los órganos y tejidos	0.05
Cuerpo entero	1

Tabla 2.4. Valores del factor de ponderación w_T , para diferentes tejidos [I91].

Como se mencionó anteriormente, en el RGSR, los límites se establecen en términos de equivalente de dosis efectivo. Sin embargo, en las recomendaciones internacionales vigentes, los límites se establecen en términos de dosis efectiva.

2.3 Efectos biológicos producidos por la radiación

Los efectos biológicos observados a causa de la radiación, se pueden clasificar en dos categorías: los *deterministas* o *no estocásticos* y los *estocásticos*. Los deterministas tienen las siguientes características:

- 1) para que aparezca un efecto particular, una determinada dosis mínima o dosis umbral debe ser rebasada,
- 2) la magnitud del efecto se incrementa con la dosis, y
- 3) existe una clara relación entre la exposición al agente nocivo y el efecto observado.

Los efectos estocásticos, como su nombre lo indica, son aquellos que ocurren de forma probabilística y se presentan en individuos irradiados y no irradiados. Por lo tanto, no se pueden relacionar directamente con la exposición a un agente nocivo. La probabilidad de que se presenten está en función de la dosis de radiación debida al agente nocivo y por esta razón, no existe una dosis umbral por encima de la cual empiecen a manifestarse los efectos.

Tanto los efectos deterministas como los estocásticos se presentan debido a que la radiación actúa de forma directa e indirecta sobre los órganos y tejidos del cuerpo humano. A continuación se describe cada uno de estos procesos de interacción.

La forma de acción directa, se da en la primera etapa en que radiación y materia interaccionan, llamada la *etapa física*. En ella, los rayos X crean moléculas excitadas o ionizadas, como H_2O^+ y H_2O^* , en un tiempo $\leq 10^{-15}$ s, en una zona muy localizada. Por consiguiente, habrá una disociación en la molécula, lo que puede provocar la ruptura de la molécula de ADN y, como consecuencia, se genera una *mutación puntual*, la cual evita que la información originalmente contenida en un gen, se transmita correctamente a la siguiente generación.

Después de la *etapa física*, ocurre la *etapa química*. En ella se produce un gran número de radicales libres que son químicamente tóxicos y pueden extender su toxicidad a otras moléculas, en particular a las moléculas de ADN. Un radical libre es un fragmento de un compuesto o de un elemento, que contiene un electrón desapareado. Esta etapa ocurre en un tiempo aproximado entre 10^{-12} y 10^{-6} segundos.

Finalmente, se presenta la *etapa biológica*, en la que puede ocurrir alguna de las siguientes posibilidades, dada la lesión producida en la molécula de ADN:

- 1) El ciclo celular se detiene, pero el daño se repara correctamente y la célula sobrevive de manera normal.
- 2) La lesión se repara correctamente sin que el ciclo celular tenga que detenerse y la célula también sobrevive de manera natural. Esta situación es la más frecuente para bajas dosis.
- 3) Se produce una reparación defectuosa. En consecuencia, existen diferentes posibilidades:

- a) Ocurre la muerte celular programada (apoptosis)
- b) Ocurre una mutación no letal, teniendo a su vez dos posibilidades: la primera de ellas es la anomalía hereditaria si el daño se produce a nivel de células reproductoras (gametos). La segunda es el cáncer, que aparece cuando se dañan células ordinarias del cuerpo.
- c) Ocurre el efecto letal, que produce la muerte celular no controlada (necrosis), que finalmente desencadena en una patología tisular.
- 4) Si el daño celular no se repara, puede aparecer el efecto letal.

Estos efectos pueden aparecer después de minutos, horas, días, años e incluso después de algunas generaciones.

Capítulo III

Modalidades de Diagnóstico Médico con Rayos X

3.1 Radiografía Convencional

La radiografía convencional o radiografía de proyección fue el primer procedimiento radiológico de imagen desarrollado y comenzó con la radiografía de la mano de la Señora Roentgen en 1895. Esta técnica consiste en la adquisición de una imagen en dos dimensiones, de la anatomía tridimensional del paciente. Se utiliza para visualizar, entre muchas otras patologías, fracturas en huesos, cáncer pulmonar, enfermedades del corazón, etc. En una sola proyección se pueden visualizar varias patologías a la vez. Una de las desventajas de esta técnica es el no conocer la posición de una región específica en la dirección del haz para solventar esta situación se toma una segunda proyección. La técnica utilizada (voltaje o kV, cantidad de corriente en el tubo o mAs) varía en cada estudio, dependiendo de la región del cuerpo de la que se trate.

La radiografía es un procedimiento o técnica de *imagen por transmisión*. Los rayos X son emitidos desde un tubo, que es colocado en un lado del paciente. La radiación pasa a través de su cuerpo y es colectada del otro lado del paciente por un detector que contiene una película.

En esta técnica, la densidad óptica (DO, u OD por sus siglas en inglés y que es una medida del oscurecimiento de la película) en un lugar específico de la película, está determinada por la atenuación que sufren los rayos X, de acuerdo a las características del paciente, a lo largo de una línea recta a través del mismo entre la fuente de rayos X y el punto correspondiente en el detector. El tubo emite una distribución relativamente uniforme de rayos X que se dirigen al paciente y cuando esta distribución homogénea interacciona con el paciente, la película dentro del detector *graba* la alteración de esta distribución, es decir, los rayos X que logran transmitirse a través del paciente (Fig. 3.1).

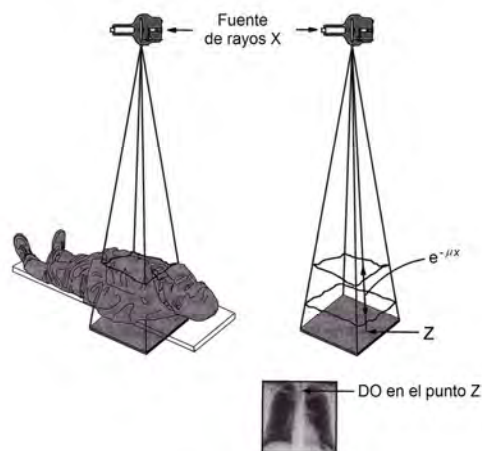


Figura 3.1 Representación del proceso de adquisición de una radiografía [B03].

En la figura 3.2 se ilustra el interior de una sala típica de radiografía convencional.



Figura 3.2. Equipo de rayos X, marca CMR, en un hospital de la Ciudad de México.

3.2 Mamografía

Es una técnica radiográfica especialmente diseñada para detectar patologías en las mamas femeninas.

Los primeros estudios mamográficos se realizaron en la década de 1950 y se obtenían en una película radiográfica, requerían de altas dosis de radiación y ofrecían imágenes de bajo contraste y calidad diagnóstica pobre. Por ello, estos estudios no eran útiles en la detección temprana del cáncer de mama. La técnica para obtener imágenes se fue perfeccionando y a mitad de la década de 1980 el American College of Radiology (ACR) estableció un programa de acreditación en mamografía, que incluyó la exigencia de estándares mínimos para las prácticas y el control de calidad de los equipos, lo que orilló a mejoras en la tecnología y en la calidad del servicio.

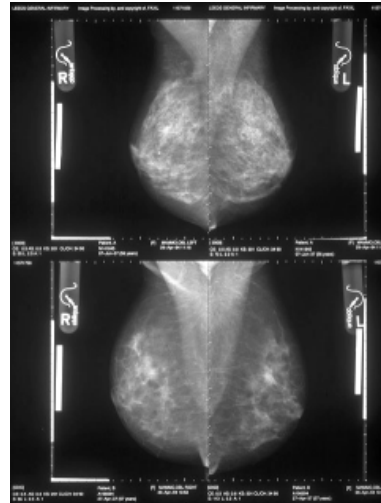
Los programas de detección de cáncer de mama dependen de la mamografía porque tiene la sensibilidad necesaria para detectar cáncer de mama en una etapa temprana, lo que brinda a la paciente la mejor oportunidad de tratar de una manera correcta la enfermedad. Instituciones como la American Medical Association, la American Cancer Society y el American College of Radiology han emitido recomendaciones en las que se propone un examen anual a partir de los 40 años.

Un estudio típico consiste en la adquisición de dos imágenes de cada mama. Para ello, ésta se comprime y posteriormente se obtiene la primera imagen en la dirección mediolateral oblicua y la otra en la dirección cráneo caudal. Las pequeñas diferencias de la atenuación de rayos X entre tejido glandular normal y canceroso en la mama, requiere el uso de un equipo especialmente diseñado para optimizar la detección del cáncer. Se utilizan energías pequeñas del haz de rayos X porque proveen el mejor contraste en la imagen entre los

tejidos sanos y los dañados. Con una energía del haz de rayos X entre 15 keV y 25 keV se obtiene el mejor contraste, mientras que con una energía > 35 keV, el contraste es pobre. Sin embargo, la gran absorción de la radiación por los tejidos resulta en una alta dosis a éstos y un tiempo de exposición grande. El desafío en el desarrollo de equipo diseñado especialmente para mamografía, consiste en optimizar la dosis de radiación y aumentar la calidad de la imagen. La figura 3.3a ilustra la manera en que se adquiere una mamografía, mientras que la figura 3.3b muestra las imágenes de un estudio completo con esta modalidad radiográfica. En la figura 3.4 se muestra un equipo utilizado en mamografía.



a)



b)

**Figura 3.3a) Representación de un estudio en una sala de mamografía [W4].
3.3b) Obtención de imágenes en un estudio de tomografía [W6].**



Figura 3.4 Mastógrafo digital GE, modelo Senographe DS en un hospital de la Ciudad de México.

3.3 Tomografía Computarizada

La Tomografía computarizada (CT por las siglas en inglés de Computed Tomography) apareció en el año 1972 y fue la primera técnica de imagenología médica hecha posible gracias al uso de la computadora. Actualmente, es una poderosa herramienta para el diagnóstico médico y tiene diferentes aplicaciones clínicas, desde la detección de diferentes tipos de cáncer, hasta la visualización de traumas o problemas de osteoporosis. Sus creadores Godfrey Hounsfield, de Gran Bretaña y Allan Cormack, de Estados Unidos, obtuvieron en 1979 el Premio Nobel de Medicina [B03].

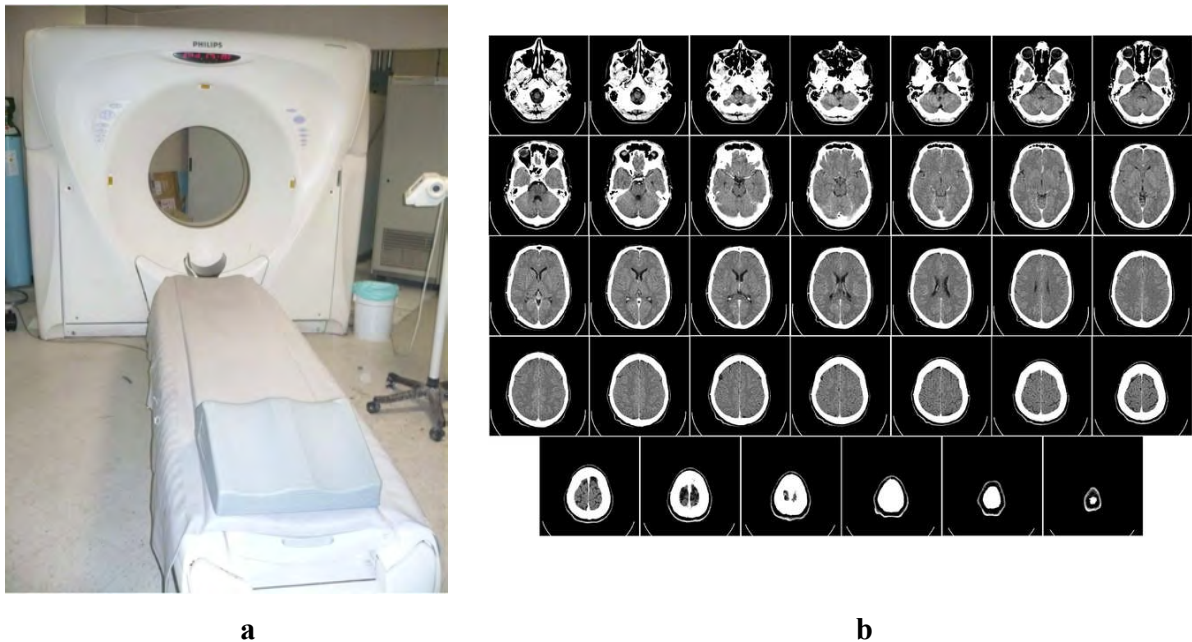


Figura 3.5 a) Equipo Philips modelo Mx 8000 en un hospital de la Ciudad de México. b) Ejemplo de imágenes obtenidas en un estudio de tomografía computarizada [W2].

La técnica CT se basa en los principios matemáticos desarrollados por Johann Radon en 1917, quien postuló que la imagen de un objeto desconocido se puede producir a partir de tener un número infinito de proyecciones a través de dicho objeto.

En el caso de la radiografía de película, la tridimensionalidad (3D) de la anatomía del paciente se reduce a una imagen de sólo dos dimensiones (2D), ya que la información que corresponde a la dimensión paralela al haz de rayos X se pierde. Una posible aunque limitada solución, es que se tomen dos placas. Por ejemplo, en un estudio de tórax, se puede tomar una proyección posteroanterior (PA) y una proyección lateral, donde la primera de ellas proporciona información del ancho y la altura, mientras que la segunda proporciona información sobre la altura y la profundidad. Este procedimiento, en general, proporciona información de localización. Sin embargo, para observar patologías más complejas, esta técnica no es suficiente.

Con un estudio de CT se toman proyecciones a lo largo de una rotación de 360 grados del tubo de rayos X, por lo que se obtiene un número mucho mayor de imágenes del interior

del paciente que con la radiografía de película. Sin embargo, para un humano resulta imposible visualizar imágenes transversales, por lo que una computadora es la encargada de almacenar e interpretar todas las proyecciones.

Una imagen tomográfica es una “fotografía” de un corte del cuerpo del paciente. Una imagen de CT en 2D corresponde a una sección en 3D del paciente, por lo que nuevamente, tres dimensiones se reducen a dos.

En esta técnica, se le llama *rayo* a la medida de una transmisión simple a través del paciente, hecha por un detector en un determinado momento en el tiempo. Una serie de rayos que pasan a través del paciente en la misma orientación, se llama *proyección*. Existen dos posibles geometrías para una proyección. La más básica y que ya no se usa en los equipos de CT, es la *geometría de haz paralelo*, que es aquella en donde todos los rayos de una proyección son paralelos cada uno con respecto al otro. En la *geometría de haz de abanico*, los rayos, a un cierto ángulo de proyección, divergen y dan la apariencia de un abanico. Todos los equipos modernos de CT incorporan esta geometría para los procesos de adquisición y reconstrucción de la imagen. El propósito de los equipos de CT es adquirir un gran número de proyecciones a través del paciente en diferentes posiciones.

Cada rayo del haz detectado por el equipo es una medida de la transmisión a través del paciente a lo largo de una línea, donde el detector medirá una intensidad I_t . La intensidad I_0 , que no se atenúa, también se mide durante el estudio por un detector de referencia, el cual detecta la intensidad inicial del haz de rayos X. La relación entre I_0 e I_t está dada por:

$$I_t = I_0 e^{-\mu t},$$

donde t es el espesor del paciente a lo largo de la trayectoria del rayo y μ es el coeficiente lineal de atenuación promedio a través de la misma trayectoria.

Tanto I_t como I_0 dependen del equipo, no así el producto μt , que está relacionado con la anatomía de cada paciente. Reescribiendo la ecuación anterior, se tiene que:

$$\ln(I_0/I_t) = \mu t.$$

El valor de μ para cada rayo se utiliza en el algoritmo de reconstrucción de la imagen. Esto reduce la dependencia de la imagen de CT con los parámetros del equipo y, en cambio, se obtiene una imagen que depende principalmente de la anatomía del paciente. Una vez obtenidos todos los datos, se utiliza un algoritmo de reconstrucción para producir las imágenes. El más usado de estos algoritmos es el de *retroproyección filtrada*. Los detalles acerca del proceso de reconstrucción van más allá de los fines de este trabajo.

Como se mencionó anteriormente, los equipos modernos de tomografía computarizada (CT) consisten en un tubo de rayos X que produce un haz de abanico, que está colimado y tiene un espesor T_b (en cm o mm) a lo largo del eje de rotación. Los tubos de rayos X empleados, generalmente trabajan con un potencial entre 120 y 140 kVp, por lo cual se producen niveles relativamente grandes de radiación dispersa [N05].

En un estudio *helicoidal* de CT, el paciente se coloca en la camilla del tomógrafo y se mueve de manera continua a lo largo del eje de rotación con velocidad v (fig. 3.6 a). Al realizar un estudio con un maniquí cilíndrico, se obtiene que el haz de rayos X traza una hélice en la superficie del maniquí (fig. 3.6 b), mientras que el tiempo de rotación del tubo de rayos X (τ), por 360° es de 1 segundo o menos.

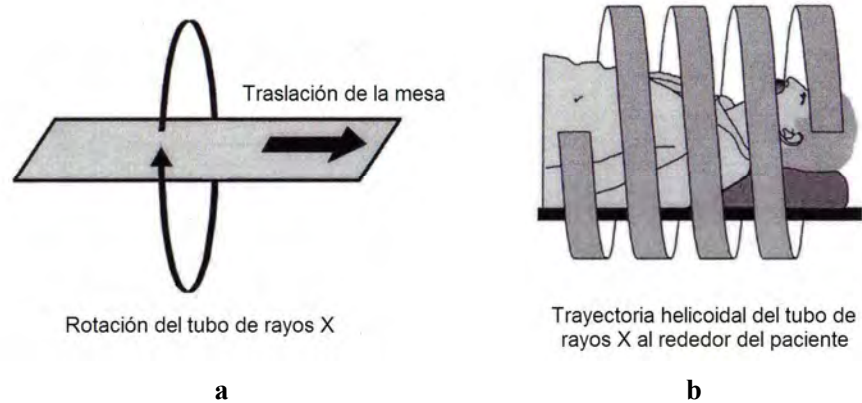
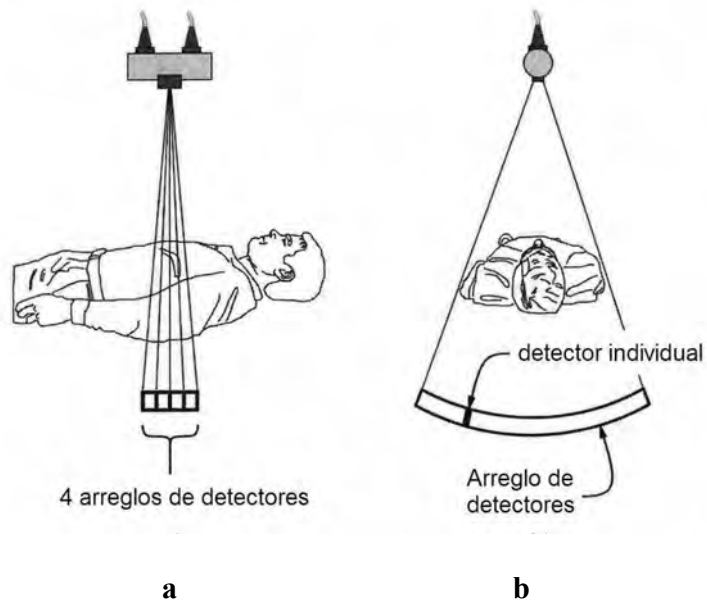


Figura 3.6. Trayectoria trazada por el haz de rayos X sobre el paciente, durante un estudio helicoidal de CT [B03].

Si la traslación del paciente por rotación del gantry $b = v\tau$, es más grande que el espesor nominal del haz T_b , el pitch (p) de la secuencia, definido como el cociente de b sobre T_b ($p = b/T_b$) será mayor a la unidad. En un estudio *multicorte*, existen múltiples detectores colocados a lo largo del eje de rotación, que pueden coleccionar diferentes secciones de imágenes por rotación, que son más delgadas que el espesor nominal del haz. Para equipos con un sistema de adquisición de un solo corte, el espesor nominal del haz se encuentra entre 1 y 10 mm. Para un escáner “multicorte o multidetector”, el espesor nominal del haz puede ser de 40 mm o más, e incluye n cortes reconstruidos. En cada caso, el espesor total del haz determina la cantidad de radiación dispersa por rotación.



**Figura 3.7. a) Arreglo de detectores para un equipo de CT (multicorte) de 4 cortes.
b) Posición de un detector individual en un arreglo de detectores [B03].**

Capítulo IV

Elementos y Parámetros para el Cálculo de Blindajes

4.1 Normativa nacional

4.1.1 Reglamento General de Seguridad Radiológica

En el Reglamento General de Seguridad Radiológica vigente en nuestro país, se establece que las dosis recibidas a consecuencia de la exposición a fuentes de radiación ionizante y de prácticas que entrañan la irradiación con radiación ionizante o incorporación de material radioactivo, se sujetarán a un sistema de limitación de dosis cuyos fundamentos son:

I).- No se aprobará ninguna práctica a menos que su aplicación produzca un beneficio neto positivo.

II).- El diseño, planificación, uso y aplicación subsiguiente de las fuentes y prácticas, deberán realizarse de manera que aseguren que las exposiciones se mantengan tan bajas como razonablemente pueda lograrse, teniendo en cuenta factores sociales y económicos.

III).- El establecimiento de límites para equivalente de dosis¹ (un límite es el valor de una magnitud que no ha de ser superado).

El sistema de limitación de dosis tiene como finalidad evitar los efectos deterministas y limitar la ocurrencia de los estocásticos a un nivel aceptable, por lo que se establecen límites para cada caso, debiendo aplicarse el que resulte más restrictivo para el órgano o tejido irradiado [S88].

4.1.2 Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002

La Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002 [S06] exige que toda instalación en la que se utilicen rayos X para diagnóstico médico cumpla con los siguientes requerimientos con respecto a los blindajes:

- 1) La altura de blindaje para las paredes de una instalación no debe ser inferior a 2.1 metros previa evaluación de las áreas colindantes.
- 2) En instalaciones fijas, es indispensable que la protección del operador durante la exposición consista en una mampara fija si la consola de control está dentro de la sala de rayos X.
- 3) Los blindajes para una instalación deben construirse de manera que exista continuidad entre los diferentes elementos constructivos donde sean instalados muros, marcos, hojas de puertas, ventanillas de control, pasaplasas, entre otros, de

¹ Tal como se comentó en el capítulo II, en el RGSR, los límites se establecen en términos de equivalente de dosis efectivo. Sin embargo, en las recomendaciones internacionales vigentes, los límites se establecen en términos de dosis efectiva.

tal manera que dicho blindaje no se vea interrumpido en ningún punto de la superficie a proteger.

- 4) Las juntas constructivas que existan entre los muros, columnas, tableros preconstruidos u otro elemento de la instalación y que se ubiquen en la sala de rayos X, deben blindarse de tal forma que si se presentan movimientos normales de la estructura, la protección no se vea afectada. Es recomendable el empleo de ángulos o tiras de plomo adosados al interior de las juntas o remates de los muros.
- 5) Los tableros de control, cajas de instalaciones u otros materiales que interrumpan la continuidad de la protección deben cubrirse por su interior y, si esto no es posible, por el lado opuesto del muro con el blindaje suficiente.
- 6) Cuando se utiliza como blindaje lámina de plomo o un material similar, éste debe estar montado de tal manera que no se deslice bajo su propio peso y el empalme entre las láminas deberá ser de 1 cm como mínimo. Las cabezas de clavos, tornillos o remaches deben estar cubiertos con plomo del mismo espesor que el de la lámina.
- 7) Los blindajes deben ser homogéneos y cumplir con la composición y densidad exigidas.
- 8) Toda instalación debe contar con una verificación de blindaje realizada y documentada por un asesor especializado en seguridad radiológica, que garantice que la dosis que reciben público y POE se encuentre por debajo de los límites de dosis establecidos en la norma.
- 9) En caso de siniestros naturales o eventos que afecten en forma evidente la integridad de los blindajes de las salas de rayos X, se deberá realizar la verificación de los mismos.

4.2 Factores de protección: tiempo, distancia, blindaje y señalización

La dosis recibida por un individuo, debida a una fuente de radiación ionizante, se puede reducir mediante cuatro factores de protección: tiempo distancia, blindaje y señalización.

El factor *tiempo* nos sugiere que la persona permanezca el menor tiempo posible en el área donde haya radiación ionizante; el factor *distancia* implica que se debe trabajar a una distancia que permita realizar de manera correcta las labores, sabiendo que entre más alejado se esté de la fuente menos intenso será el campo de radiación; el factor *blindaje* consiste en colocar una barrera entre el haz de radiación y el individuo, con el fin de que la intensidad de dicho haz se atenúe y con ello la dosis recibida por el individuo, reduciéndose así el daño a la persona. Existen dos tipos de blindaje: el blindaje *estructural*, que permanece fijo dentro de la instalación, tal como el que se coloca en paredes, puertas, marcos, mirillas, ventanas, techo y el piso; el blindaje *local* consiste en accesorios de protección para el personal, tales como mamparas, mandiles plomados, guantes, collarines, anteojos de seguridad, etc. El factor *señalización* se utiliza debido a que ninguno de nuestros sentidos es capaz de percibir la radiación, por lo que resulta necesario que en una zona donde exista un campo de radiación, se cuente con los avisos adecuados, tales como el símbolo internacional de radiación ionizante, lámparas de advertencia y las leyendas correspondientes.

Estos factores deben aplicarse tomando en consideración elementos económicos y sociales.

4.3 Blindaje estructural en radiodiagnóstico médico

4.3.1 Áreas ocupadas y su clasificación

Un *área controlada* es aquella en la que el acceso está limitado, y en la cual la exposición ocupacional del personal está bajo la supervisión del encargado de seguridad radiológica de la instalación. Esto significa que tanto el acceso, así como la ocupación y las condiciones de trabajo están controlados con fines de protección radiológica. Generalmente en un área controlada, dentro de una instalación clínica, se encuentran médicos y técnicos radiólogos especialmente entrenados en el uso de radiación ionizante y cuya exposición individual está vigilada, debido a que son directamente responsables o están involucrados con el uso y control de la fuente de radiación ionizante.

Con fines de protección radiológica, un *área no controlada* dentro del hospital o clínica, es una zona que se encuentra en los alrededores de un área controlada y en la cual se hallan personas que no están involucradas con el uso de radiación ionizante, tales como pacientes, visitantes y empleados que no trabajan con este tipo de radiación. Las áreas adyacentes que no forman parte del recinto también se consideran áreas no controladas.

4.3.2 Metas del diseño del blindaje (P)

Las *metas* del diseño del blindaje, P , son valores para el kerma en aire que están por debajo o son iguales a los límites establecidos para una instalación. Se utilizan para el cálculo y la evaluación de barreras ya construidas, para la protección de empleados y miembros del público. La *meta* semanal en un área controlada es de 0.4 mGy de kerma en aire, mientras que en un área no controlada es de 0.02 mGy.

La magnitud recomendada en protección radiológica para la limitación de exposición de las personas a fuentes de radiación ionizante, es la *dosis efectiva* (E), definida en el Capítulo II. Sin embargo, como se mencionó anteriormente, en el diseño de blindajes se utilizan límites para el kerma en aire (K). La relación entre E y K es compleja y depende de la atenuación de los rayos X en los distintos tejidos y órganos del cuerpo, la postura del paciente, entre otros factores. No resulta práctico realizar el cálculo de blindajes con base en límites de E , dado que esta magnitud no se puede medir directamente, por lo que se utilizan valores de K (en miligray).

Utilizando los valores de P mencionados arriba, así como las debidas medidas de protección radiológica en una instalación, se asegura que los límites de dosis efectiva que son de 20 mSv año⁻¹ para POE y 1 mSv año⁻¹ para público general, no serán rebasados.

4.3.3 Distancia fuente-área ocupada (ó fuente-punto de interés)

Es la distancia (d) considerada desde la fuente al punto más cercano a una barrera en el cual se pueda localizar el órgano más sensible de una persona, dentro de un área ocupada. Para una pared, esta distancia no será mayor a 30 cm de la barrera; para una fuente localizada arriba de espacios potencialmente ocupados, la distancia deberá ser no mayor a 1.70 m

sobre el nivel del piso inferior; si la fuente se encuentra en una habitación abajo del área ocupada, la distancia mínima puede ser de 50 cm sobre el piso de la habitación arriba.

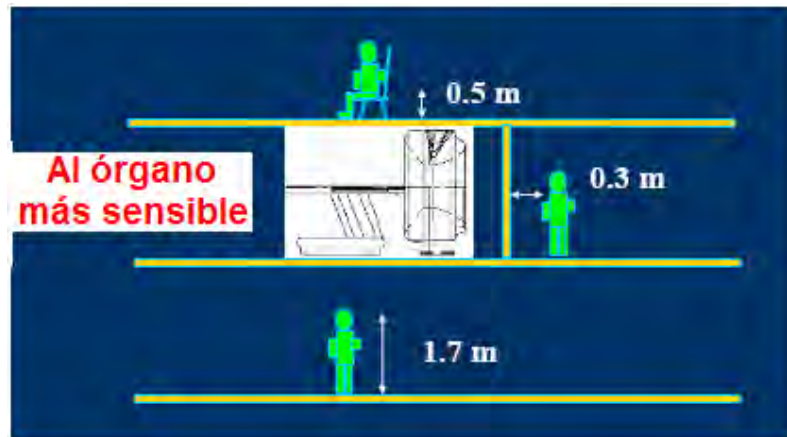


Figura 4.1. Criterios para tomar la distancia fuente-punto de interés, en diferentes orientaciones [W3].

4.3.4 Factor de uso (U)

El factor de uso es la fracción de carga de trabajo del haz primario, en que éste es dirigido hacia una determinada barrera primaria. El valor de U dependerá del tipo de instalación y la barrera en cuestión. En salas de Radiografía, el haz puede dirigirse hacia diferentes orientaciones, por lo que cada barrera tendrá diferente valor de U . Por ejemplo, si el haz de rayos X se dirige todo el tiempo hacia la pared del bucky de tórax, a esta barrera se le asigna un valor para U igual a 1. Si dentro de la misma sala, el haz se dirige hacia alguna otra barrera, a ésta se le asignará un determinado valor de U , en función del tiempo que sobre ella incide dicho haz.

La tabla 4.1 muestra valores sugeridos de U para diferentes barreras primarias [N05]. Sin embargo, según convenga, al realizar un cálculo se puede redondear un valor. Por ejemplo, para el piso se puede escoger $U = 1$, ó 0.1 para la pared detrás de la mesa de rayos X. En el mismo reporte se asigna un valor para U igual a cero para el techo y la cabina de control, pues en estas zonas incide solamente radiación secundaria. En una sala de mamografía, tanto la paciente como el receptor de imagen atenúan al haz primario, por lo que en todas las barreras solamente incide radiación secundaria y, por esta razón, $U = 0$ para todas ellas. Por lo tanto, el hecho de que el valor de U sea igual a cero para alguna barrera, significa que para ella no se calcula el espesor requerido para radiación primaria.

Barrera	Factor de Uso (<i>U</i>)	Distribución de Carga de Trabajo
Piso	0.89	<i>Sala de Radiografía (Piso u otras barreras)</i>
Pared adyacente a la mesa de rayos X*	0.09	<i>Sala de Radiografía (Piso u otras barreras)</i>
Pared No. 3**	0.02	<i>Sala de Radiografía (Piso u otras barreras)</i>
Bucky de tórax	1.00	<i>Sala de Radiografía (Bucky de tórax)</i>

* Figuras 5.1; ** Figura 5.2.

Tabla 4.1. Valores de *U* para diferentes barreras [N05].

4.3.5 Factor de ocupación (*T*)

El factor de ocupación para un área se define como la fracción de tiempo promedio en que un individuo permanece expuesto mientras el tubo de rayos X está encendido. Suponiendo que un equipo de rayos X se usa durante toda la semana, el factor de ocupación es la fracción de horas de trabajo a la semana, que una persona ocuparía determinada área durante un año.

El factor de ocupación de un área no es la fracción de horas a la semana que el lugar es ocupado por diferentes personas, sino que es el periodo de tiempo que una sola persona ocupa en estar ahí. La suposición inicial es que el tubo de rayos X permanece encendido durante 8 horas cinco días a la semana.

Por ejemplo, un área exterior, adyacente a un cuarto de rayos X, tendrá asignado un valor $T = 1/40$, pues un individuo del público general ocuparía ese lugar, en promedio, 1 hora por semana (mientras el tubo de rayos X está encendido) cada semana durante 1 año. Otro ejemplo es el siguiente. Una sala de espera que no cuenta con personal para atender, tendrá asignado un valor de $T = 1/40$, ya que cada persona, por sí misma no permanecerá más de 1 hora a la semana a lo largo de 50 semanas, en promedio. Las personas mayormente expuestas son, por lo general, empleados de la instalación, residentes o personal de algún departamento adyacente. Como ejemplo, podemos mencionar el caso de un miembro del personal, quien permanece cuatro horas por día en un cuarto utilizado para exámenes radiográficos, por lo que en dicha habitación $T = 1/2$.

En ocasiones, un equipo radiográfico puede utilizarse más tiempo de lo normal, por ejemplo en un departamento de emergencia.

Dadas las circunstancias particulares de cada instalación, se deben hacer consideraciones razonables y realistas para asignar un valor de *T* a una determinada zona. En la tabla 4.2 se encuentran los valores propuestos por el reporte 147 del NCRP [N05].

Lugar	Factor de ocupación (T)
Oficinas administrativas, laboratorios, farmacias y otras áreas de trabajo con ocupación completa por un individuo; área de recepción, salas de espera con atención al público, áreas interiores de juegos infantiles, cuartos de rayos X adyacentes, cuarto de interpretación, estación de enfermeras, cuartos de control	$T = 1$
Habitaciones utilizadas para estudios y tratamientos de pacientes	$T = 1/2$
Corredores, cuartos para pacientes, salas de reunión para empleados, cuartos de descanso	$T = 1/5$
Puertas de acceso a los corredores	$T = 1/8$
Sanitarios públicos, cuartos de máquinas sin personal, cuartos de almacenamiento, áreas exteriores con asientos, salas de espera sin personal	$T = 1/20$
Áreas de uso peatonal y tráfico vehicular, estacionamientos sin personal, escaleras, elevadores sin operador, guardarropas	$T = 1/40$

Tabla 4.2. Factores de ocupación sugeridos en el reporte 147 del NCRP.

4.3.6 Carga de trabajo y distribución de carga de trabajo

La carga de trabajo (W) de un tubo de rayos X usado en radiodiagnóstico médico es la integral en el tiempo de la corriente del tubo de rayos X en un periodo específico, y convencionalmente se expresa en unidades de miliamperes-minuto (mAmin). El periodo más común en que se especifica la carga de trabajo es una semana, es decir, se tienen unidades de $mAmin/semana$. Sin embargo, resulta muy útil definir la carga de trabajo normalizada (W_{norm}), como la carga de trabajo promedio por paciente. Cabe resaltar que W_{norm} puede incluir múltiples exposiciones, dependiendo del tipo del estudio radiográfico y el objetivo clínico. El producto de W_{norm} por el número promedio de pacientes por semana (N) nos da la carga de trabajo total por semana (W_{total}):

$$W_{total} = NW_{norm} \quad (4.1)$$

Es importante distinguir entre el número de pacientes por semana (N) y el número de *exámenes* que se realizan en una sala de rayos X. Un *examen* se refiere a un procedimiento específico con rayos X. Por otro lado, un sólo paciente puede estar sometido a diversos exámenes dentro de la misma sala de rayos X, incluso con diversos receptores de imagen. Esto genera una variación (a veces notable) de la carga de trabajo entre un paciente y otro. Por ello, en el diseño del blindaje se debe considerar que el número de exámenes por semana no corresponde necesariamente al número de pacientes en dicho periodo. En esta sección se dan valores de N para diferentes modalidades de radiodiagnóstico con rayos X, que pueden usarse como una guía si dentro de una sala de rayos X este dato no está disponible.

En algunos casos, hay pacientes que pueden estar sujetos a dos estudios: uno en la mesa de rayos X y otro en el bucky de tórax, por lo que la carga de trabajo promedio por paciente se divide en dos componentes: la correspondiente a la mesa y la que corresponde al bucky. Debido a esto, y como medida conservadora, resulta práctico utilizar el mismo número N como el número de estudios para el bucky de tórax y para la mesa de rayos X.

El kerma en aire debido al haz primario medido en un punto determinado, cuando se utiliza un potencial dado del tubo de rayos X, será directamente proporcional a la carga de trabajo. Anteriormente, los métodos para calcular blindajes asociaban una carga de trabajo semanal conservadoramente alta, con un potencial de operación del tubo de rayos X también muy alto, por ejemplo 1,000 mAmin/semana con un voltaje de operación de 100 kVp. Sin embargo, no se consideraba el hecho de que la carga de trabajo se extiende sobre un amplio rango de potenciales de operación. Por ejemplo, en una sala de radiografía convencional, un estudio de una extremidad normalmente requiere un potencial entre 50 y 60 kVp, mientras que un estudio abdominal requiere entre 70 y 80 kVp, y para un estudio de tórax se requieren arriba de 100 kVp, pero con un producto corriente-tiempo (mAs) muy bajo.

En la actualidad, en el diseño de blindajes, la *distribución de la carga de trabajo* como función del potencial (en kVp), es mucho más importante que la magnitud de la carga de trabajo, dado que las propiedades de atenuación de las barreras, muestran una gran dependencia con el potencial de operación del tubo de rayos X [N05].

De acuerdo a lo anterior, se midieron valores de kerma en aire, tanto primario como secundario, para diferentes estudios y modalidades de radiodiagnóstico, en 14 instituciones médicas en Estados Unidos, involucrando aproximadamente a 2500 pacientes y siete tipos diferentes de instalaciones radiológicas. Estos valores de kerma en aire se agrupan en diferentes rangos, denominados *distribuciones de carga de trabajo*, que se muestran a continuación:

1. *Sala de radiografía (todas las barreras)*
2. *Sala de radiografía (bucky de tórax)*
3. *Sala de radiografía (piso u otras barreras)*
4. *Tubo de fluoroscopia (sala de R y F)*
5. *Tubo de radiografía (sala de R y F)*
6. *Sala de exploración de tórax*
7. *Sala de mamografía*
8. *Angiografía cardiaca*
9. *Angiografía periférica*

La nomenclatura *Sala de R y F* se refiere a una sala de rayos X que cuenta con equipo de radiografía convencional y con equipo de fluoroscopia

La distribución de carga de trabajo *Sala de radiografía (todas las barreras)* corresponde a todas las exposiciones realizadas en salas estándar de radiografía, que contienen un bucky de tórax y una mesa de rayos X, y se utiliza para el cálculo de barreras secundarias. Esta distribución se compone por la suma de las distribuciones *Sala de radiografía (bucky de tórax)*, que considera sólo las exposiciones dirigidas hacia la barrera donde se encuentra

montado el bucky, y *Sala de radiografía (piso u otras barreras)*, que involucra a las exposiciones dirigidas hacia las barreras que funcionan como primarias, excepto la pared del bucky de tórax.

La diferencia entre los valores de ambas componentes es muy notable, debido a que las imágenes obtenidas con el bucky de tórax requieren potenciales en el tubo muy grandes (> 100 kVp), en comparación con los campos de radiación dirigidos hacia otras barreras dentro de la misma sala. En la figura 4.2 se puede notar que la mayor parte de la distribución de carga de trabajo *Sala de radiografía (piso u otras barreras)* está significativamente por debajo de 100 kVp.

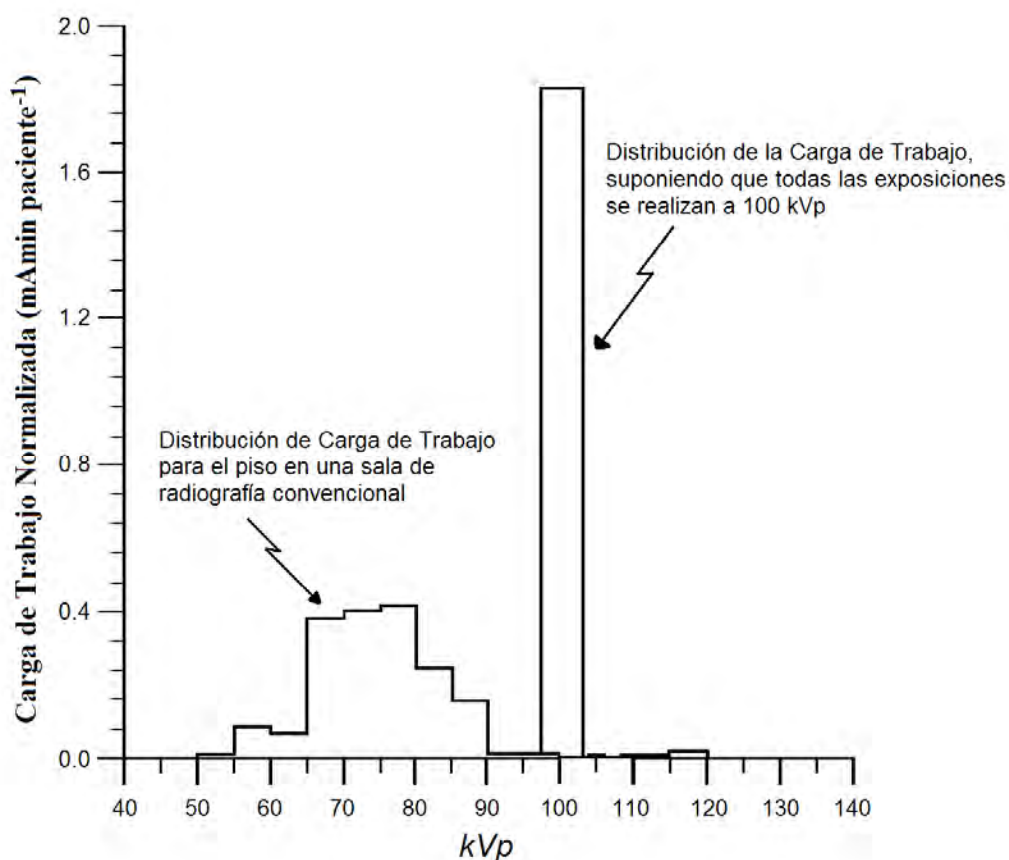


Figura 4.2. Distribución de carga de trabajo *Sala de Radiografía (piso u otras barreras)*, para un haz de rayos X, dirigido hacia el piso de una sala de radiografía general, comparada con la distribución de carga de trabajo, suponiendo que todas las exposiciones se hacen a 100 kVp [N05].

Sala de Radiografía				Sala de Mamografía
kVp	Todas las barreras	Bucky de tórax	Piso u otras barreras	
25	0	0	0	9.255×10^{-1}

30	0	0	0	4.67
35	0	0	0	1.10
40	1.38×10^{-4}	0	1.38×10^{-4}	0
45	7.10×10^{-4}	0	7.10×10^{-4}	0
50	8.48×10^{-3}	6.78×10^{-3}	1.70×10^{-3}	0
55	1.09×10^{-2}	4.56×10^{-4}	1.04×10^{-2}	0
60	9.81×10^{-2}	8.96×10^{-3}	8.91×10^{-2}	0
65	1.04×10^{-1}	3.42×10^{-2}	7.00×10^{-2}	0
70	4.58×10^{-1}	7.25×10^{-2}	3.85×10^{-1}	0
75	5.01×10^{-1}	9.53×10^{-2}	4.05×10^{-1}	0
80	5.60×10^{-1}	1.40×10^{-1}	4.20×10^{-1}	0
85	3.15×10^{-1}	6.62×10^{-2}	2.49×10^{-1}	0
90	1.76×10^{-1}	1.41×10^{-2}	1.62×10^{-1}	0
95	2.18×10^{-2}	3.51×10^{-3}	1.82×10^{-2}	0
100	1.55×10^{-2}	8.84×10^{-4}	1.46×10^{-2}	0
105	3.48×10^{-3}	1.97×10^{-3}	1.51×10^{-3}	0
110	1.05×10^{-2}	9.91×10^{-3}	5.51×10^{-4}	0
115	4.10×10^{-2}	3.74×10^{-2}	3.69×10^{-3}	0
120	6.99×10^{-2}	5.12×10^{-2}	1.87×10^{-2}	0
125	4.84×10^{-2}	4.81×10^{-2}	3.47×10^{-4}	0
130	1.84×10^{-3}	1.71×10^{-3}	1.25×10^{-4}	0
135	7.73×10^{-3}	7.73×10^{-3}	0	0
140	0	0	0	0

Tabla 4.3. Carga de trabajo normalizada por paciente, en salas de radiografía convencional y de mamografía [N05].

Los valores reales de la distribución de carga de trabajo para una determinada sala de rayos X, pueden ser diferentes a los mostrados en la tabla 4.3 y además, pueden variar de instalación a instalación y de semana a semana para una misma instalación. Sin embargo, los valores promedio de las distribuciones, representan un modelo más realista del uso del tubo de rayos X, que una aproximación usando un solo valor de kVp.

Por otro lado, los valores mostrados en la tabla 4.3 son independientes del número de pacientes que se atienden en una instalación.

Se puede observar que para un solo valor del potencial en el tubo, se produce un espectro continuo de rayos X de frenado, al que se le asocia con una curva de transmisión correspondiente a un determinado material utilizado como blindaje. De la misma manera, una distribución de carga de trabajo también produce un espectro continuo cuyas propiedades de atenuación también pueden representarse por medio de una sola curva de

transmisión. Esta situación se ilustra en la figura 4.3, con un potencial de 100 kVp y la distribución de carga de trabajo *Sala de radiografía (piso u otras barreras)*, ambos mostrados en la figura 4.2.

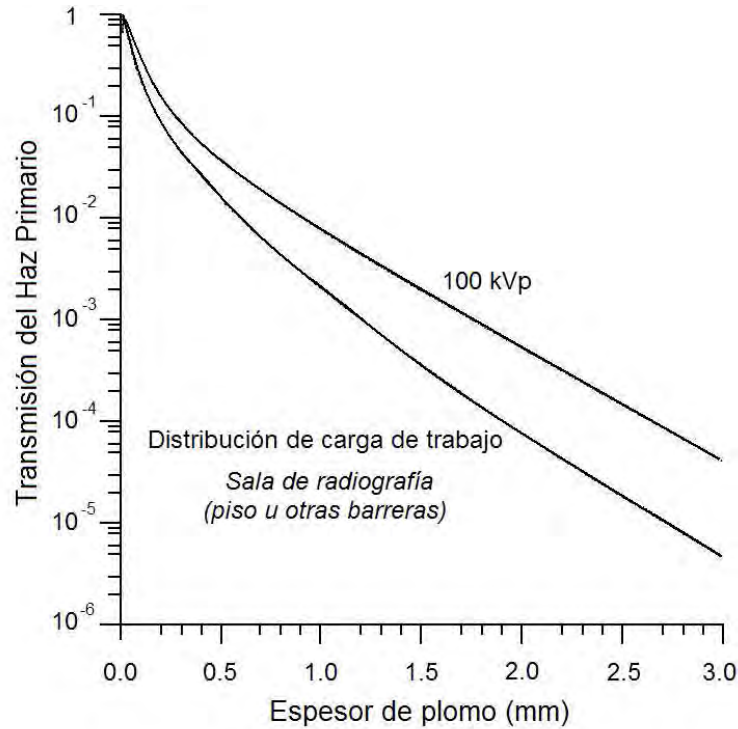


Figura 4.3. Transmisión del haz primario a través de plomo, de rayos X producidos con un potencial de 100 kVp y también para la distribución de carga de trabajo *Sala de radiografía (Piso u otras barreras)*, mostrados en la figura 4.2 [N05]

En esta gráfica se puede apreciar que, para un mismo valor del factor de transmisión se obtienen dos valores del espesor requerido para el blindaje: uno, considerando que todas las exposiciones se realizan con el mismo potencial en el tubo, mientras que el otro valor se obtiene si se utiliza una distribución de carga de trabajo. El resultado es que, cuando se supone un mismo valor del kVp para todas las exposiciones, el espesor requerido en la barrera será mayor que si se considera la distribución de carga de trabajo adecuada.

En la tabla 4.4 se muestra una lista con valores típicos tanto del número de pacientes que acuden a diferentes servicios radiológicos en clínicas y hospitales, como de las cargas de trabajo por semana correspondientes. Estos valores se pueden emplear en el caso de que no se disponga de información más adecuada acerca de estos parámetros.

Servicio	Carga de Trabajo total por paciente (W_{norm}) (mAmin paciente ⁻¹)	Número típico de pacientes (N) (por 40 horas a la semana)	Carga de trabajo total por semana (W_{total}) (mAmin semana ⁻¹)

		Promedio	Máximo	Promedio	Máximo
Sala de radiografía (bucky de tórax)	0.6	120	160	75	100
Sala de radiografía (piso u otras barreras)	1.9	120	160	240	320
Sala de mamografía	6.7	80	160	550	1075

Tabla 4.4. Número de pacientes y cargas de trabajo totales estimadas en varias instalaciones de radiodiagnóstico, en clínicas y hospitales. Estos valores son una guía y pueden usarse si no están disponibles los valores reales.

Es necesario considerar que los valores de W_{norm} por paciente mostrados en la tabla 4.4, se pueden modificar en el futuro, o pueden ser diferentes en el presente debido al uso de nuevas tecnologías, por ejemplo, debido al uso de radiografía o mamografía digitales. En estos casos, se puede hacer un ajuste usando un factor dado por W_{sitio}/W_{norm} , donde W_{sitio} es la carga de trabajo total por paciente en la instalación bajo estudio. Entonces, la ecuación 4.1 se modificará y quedará de la siguiente manera:

$$W_{total} = \frac{W_{sitio}}{W_{norm}} NW_{norm} \quad (4.2)$$

En este trabajo se utiliza la ecuación 4.1 y los valores de la tabla 4.4. Sin embargo, se deben ajustar los valores de W_{norm} cuando se considere adecuado.

4.3.7 Barrera primaria

Es una barrera diseñada para atenuar el haz útil ó haz primario de radiación en el grado requerido, y existen en salas donde se realizan estudios de radiografía de tórax, de radiografía general, de fluoroscopia o en las que se utilicen más de una de estas técnicas. Dentro de las barreras primarias están incluidos:

- a) La pared en la cual está montado el bucky de tórax.
- b) El piso
- c) Aquellas paredes hacia las cuales se puede dirigir el haz primario.

La figura 4.4 ilustra la ubicación de la barrera primaria con respecto al tubo de rayos X y al paciente en una sala de radiografía convencional. También muestra la distancia d_p medida desde la fuente hasta 0.3 m mas allá de la barrera.

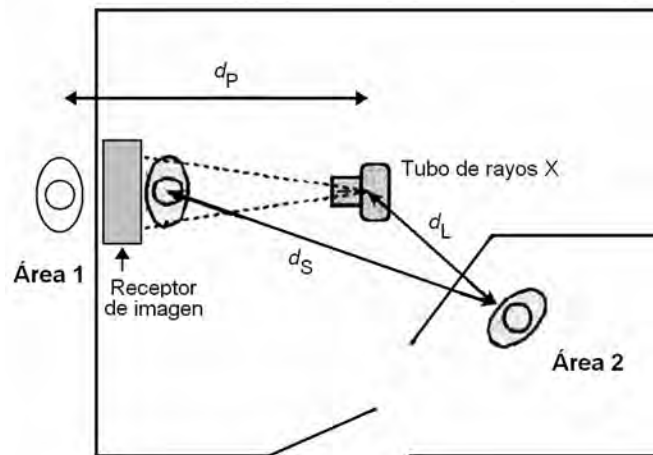


Figura 4.4. Una distribución típica de una sala de rayos X. Para la orientación indicada del tubo, el individuo en el Área 1 necesita estar protegido del haz primario, considerando la distancia d_p . La persona en el Área 2 necesita estar protegida de la radiación secundaria, es decir, radiación de fuga y radiación dispersa, tomando en cuenta las distancias d_L y d_S para cada una de estas dos contribuciones respectivamente [N05].

4.3.7.1 Kerma en aire primario

En la tabla 4.5 se muestran los valores de carga de trabajo total por paciente (W_{norm}), así como los valores de kerma en aire primario por paciente a 1 m (K_p^1), para cada una de las distribuciones de carga de trabajo. El kerma en aire primario por semana [$K_p(0)$] en un punto de interés, dado un número de pacientes examinados por semana, N , está dado por:

$$K_p(0) = \frac{K_p^1(0) \cdot N \cdot U}{d_p^2}, \quad (4.3)$$

donde U es el factor de uso y d_p^2 es la distancia del tubo de rayos X al punto de interés en el área ocupada.

Distribución de Carga de Trabajo	W_{norm} (mA min paciente ⁻¹)	K_p^1 (mGy paciente ⁻¹)
Sala de Radiografía (Bucky de tórax)	0.6	2.3
Sala de Radiografía (Piso u otras barreras)	1.9	5.2

Tabla 4.5. Kerma en aire primario por paciente (K_p^1) para la carga de trabajo (W_{norm}) y la distribución de carga de trabajo indicada, normalizado a una distancia $d_p = 1\text{ m}$ para el haz primario [N05].

4.3.7.2 Atenuación preblindaje de radiación primaria

Los métodos anteriores para el cálculo de blindajes, consideraban que el haz útil no atenuado incidía directamente sobre las barreras primarias. Sin embargo, se ha demostrado que la intensidad del haz primario se reduce sustancialmente por el paciente, el receptor de imagen y las estructuras que lo sostienen. Sin embargo, el haz primario no siempre es interceptado en su totalidad por el paciente, dado que parte de dicho haz puede caer fuera del individuo e incidir directamente en la rejilla o el cassette. Frecuentemente, una medida de seguridad conveniente es ignorar la atenuación ofrecida por el paciente y considerar sólo la ofrecida por el receptor de imagen.

Se ha demostrado que, para un haz primario apropiadamente colimado, los chasis, las rejillas, las mesas de rayos X y los portachasis montados en las paredes, reducen significativamente la intensidad de la radiación primaria que incide sobre la barrera [N05]. La atenuación ofrecida por todos estos componentes se puede expresar como un *espesor equivalente* del material utilizado para el blindaje. El espesor equivalente del componente “preblindante”, o simplemente “preblindaje”, es designado por x_{pre} . La tabla 4.6 muestra el valor mínimo de material equivalente, usado con alguna de las distribuciones de carga de trabajo de la tabla 4.6.

Si el encargado de diseñar el blindaje, que en el caso de México debe estar autorizado por la SSA como Asesor Especializado en Protección Radiológica, confirma que los receptores de la imagen atenúan el haz, el espesor neto del blindaje estructural resultará de restar x_{pre} al espesor total calculado de la barrera primaria, obtenido a partir de suponer que el haz primario incide directamente sobre la barrera, sin algún componente que lo atenúe.

Componente preblindaje	x_{pre} (en mm)	
	Plomo	Concreto
Receptor de imagen en la mesa, rejilla porta chasis empotrada en la pared	0.85	72
Mesa (atenuación sólo por la rejilla y el chasis)	0.3	30

Tabla 4.6. Espesor equivalente del preblindaje para el haz primario [N05].

4.3.8 Barrera secundaria

Es una barrera tal que limita el kerma en aire debido a radiación dispersa y de fuga, generadas por un equipo radiográfico, a un nivel igual o menor que la meta del diseño del blindaje P . La componente de radiación dispersa se debe a los rayos X dispersados por el paciente y otros objetos en la trayectoria del haz primario de rayos X. La intensidad de la

radiación secundaria incrementa conforme aumentan la intensidad y el área del haz útil. Por otra parte, la radiación de fuga es aquella generada en el ánodo del tubo de rayos X que se transmite a través de la cubierta que cubre al tubo, y por el colimador, y que no pertenece al haz útil de radiación. En la actualidad, se requiere que, en la fabricación de tubos de rayos X, la radiación de fuga no supere una tasa de kerma en aire igual a: 0.876 mGy h^{-1} (ó una tasa de exposición de 100 mR h^{-1}) a 1 m. Esta medición se realiza con el máximo potencial de operación del tubo y la máxima corriente para este potencial.

4.3.8.1 Radiación de fuga

El kerma en aire por radiación de fuga se puede estimar, suponiendo que en ausencia del blindaje proporcionado por la carcasa, la intensidad de la radiación de fuga se iguala con aquélla del haz útil. Si para un tubo de rayos X usado en radiodiagnóstico médico, se utiliza una técnica radiográfica con los siguientes parámetros: un potencial de 150 kVp y 3.3 mA de corriente, el blindaje de la carcasa necesario para reducir el kerma en aire medido al nivel requerido con fines de protección radiológica es equivalente a 2.3 mm de plomo. La exposición debida a una carga de trabajo ponderada, para cada intervalo de kVp de esa distribución de carga de trabajo, se atenúa con este espesor equivalente de plomo. Sumando todas las contribuciones de dicha distribución de carga de trabajo, se obtiene el valor del kerma en aire debido a radiación de fuga por paciente a 1 m. En la tabla 4.7 se dan los valores de kerma en aire por paciente a 1 m, debido a radiación de fuga, para las distribuciones de carga de trabajo que serán utilizadas en este trabajo. Si un equipo utiliza una diferencia de potencial en el tubo, menor que 150 kVp, el espesor equivalente de plomo de la carcasa será menor que 2.3 mm.

Dado que la radiación de fuga se endurece significativamente al atravesar la carcasa, la penetración de esta radiación a través del blindaje estructural se calcula mediante la capa hemirreductora asintótica, o el correspondiente coeficiente de atenuación α , que se obtiene de la tabla A.1 del apéndice A. Entonces, el kerma en aire producido por la radiación de fuga para cada valor de kVp de una distribución de carga de trabajo determinada, se transmite a través del espesor de la barrera x_{barrera} con un factor de transmisión $e^{-\alpha x_{\text{barrera}}}$. Al sumar todas las contribuciones correspondientes a la distribución de carga de trabajo en cuestión, se obtiene entonces el kerma en aire transmitido, debido a la radiación de fuga.

4.3.8.2 Radiación dispersa

La magnitud del kerma en aire por radiación dispersa es una función del ángulo de dispersión, la cantidad y la energía de la radiación primaria que incide sobre el paciente, la zona a irradiar en el paciente y de la anatomía de éste. La intensidad de la radiación dispersa es proporcional al área en la que incide el haz primario, a una determinada distancia a partir de la mancha focal. A dicha área se le denomina *área del receptor de la imagen*, mientras que a la distancia se le denomina *distancia fuente-receptor de imagen* (SID por sus siglas en inglés). La fracción de dispersión (a_1) se define como el cociente del kerma en aire producido por la dispersión a 1 m del centro del área en el paciente sobre la que incide el haz primario, con respecto al kerma en aire debido al haz primario a 1 m del

tubo de rayos X, para un determinado tamaño de área del haz primario, que se toma como el área del receptor de imagen a una SID determinada.

4.3.8.3 Contribución total por radiación secundaria

La tabla 4.7 muestra valores de kerma en aire para radiación de fuga y dispersa y el kerma en aire secundario total (K_{sec}^1), calculados para las distribuciones de carga de trabajo consideradas en esta tesis. Los valores de K_{sec}^1 se calculan para el caso en que la radiación de fuga y la dispersa se midan ambas a 1 m. Además, se muestran valores para el área del haz primario (F), a la distancia primaria (d_F), en metros. Finalmente, también se muestran valores de la carga de trabajo total por paciente (W_{norm}).

El kerma en aire para radiación secundaria $K_{\text{sec}}(0)$, a una distancia d_{sec} , para un total de N pacientes es:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{K_{\text{sec}}^1 \cdot N}{d_{\text{sec}}^2}, \quad (4.4)$$

Estrictamente hablando, esta expresión sólo es correcta al suponer que d_L y d_S , las distancias utilizadas para calcular la radiación de fuga y la dispersa respectivamente, son iguales, aunque utilizar la más pequeña de estas dos distancias como d_{sec} es una solución aceptable. Otras soluciones aceptables se discutirán en las secciones 5.1 y 5.2.

Distribución de Carga de Trabajo	W_{norm} (mA min paciente ⁻¹)	F (cm ²) a d_f (m)		Kerma en aire secundario (mGy paciente ⁻¹) a 1 m.				
				Fuga	Dispersión Lateral	Fuga y Dispersión Lateral (K_{luc}^1)	Frontal/Retro-dispersión	Frontal y Frontal/Retrodispersión (K_{inc}^1)
Sala de Radiografía (todas las barreras)	2.5	1000	1.00	5.3×10^{-4}	3.4×10^{-2}	3.4×10^{-2}	4.8×10^{-2}	4.9×10^{-2}
Sala de Radiografía (bucky de tórax)	0.60	1535	1.83	3.9×10^{-4}	4.9×10^{-3}	5.3×10^{-3}	6.9×10^{-3}	7.3×10^{-3}
Sala de Radiografía (piso u otras barreras)	1.9	1000	1.00	1.4×10^{-4}	2.3×10^{-2}	2.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}
Sala de Mamografía	6.7	720	0.58	1.1×10^{-5}	1.1×10^{-2}	1.1×10^{-2}	4.9×10^{-2}	4.9×10^{-2}

Tabla 4.7. Kerma en aire secundario por paciente (K_p^1) para radiación de fuga, de dispersión y total, para la distribución de carga de trabajo indicada, con $d_S = d_L = 1$ m. Las distribuciones de carga de trabajo y cargas de trabajo totales por paciente (W_{nor}) [N05].

Capítulo V

Cálculo de Blindajes

En general, el espesor del blindaje requerido en una barrera se obtiene a partir del cálculo de un factor de transmisión (B), dado por: $B = K(x_b)/K(0)$. El objetivo de este blindaje es evitar que el kerma en aire transmitido en el punto de interés, más allá de la barrera, exceda el valor $K(x_b)$, dado por la meta del diseño del blindaje (P), para la que en este trabajo se considerarán valores de $0.4 \text{ mGy semana}^{-1}$ para Personal Ocupacionalmente Expuesto y de $0.02 \text{ mGy semana}^{-1}$ para Público General, modificado por el factor de ocupación (T), es decir, $K(x_b) = P/T$. Para calcular $K(0)$ que representa el valor del kerma en aire en el punto de interés dentro del área ocupada, es necesario conocer el kerma en aire a 1 metro ($K^1(0)$) del emisor, es decir: 1) $K^1_{\text{prim}}(0)$ para radiación primaria, considerando que la fuente es el tubo de rayos X, y 2) $K^1_{\text{sec}}(0)$ para radiación secundaria, considerando que el emisor es el paciente, si se trata de radiación dispersa, o el tubo de rayos X y su carcasa, si se trata de la radiación de fuga. Estos valores deben multiplicarse por el número de estudios (N) que se llevan a cabo en la instalación durante una semana. Además, en el caso de barreras primarias, $NK^1(0)$ se multiplica también por el factor de uso (U). Corrigiendo el resultado correspondiente por el inverso de la distancia al cuadrado (d_p para barreras primarias y d_{sec} para barreras secundarias), se encuentra $K(0)$ y se calcula B . Finalmente, el espesor requerido en la barrera, se determina mediante curvas de atenuación que muestran la transmisión de la radiación (primaria o secundaria) a través del material en cuestión (plomo o concreto).

5.1. Radiografía Convencional

En una instalación en la que se realizan estudios radiográficos, el tipo de radiación (primaria o secundaria) que incide sobre una barrera, dependerá de la ubicación del tubo de rayos X. Para analizar posibles situaciones, se analiza el siguiente ejemplo, en el que se muestran diferentes áreas y distintos valores para d , T , P , etc. El número de pacientes por semana es de $N = 125$, suponiendo que a cada paciente se le realiza sólo un estudio. Se calcularán los espesores requeridos del blindaje en cada una de las barreras.

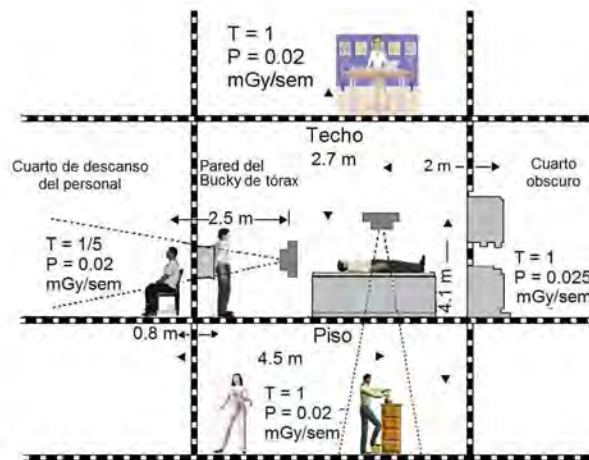


Figura 5.1. Representación de una sala común de rayos X con diferentes colindancias.

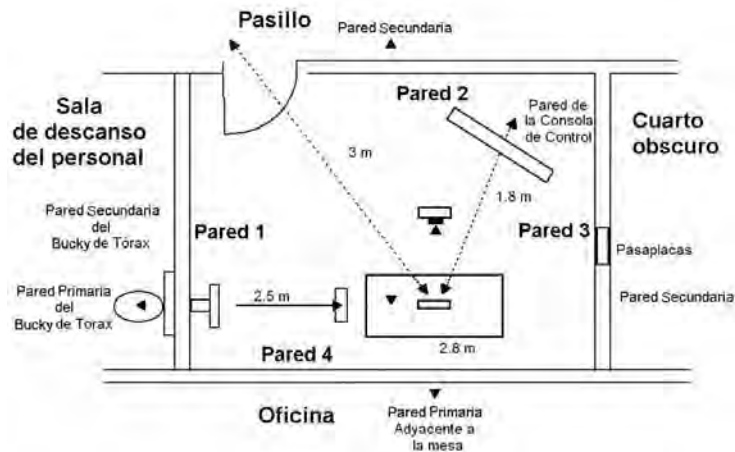


Figura 5.2. Vista superior de la sala de rayos X mostrada en la figura 5.1.

5.1.1 Piso de la sala de rayos X

Supondremos que el área bajo la sala de rayos X es no controlada, y, por lo tanto, tiene un valor para $P = 0.02$ mGy por semana y para $T = 1$, por ser una oficina administrativa. Esta área recibirá, tanto radiación primaria por la ubicación del receptor de imagen de la mesa, como secundaria, cuando el haz primario se dirija al bucky de tórax.

5.1.1.1. Cálculo de la barrera primaria en el piso

Existen dos métodos para calcular el espesor de esta barrera primaria. El primero de ellos sólo considera la radiación primaria proveniente del tubo que se encuentra sobre la mesa y consiste en lo siguiente. De la tabla 4.5 se obtiene que el kerma en aire primario, por paciente, para una sala de rayos X es $K_p^1(0) = 5.2$ mGy paciente⁻¹ a 1 m. En la tabla 4.1 se observa que, el factor de uso (U) para esta distribución de carga de trabajo, toma un valor de 0.89, pero, conservadoramente, se considera el valor de $U = 1$, además de que $T = 1$. Considerando una distancia $d_p = 4.1$ m (tomando en cuenta el valor de $d = 1.7$ m sobre el piso de la habitación en cuestión, discutida en la sección 4.3.3), el kerma en aire primario por semana es:

$$K_p(0) = \frac{K_p^1(0) \cdot N \cdot U}{d_p^2} \quad (5.1.1)$$

Sustituyendo:

$$K_p(0) = \frac{(5.2 \text{ mGy paciente}^{-1})(1)(125 \text{ pacientes / semana})}{(4.1 \text{ m})^2}$$

$$K_p(0) = 39 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Se calcula ahora el factor de transmisión dado por:

$$B_p(x_b) = \frac{K_p(x_b)}{K_p(0)} \quad (5.1.2)$$

Entonces, considerando el valor de $K_p(0)$ calculado arriba, el factor de transmisión es:

$$B_p(x_b) = \frac{\frac{P}{T}}{K_p(0)} = \frac{0.02 \text{ mGy/semana}}{39 \text{ mGy/semana}} = 5.1 \times 10^{-4}$$

Consultando la gráfica B.8 del Apéndice B, se observa que el espesor de la barrera, hecha de concreto, sería de aproximadamente 107 mm. Sin embargo, tanto la mesa como el receptor de la imagen, atenúan el haz de radiación antes de que éste llegue a la barrera (el piso de la sala de rayos X). En la tabla 4.6 se muestran los espesores equivalentes de los componentes que atenúan el haz útil en una sala de rayos X. En particular, para concreto, el espesor equivalente de la mesa y el receptor es de 72 mm. Restando esta cantidad a los 107 mm, se obtiene que el espesor de la barrera es: $x_{barrera} = 107 \text{ mm} - 72 \text{ mm} = 35 \text{ mm}$.

El segundo método de cálculo considera, además de la radiación primaria proveniente del tubo sobre la mesa, la radiación secundaria debida a los estudios de tórax y a los que se realizan en la mesa de rayos X. Este método consiste en calcular el factor NT/Pd^2 y consultar las gráficas B.3 y B.4. Para el caso en cuestión tenemos que:

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_p^2} = \frac{125 \text{ pacientes/semana} \cdot (1)}{0.02 \text{ mGy/semana} \cdot (4.1 \text{ m})^2} = 372 \text{ mGy}^{-1} \text{ m}^{-2} \quad (5.1.3)$$

Al consultar las gráficas B.3 y B.4, para el caso del piso, se puede ver que el espesor aproximado de la barrera, considerando atenuación pre-blindaje es de 37 mm, mientras que sin atenuación pre-blindaje el espesor requerido es alrededor de 107 mm.

Se puede notar que este resultado es más restrictivo que los 35 mm calculados con el procedimiento anterior.

5.1.1.2 Cálculo de la barrera secundaria en el piso

Las áreas en el piso de la sala que están más allá de la mesa, necesitan servir como barreras secundarias para la radiación del tubo sobre la mesa y los estudios de tórax.

Como ejemplo, se considerará el área donde se encuentra la mujer en la figura 5.1. En este lugar existe la presencia de radiación secundaria debida a dos fuentes: cuando el tubo se usa sobre la mesa y cuando éste se usa para estudios de tórax. La radiación secundaria impactará directamente en el piso sin que se atenúe por la mesa u otro componente. La carga de trabajo a utilizar para el cálculo es la correspondiente a la distribución *Sala de*

radiografía (piso u otras barreras), que incluye radiación de fuga y dispersa. Conservadoramente, se puede suponer que tanto la radiación de fuga como la dispersa se originan en el paciente y que $d_s = d_L = d_{sec}$, donde d_s es la distancia dispersor-punto de interés, d_L es la distancia tubo-punto de interés y d_{sec} es la distancia fuente-punto de interés. Esta última no se muestra en la figura, pero tiene un valor de $d_{sec} = 3$ m. Usando la tabla 4.7, vemos que el kerma en aire secundario por paciente, a 1 m, usando la distribución de carga de trabajo para la *Sala de radiografía (todas las barreras)* para radiación de fuga, y dispersión lateral (90 °), es $K_{sec}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2}$ mGy. Entonces, el kerma en aire secundario por semana será:

$$K_{sec}(0) = \frac{K_{sec}^1(0) \cdot N}{d_{sec}^2} \quad (5.1.4)$$

$$K_{sec}(0) = \frac{3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} (125 \text{ pacientes/semana})}{(3 \text{ m})^2}$$

$$K_{sec}(0) = 0.47 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Con este valor, se calcula el factor de transmisión para determinar el espesor de la barrera. Dicho factor está dado por:

$$B_{sec}(x_b) = \frac{K_{sec}(x_b)}{K_{sec}(0)} = \frac{\frac{P}{T}}{K_{sec}(0)}. \quad (5.1.5)$$

Sustituyendo el valor de $K_{sec}(0)$, tenemos que:

$$B_{sec}(x_b) = \frac{\frac{P}{T}}{K_p(0)} = \frac{\frac{0.02 \text{ mGy/semana}}{1}}{(0.47 \text{ mGy/semana})} = 4.3 \times 10^{-2}.$$

Vemos, en la gráfica B.10, para la curva de *Sala de radiografía (todas las barreras)*, que el espesor es de aproximadamente 33 mm de concreto, valor menor que los 35 mm encontrados para la barrera primaria, por lo que el espesor adecuado es el mayor de ellos, es decir, 35 mm.

Si usamos ahora el método en el que se calcula el factor NT/Pd^2 , tenemos lo siguiente (considerando la distancia $d = 3$ m, antes mencionada):

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_s^2} = \frac{125 \text{ pacientes/semana} \cdot (1)}{0.02 \text{ mGy/semana} \cdot (3 \text{ m})^2} = 694 \text{ mGy}^{-1} \text{ m}^{-2} \quad (5.1.6)$$

En la gráfica B.6 para la curva de *Piso*, este valor corresponde a un espesor de 33 mm de concreto: el mismo encontrado con el método anterior.

5.1.2. Techo de la sala de rayos X

En toda sala de rayos X el techo representa siempre una barrera secundaria. En el ejemplo de la figura 5.1, sobre el techo se encuentra un área no controlada, por lo tanto $P = 0.02$ mGy semana⁻¹, y $T = 1$; la distancia del tubo al punto de interés es $d_L = 2.7$ m. La distancia dispensor (paciente)-punto de interés, que no se muestra en la figura, es $d_S = 3.5$ m. Haciendo una consideración conservadora, diremos que $d_L = d_S = d_{sec} = 2.7$ m. Suponiendo que para esta barrera tenemos radiación de fuga y de retrodispersión, de la tabla 4.7, se obtiene que el kerma en aire por paciente a 1 m es de 4.9×10^{-2} mGy, para la distribución de carga de trabajo *Sala de Radiografía (todas las barreras)*. Utilizando la ecuación (5.1.4), encontramos que el kerma por semana será:

$$K_{sec}(0) = \frac{4.9 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} (125 \text{ pacientes/semana})}{(2.7 \text{ m})^2}$$

$$K_{sec}(0) = 0.84 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Ahora, se calcula el factor de transmisión para determinar el espesor de la barrera, utilizando la ecuación (5.1.5). Entonces:

$$B_{sec}(x_b) = \frac{\frac{P}{T}}{K_{sec}(0)} = \frac{0.02 \text{ mGy/semana}}{(0.84 \text{ mGy/semana})} = 2.4 \times 10^{-2}.$$

El espesor de la barrera se obtiene de la gráfica B.10, para la curva *Sala de radiografía (todas las barreras)*, y vemos que al factor de transmisión le corresponde un valor de 44 mm de concreto. Es importante recordar que se tomó al cabezal del tubo de rayos X como la fuente de radiación de fuga, así como la fuente de radiación dispersa.

Al usar el método para calcular NT/Pd^2 , se encuentra lo siguiente:

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_{sec}^2} = \frac{125 \text{ pacientes/semana} \cdot (1)}{0.02 \text{ mGy/semana} \cdot (2.7 \text{ m})^2} = 857 \text{ mGy}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

En la curva *Techo* de la gráfica B.6, se observa que a este valor le corresponde un espesor aproximado de 39 mm de concreto, que es un valor más pequeño que el encontrado con los otros métodos. Esto es porque la gráfica considera distancias más adecuadas entre el paciente en el bucky de pared y el techo, y entre el paciente en la mesa y el techo. Al aumentar la distancia, disminuye la contribución por radiación dispersa, por lo que se obtiene un espesor menor de la barrera.

5.1.3. Pared del bucky de tórax

Como se muestra en la figura 5.1, la habitación detrás de la pared con el bucky de tórax, es una sala de descanso del personal. Dado que en este lugar pueden encontrarse personas que no están involucradas con el uso de la radiación, el valor de P es $0.02 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de ocupación sugerido, según la tabla 4.2, es $T = 1/5$. Entonces, $P/T = 0.1 \text{ mGy semana}^{-1}$.

5.1.3.1. Barrera primaria en la pared del bucky de tórax

El factor de uso para la distribución de carga de trabajo *Sala de Radiografía (bucky de tórax)*, es $U = 1$ para exposiciones hechas sobre el receptor de imagen. El kerma en aire por paciente a 1 m, según la tabla 4.5 es $2.3 \text{ mGy por paciente}$. Entonces, según la ecuación 5.1.1, el kerma en aire por semana, a una distancia $d = 2.5 \text{ m}$, será:

$$K_p(0) = \frac{2.3 \text{ mGy paciente}^{-1}(1)(125 \text{ pacientes/semana})}{(2.5 \text{ m})^2}$$
$$K_p(0) = 46 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Calculando el factor de transmisión, obtenemos el siguiente resultado:

$$B_p(x_b) = \frac{P}{K_p(0)} = \frac{0.02 \text{ mGy/semana}}{46 \text{ mGy/semana}} = 2.2 \times 10^{-3}$$

En la gráfica B.7, para la curva *Sala de radiografía (bucky de tórax)* se puede ver que el espesor de la barrera es de 1.3 mm de plomo. En la tabla 4.6 podemos observar que el receptor de imagen ofrece una atenuación preblindaje, que para plomo es: $x_{pre} = 0.85 \text{ mm}$. Entonces, el blindaje recomendado para la pared es de $x_b = 0.45 \text{ mm}$ de plomo.

También se puede utilizar la ecuación (5.1.3) para calcular el espesor de la barrera, de tal modo que:

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_p^2} = \frac{125 \text{ pacientes/semana} \cdot (1/5)}{0.02 \text{ mGy/semana} \cdot (2.5 \text{ m})^2} = 200 \text{ mGy}^{-1} \text{m}^{-2}$$

El espesor correspondiente a este factor es de 0.5 mm de plomo, según la curva *Pared del bucky de tórax* de la gráfica B.3. Este resultado concuerda con lo calculado anteriormente.

5.1.3.2. Barrera secundaria en la pared del bucky de tórax

En la pared de la sala de descanso también incide radiación secundaria que no se atenúa con el receptor de imagen. Existen dos maneras en las que se produce tanto radiación dispersa como radiación de fuga: una es debido las exposiciones sobre la mesa; la segunda es la radiación secundaria de las exposiciones hechas sobre el bucky de tórax.

El kerma en aire secundario correspondiente a la mesa, se obtiene de la tabla 4.7, considerando radiación de fuga más radiación por dispersión lateral, de la distribución de carga de trabajo *Sala de Radiografía (piso u otras barreras)*, con $d_{\text{sec}} = 4.5$ m. Entonces, por la ecuación (5.1.4), tenemos:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{2.3 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} (125 \text{ pacientes / semana})}{(4.5 \text{ m})^2}$$

$$K_{\text{sec}}(0) = 0.14 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Para el caso del receptor de imagen del bucky de tórax, las exposiciones debidas a radiación de fuga y a radiación dispersa, deben considerarse por separado, dado que las distancias de fuente-área ocupada para cada uno de estos dos tipos de radiación, es significativamente diferente. La distancia del paciente (fuente de radiación dispersa) a la sala de descanso del personal, es $d_s = 0.8$ m, mientras que la distancia del tubo de rayos X (fuente de radiación de fuga) al punto de interés es $d_L = 2.5$ m. De la tabla 4.7, para la *Sala de Radiografía (bucky de tórax)*, los valores de kerma en aire para las fuentes de radiación dispersa y de fuga, son 4.9×10^{-3} y 3.9×10^{-4} mGy por paciente, respectivamente. De la ecuación (5.1.4), tenemos:

$$K_{\text{sec}}(0) = \left[\frac{4.9 \times 10^{-3} \text{ mGy paciente}^{-1}}{(0.8 \text{ m})^2} + \frac{3.9 \times 10^{-4} \text{ mGy paciente}^{-1}}{(2.5 \text{ m})^2} \right] (125 \text{ pacientes / semana})$$

$$K_{\text{sec}}(0) = (0.96 + 0.008) \text{ mGy semana}^{-1} = 0.97 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Hay que sumar los resultados de ambas contribuciones (de la mesa y del bucky de tórax) para obtener el kerma en aire total por semana:

$$K_{\text{sec total}}(0) = (0.97 + 0.14) \text{ mGy semana}^{-1} = 1.11 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Con la ecuación (5.1.5) encontramos el factor de transmisión:

$$B_p(x_b) = \frac{P}{K_p(0)} = \frac{0.02 \text{ mGy / semana}}{1.11 \text{ mGy / semana}} = 9.0 \times 10^{-2}.$$

Revisando la gráfica B.9, de acuerdo a la curva *Sala de radiografía (bucky de tórax)*, vemos que a este factor de transmisión le corresponde un espesor para la barrera de 0.35 mm de Pb.

Para determinar el espesor de la barrera mediante el uso de la ecuación (5.1.6), hay que considerar la distancia $d = 2.5$ m del tubo de tórax al área ocupada. El resultado es el siguiente:

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_{\text{sec}}^2} = \frac{125 \text{ pacientes / semana} \cdot (1/5)}{0.02 \text{ mGy / semana} \cdot (2.5 \text{ m})^2} = 200 \text{ mGy}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

La gráfica B.5, en la curva *Pared secundaria del bucky de tórax*, nos muestra que la barrera debe contar con un espesor de aproximadamente 37 mm de Pb, lo cual es comparable con el resultado encontrado anteriormente.

Dado que el blindaje para la radiación primaria es mayor que para la secundaria, toda la pared debe ser blindada con una barrera de espesor igual a 0.45 mm de Pb. Sin embargo, el espesor más pequeño que se podría conseguir es de 0.8 mm, por lo que una placa con este espesor resulta adecuada.

5.1.4. Cuarto oscuro

Cuando se calcula el blindaje para el cuarto oscuro, el factor limitante es usualmente la exposición de las películas almacenadas, más que la ocupación del personal en esa zona. El límite recomendado para evitar la exposición de las películas almacenadas en cajas o porta placas, es un valor de kerma en aire de 0.1 mGy durante el periodo de almacenamiento. Suponiendo que dicho periodo sea de 1 mes, el kerma en aire por semana será entonces de 0.025 mGy. Cabe señalar que, dado que el estante de almacenamiento de las placas, frecuentemente se coloca más arriba de los 2.1 m sobre el piso, que es la altura usual del blindaje, es deseable extender el blindaje de la pared al menos 2.5 m sobre el nivel del piso.

Para el ejemplo de la figura 5.1, se supone que no se realizan exposiciones con el haz primario dirigido hacia la pared del cuarto oscuro, por lo que sólo se es necesario considerar la incidencia de radiación secundaria sobre la barrera. Por simplicidad, se supondrá que toda la radiación secundaria se genera con el tubo de rayos X de la mesa. Entonces, la distancia de dicho tubo al punto de interés será igual a 2 m. La distribución de carga de trabajo *Sala de Radiografía (todas las barreras)* es apropiada para este caso. De la tabla 4.7, usando el valor de radiación de fuga más radiación de dispersión lateral, el kerma en aire en el cuarto oscuro es:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} (125 \text{ pacientes/semana})}{(2 \text{ m})^2}$$

$$K_{\text{sec}}(0) = 1.1 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

Ahora, se calcula el factor de transmisión para determinar el espesor de la barrera, utilizando la ecuación (5.1.5). Entonces:

$$B_{\text{sec}}(x_b) = \frac{\frac{P}{T}}{K_p(0)} = \frac{\frac{0.025 \text{ mGy/semana}}{1}}{1.1 \text{ mGy/semana}} = 2.3 \times 10^{-2}.$$

El espesor de la barrera se determina usando la curva *Sala de radiografía (todas las barreras)* de la gráfica B.9, y tiene un valor de 0.53 mm de Pb.

Al utilizar la ecuación (5.1.6) para determinar el espesor de la barrera, tenemos:

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_{\text{sec}}^2} = \frac{125 \text{ pacientes/semana} \cdot (1)}{0.025 \text{ mGy/semana} \cdot (2 \text{ m})^2} = 1250 \text{ mGy}^{-1} \text{m}^{-2}$$

En la gráfica B.5, de la curva *Paredes secundarias*, se obtiene que para este valor, el espesor correspondiente es de 0.52 mm de Pb, valor cercano a lo que se calculó arriba.

Por otro lado, el cajón de paso entre la sala de rayos X y el cuarto oscuro, contendrá típicamente películas sin irradiar, cargadas en los chasis. Esto incrementará enormemente la probabilidad de provocar velo radioinducido en factores mayores que 100. Suponiendo que todos los chasis en el cajón serán reciclados en un día (25 pacientes), el kerma en aire por 1 día para un cassette en el cajón, sería:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} (25 \text{ pacientes/día})}{(2 \text{ m})^2}$$

$$K_{\text{sec}}(0) = 0.21 \text{ mGy día}^{-1}$$

Suponiendo que un kerma en aire de 0.5 μGy ($5 \times 10^{-4} \text{ mGy}$) vela a una película en el chasis, el factor de transmisión para el chasis será:

$$B_{\text{sec}}(x_b) = \frac{\frac{P}{T}}{K_p(0)} = \frac{5 \times 10^{-4} \text{ mGy/día}}{0.21 \text{ mGy/día}} = 2.3 \times 10^{-3}$$

A este factor, según la curva *Sala de radiografía (todas las barreras)* de la gráfica B.9, le corresponde un espesor de 1.3 mm de plomo. Este espesor es requerido en todos los lados del cajón, excepto en el lado del cuarto oscuro.

5.1.5. Pared adyacente a la mesa de rayos X

Ahora, vamos a considerar la pared que está detrás de la mesa de rayos X (Pared 4 en la figura 5.2) y le llamaremos pared de la mesa. En la sala, hay exposiciones radiográficas dirigidas a esta pared, con el paciente, el chasis y la rejilla en la trayectoria del haz primario. Sin embargo, sólo una pequeña fracción del número total de estudios por semana se realiza de esta forma. De la tabla 4.1, el factor de uso U para esta pared es de 0.09. Además, para este caso se aplica la distribución de carga de trabajo *Sala de Radiografía (piso u otras barreras)*. Supondremos que la pared como barrera protege una oficina con ocupación total ($T = 1$), donde $P = 0.02 \text{ mGy semana}^{-1}$, y el punto de interés está a 2.8 m del tubo de rayos X. Utilizando la ecuación 5.1.1, el kerma en aire por semana será:

$$K_p(0) = \frac{5.2 \text{ mGy paciente}^{-1} (0.09) (125 \text{ pacientes/semana})}{(2.8 \text{ m})^2}$$

$$K_p(0) = 7.5 \text{ mGy semana}^{-1}$$

Al calcular el factor de transmisión, obtenemos el siguiente resultado:

$$B_p(x_b + x_{pre}) = \frac{P}{K_p(0)} = \frac{0.02 \text{ mGy/semana}}{7.5 \text{ mGy/semana}} = 2.7 \times 10^{-3}$$

donde x_b es el espesor de la barrera y x_{pre} es el espesor del preblindaje. De la curva *Sala de radiografía (piso u otras barreras)* de la gráfica B.7, se obtiene que a este factor de transmisión le corresponde un espesor de 0.9 mm de Pb. En la tabla 4.6, vemos que el espesor equivalente de plomo para la rejilla y el chasis-receptor de imagen es de 0.3 mm. Por lo tanto, bajo este criterio, el blindaje estructural tendría un espesor de $(0.9-0.3) \text{ mm} = 0.6 \text{ mm}$ de Pb.

Sin embargo, este no es el espesor total requerido, pues falta considerar la radiación secundaria generada por los estudios realizados con el tubo dirigido verticalmente hacia la mesa. Esta radiación secundaria puede no ser despreciable en comparación con la radiación primaria arriba discutida, dado el factor de uso tan pequeño ($U = 0.09$) y la atenuación preblindaje ofrecida por el chasis y la rejilla.

En esta área de la mesa, se puede ignorar la contribución de radiación secundaria de los estudios de bucky de tórax, debido a la ubicación del tubo y a la penetración oblicua en la barrera. Por lo tanto, la distribución de carga de trabajo *Sala de Radiografía (Piso u otras barreras)* será utilizada para el cálculo que involucra a la radiación secundaria. Suponiendo que para la radiación secundaria se utiliza una distancia $d_{sec} = 2 \text{ m}$ (no mostrada en la figura), con radiación de fuga más dispersión lateral, el kerma en aire por semana será:

$$K_{sec}(0) = \frac{2.3 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} (125 \text{ pacientes/semana})}{(2 \text{ m})^2}$$

$$K_p(0) = 0.72 \text{ mGy semana}^{-1}.$$

El kerma en aire transmitido a través de una barrera de espesor x_b [N05] es:

$$K(x_b) = K(0) \cdot B(x_b) \quad (5.1.7)$$

En este caso se tienen dos contribuciones, por lo que el kerma en aire total transmitido más allá de la pared de la mesa sería:

$$K_{total}(x_b) = [0.72 \text{ mGy/semana} \cdot B_{sec}(x_b)] + [7.5 \text{ mGy/semana} \cdot B_p(x_b + x_{pre})]$$

donde $B_{sec}(x_b)$ y $B_p(x_b + x_{pre})$ son los factores de transmisión para radiación secundaria y primaria, respectivamente. No es posible encontrar una solución concreta para x_b , aún suponiendo que para ambas contribuciones el factor B , sea el mismo, dado que hay que considerar el preblindaje x_{pre} . Una solución por medio de prueba y error se puede utilizar

aquí, iterando hasta encontrar el espesor final x_b , requerido para reducir K_{total} a $P/T = 0.02$ mGy semana⁻¹.

Un ejemplo de este procedimiento consiste en lo siguiente. Se había encontrado que el espesor de la barrera primaria, considerando el preblindaje, debía tener un espesor de 0.6 mm de plomo, por lo que el asesor especializado podía recomendar un espesor de 1/32", equivalente a 0.8 mm. Una aproximación se puede hacer suponiendo que 0.8 mm es el espesor requerido. Usando $x_{barrera} = 0.8$ mm de plomo y $x_{pre} = 0.3$ mm de plomo, el kerma en aire total transmitido es:

$$\begin{aligned} K_{total}(0.8 \text{ mm}) &= (0.72 \text{ mGy semana}^{-1} \times 5 \times 10^{-3}) \\ &\quad + (7.5 \text{ mGy semana}^{-1} \times 1.4 \times 10^{-3}) \\ &= 0.014 \text{ mGy semana}^{-1}. \end{aligned}$$

donde los valores para B han sido obtenidos:

- de la curva *Sala de radiografía (piso y otras barreras)* en la gráfica B.9 para el caso de radiación secundaria, y
- de la curva *Sala de radiografía (piso y otras barreras)* en la gráfica B.7 para el caso de radiación primaria.

De este modo, se obtiene que el espesor requerido sería 0.8 mm, ya que el kerma en aire total por semana no rebasa el valor de 0.02 mGy.

Por otro lado, usando la ecuación (5.1.3) también se puede obtener el espesor de la barrera. Usando $d = 2.8$ m, que va desde el punto de localización del tubo hasta el área ocupada, el resultado es:

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_p^2} = \frac{(125 \text{ pacientes / semana}) \cdot (1)}{(0.02 \text{ mGy / semana}) \cdot (2.8 \text{ m})^2} = 797 \text{ mGy}^{-1} \text{ m}^{-2}$$

De acuerdo a la curva *pared adyacente a la mesa de rayos X* de la gráfica B.1, una barrera de 0.83 mm de plomo es adecuada. Si se ignora el preblindaje, entonces el espesor debe ser igual a 1.03 mm.

5.1.6 Pared de la cabina de control

El área detrás de esta pared en la figura 5.2, es la cabina de control. Es un área controlada, con un factor de ocupación $T = 1$ y un límite semanal de kerma en aire igual a 0.4 mGy. La pared que la protege debe considerarse como una barrera secundaria. La distancia d_{sec} es de 1.8 m y se utiliza el valor de kerma en aire para radiación de fuga más dispersión lateral a 90 grados, que corresponde a la distribución de carga de trabajo *Sala de radiografía (todas las barreras)*, de la tabla 4.7. Entonces, el kerma en aire por semana en esa área será:

$$K_{sec}(0) = \frac{3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} (125 \text{ pacientes})}{(1.8 \text{ m})^2} = 1.3 \text{ mGy}.$$

$$K_{\text{sec}}(0) = 1.3 \text{ mGy}$$

Entonces, el factor de transmisión estará dado por:

$$B_{\text{sec}}(x_b) = \frac{\frac{P}{T}}{K_p(0)} = \frac{\frac{0.4 \text{ mGy/sem} \cdot \text{semana}}{1}}{1.3 \text{ mGy/sem} \cdot \text{semana}} = 0.31$$

Usando la curva *Sala de radiografía (todas las barreras)* de la gráfica B.9, vemos que a este valor de B le corresponde un espesor de 0.1 mm de Pb. Al usar la ecuación (5.1.6) tenemos que:

$$\frac{N \cdot T}{P \cdot d_{\text{sec}}^2} = \frac{125 \text{ pacientes/sem} \cdot (1)}{0.4 \text{ mGy/sem} \cdot (1.8 \text{ m})^2} = 97 \text{ mGy}^{-1} \text{m}^{-2}$$

Para este factor, el espesor correspondiente en la gráfica B.5, según la curva *paredes secundarias*, también es de 0.1 mm de Pb.

Existe un factor adicional importante a considerar, que va más allá de sólo la protección del operador. Como se discutió anteriormente, se ha demostrado que una película dentro del chasis se velará si éste recibe una exposición que produzca 0.5 μGy (5×10^{-4} mGy) o más de kerma en aire [N05]. En muchas instalaciones, frecuentemente se almacenan chasis cargados detrás de la pared de la cabina de control. Suponiendo que permanecen allí durante un día y que en el mismo periodo, un total de 25 pacientes son irradiados, para determinar el blindaje adecuado, primero se calcula el kerma en aire detrás de la pared:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{3.4 \times 10^{-2} \text{ mGypaciente}^{-1} (25 \text{ pacientes})}{(1.8 \text{ m})^2}$$

$$K_{\text{sec}}(0) = 0.26 \text{ mGy}$$

Como es la misma situación que para el cuarto oscuro, discutida anteriormente, también se calcula el factor de transmisión dado por:

$$B_{\text{sec}}(x_b) = \frac{\frac{P}{T}}{K_p(0)} = \frac{\frac{5 \times 10^{-4} \text{ mGy/sem} \cdot \text{semana}}{1}}{0.26 \text{ mGy/sem} \cdot \text{semana}} = 1.9 \times 10^{-3}$$

Usando la curva *Sala de radiografía (todas las barreras)* de la gráfica B.9, obtenemos que el espesor requerido es de 1.3 mm de Pb. Si usamos la ecuación (5.1.6), no se puede encontrar un resultado, pues $NT/Pd^2 = 15\,432$, que sale del rango de la gráfica B.5, para la curva *paredes secundarias*. Por esta razón, este método no resulta útil para determinar el espesor de la barrera.

A menos de que alguna información específica indique que los chasis cargados no se almacenarán detrás de la pared de la cabina de control, debe considerarse la restricción de 0.5 μGy en el diseño del blindaje para evitar que se velen las películas.

5.2. Mamografía

Un estudio de esta modalidad radiográfica generalmente se realiza con un voltaje de operación del tubo de rayos X que se encuentra entre 25 y 35 kVp, aunque la mayoría de los estudios se realizan con una diferencia de potencial menor que 30 kVp. Como se mencionó en la sección 3.2, en un estudio se adquieren dos imágenes de cada mama: una imagen se toma en la dirección cráneo-caudal, en donde el haz de rayos X se dirige al piso, y la otra se toma en la dirección mediolateral oblicua, con el haz apuntando hacia alguna de las paredes y un determinado ángulo de inclinación.

El receptor de imagen funciona como blindaje contra el haz primario de radiación. Sin embargo, la mayor parte de la radiación primaria es atenuada por las pacientes. Por esta razón, en una sala de mamografía sólo se considera que incide radiación secundaria sobre las barreras. El ánodo y el filtro del tubo de rayos X pueden ser de Mo, Rh o W, aunque en México está prohibido por la NOM-229-SSA-2002 usar éste último elemento como ánodo. La combinación típica es molibdeno-molibdeno, aunque en los equipos modernos de mamografía se usan combinaciones como molibdeno-rodio, tungsteno-aluminio o tungsteno-rodio, que endurecen ligeramente el haz de rayos X [S00]. Sin embargo, para fines de protección radiológica la combinación ánodo-filtro que se utilice, siempre y cuando el voltaje de operación no exceda 35 kVp, no implica diferencias significativas en el diseño del blindaje [N05].

Estudios realizados muestran que la radiación secundaria se determina como función del ángulo de dispersión y la intensidad del haz primario (mAs). Se han calculado los valores de kerma en aire por paciente a 1 metro del isocentro del mastógrafo, suponiendo los valores de la distribución de carga de trabajo que se muestran en la tabla 4.3, para un receptor de imagen de 24 x 30 cm, ubicado a una SID de 60 cm, con el isocentro en el punto medio entre la mancha focal del tubo de rayos X y el receptor de la imagen, y con el máximo valor de la retrodispersión.

En la dirección de la imagen cráneo-caudal (usualmente hacia el piso), se tuvo un resultado para el valor de kerma en aire por paciente a 1 m de 2.6×10^{-2} mGy; en la dirección de una pared adyacente el resultado fue 3.1×10^{-2} mGy. El valor más alto se midió en un estudio cráneo-caudal, en la dirección del techo y fue de 3.6×10^{-2} mGy paciente⁻¹ [N05]. Con fines de protección radiológica, y de una manera conservadora, se asume una distribución isotrópica dentro de salas de mamografía, tomando este último valor como representativo de la distribución. Por lo tanto, al realizar el cálculo de un blindaje para mamografía se puede considerar que el kerma en aire por paciente a 1 m tiene un valor de:

$$K_{\text{sec}}^1 = 3.6 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1} \quad (5.2.1)$$

Este valor difiere de los valores mostrados en la tabla 4.7, debido a que en este caso la distancia de 1 m se mide a partir del isocentro y no del tubo de rayos X (para radiación de fuga) y del paciente (para radiación dispersa), como es en el caso de los valores mostrados en dicha tabla.

Aunque el valor del kerma en aire de la ecuación 5.2.1 se obtuvo usando 100 mAs por exposición, se supone que la mayor parte de la carga de trabajo se realiza con valores para el potencial entre 30 y 35 kVp, y una combinación ánodo-filtro de Mo-Mo. En los equipos modernos de mamografía se emplean valores más pequeños de kVp y, por lo tanto, valores mayores que 100 mAs. Sin embargo, cuando se requiera un valor elevado del kVp, para el caso de una paciente con mamas grandes, se inserta automáticamente un filtro de Rh, con el fin de reducir la exposición de entrada y en consecuencia, la radiación dispersa. Aún así, el valor de $3.6 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1}$ es conservadoramente alto [N05]. Este valor corresponde al caso en que se tiene la máxima radiación dispersa (con un cociente radiación dispersa a radiación primaria de 5.4×10^{-4} , para un ángulo de dispersión de 160 grados), debida a un kerma en aire de entrada igual a 17 mGy, que es el valor típico producido por el control automático de exposición para una mama con un espesor relativamente grande (6 cm).

Para determinar el espesor requerido del blindaje, se calcula el kerma en aire por semana en una determinada área ocupada, mediante la siguiente ecuación:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{K_{\text{sec}}^1 N}{d_{\text{sec}}^2} \quad (5.2.2)$$

al sustituir el valor de K_{sec}^1 de la ecuación 5.2.1, se obtiene que:

$$K_{\text{sec}}(0) = \frac{(3.6 \times 10^{-2} \text{ mGy paciente}^{-1}) N}{d_{\text{sec}}^2} \quad (5.2.3)$$

donde N es el número de pacientes por semana y d_{sec} es la distancia entre el isocentro del mastógrafo y el punto de interés. Posteriormente, se obtiene el factor de transmisión, dado por:

$$B_{\text{sec}}(x_{\text{barrera}}) = \frac{P}{\frac{T}{K_{\text{sec}}(0)}} \quad (5.2.4)$$

donde P y T son el límite de kerma en aire y el factor de ocupación para el área en cuestión, respectivamente. Finalmente, conociendo el valor de B , se busca el espesor de la barrera en la curva de atenuación *Sala de mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del apéndice B.

Cabe mencionar que el blindaje calculado para la barrera que se encuentra detrás de la paciente, resultará conservadoramente alto debido a que la persona misma proporciona un blindaje extra antes de que la radiación incida sobre la barrera [S00, N05].

5.3. Tomografía Computarizada

Para determinar niveles de radiación en un estudio de CT, se utilizan maniqués dosimétricos que representan la cabeza y el cuerpo de un paciente, que tienen forma cilíndrica y una longitud de 15 cm aproximadamente. El primero de ellos tiene un diámetro de 16 cm, mientras que el segundo tiene un diámetro de 32 cm.

En salas de tomografía computarizada sólo se considera la incidencia de radiación secundaria sobre las barreras, principalmente radiación dispersa y una contribución pequeña de radiación de fuga, pues el haz primario de radiación es atenuado casi en su totalidad por el paciente y por el gantry.

5.3.1 Método de cálculo utilizando el $CTDI_{100}$

Para un estudio helicoidal, que consiste en N_R rotaciones totales, se espera que el kerma en aire por dispersión a 1 m del maniquí en cuestión, sea proporcional a la integral de línea de la dosis absorbida acumulada $D(z)$ a lo largo de la dirección del eje z :

$$K_S^1 = \kappa \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz = \kappa N_R \int_{-\infty}^{\infty} f(z) dz \quad , \quad (5.3.1)$$

donde κ es una constante de proporcionalidad y $f(z)$ es el perfil de dosis resultante de una rotación axial simple [N05].

El *Índice de dosis en tomografía computarizada* ($CTDI_{100}$), medido con una rotación simple, usando una cámara de ionización de 10 cm de largo, y en unidades de kerma en aire, se define como:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T_b} \int_{-5cm}^{5cm} f(z) dz, \quad (5.3.2)$$

donde T_b es el espesor nominal del haz en el eje de rotación (para equipos multicorte, donde se adquieren n cortes de espesor T_n por rotación, $T_b = nT_n$). Así, el kerma en aire dispersado por paciente a 1 m, se puede aproximar como:

$$K_S^1 = \kappa N_R T_b CTDI_{100} \quad (5.3.3)$$

Este valor de kerma en aire se puede expresar en términos de la longitud del estudio del paciente $L = N_R b$, donde N_R es el número total de rotaciones del tubo y $b = v\tau$ es el avance de la mesa por rotación de gantry para estudios helicoidales. Recordando que el pitch se define como $p = b/T_b$, se puede reescribir la ecuación 5.3.3 como:

$$K_S^1 = \kappa \frac{L}{p} CTDI_{100} \quad (5.3.4)$$

Esta metodología supone una distribución isotrópica de la radiación dispersa, en vez de las distribuciones de isodosis de “reloj de arena”, que proporciona el fabricante.

En el plano rotación del tubo de rayos X, el gantry reduce en gran medida la radiación dispersa. De hecho, los niveles de radiación dispersa no alcanzan un valor máximo, hasta llegar a un ángulo de 30° con respecto al plano del tubo. Por ello, se usa un factor de reducción por oblicuidad ($\cos \theta$) para el espesor del blindaje de techos y pisos si se considera necesario. El ángulo θ es el ángulo de incidencia con la barrera [N05].

La constante κ representa la fracción de radiación dispersa por centímetro en un estudio, y se determinó usando maniqués de referencia para cabeza y cuerpo, midiendo sobre el eje periférico de éstos. Los valores encontrados son los siguientes:

$$\kappa_{\text{cabeza}} = 9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1} \quad (5.3.5 \text{ a})$$

$$\kappa_{\text{cuerpo}} = 3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1} \quad (5.3.5 \text{ b})$$

Dado que estos valores de κ incluyen una pequeña componente de la radiación de fuga del tubo, el kerma en aire se denota como K_{sec}^I .

En la página web del grupo de trabajo ImPACT (Imaging Performance Assessment of Computed Tomography, [W4]) se encuentran tabulados los valores de CTDI_{100} para diversas marcas y modelos de equipos. En la tabla 5.1 se muestran algunos de estos valores que se han medido con diferentes valores de kVp y usando siempre 100 mAs.

Equipo	kVp	CTDI (Cráneo, mGy/100mAs)			CTDI (Cuerpo, mGy/100mAs)		
		Aire	Centro	Periferia	Aire	Centro	Periferia
Elscint Exel 2400 Elect	120	18,8	13,2	14,5	18,5	3,5	6,2
Elscint Exel 2400 Elect	140				25,8	5,2	8,6
GE FX/i, LX/i	120	33,4	17,9	19,4	33,4	5,0	10,2
GE FX/i, LX/i	140	43,2	24,5	25,9	43,2	7,3	13,9
Philips Mx8000	120	19,9	14,7	16,1	19,9	4,7	9,4
Philips Mx8000	140	28,6			28,6	7,0	13,9
Shimadzu SCT	80	5,6	3,6	4,4	5,4	1,0	3,3
Shimadzu SCT	120	15,6	12,0	13,4	15,6	4,0	10,1
Shimadzu SCT	130	17,4	13,5	14,9	17,3	4,6	11,5
Siemens DRG, DRG1	125						
Siemens Somatom AR-C, AR.SP	110	24,5	16,2	18,1	24,5	4,9	10,9
Siemens Somatom AR-C, AR.SP	130	35,7	25,2	27,7	35,7	7,8	16,4
Siemens Volume Zoom, Access	120	25,0	17,6	20,9	17,5	4,6	9,7
Siemens Volume Zoom, Access	140	34,1	24,7	28,6	24,4	6,8	14,0
Toshiba Asteion Multi (older tube)	100	40,4	21,2	24,3	40,2	5,7	14,5
Toshiba Asteion Multi (older tube)	120	56,0	32,5	36,2	55,8	9,5	19,9
Toshiba Asteion Multi (older tube)	135	68,4	41,7	45,6	68,1	12,8	29,1

Tabla 5.1. Ejemplos de valores de CTDI_{100} para diferentes equipos de CT, a diferentes tensiones en el tubo de rayos X, obtenida de la página web de ImPACT [W5].

Si se define al $nCTDI_{100}$, como el $CTDI_{100}$ normalizado por mAs, la ecuación 5.3.4 se convierte en:

$$K_{sec}^1 = \kappa \cdot \frac{L}{p} \cdot mAs \cdot nCTDI_{100} \quad (5.3.6)$$

De esta manera, se obtiene el kerma en aire por estudio, a 1 metro del paciente.

Considerando que en una instalación, a lo largo de una semana se realizan tanto un determinado número de estudios de la parte craneal, cantidad que se denota por $N_{cráneo}$, así como un cierto número de estudios de otra parte del cuerpo, que se denota por N_{cuerpo} , el kerma en aire total por semana, medido a 1 metro del paciente está dado por:

$$K_{sec}^1 (total) = K_{sec}^1 (cráneo)N_{cráneo} + K_{sec}^1 (cuerpo)N_{cuerpo} \quad (5.3.7)$$

Como se mencionó al principio de este capítulo, utilizando el inverso del cuadrado de las distancias se tiene que:

$$K_{sec} (0) = K_{sec}^1 (0) \left(\frac{1 \text{ m}}{d_2} \right)^2 \quad (5.3.8)$$

donde K_{sec} se mide a una distancia d_2 del isocentro. Entonces, la ecuación (5.3.8) nos da el kerma en aire en el área de interés.

Después, se determina el factor de transmisión B, dado por:

$$B_{sec} (x_b) = \frac{K_{sec} (x_b)}{K_{sec}} = \frac{\frac{P}{T}}{K_{sec}} \quad (5.3.9)$$

Finalmente, se consultan las curvas de atenuación para plomo (gráfica B.11) y concreto (gráfica B.12) del Apéndice B, a fin de determinar el espesor requerido en la barrera.

5.3.2. Método utilizando el producto dosis-longitud (DLP)

Dado que la técnica de CT está bajo cambios constantes y significativos, los fabricantes de estos equipos ahora ponen a disposición del usuario los valores de DLP , o de $CTDI_{vol}$ para un determinado estudio [N05], donde:

$$DLP = CTDI_{vol}L \quad (5.3.10)$$

y:

$$CTDI_{vol} = \frac{\frac{1}{3}CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3}CTDI_{100,periferia}}{C} \cdot p \quad (5.3.11)$$

L es la longitud del estudio en el paciente, dada por:

$$L = N_R b \quad (5.3.12)$$

En algunos casos, resulta más conveniente realizar el cálculo del blindaje obteniendo el DLP , más que el $CTDI_{100}$.

Suponiendo que el $CTDI_{100}$ en el eje periférico es el doble que en el eje central para el maniquí de cuerpo, y que para el maniquí de cabeza el $CTDI_{100}$ es el mismo en los dos ejes, el kerma en aire por estudio se obtiene mediante las siguientes ecuaciones:

$$K_{sec}^1 (cráneo) = \kappa_{cráneo} DLP \quad (5.3.13 a)$$

$$K_{sec}^1 (cuerpo) = 1.2 \kappa_{cuerpo} DLP \quad (5.3.13 b)$$

En procedimientos como radiografía convencional, para fines del cálculo de blindajes, se toma en consideración el número de estudios que se realizan en la instalación, en vez del número de pacientes, ya que un solo paciente puede recibir más de un estudio. De igual manera para el caso de CT, lo más conveniente es considerar el número de procedimientos por semana, que se reflejará en el valor de la carga de trabajo, en vez del número de pacientes. En la tabla 5.2 se muestran valores sugeridos de DLP por estudio, basados en valores promedio obtenidos mediante el programa de acreditación del Colegio Estadounidense de Radiología (ACR), y están sujetos a cambios, debido al constante desarrollo de la tecnología en los equipos de CT [N05].

Procedimiento	$CTDI_{vol}$ (mGy)	Longitud del estudio (L) (cm)	DLP (mGy cm)
Cráneo	60	20	1200
Pecho	15	35	525
Abdomen	25	25	625
Pelvis	25	20	500
Cuerpo promedio (pecho, abdomen o pelvis)			550

Tabla 5.2. Valores del producto DLP para diferentes procedimientos [N05].

Es muy importante saber que un estudio se puede hacer con o sin medio de contraste. Esto representa dos estudios de la misma área anatómica, por lo que el valor del DLP se duplica. Entonces, con fines de protección radiológica, es necesario conocer el número de procedimientos que se realizarán tanto de la zona craneal, así como de otra parte del cuerpo, pero además, cuántos de ellos se realizarán con medio de contraste. Para estos casos, los valores en la tabla 5.2 deben duplicarse. Si no se posee esa información, se sugiere suponer que en el 40 por ciento de los estudios se utilizará medio de contraste, por lo cual, los valores del DLP resultantes serán 1.4 veces los valores mostrados en la tabla.

Para calcular el espesor de los blindajes, se utilizan las ecuaciones (5.3.13) a fin de conocer K_{sec}^1 , para cabeza y cuerpo. Después, análogamente al método en el que se emplea el $CTDI_{100}$, se obtiene el valor de $K_{sec}(0)$ mediante la ecuación 5.3.8, para después introducir este valor en la ecuación 5.3.9 y encontrar el valor de $B(x_b)$ y, a partir de éste último determinar el blindaje requerido en la barrera.

A continuación se presenta un ejemplo de la aplicación de este método. En una instalación se realizan 150 estudios de cuerpo y 30 de la zona craneal cada semana, y de cada cantidad, el 40 por ciento de los casos requieren el uso de medio de contraste. El área a proteger se encuentra a un costado de la sala de tomografía computarizada y es una oficina que tiene un factor de ocupación $T = 1$. El punto de interés se localiza a 3 metros del isocentro del tomógrafo.

De la tabla 5.2 se obtiene que el valor de DLP para “Cuerpo promedio” es de 550 mGy cm, mientras que para el área craneal es de 1 200 mGy cm. Si se multiplica cada uno de estos valores por un factor de 1.4, se obtiene que DLP para cuerpo vale 770 mGy cm, y DLP para la zona craneal vale 1680 mGy cm. Según la ecuación 5.3.13a, el kerma en aire por estudio a 1 metro del isocentro, debido a un estudio de cráneo es:

$$\begin{aligned} K_{sec}^1(\text{cráneo}) &= (9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}) (1680 \text{ mGy cm estudio}^{-1}) \\ &= 0.28 \text{ mGy estudio}^{-1} \end{aligned}$$

Para un estudio de cuerpo, el valor de K_{sec}^1 es:

$$\begin{aligned} K_{sec}^1(\text{cuerpo}) &= 1.2 (3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}) (770 \text{ mGy cm estudio}^{-1}) \\ &= 0.15 \text{ mGy estudio}^{-1} \end{aligned}$$

Entonces, el kerma en aire a 3 metros del isocentro, en el área ocupada de interés es:

$$\begin{aligned} K_{sec}(0) &= K_{sec}^1(0) \left(\frac{1 \text{ m}}{3 \text{ m}} \right)^2 \left[(150 \text{ estudios semana}^{-1}) (0.28 \text{ mGy estudio}^{-1}) \right] \\ &\quad \left[+ (30 \text{ estudios semana}^{-1}) (0.15 \text{ mGy estudio}^{-1}) \right] \\ &= 5.2 \text{ mGy semana}^{-1}. \end{aligned}$$

El factor de transmisión $B(x_b)$ está dado por:

$$\begin{aligned} B(x_b) &= \frac{0.02 \text{ mGy semana}^{-1}}{5.2 \text{ mGy semana}^{-1}} \\ &= 3.8 \times 10^{-3}. \end{aligned}$$

A este valor, según la gráfica B.11 del apéndice B, le corresponde un espesor de 1.5 mm de plomo.

5.3.3 Método de Curvas de “Reloj de Arena”

La información sobre niveles de radiación dispersa que proporcionan los fabricantes de los equipos de CT, generalmente está en forma de curvas de isodosis obtenidas a partir de una técnica radiográfica y un maniquí determinado. Con fines de protección radiológica es necesario conocer dos diagramas: uno en el plano horizontal (plano del piso) y otro en el plano vertical (elevación). Algunas veces sólo se proporciona la información de una sola curva, en la mayoría de los casos se da una secuencia de niveles de dosis medidos en un determinado intervalo de posiciones a la misma distancia del isocentro. En tal caso, debe suponerse que la dosis decrece desde el isocentro de acuerdo a la ley del cuadrado inverso de la distancia, en puntos que están más allá de las curvas de dosis mostradas [S00].

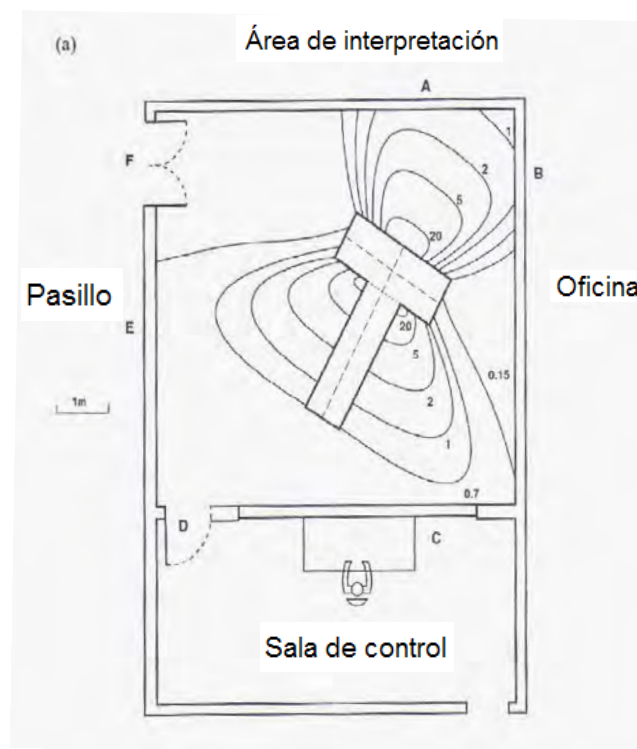


Figura 5.3. Ejemplo de un diagrama de curvas de isodosis paralelo al plano del piso, donde las curvas muestran el valor de la dosis en μGy .

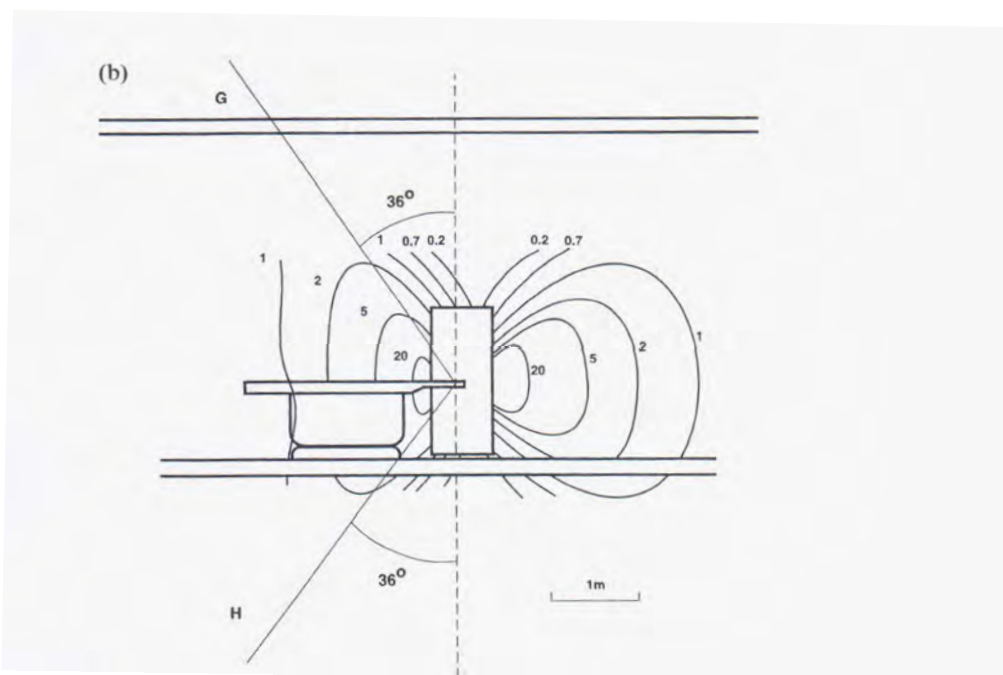


Figura 5.4. Ejemplo de un diagrama de curvas de isodosis en elevación, donde las curvas muestran el valor de la dosis en μGy .

Estos diagramas se obtienen usando maniqués estándar de PMMA de cabeza y de cuerpo, cuyas características se mostraron al inicio de la sección 5.3. La dispersión en un maniquí de cuerpo puede ser de 20 a 100 % más alta que en un maniquí de cabeza usando la misma técnica radiográfica, como consecuencia de que en el primero, el volumen es mayor que en el segundo, y por el uso de diferentes filtros [S00]. Se ha demostrado que el cuerpo del paciente puede reducir la dosis hasta en un 50 % en ciertas direcciones. Sin embargo, este hecho no se considera al elaborar los diagramas debido a que depende de las características del paciente y además, en la pruebas de garantía de calidad se utiliza un maniquí estándar.

Las curvas de isodosis se dan típicamente para un corte, con un determinado valor de mAs. Con el fin de estimar niveles de dosis a partir de las curvas de isodosis, se debe estimar la carga de trabajo de la instalación en términos de los parámetros utilizados por el equipo para cada estudio y el resultado se obtiene como el número de cortes totales por semana para un determinado valor de mAs y de kVp. Las magnitudes de mAs y kVp deben ser proporcionadas por el fabricante.

Este método es útil, ya que además de utilizarse para determinar el nivel de dosis en distancias cercanas para barreras tales como paredes, puertas ó mamparas del cuarto de control, se puede utilizar para determinar también el nivel de dosis en las direcciones en que la dispersión es máxima. Resulta útil esbozar diferentes curvas de isodosis sobre un mismo plano a escala de la sala, a fin de identificar aquellas partes de las barreras que están expuestas a los niveles de radiación más altos, así como las direcciones y los ángulos más críticos. Los resultados se pueden representar en una gráfica semilog con el fin de encontrar el nivel de dosis en una determinada barrera [S00] (figura 5.5).

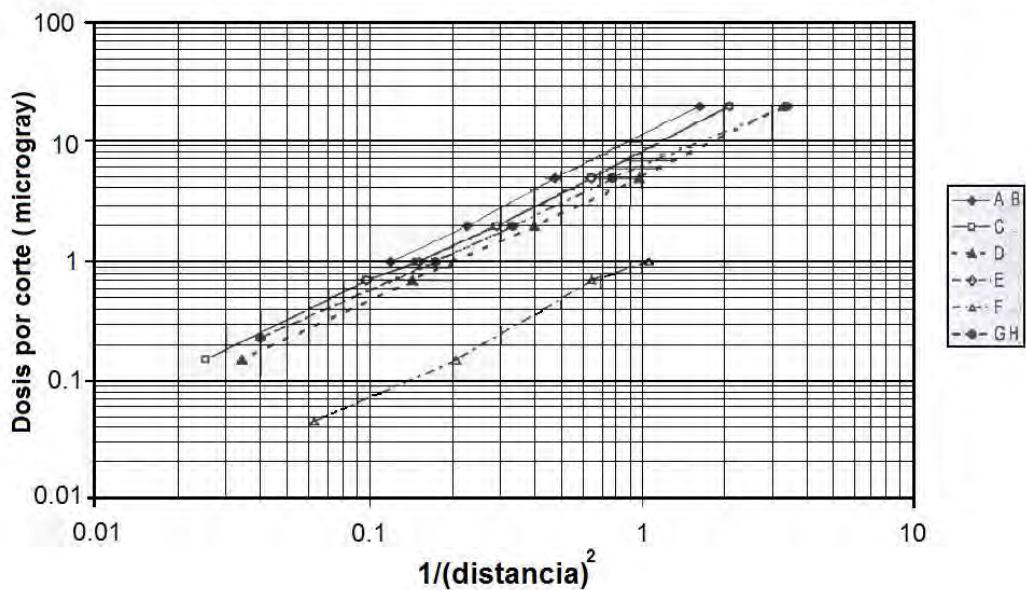


Figura 5.5. Ejemplo de la representación de dosis por radiación dispersa *versus* el inverso del cuadrado de la distancia desde el isocentro, en las direcciones A-H para el ejemplo de los diagramas mostrados en las figuras 5.3 y 5.4.

Las curvas de isodosis proporcionan información de niveles de dosis para un solo corte estándar, por lo que, con el fin de determinar el blindaje, es necesario multiplicar este valor por el número total de cortes en un periodo determinado y por el cociente del valor real de mAs utilizado entre el valor del mAs utilizado por el fabricante en el trazo de la curva. La dosis por radiación dispersa es usualmente proporcional al espesor del corte, por lo que se puede usar un ajuste para obtener el total de radiación dispersa en términos de un espesor estándar (por ejemplo, un espesor de corte de 10 mm). Este principio no se puede utilizar para espesores de corte pequeños (por ejemplo de 1 mm). Los valores de dosis por radiación dispersa para diferentes espesores de corte se pueden evaluar a partir de valores del CTDI, el cual provee una medida de la dosis de radiación por cada mAs para un corte.

Como se comentó anteriormente, existe una gran diferencia entre la dispersión producida en un estudio de la cabeza con la producida en un estudio del cuerpo. Sin embargo, se pueden establecer ambas en términos de una sola de estas dispersiones si se utiliza el cociente de las dosis de radiación dispersa para un corte, producidas en cada maniquí para un determinado mAs. Esto se puede determinar a partir del decremento en la radiación dispersa en diferentes direcciones para ambas configuraciones (la horizontal y la vertical).

Resulta muy útil agrupar todos los factores relacionados que estén disponibles, en un solo diagrama. En algunos casos no se dispone de información acerca de las curvas de isodosis de alguno de los estudios, ya sea del cuerpo o de la cabeza. Cuando no se disponga información relacionada con los estudios de cuerpo, se deben suponer los mismos parámetros de exposición para el estudio de la cabeza y multiplicar los valores de la curva por 2. Cuando sólo se disponga de curvas de isodosis para un estudio del cuerpo, debe considerarse la misma dosis por radiación dispersa por mAs para un estudio de la cabeza.

Una vez obtenida la dosis por radiación de dispersión total, se obtiene un factor de transmisión, dado por:

$$B(x) = \frac{P}{D_{\text{sec}}} \quad (5.3.14)$$

donde P es la meta del diseño del blindaje, T es el factor de ocupación y D_{sec} es la dosis debida a la radiación dispersa total en el área de interés. Una vez obtenido este factor, el espesor de la barrera se determina a partir de la ecuación 5.3.15, haciendo uso de los factores mostrados en la tabla 5.3.

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{B^{-\gamma} + (\beta/\alpha)}{1 + (\beta/\alpha)} \right] \quad (5.3.15)$$

	kVp	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	CHR (mm)
Plomo	100	2.507	15.33	0.912	0.28
	120	2.288	9.38	0.766	0.30
	125	2.233	7.89	0.730	0.31
	150	1.791	5.48	0.568	0.39
Concreto	100	0.0395	0.084	0.519	18
	125	0.0351	0.066	0.783	20
	150	0.0324	0.078	1.566	21

Tabla 5.3. Parámetros de ajuste para la ecuación 5.3.15 [S00].

A continuación se muestra un ejemplo de cómo calcular el espesor del blindaje requerido. Corresponde a un equipo de CT ubicado en un hospital concurrido, dentro de una sala con un área de 38 m² aproximadamente. La separación entre el piso y el techo es de 4.0 m, cada uno de los cuales está construido de concreto (con $\rho = 1840 \text{ kg m}^{-3}$) y cuyo espesor es de 110 mm. El isocentro del equipo se encuentra a 0.9 m sobre el nivel del piso.

Se trazaron las curvas de isodosis para este equipo:

- a) utilizando una técnica radiográfica de 120 kVp y 250 mAs, con un espesor de corte de 10 mm para un maniquí de cuerpo, y
- b) utilizando una técnica radiográfica de 120 kVp y 350 mAs, con un espesor de corte de 10 mm para un maniquí de cabeza.

En esta sala se realizan 120 estudios de cuerpo y 80 de cabeza por semana, con técnicas radiográficas de 120 kVp con 250 mAs para cuerpo, y 120 kVp con 350 mAs para cabeza. En promedio, un estudio de cuerpo comprende 22 cortes de 10 mm de espesor, con un avance de la mesa de 14 mm.

Número de cortes por semana para estudios de cuerpo: $120 \times 22 = 2640$ cortes

Un estudio promedio de cabeza consiste en 10 cortes de 10 mm y 5 cortes de 5 mm de espesor. Las curvas de isodosis indican que la dosis por cada mAs, para un corte de 10 mm en un estudio de cabeza, es la mitad de lo que se obtiene para el mismo espesor de corte en un estudio de tronco. Entonces, se puede obtener un número “equivalente” de cortes por semana dado por:

$$\text{Número de cortes "equivalentes" por semana} = 80 \times [10 + (5 \times 5/10)] = 1000.$$

El número “equivalente” de cortes de 10 mm a 250 mAs, es:

$$N = \frac{1000}{2} \times \frac{350}{250} = 500 \times 1.4 = 700$$

Por lo tanto, la carga de trabajo total es equivalente a $2640 + 700 = 3340$ cortes con 250 mAs y un espesor de 10 mm.

En la sala de interpretación de la figura 5.3, donde se encuentra localizado el punto de interés A, la curva de máxima dosis se extiende a un ángulo de 150° directamente hacia la pared, la cual se encuentra a una distancia de 2.5 m del isocentro del tomógrafo. La dosis por corte en la pared, según el mapa de la figura 5.3, es $1.4 \mu\text{Gy}$.

Entonces, la dosis por cada semana, debida a 3340 cortes es:

$$D_{\text{sec}} = (3340 \text{ cortes})(1.4 \mu\text{Gy corte}^{-1}).$$

Si el área de interés en cuestión tiene un factor de ocupación $T = 1/2$, entonces el factor $B(x)$ será:

$$B(x) = \frac{\frac{0.02 \text{ mGy semana}^{-1}}{1/2}}{4.680 \text{ mGy semana}^{-1}}$$

$$B(x) = \frac{0.04}{4.680} = 8.5 \times 10^{-3}$$

Sustituyendo este valor y los parámetros de ajuste de la tabla 5.3, para 120 kVp, la ecuación 5.3.15 se reescribe como:

$$x = \frac{1}{(2.288 \text{ mm}^{-1} \cdot 0.766)} \ln \left[\frac{(0.0085)^{-0.766} + (9.38/2.288 \text{ mm}^{-1})}{1 + (9.38/2.288 \text{ mm}^{-1})} \right]$$

De aquí, se encuentra que el espesor requerido en plomo es de 1.2 mm.

CAPÍTULO VI

Ejemplos de Cálculos de Blindajes

6.1 Consideraciones generales

En este capítulo se presentan ejemplos, realizados sobre instalaciones reales, en los que se calcula el blindaje para una sala de radiografía convencional, una de mamografía y una de tomografía computarizada, utilizando los métodos que se describen en el Capítulo 5. En el caso de radiografía convencional y tomografía computarizada, sólo se utiliza uno de ellos. Al final del capítulo se resumen los resultados obtenidos para cada modalidad radiográfica.

Para cada ejemplo se toman consideraciones particulares que corresponden sólo a la modalidad en cuestión. Sin embargo, existen algunas que son comunes a los tres ejemplos, y que son las siguientes:

- 1) Los límites de dosis efectiva (E) que se toman como referencia, son los que aparecen en la Publicación 60 de la International Commission on Radiological Protection (ICRP) [I91], siendo que, si no se rebasan los valores de P utilizados en este trabajo, tampoco se rebasarán los valores de E , que son de: a) 20 mSv/año para Personal Ocupacionalmente Expuesto y 1 mSv/año para Público General.
- 2) Según convenga, se calcula el espesor de la barrera para uno, dos o hasta tres materiales. En la tabla 6.1 se enlista a cada uno de ellos, así como la densidad nominal de cada uno de ellos.

Material	Densidad (g/cm^3)
Plomo	11.36
Concreto	2.35
Concreto baritado	3.60

Tabla 6.1 Densidad de los materiales utilizados como blindaje [N76].

- 3) El espesor requerido de concreto baritado se obtiene mediante la siguiente ecuación:

$$E_{CB} = 0.65 \cdot E_C \quad (6.1)$$

donde E_{CB} es el espesor de concreto baritado, E_C es el espesor calculado de concreto y el valor 0.65 se obtiene de la relación

$$\frac{\rho_{\text{concreto}}}{\rho_{\text{concreto baritado}}} = \frac{2.35 \text{ g/cm}^3}{3.60 \text{ g/cm}^3} = 0.65 \quad (6.2)$$

donde ρ_{concreto} y $\rho_{\text{concreto baritado}}$ son las densidades del concreto y del concreto baritado respectivamente.

6.2 Radiografía Convencional

Las condiciones y los parámetros de este ejemplo corresponden a una sala de rayos X, en un hospital de la Ciudad de México. En ella, se atienden alrededor de 300 pacientes por semana. Dentro de este recinto se identifican 17 diferentes puntos de interés, correspondientes a 14 barreras, cuyos parámetros se dan a conocer en la tabla 6.2 y en la figuras 6.1 y 6.2. En esta figura sólo se muestran 14 puntos de interés, ya que un punto se encuentra sobre el techo de la sala y dos más se encuentran bajo el piso.

Punto de interés	Barrera	Tipo de barrera	Colindancia	Tipo de área	P mGy/semana	d Mesa [m]	d Bucky de tórax [m]		T	U
1	Pared A _C	S	Consola de control	C	0.4	4.56	4.25		1	N A
2	Ventana A _C	S		C		4.55	4.27		1	N A
3	Pared A _C	S		C		4.30	4.40			
4	Pared A'	S	Cuarto de control de la sala de rayos X adyacente	C	0.4	4.12	4.57		1	N A
5	Puerta A _S	S	Sanitario de pacientes	C	0.02	4.28	5.14		1/20	N A
6	Pared A _S	S		C		4.81	5.88			
7	Puerta B _p	S	Pasillo exterior	N C	0.02	4.67	5.74		1/5	N A
8	Puerta B _{V1}	S	Vestidor 1 y pasillo exterior	N C	0.02	2.54	4.16		1/40	N A
9	Puerta B _{V2}	S	Vestidor 2 y pasillo exterior	N C	0.02	2.35	4.12		1/40	N A
10	Pared B _p	S	Pasillo exterior	N C	0.02	4.10	5.77		1/5	N A
11	Pared C	S	Sala de tomografía computarizada	C	0.02	2.47	3.03		1	N A
12	Pared D	S	Pasillo interior	C	0.4	3.79	2.15 ^a	0.80 ^b	1/5	N A
13	Pared D	P		C		N A	2.00		1/5	1
14	Pared D	S		C		3.79	2.15 ^a	0.80 ^b	1/5	N A
15	Puerta D	S		C		5.41	4.46 ^a	4.08 ^b		N A
16	Techo	S	Auditorio	N C	0.02	2.61	3.76		1/5	N A
17	Piso	P	Sala de radioterapia	N C	0.02	4.55	N A		1/5	0.89
18	Piso	S		N C		5.01	3.40			N A

P: Barrera primaria

S: Barrera Secundaria

N A: No Aplica

En tipo de área, C se refiere a un área controlada y N C a un área no controlada

^a Para radiación de fuga

^b Para radiación dispersa

Tabla 6.2. Parámetros utilizados en el cálculo del blindaje para la sala de Rayos X.

6.2.1 Consideraciones especiales

- 1) En cada caso se utiliza la distancia fuente-área ocupada (d) que resulta más restrictiva, considerando que dentro de la sala existen dos posibles ubicaciones del tubo de rayos X:
 - i) para un estudio sobre la mesa y
 - ii) para un estudio en el bucky de tórax.
- 2) Como se describe en la sección 5.1.3.2, para la barrera secundaria correspondiente a la pared del bucky de tórax, el valor para d_{sec} se toma independientemente para radiación de fuga (tubo de rayos X-área ocupada) y para radiación dispersa (paciente-área ocupada), por lo que se realizan dos cálculos: uno para radiación de fuga y otro para radiación dispersa.
- 3) En el sanitario de pacientes, así como en la sala de tomografía computarizada el valor de P se establece en $0.02 \text{ mGy}\cdot\text{semana}^{-1}$ debido a que, a pesar de ser un área controlada, generalmente en ella se encuentran pacientes que no son POE.

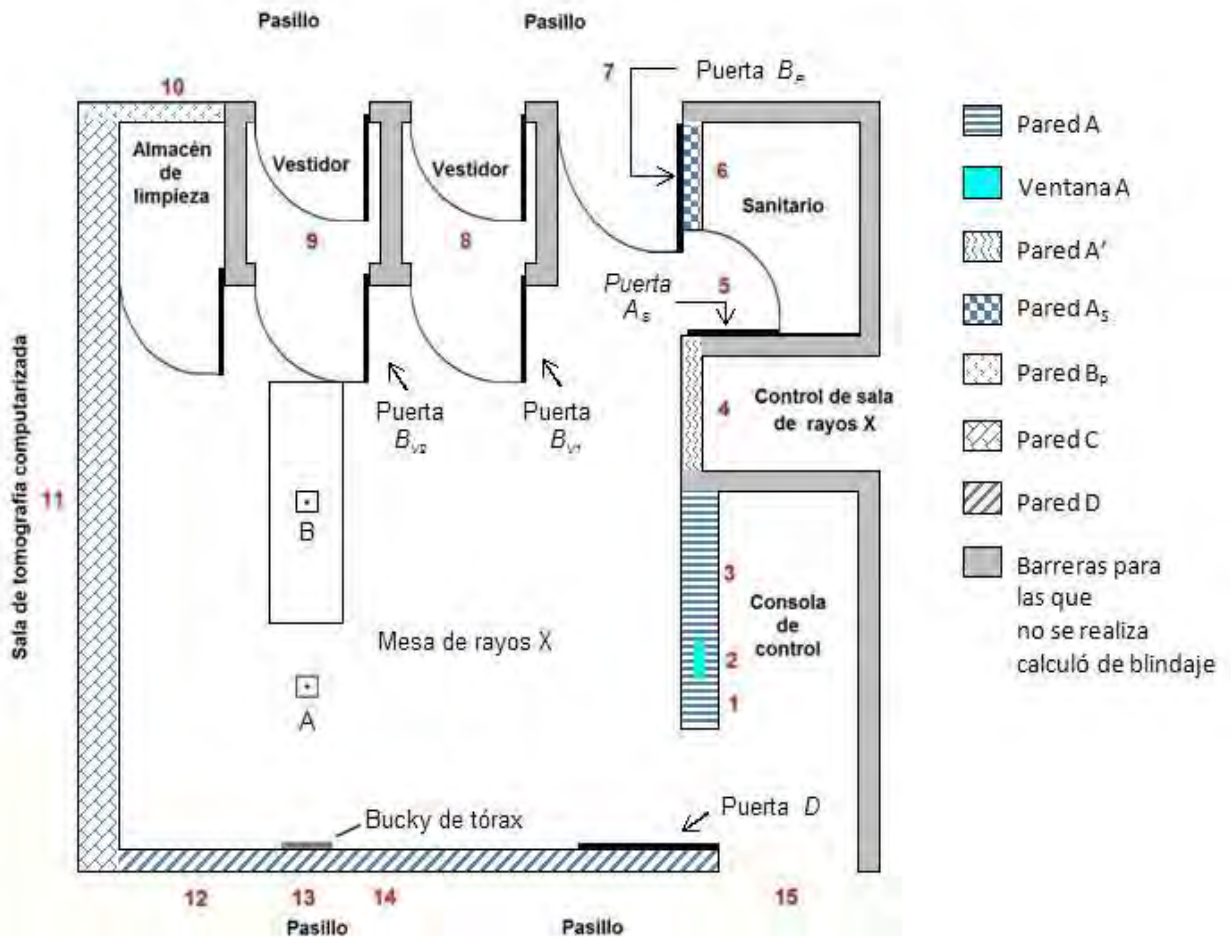


Figura 6.1. Interior de la sala de rayos X, de la cual se muestran sus colindancias y los correspondientes puntos de interés.

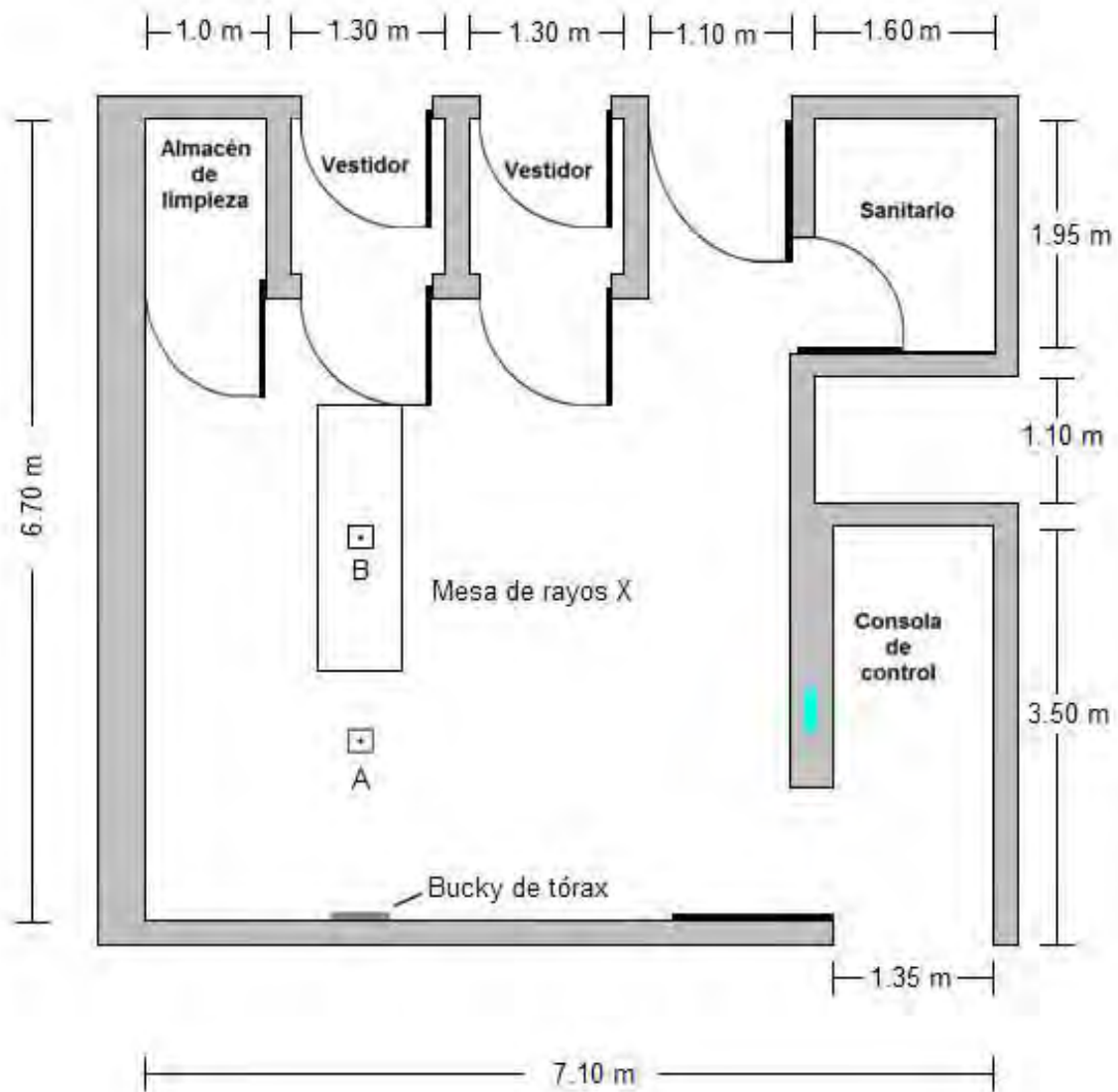


Figura 6.2. Dimensiones de la de radiografía convencional.

6.2.2 Cálculo de las barreras

Punto de interés 1

Barrera: *Pared A_C* Colindancia: *Consola de control*

Tipo de área: Controlada

$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$

$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 4.25 \text{ m}$, del punto *A* al punto 1

$T = 1$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$$K_{\text{sec}}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio (radiación de fuga + radiación dispersa)}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.56 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.71$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

**0.1 mm de Plomo,
o 1 cm de Concreto**

Punto de interés 2

Barrera: *Ventana A_C*

Colindancia: *Consola de control*

Tipo de área: Controlada

$$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$$

$$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 4.27 \text{ m, del punto A al punto 2}$$

$$T = 1$$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$$K_{\text{sec}}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio (radiación de fuga + radiación dispersa)}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.56 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.71$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de la gráfica B.9 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de

**0.1 mm de Plomo
o su equivalente en vidrio o acrílico plomados.**

Punto de interés 3

Barrera: *Pared A_C*

Colindancia: *Consola de control*

Tipo de área: Controlada

$$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$$

$$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 4.30 \text{ m, del punto B al punto 3}$$

$$T = 1$$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$$K_{\text{sec}}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/paciente (radiación de fuga + radiación dispersa)}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 0.55 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.72$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

**0.1 mm de Plomo,
o 1 cm de Concreto**

Punto de interés 4

Barrera: *Pared A'*.

Colindancia: *Consola de control de una sala de rayos X adyacente*

Tipo de área: Controlada

$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$

$d_L = d_S = d_{sec} = 4.12 \text{ m}$, del punto *B* al punto 4

$T = 1$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$K_{sec}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio}$ (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 0.60 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.67$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

**0.1 mm de Plomo,
o 1 cm de concreto**

Punto de interés 5

Barrera: *Puerta A_S*.

Colindancia: *Sanitario de pacientes*

Tipo de área: Controlada

$P = 0.02 \text{ mGy/sem}$

$d_L = d_S = d_{sec} = 4.28 \text{ m}$, del punto *B* al punto 5.

$T = 1/20$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$K_{sec}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio}$ (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.51 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.78$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de

0.1 mm de Plomo

Punto de interés 6

Barrera: *Pared A_S*.

Colindancia: *Sanitario de pacientes*

Tipo de área: No Controlada

$P = 0.02 \text{ mGy/sem}$

$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 4.81 \text{ m}$, del punto *B* al punto 6.

$T = 1/20$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$K_{\text{sec}}^1(\mathbf{0}) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio}$ (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.44 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.91$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

**0.1 mm de Plomo,
o 1 cm de Concreto**

Punto de interés 7

Barrera: *Puerta B_P*.

Colindancia: *Pasillo*

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02 \text{ mGy/sem}$

$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 4.70 \text{ m}$, del punto *B* al punto 7.

$T = 1/5$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$K_{\text{sec}}^1(\mathbf{0}) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio}$ (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.46 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.22$.

El kerma en aire dispersado total por semana es:

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de gráfica B.9, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de

0.1 mm de Plomo.

Punto de interés 8

Barrera: ***Puerta B_{V1}***.

Colindancia: ***Vestidor 1***

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02$ mGy/sem

$d_L = d_S = d_{sec} = 2.54$ m, del punto *B* al punto 8.

$T = 1/40$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$K_{sec}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2}$ mGy/estudio (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 1.58$ mGy semana⁻¹. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.51$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de la gráfica B.9 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de

0.1 mm de Plomo.

Punto de interés 9

Barrera: ***Puerta B_{V2}***.

Colindancia: ***Vestidor 2***

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02$ mGy/sem

$d_L = d_S = d_{sec} = 2.35$ m, del punto *B* al punto 9.

$T = 1/40$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$K_{sec}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2}$ mGy/estudio (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 1.85$ mGy semana⁻¹. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.43$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de la gráfica B.9 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de

0.1 mm de Plomo.

Punto de interés 10

Barrera: ***Pared B_P***.

Colindancia: ***Pasillo***

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02 \text{ mGy/sem}$
 $d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 4.10 \text{ m}$, del punto *B* al punto 10.

$T = 1/5$
Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)
 $K_{\text{sec}}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio}$ (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 0.61 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.16$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

0.2 mm de Plomo, o 2 cm de Concreto.

Punto de interés 11

Barrera: *Pared C.* Colindancia: *Sala de tomografía computarizada*

Tipo de área: Controlada
 $P = 0.02 \text{ mGy/sem}$
 $d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 2.47 \text{ m}$, del punto *B* al punto 11.

$T = 1$
Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)
 $K_{\text{sec}}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio}$ (radiación de fuga + radiación dispersa)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 1.67 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.012$.

Según la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

0.7 mm de Plomo, o 6 cm de Concreto.

Punto de interés 12

Barrera: *Pared D.* Colindancia: *Pasillo interior*
(*barrera secundaria*)

a) Radiación dispersa

Tipo de área: Controlada
 $P = 0.4 \text{ mGy/sem}$
 $d_S = d_{\text{sec}} = 0.80 \text{ m}$

$$T = 1/5$$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (bucky de tórax)

$$K_{\text{sec}}^1(0) = 4.9 \times 10^{-3} \text{ mGy/estudio (Dispersión lateral)}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 2.30 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.87$.

De acuerdo a la curva *Sala de Radiografía (bucky de tórax)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

**0.1 mm de Plomo,
o 1 cm de Concreto.**

b) Radiación de fuga

Tipo de área: Controlada

$$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$$

$$d_L = d_{\text{sec}} = 2.15 \text{ m}$$

$$T = 1/5$$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (bucky de tórax)

$$K_{\text{sec}}^1(0) = 3.9 \times 10^{-4} \text{ mGy/estudio (radiación de fuga)}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 0.026 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 79$.

Según la curva *Sala de Radiografía (bucky de tórax)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, no se requiere blindaje en esta barrera. Entonces, sólo hay contribución por radiación dispersa en la barrera y el espesor del blindaje requerido debe ser menor que:

**0.1 mm de Pb,
o 1 cm de Concreto**

Punto de interés 13

Barrera: *Pared D.*

Colindancia: *Pasillo interior*

(Barrera primaria)

Tipo de área: Controlada

$$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$$

$$d_{\text{prim}} = 2.00 \text{ m}$$

$$T = 1/5$$

$$U = 1$$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (bucky de tórax)

$$K_{\text{prim}}^1(0) = 2.3 \text{ mGy/estudio}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.1, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_p(0) = 172.5 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.2, el factor de transmisión es $B = 0.012$.

Según la curva *Sala de Radiografía (bucky de tórax)* de las gráficas B.7 y B.8 del Apéndice B, el espesor para blindar esta barrera es de: **1 mm de Plomo, u 8 cm de Concreto.**

De la ecuación 6.1 se obtiene que el espesor requerido en la barrera es de **5.2 cm de Concreto baritado**. En la tabla 4.5 se puede consultar el espesor equivalente para plomo y concreto que ofrece el receptor de imagen. Estos valores son: 0.85 mm para Pb y 7.2 cm de concreto. Por lo tanto, el espesor de la barrera debe contar con:

$1 \text{ mm} - 0.85 \text{ mm} = 0.15 \text{ mm de Plomo, o}$ $8 \text{ cm} - 7.2 \text{ cm} = 0.8 \approx 1 \text{ cm de Concreto, o}$ $0.65 \text{ cm de Concreto baritado.}$
--

Al comparar los espesores de la barrera primaria y de las barreras secundarias en esta pared, se observa que se requiere de un blindaje mayor para la radiación primaria por lo que, para la construcción de la barrera debe considerarse el blindaje que atenúa el haz útil al nivel requerido.

Punto de interés 14

Barrera: *Pared D.*

Colindancia: *Pasillo interior*

(*barrera secundaria*)

El cálculo es similar al del punto de interés 12, por lo cual se obtienen los mismos resultados, es decir, un espesor requerido en la barrera de:

0.1 mm de Pb, $\text{o } 1 \text{ cm de Concreto}$
--

Punto de interés 15

Barrera: *Puerta D.*

Colindancia: *Pasillo interior*

Tipo de área: Controlada

$$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$$

$$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 4.08 \text{ m}$$

$$T = 1/5$$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (bucky de tórax)

$$K_{\text{sec}}^1(0) = 5.3 \times 10^{-3} \text{ mGy/estudio (fuga + dispersión lateral)}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.10 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 20$.

Según la curva *Sala de Radiografía (bucky de tórax)* de la gráfica B.9 del Apéndice B, no se requiere blindaje en esta barrera.

Punto de interés 16

Barrera: *Techo*.

Colindancia: *Auditorio*

1) Barrera: *Techo*

Colindancia: *Auditorio*

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02 \text{ mGy/sem}$

$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 2.61 \text{ m}$

$T = 1/5$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$K_{\text{sec}}^1(\mathbf{0}) = 4.9 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio}$ (radiación de fuga + radiación frontal y retrodispersión)

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire primario total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 2.16 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.047$.

Según la curva *sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

0.2 mm de Plomo, o 4 cm de Concreto.

Punto de interés 17

Barrera: *Piso*.

Colindancia: *Sala de braquiterapia*

(barrera secundaria)

Tipo de área: No Controlada

$P = 0.02 \text{ mGy/sem}$

$d_L = d_S = d_{\text{sec}} = 3.40 \text{ m}$

$T = 1$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (todas las barreras)

$$K_{\text{sec}}^1(0) = 3.4 \times 10^{-2} \text{ mGy/estudio (Radiación de fuga + dispersión lateral)}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.4, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.88 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.5, el factor de transmisión es $B = 0.023$.

De acuerdo a la curva *Sala de Radiografía (todas las barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

**0.6 mm de Plomo,
o 5 cm de Concreto.**

Punto de interés 18

Barrera: *Piso.*

Colindancia: *Sala de braquiterapia*

(barrera primaria)

Tipo de área: No Controlada

$$P = 0.02 \text{ mGy/sem}$$

$$d_{\text{prim}} = 4.55 \text{ m}$$

$$T = 1$$

$$U = 0.89$$

Distribución de carga de trabajo: Sala de Radiografía (piso u otras barreras)

$$K_{\text{prim}}^1(0) = 5.2 \text{ mGy/estudio}$$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.1.1, se obtiene que el kerma en aire primario total en una semana es $K_{\text{p}}(\mathbf{0}) = 67 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.2, el factor de transmisión es $B = 3 \times 10^{-4}$.

De acuerdo a la curva *Sala de Radiografía (piso u otras barreras)* de las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de **1.7 mm de Plomo, o 12 cm de Concreto.**

En la tabla 4.5, se puede consultar el espesor equivalente para plomo y concreto que ofrece el receptor de imagen. Estos valores son: 0.85 mm para Pb y 7.2 cm de concreto.

Entonces, el espesor de la barrera debe ser de:

**1.7 mm – 0.85 mm = 0.85 mm de Plomo, o
12 cm – 7.2 cm = 4.8 ≈ 5 cm de Concreto.**

6.3 Mamografía

Este ejemplo corresponde a una sala de mamografía en una Institución de Salud de la Ciudad de México. En este recinto se atienden aproximadamente a un total de 250 pacientes por semana. Se identifican 10 diferentes puntos de interés, que corresponden a 9 diferentes barreras, que se muestran en la tabla 6.3 y en las figuras 6.3 y 6.4. No se realiza el cálculo para el piso debido a que el equipo está colocado sobre suelo firme. Todas las demás barreras son secundarias.

Punto de interés	Barrera	Colindancia	Tipo de área	P [mGv/semana]	d_{sec} [m]	T
1	Pared A _V	Vestidores	Controlada	0.02	3.25	1/40
2	Puerta A	Vestidores	Controlada	0.02	2.61	1/40
3	Pared A _V	Vestidores	Controlada	0.02	2.48	1/40
4	Pared A _F	Sala de fluoroscopia	Controlada	0.02	1.89	1
5	Pared B	Vestidores de la Sala de rayos X	Controlada	0.02	2.52	1/40
6	Pared C	Pasillo	No controlada	0.02	1.49	½
7	Puerta C		No controlada		2.97	½
8	Pared D	Recepción	No controlada	0.02	2.19	1
9	Mampara	Consola de control	Controlada	0.4	1.77	1
10	Techo	Cielo abierto	No controlada	0.02	3.24	1/40

Tabla 6.3. Parámetros utilizados en el cálculo del blindaje para la sala de mamografía.

6.3.1 Consideraciones especiales

En el vestidor de esta sala, así como en la sala de fluoroscopia y en el vestidor de la sala de rayos X, el valor de P se establece en $0.02 \text{ mGy}\cdot\text{semana}^{-1}$ debido a que, a pesar de ser áreas controladas, generalmente en ellas se encuentran pacientes que no son POE.

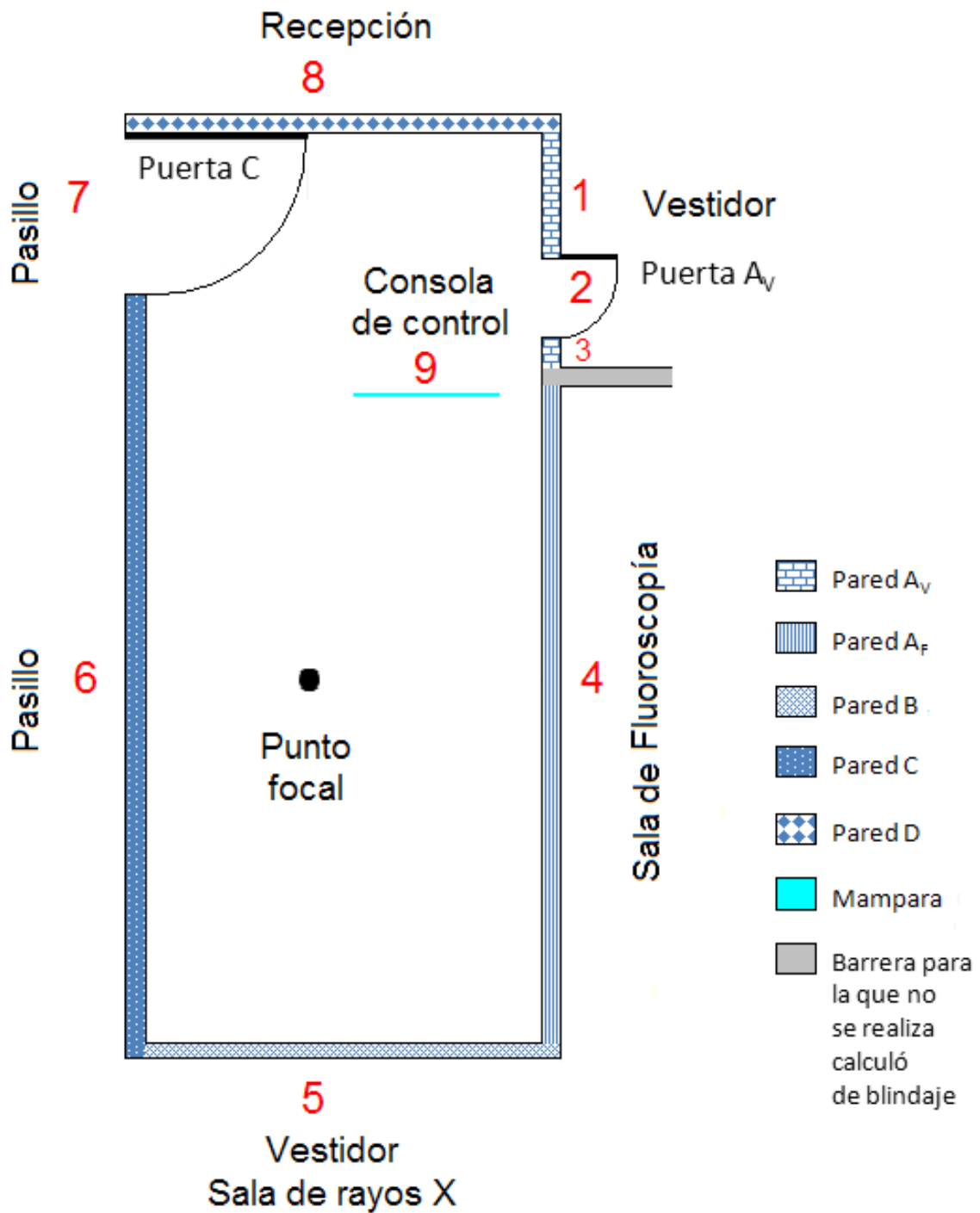


Figura 6.3. Interior de una sala de mamografía en una Institución de Salud de la Ciudad de México.

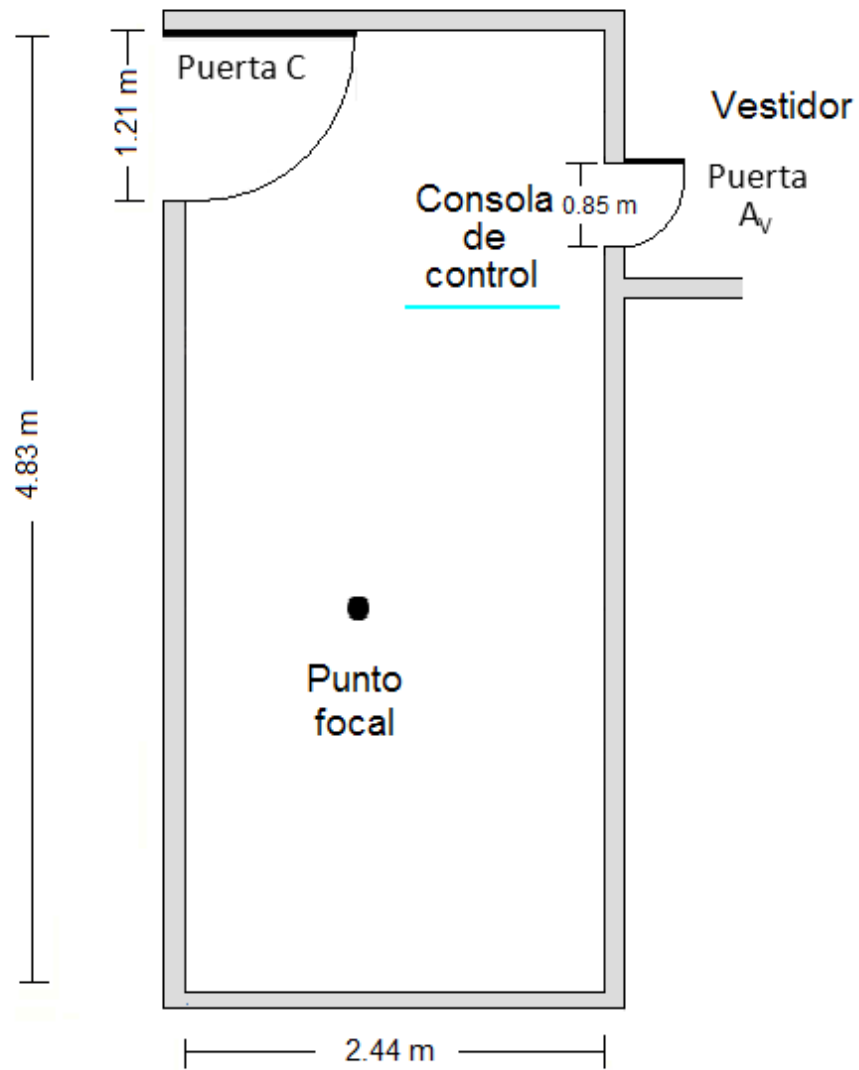


Figura 6.4. Dimensiones de la sala de mamografía.

6.3.2 Cálculo de las barreras

Punto de interés 1

Barrera: *Pared A_V*. Colindancia: *Vestidor*

Tipo de área: Controlada

P = 0.02 mGy/sem

d_{sec} = 3.25 m

T = 1/40

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 0.85 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.94$.

De la curva *Sala de mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

0.1 mm de Plomo, o 1 cm de Concreto
--

Punto de interés 2

Barrera: *Puerta A*. Colindancia: *Vestidor*

Tipo de área: Controlada

P = 0.02 mGy/sem

d_{sec} = 2.61 m

T = 1/40

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 1.32 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.61$.

De la curva *Sala de Mamografía* en la gráfica B.9 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que

0.1 mm de Plomo.

Punto de interés 3

Barrera: *Pared A_V*. Colindancia: *Pasillo interior*

Tipo de área: Controlada

P = 0.02 mGy/sem

d_{sec} = 2.48 m

T = 1/40

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 1.46 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.55$.

De la curva *Sala de Mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

**0.1 mm de Plomo, o
1 cm de Concreto**

Punto de interés 4

Barrera: *Pared A_F*. Colindancia: *Sala de fluoroscopia*

Tipo de área: Controlada

P = 0.02 mGy/sem

$d_{sec} = 1.89 \text{ m}$

T = 1

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 2.52 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.008$.

El kerma en aire dispersado total por semana es:

De la curva *Sala de Mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

**0.1 mm de Plomo, o
1 cm de Concreto**

Punto de interés 5

Barrera: *Pared B*. Colindancia: *Vestidor, sala de rayos X*.

Tipo de área: Controlada

P = 0.02 mGy/sem

$d_{sec} = 2.52 \text{ m}$

T = 1

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 1.42 \text{ mGy semana}^{-1}$. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.014$.

De la curva *Sala de Mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

**0.1 mm de Plomo, o
1 cm de Concreto**

Punto de interés 6

Barrera: *Pared C.*

Colindancia: *Pasillo*

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02$ mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 1.49$ m

$T = 1/2$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 4.05$ mGy semana⁻¹. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.01$.

De la curva *Sala de Mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

0.1 mm de Plomo, o 1 cm de Concreto
--

Punto de interés 7

Barrera: *Puerta C.*

Colindancia: *Pasillo*

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02$ mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 2.97$ m

$T = 1/2$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 1.02$ mGy semana⁻¹. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.04$.

De acuerdo a la curva *Sala de Mamografía* de la gráfica B.9 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que

0.1 mm de Plomo.

Punto de interés 8

Barrera: *Pared D.*

Colindancia: *Recepción*

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02$ mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 3.21$ m

$T = 1$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 0.87$ mGy semana⁻¹. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.02$.

De la curva *Sala de Mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

**0.1 mm de Plomo, o
1 cm de Concreto**

Punto de interés 9

Barrera: *Mampara.* Colindancia: *Consola de control*

Tipo de área: Controlada

$P = 0.4$ mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 1.77$ m

$T = 1$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 2.87$ mGy semana⁻¹. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.14$.

De la curva *Sala de Mamografía* en la gráfica B.9 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que

0.1 mm de Plomo.

Punto de interés 10

Barrera: *Techo.* Colindancia: *Cielo abierto*

Tipo de área: No controlada

$P = 0.02$ mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 3.24$ m

$T = 1/40$

Sustituyendo estos valores en la ecuación 5.2.3, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 0.86$ mGy semana⁻¹. De acuerdo con la ecuación 5.1.4, el factor de transmisión es $B = 0.93$.

De la curva *Sala de Mamografía* en las gráficas B.9 y B.10 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es menor que:

**0.1 mm de Plomo, o
1 cm de Concreto**

6.4 Tomografía Computarizada

El ejemplo corresponde a una sala de Tomografía Computarizada en un hospital de la Ciudad de México (figuras 6.5 y 6.6), en la que se realizan alrededor de 518 estudios por semana, 60 de los cuales son estudios de cráneo, mientras que el resto, 458, corresponden a estudios de alguna otra parte del cuerpo. Los parámetros de cada una de las zonas a proteger, se muestran en la tabla 6.3.

Punto de interés	Barrera	Colindancia	Tipo de área	P [mGy/semana]	d [m]	T
1	Puerta A	Control de tomografía	Controlada	0.4	4.00	1
2	Pared A _C '		Controlada	0.4	3.53	1
3	Ventana A		Controlada	0.4	2.75	1
4	Pared A _C		Controlada	0.4	2.17	1
5	Pared A _R	Cuarto de máquinas del resonador magnético	Controlada	0.4	2.09	1/4
6	Pared B	Cuarto de máquinas y casilleros	Controlada	0.4	2.52	1/4
7	Puerta B		Controlada	0.4	2.50	1/4
8	Pared B		Controlada	0.4	2.56	1/4
9	Puerta C	Sala de exploración tomográfica	Controlada	0.02	2.18	1
10	Pared C		Controlada	0.02	2.11	1
11	Puerta D	Pasillo	No Controlada	0.02	7.05	1/5
12	Pared D	Cuarto de preparación	Controlada	0.02	4.90	1/2
13	Puerta E	Cuarto de preparación (entrada)	Controlada	0.02	B	1/2
14	Pared E		Controlada	0.02	B	1/2
15	Techo	Cielo abierto	No controlada	1	3.74	1/20

Tabla 6.4. Parámetros utilizados en el cálculo del blindaje para la sala de CT.

6.4.1 Consideraciones especiales

- 1) En la Sala de exploración tomográfica y en el cuarto de preparación, el valor de P se establece en $0.02 \text{ mGy}\cdot\text{semana}^{-1}$ debido a que, a pesar de ser una zona controlada, generalmente en ella se encuentran pacientes que no son POE.
- 2) El cálculo para la puerta E y la pared E no se realizan, debido a que el algoritmo utilizado considera sólo incidencia directa de la radiación dispersa sobre las barreras.

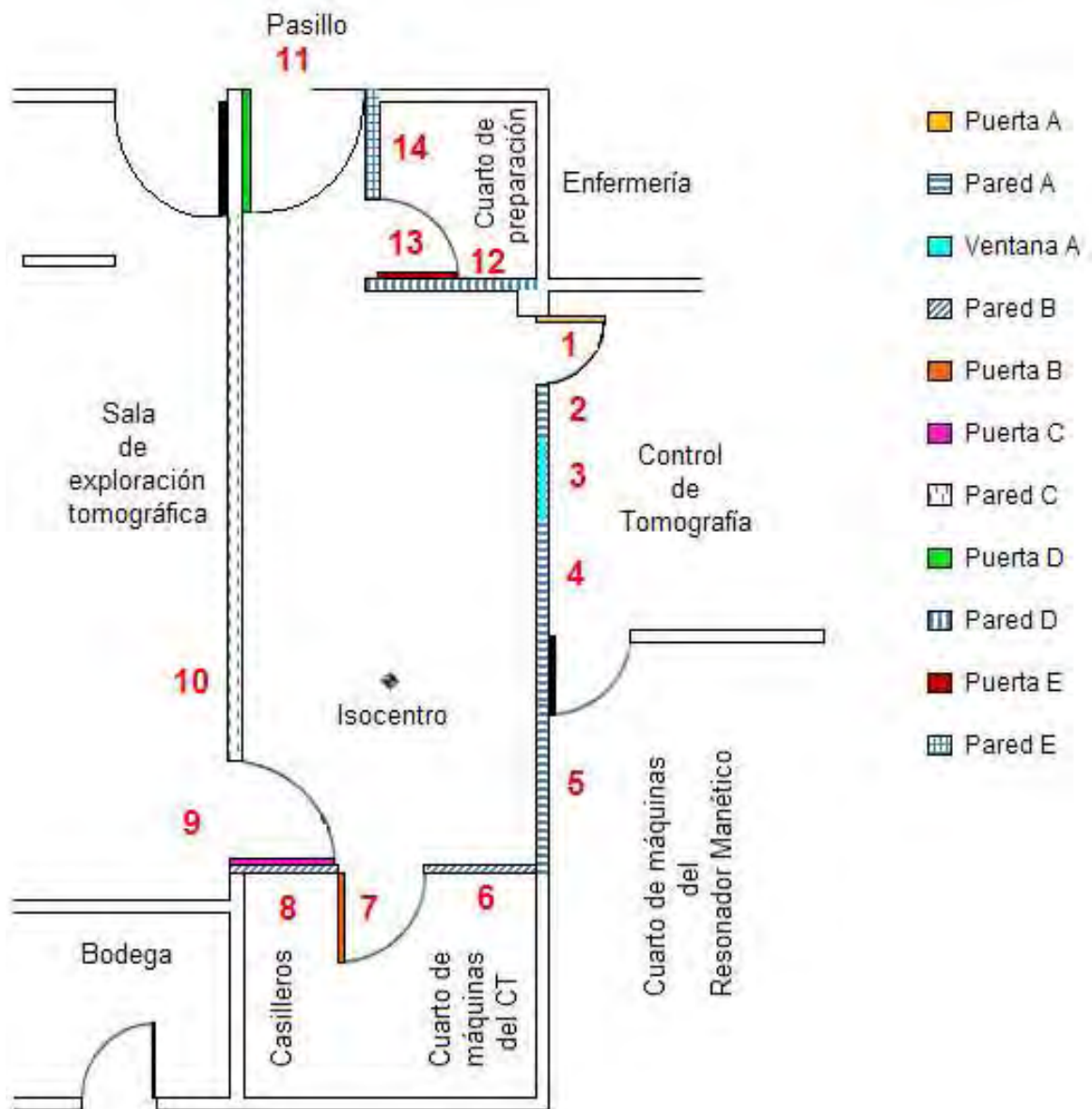


Figura 6.5. Sala de tomografía computarizada con la identificación de los distintos puntos de interés.

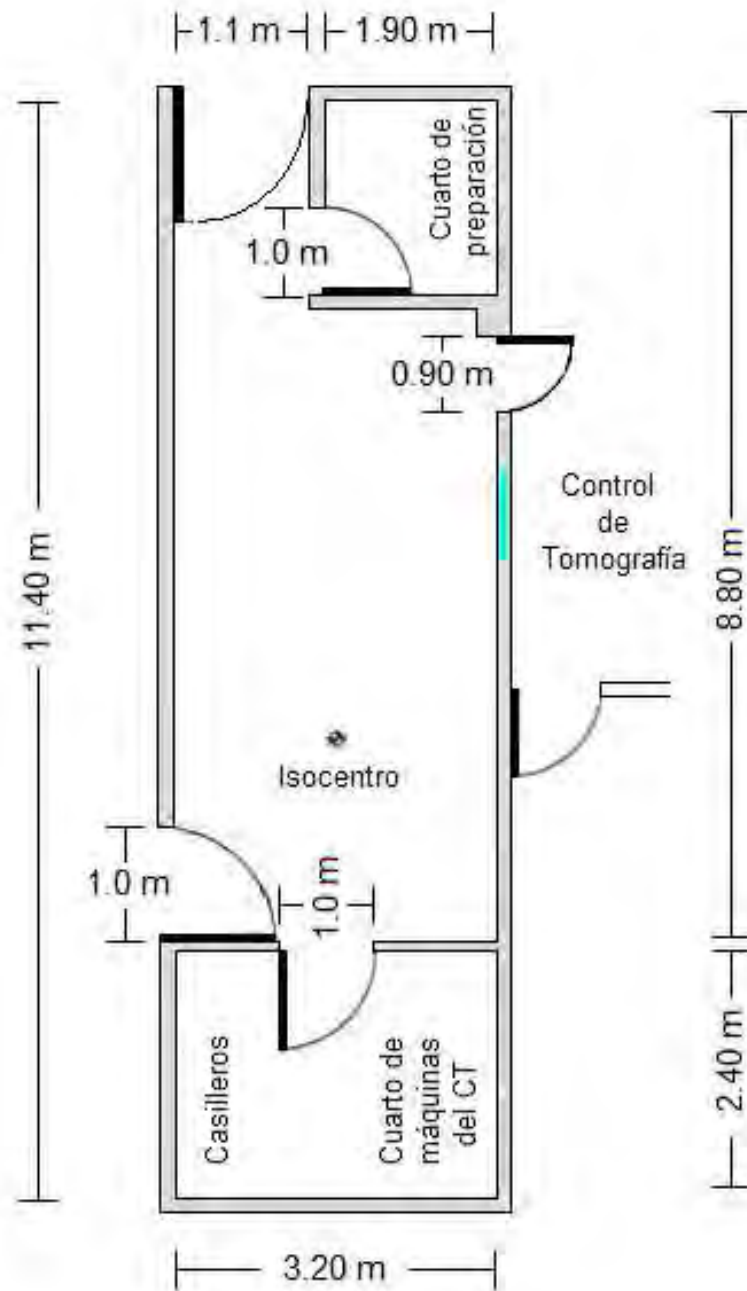


Figura 6.6. Dimensiones de la sala de tomografía computarizada.

6.4.2 Cálculo de las barreras

De acuerdo al método descrito en la sección 5.3.1, en el que se utiliza el $CTDI_{100}$, para determinar el blindaje en las barreras de la sala, primero se calcula K_{sec}^1 conforme a la ecuación 5.3.6, para cráneo y para cuerpo. Los valores para de parámetro que serán usados en este trabajo, se muestran a continuación.

Parámetros utilizados por estudio para el cálculo de K_{sec}^1					
	κ [cm^{-1}]	L [cm]	p (pitch)	mAs [paciente $^{-1}$]	$nCTDI_{100}$ [mGy/mAs]
Cráneo	9×10^{-5}	23.1	1	260	0.209
Cuerpo	3×10^{-4}	75	1.35	180	0.097

Tabla 6.5. Parámetros y sus valores, utilizados para el cálculo de K_{sec}^1 .

Sustituyendo los valores correspondientes a un estudio de cráneo en la ecuación 5.3.6, se obtiene que el kerma en aire por dispersión, debido a un estudio de cráneo es:

$$K_{sec}^1(\text{cráneo}) = 1.13 \times 10^{-1} \text{ mGy paciente}^{-1}.$$

De igual manera, sustituyendo los valores correspondientes a un estudio de cuerpo en la ecuación 5.3.6, el kerma en aire por dispersión, debido a un estudio de cuerpo es:

$$K_{sec}^1(\text{cuerpo}) = 2.91 \times 10^{-1} \text{ mGy paciente}^{-1}.$$

De acuerdo con la ecuación (5.3.7), el kerma en aire total medido a 1 metro del isocentro, será:

$$K_{sec}^1(\text{total}) = 140 \frac{\text{mGy}}{\text{semana}}$$

Punto de interés 1

Barrera: ***Puerta A.*** Colindancia: ***Consola de control***

Zona: Controlada

$P = 0.4 \text{ mGy/sem}$

$d_{sec} = 4 \text{ m}$

$T = 1$

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 8.75 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.046$.

De la curva para 120 kVp de la gráfica B.11 del Apéndice B, se obtiene que el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de

0.7 mm de Plomo.

Punto de interés 2

Barrera: *Pared A_C*

Colindancia: *Consola de control*

Zona: Controlada

P = 0.4 mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 3.53$ m

T = 1

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 11.2 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.036$.

De la curva para 120 kVp de las gráficas B.11 y B.12 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

0.8 mm de Plomo, u 8 cm de Concreto.

De la ecuación 6.1 se obtiene que el espesor requerido en la barrera es de **5.2 cm de Concreto baritado**.

Punto de interés 3

Barrera: *Ventana A*

Colindancia: *Consola de control*

Zona: Controlada

P = 0.4 mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 2.75$ m

T = 1

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 18.5 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.022$.

De acuerdo a la curva para 120 kVp de la gráfica B.11 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de

0.9 mm de Plomo o su equivalente en vidrio o acrílico plomados.
--

Punto de interés 4

Barrera: *Pared A_C*

Colindancia: *Consola de control*

Zona: Controlada

P = 0.4 mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 2.17$ m

T = 1

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 30 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.013$.

De acuerdo a la curva para 120 kVp de las gráficas B.11 y B.12 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

1.1 mm de Plomo, u 11 cm de Concreto.
--

De la ecuación 6.1 se obtiene que el espesor requerido en esta barrera es de **7.2 cm de Concreto baritado**.

Punto de interés 5

Barrera: *Pared A_R*

Colindancia: *Cuarto de máquinas
del resonador magnético*

Zona: No controlada

P = 0.02 mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 2.09 \text{ m}$

T = 1/20

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 32.1 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.012$.

De acuerdo a la curva para 120 kVp de las gráficas B.11 y B.12 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

1.2 mm de Plomo, u 11 cm de Concreto.
--

Haciendo uso de la ecuación 6.1 se obtiene como resultado que para brindar protección radiológica adecuada. en esta barrera se requiere un espesor de **7.2 cm de Concreto baritado**

Punto de interés 6

Barrera: *Pared B.*

Colindancia: *Cuarto de máquinas y casilleros*

Zona: Controlada

P = 0.4 mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 2.52 \text{ m}$

T = 1/4

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(\mathbf{0}) = 22 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.073$.

De acuerdo a la curva para 120 kVp de las gráficas B.11 y B.12 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

**0.6 mm de Plomo, o
6 cm de Concreto.**

Por medio de la ecuación 6.1 el resultado que se obtiene es de **4 cm de Concreto baritado**.

Punto de interés 7

Barrera: ***Puerta B.*** Colindancia: ***Cuarto de máquinas y casilleros***

Zona: Controlada

P = 0.4 mSv/sem: mGy/sem

$d_{sec} = 2.50$ m

T = 1/4

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 22.4$ mGy semana⁻¹. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es **B = 0.071**.

De la curva para 120 kVp de la gráfica B.11 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

0.6 mm de Plomo.

Punto de interés 8

Barrera: ***Pared B.*** Colindancia: ***Cuarto de máquinas y casilleros***

Para este punto de interés, el cálculo del blindaje es semejante al realizado para el punto de interés 6, ya que se utilizan los mismos valores en todos los parámetros. Por esta razón, se obtienen los mismos resultados para el espesor del blindaje en ambos puntos, es decir:

**0.6 mm de Plomo, o
6 cm de Concreto, o
4 cm de Concreto baritado**

Punto de interés 9

Barrera: ***Puerta C.*** Colindancia: ***Sala de exploración tomográfica***

Zona: No controlada

P = 0.02 mSv/sem: 0.02 mGy/sem

$d_{sec} = 2.18$ m

T = 1

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 30 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 6.7 \times 10^{-4}$.

De la curva para 120 kVp de las gráfica B.11 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

2.3 mm de Plomo.

Punto de interés 10

Barrera: *Pared C.*

Colindancia: *Sala de exploración tomográfica*

Zona: No controlada

P = 0.02 mSv/sem: 0.02 mGy/sem

$d_{sec} = 2.11 \text{ m}$

T = 1

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 31.4 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 6.3 \times 10^{-4}$.

De la curva para 120 kVp de las gráficas B.11 y B.12 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

**2.3 mm de Plomo, o
18 cm de Concreto.**

Por medio de la ecuación 6.1 se obtiene que el espesor requerido en la pared es de **12 cm de Concreto baritado.**

Punto de interés 11

Barrera: *Puerta D.*

Colindancia: *Pasillo*

Zona: No Controlada

P = 0.02 mSv/sem: 0.02 mGy/sem

$d_{sec} = 7.05 \text{ m}$

T = 1/5

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{sec}(0) = 2.8 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.036$.

De la curva para 120 kVp de la gráfica B.11 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

0.8 mm de Plomo.

Punto de interés 12

Barrera: *Pared D.*

Colindancia: *Cuarto de preparación*

Zona: No controlada

P = 0.02mSv/sem: 0.02 mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 4.90$ m

T = 1/2

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 5.8 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.007$.

De la curva para 120 kVp de las gráficas B.11 y B.12 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

1.3 mm de Plomo, o 12 cm de Concreto.
--

Con la ecuación 6.1 se obtiene que el espesor requerido en esta barrera es de **8 cm de Concreto baritado.**

Puntos de interés 13 y 14

Barreras: *Puerta E y Pared E.*

Colindancia: *Cuarto de preparación*

No se realiza el cálculo para estas barreras debido a que el algoritmo utilizado sólo considera incidencia directa de la radiación dispersa sobre las barreras. en el Capítulo VI se realiza una discusión más profunda sobre estas la constitución de estas barreras.

Punto de interés 15

Barrera: *Techo.*

Colindancia: *Cielo abierto*

Zona: No controlada

P = 0.02mSv/sem: 0.02 mGy/sem

$d_{\text{sec}} = 3.24$ m

T = 1/20

Al sustituir estos valores en la ecuación 5.3.8, se obtiene que el kerma en aire por dispersión total en una semana es $K_{\text{sec}}(0) = 10 \text{ mGy semana}^{-1}$. El factor de transmisión, de acuerdo con la ecuación 5.3.9, es $B = 0.04$.

De la curva para 120 kVp de las gráficas B.11 y B.12 del Apéndice B, el espesor del blindaje requerido en esta barrera es de:

0.8 mm de Plomo, o 8 cm de Concreto
--

6.5 Resumen de resultados.

A continuación se muestran, a manera de resumen, los resultados obtenidos para las diferentes salas para las que se calculó el blindaje estructural requerido.

6.5.1 Radiografía Convencional

Punto de interés	Colindancia	Barrera	Tipo	Blindaje requerido		
				Plomo (mm)	Concreto (cm)	Concreto baritado (cm)
1	Consola de control	Pared A _C	S	0.1	1	-
2		Ventana A _C	S	0.1	N A	N A
3		Pared A _C '	S	0.1	1	-
4	Sala de rayos X adyacente	Pared A'	S	0.1	1	-
5	Sanitario	Puerta A _S	S	0.1	N A	N A
6		Pared A _S	S	0.1	1	-
7	Pasillo	Puerta B _p	S	0.1	N A	N A
8	Vestidor 1	Puerta B _{V1}	S	0.1	N A	N A
9	Vestidor 2	Puerta B _{V2}	S	0.1	N A	N A
10	Pasillo	Pared B _p	S	0.2	2	-
11	Sala de tomografía computarizada	Pared C	S	0.7	6	4
12	Pasillo	Pared D _S	S	0.1	1	-
13		Pared D _p	P	0.15	1	-
14	Pasillo	Pared D _S	S	0.1	1	-
15		Puerta D	S	No requiere	N A	N A
16	Auditorio	Techo	S	0.4	4	-
17	Sala de braquiterapia	Piso	S	0.6	5	-
18		Piso	P	0.85	5	-

P: Barrera primaria

S: Barrera secundaria

N A: No aplica

- : No se realizó el cálculo

Tabla 6.6 Blindajes calculados en la sala de radiografía convencional.

6.5.2 Mamografía

Punto de interés	Colindancia	Barrera	Blindaje requerido		
			Plomo (mm)	Concreto (cm)	Concreto baritado (cm)
1	Vestidor	Pared A _V	< 0.1	< 1	-
2		Puerta A	< 0.1	N A	N A
3		Pared A' _V	< 0.1	< 1	-
4	Sala de fluoroscopia	Pared A _F	0.1	1	-
5	Vestidores de la sala de rayos X	Pared B	< 0.1	< 1	-
6	Pasillo	Pared C	< 0.1	< 1	-
7		Puerta C	< 0.1	N A	N A
8	Recepción	Pared D	< 0.1	< 1	-
9	Consola de control	Mampara	< 0.1	N A	N A
10	Cielo abierto	Techo	< 0.1	< 1	-

N A: No aplica; -: No se realizó el cálculo

Tabla 7.2 Blindajes calculados para la sala de mamografía

6.5.3 Tomografía computarizada

Punto de interés	Barrera	Colindancia	Blindaje		
			Plomo (mm)	Concreto (cm)	Concreto baritado (cm)
1	Puerta A	Control de tomografía	0.7	N A	N A
2	Pared A _C		0.8	8	5.2
3	Ventana A		0.9	N A	N A
4	Pared A _C		1.1	11	7.2
5	Pared A _R	Cuarto de máquinas del resonador magnético	1.2	11	7.2
6	Pared B	Cuarto de máquinas y casilleros	0.6	6	4
7	Puerta B		0.6	N A	N A
8	Pared B		0.6	6	4
9	Puerta C	Sala de exploración tomográfica	2.3	N A	N A
10	Pared C		2.3	18	12
11	Puerta D	Pasillo	0.8	N A	N A
12	Pared D	Cuarto de preparación	1.3	12	8
13	Puerta E	Cuarto de preparación (Pared de entrada)	1.3	N A	N A
14	Pared E		1.3	12	8
15	Techo	Cielo abierto	0.8	8	-

N A: No aplica; - : No se realizó el cálculo

Tabla 7.3 Blindajes calculados para la sala de tomografía computarizada.

Capítulo VII

Discusión de los Resultados

En este capítulo se discuten los resultados obtenidos para los diversos espesores del blindaje alrededor del recinto que alberga al equipo de rayos X. Por lo tanto se harán consideraciones prácticas, que darán como resultado la recomendación final para el espesor de cada blindaje.

De acuerdo a lo puntualizado en [S97], para 150 kV, 85 mm de tabique rojo recocido equivalen a 0.5 mm de plomo. Un tabique normal de este material tiene un espesor aproximado de 105 mm. De una forma conservadora, en este trabajo se considerará que cada tabique cuenta sólo con un espesor de 85 mm.

Las láminas de plomo con espesores menores que 1 mm, suelen ser de fabricación especial, por lo que generalmente tienen un costo más elevado que las primeras (las de 1 mm), no sólo en la materia prima sino también en la instalación. Las láminas delgadas de plomo que se ofrecen comercialmente tienen espesores de 1mm o 1/16", dependiendo del proveedor.

En la sección 5.1 se describió con detalle la metodología empleada para calcular el blindaje de todas las barreras dentro de una sala de radiografía convencional.

7.1 Radiografía convencional

Se realizó el cálculo para 14 barreras, 2 primarias y 12 secundarias, utilizando uno de los dos métodos descritos en la sección 5.1. Para cada barrera se determinó el espesor del blindaje usando el material o materiales adecuados para cada caso.

Los puntos de interés 1 y 3 son comunes a la barrera "Pared A". En ambos puntos se encontró que el espesor requerido para el blindaje es equivalente a 0.1 mm de plomo. Con base en esto se propone utilizar tabique rojo recocido sin la necesidad de incorporar blindaje adicional.

La "Ventana A", que protege al punto de interés 2, debe contar con un blindaje equivalente a 0.1 mm de plomo, que puede ser acrílico o vidrio plomados.

El punto de interés 4 pertenece a la "Pared A'" que colinda con la consola de control de una sala de rayos X adyacente a la estudiada. Según los resultados obtenidos, esta área debe estar protegida con un espesor equivalente a 0.1 mm de plomo. En este caso la pared es de tablaroca, por lo que se requiere un blindaje de 1 cm de este material.

Las barreras "Puerta A_S" y "Pared A_S" protegen el sanitario. Ambas barreras necesitan contar con un espesor equivalente a 0.1 mm de plomo. En la puerta se puede colocar una placa de plomo con espesor de 1 mm, mientras que la pared puede construirse con tabique rojo recocido y no necesitar blindaje adicional.

El punto de interés 7 se encuentra sobre un pasillo exterior a la sala de rayos X. Para garantizar protección radiológica adecuada en ese sitio, la “Puerta B_p”, que colinda con dicho punto de interés, requiere un espesor equivalente a 0.1 mm de plomo. Una placa de plomo de 1 mm colocada en esta barrera resulta ser más que suficiente para garantizar protección radiológica detrás de la puerta.

Los puntos de interés 8 y 9 se encuentran, cada uno, dentro de un vestidor en el interior de la sala. Para protegerlos, se requiere que, tanto la “Puerta B_{V1}”, como la “Puerta B_{V2}”, cuente cada una con un espesor equivalente a 0.1 mm de plomo. Este resultado se obtiene bajo el supuesto de que, en ambos vestidores $T = 1/40$, ya que en la mayoría de los casos éstos no se ocupan mientras se realiza un estudio. La puerta que protege a cada uno de dichos vestidores puede contar con una lámina de plomo de 1 mm para garantizar la protección radiológica adecuada dentro de ellos.

El punto de interés 10 se localiza, sobre el pasillo exterior a la sala de rayos X. Para que esta zona se encuentre protegida, la pared con la que colinda el punto 10 debe tener un espesor equivalente a 0.2 mm de plomo, por lo que, si dicha pared se construye con tabique rojo recocido, no requerirá blindaje adicional.

La barrera que requiere más blindaje es la “Pared C”, que colinda con una sala de tomografía computarizada y que requiere un blindaje de equivalente a 0.7 mm de plomo. Si esta barrera se construye con tabique rojo recocido más un aplanado de dos centímetros de concreto, será suficiente para atenuar la radiación dispersa en el nivel requerido.

Los puntos de interés 12, 13 y 14 tienen en común la “pared D”. Los puntos 12 y 14 comparten los mismos valores en los parámetros de cálculo y corresponden ambos a una barrera secundaria. Para proteger estos dos puntos, la barrera que protege estas dos zonas debe contar con un espesor equivalente a 0.1 mm de plomo. En medio de los puntos de interés 12 y 14 se encuentra el punto de interés 13, que aparece detrás de la sección de la pared sobre la cuál está montado el bucky de tórax. Por lo tanto, esta sección de la pared es una barrera primaria. Para ella, se obtuvieron dos resultados: uno sin considerar la atenuación preblindaje, mientras que en el segundo resultado sí se considera. En la tabla 7.1 se muestran los resultados obtenidos para cada una de estas consideraciones.

Punto de interés	Barrera	Colindancia		Espesor del blindaje		
				Plomo (mm)	Concreto (cm)	Concreto baritado (cm)
13	Pared D	Pasillo	Sin preblindaje	1	8	5.2
			Con preblindaje	0.15	1	0.65

Tabla 7.1 Blindajes requeridos en la pared D, dentro de la sala de radiografía convencional. Comparación de los espesores requeridos para la barrera primaria con y sin preblindaje.

Al comparar estos resultados con los obtenidos para los puntos de interés 12 y 14, se observa que el espesor requerido en plomo resulta ser ligeramente mayor para el punto de interés 13. Sin embargo, Si esta pared se construye con tabique rojo recocido, no se requerirá blindaje adicional a este material.

La “Puerta D” no requiere blindaje bajo los parámetros utilizados en este trabajo, por lo que puede estar fabricada de cualquier material.

El punto de interés 16 se encuentra dentro de un auditorio, sobre la sala de rayos X. Por lo tanto, la barrera que colinda con este punto de interés es el techo. Se encontró que éste debe tener un espesor de 4 cm de concreto. En una losa común, el espesor mínimo es de 10 cm, por lo que no se requerirá blindaje adicional a la losa de esta sala.

Como en el caso de la “Pared D”, sobre el piso incide tanto radiación primaria como secundaria. El punto de interés 17 se localiza justo debajo de la mesa de rayos X, por lo que la barrera que protege esta área es una barrera primaria. Como en el caso de la pared del bucky de tórax, para esta porción del piso se determinó el espesor del blindaje requerido, considerando y no considerando la atenuación preblindaje ofrecida en este caso por la mesa. Los resultados se muestran en la tabla 7.2.

Punto de interés	Barrera	Colindancia		Espesor del blindaje	
				Plomo (mm)	Concreto (cm)
17	Piso	Sala de braquiterapia	Sin preblindaje	1.7	12
			Con preblindaje	0.85	5

Tabla 7.2. Espesores requeridos en el piso de la sala de rayos X. Comparación de los espesores requeridos para la barrera primaria con y sin preblindaje.

Por otro lado, el punto de interés 18 se encuentra bajo la porción del piso que funge como barrera secundaria. Esta parte de la barrera, según los cálculos realizados debe contar con un espesor de 5 cm de concreto. Como en el caso del techo, el espesor calculado para esta barrera está muy por debajo del espesor mínimo de una losa convencional, por lo que, además del espesor normal del piso, no se requiere blindaje adicional.

Es pertinente hacer un par de comentarios. Primero, no debe causar confusión el método de trabajo seguido para calcular el blindaje correspondiente al punto de interés 11, es decir la “Pared C”, que en el caso del ejemplo dado en la sección 5.1.5 representa una barrera primaria, y que en el ejemplo de la sección 6.1 es una barrera secundaria, a pesar de que en ambos casos ésta es adyacente a la mesa de rayos X. Segundo, por tratarse de un equipo de radiología digital, no existe cuarto oscuro.

7.2 Mamografía

Se realizó el cálculo para 9 barreras. Los tres primeros puntos de interés pertenecen al vestidor. Para ellos, se calculó el espesor requerido del blindaje, aún cuando el vestidor no se utiliza regularmente mientras se realiza un estudio. Sin embargo, suponiendo que en alguna ocasión se ocupase, se le asignó un factor de ocupación mínimo, es decir, $T = 1/40$. Esto garantiza que, si alguna vez una paciente o alguien del personal médico deben permanecer dentro del vestidor al mismo tiempo en que se esté llevando a cabo un estudio, pueda estar protegido.

Bajo esta consideración se encontró que, tanto la “Pared A_V ” así como la. “Puerta A_V ” requieren contar con un espesor equivalente menor que 0.1 mm de plomo. Si la pared se construye con tabique rojo recocido, no será necesario colocar blindaje adicional. En la puerta se puede colocar una placa de plomo de 1 mm de espesor.

La “Pared A_F ” colinda con la sala de fluoroscopia. Esta barrera debe contar con un espesor equivalente menor que 0.1 mm de plomo. Si esta barrera cuenta con tabique rojo recocido, no requerirá blindaje adicional.

La “Pared B” colinda con el vestidor de una sala de rayos X. Como en el caso de las paredes anteriores, ésta requiere contar con un espesor equivalente menor que 0.1 mm de plomo, por lo que es suficiente con colocar tabique rojo recocido para garantizar protección radiológica en esta colindancia.

La “Pared C” y la “Puerta C”, que colindan con el pasillo, deben contar con un espesor que equivale a menos de 0.1 mm de plomo. La pared puede construirse con tabique rojo recocido, que garantiza mayor protección de la que proporcionaría el espesor calculado. La puerta puede contar con una placa de plomo de 1 mm.

La “Pared D”, divide a la sala de mamografía con la Recepción. Esta pared debe contar con un espesor equivalente menor que 0.1 mm de plomo. Es suficiente colocar tabique rojo recocido en esta pared para garantizar que la Recepción estará protegida.

Se encontró que la Mampara que protege a la técnica radióloga que opera la consola de control, debe contar con un espesor equivalente en plomo menor que 0.1 mm. Regularmente las mamparas fabricadas para esta modalidad radiográfica cuentan, al menos con un espesor mínimo que equivale a 0.1 mm de plomo, por lo que para este caso una de estas mamparas resulta ser suficiente para brindar protección adecuada a la operadora del equipo.

Sobre esta sala no se encuentra instalación alguna, pues sólo hay cableado eléctrico y ductos de ventilación. Sin embargo, se considera oportuno asignar un factor de ocupación $T=1/40$ en el techo y realizar el cálculo del blindaje, considerando el caso en que en alguna ocasión, una persona deba permanecer en ese sitio durante algún tiempo. Se requiere colocar un material con espesor equivalente a 0.1 mm de plomo. El espesor de una losa común es suficiente para proteger esta área

No se realiza el cálculo del blindaje para el piso, pues la sala se encuentra instalada sobre suelo firme.

El hecho de que se hayan obtenido espesores del blindaje muy pequeños, se debe a que en esta técnica se utilizan energías bajas en el haz de rayos X, como se discutió en la sección 3.2. En general, se puede observar en las gráficas B.8 y B.9 que el espesor máximo que puede tener una barrera en una sala de mamografía es de 0.3 mm de plomo o 3.4 cm de concreto.

7.3 Tomografía Computarizada

Se realizó el cálculo para 11 de las 13 barreras con que cuenta la sala. Las barreras “Puerta A”, “Pared A” y “Ventana A” colindan con la sala de control de tomografía. En la tabla 7.3 se observa que, a pesar de que se utilizan parámetros muy semejantes para calcular el espesor del blindaje requerido en cada una de estas barreras, dicho espesor aumenta significativamente entre una barrera y otra, conforme la distancia se reduce. Los espesores equivalentes en plomo oscilan entre 0.7 y 1.1. Para la “Puerta A” es suficiente colocar una lámina de plomo de 1 mm de espesor. Los puntos de interés 2 y 4 colindan con la “Pared A”. En el primero de ellos se encontró que el espesor equivalente en plomo es de 0.8 mm, mientras que, detrás del punto 4, el espesor equivalente en plomo calculado es de 1.1 mm. Este último espesor es el que se debe considerar para colocar la protección adecuada en esta barrera. Por lo tanto, en la “Pared A” es suficiente colocar tabique rojo recocado, más una placa de plomo de 1 mm. En la “Ventana A” se puede colocar una placa de vidrio plomado con un espesor equivalente a 1 mm de Pb.

La barrera “Pared A” también colinda con el cuarto de máquinas del resonador magnético. En esta parte requiere de un blindaje con un espesor equivalente a 1.2 mm de plomo. Como es una misma pared la que se extiende desde la sala de control hasta el cuarto de máquinas del resonador, debe contar con un espesor uniforme que, como se mencionó anteriormente, tiene que ser el mayor entre los calculados para los diferentes fragmentos de la misma barrera. Por lo tanto, se recomienda que la “Pared A” cuente con un blindaje cuyo espesor sea equivalente a 1.2 mm de plomo. Si en esta pared se coloca tabique rojo recocado, más una placa de plomo de 1 mm, la protección radiológica en esta área será adecuada.

El cuarto de máquinas y los casilleros se protegen con la “Pared B” y la “Puerta B”. El cálculo correspondiente a los puntos de interés 6 y 8 lleva a obtener los mismos resultados, por lo que el espesor requerido en ambas secciones de la pared es similar y se trata de: 0.6 mm de plomo, 6 cm de concreto o 4 cm de concreto baritado. La puerta de acceso a esta área debe contar con un espesor de 0.6 mm de plomo. Si la pared se construye con tabique rojo recocado más un aplanado de concreto de 1 cm, será suficiente para garantizar protección radiológica dentro de esta área. Cabe resaltar que estas dos barreras son las que requieren de menor blindaje entre todas las de esta sala.

El blindaje de mayor espesor se requiere para las barreras que colindan con la otra sala de tomografía. La “Puerta C” requiere un blindaje de 2.3 mm de plomo. Una lámina de plomo con 3 mm de espesor es suficiente para brindar la protección radiológica adecuada detrás de esta barrera.

Por otro lado, en la “Pared C” se requiere también un espesor equivalente en plomo de 2.3 mm. Si se utiliza tabique rojo recocido, el espesor equivalente en plomo requerido será de 1.8 mm, por lo que colocar una placa de plomo con un espesor de 2 mm será suficiente para garantizar protección radiológica detrás de la barrera.

La “Puerta D”, que colinda con el punto de interés 11, es la barrera que se encuentra más alejada del isocentro ($d = 7.05$ m). A pesar de ello, se requiere un blindaje de 0.8 mm de plomo. Se recomienda colocar una lámina de plomo que tenga un espesor de 1 mm de plomo.

La “Pared D” corresponde al punto de interés 12. Esta barrera requiere contar con un espesor equivalente a 1.3 mm de plomo. Si en la pared se coloca tabique rojo recocido, se requerirá un espesor equivalente a 0.8 mm de Pb. Este espesor se puede alcanzar, e incluso rebasar si se le añade a la pared una placa de plomo de 1 mm de espesor.

No se realiza el cálculo del espesor del blindaje para las barreras “Puerta E” y la “Pared E”, ya que el algoritmo utilizado sólo considera incidencia directa de la radiación dispersa sobre las barreras. En este caso, la radiación secundaria incide sobre estas dos barreras después de haber sido dispersada por la “Pared C” hacia el cuarto de preparación. Para entonces, el haz de rayos X habrá perdido tanto intensidad como energía y la transmisión hacia el interior de este sitio será mínima. Sin embargo, este cuarto se ocupa por Público General, y con el fin de garantizar protección radiológica a las personas que pudieran estar dentro de este sitio durante la realización de un estudio, la pared puede construirse con tabique rojo recocido y en la puerta se puede colocar una placa de plomo de 1 mm de espesor.

El techo colinda directamente con el cielo abierto. Sin embargo se calcula el espesor del blindaje requerido si se emplea un factor de ocupación $T=1/40$, que indica una ocupación semanal mínima, en caso de que hubiera necesidad de estar sobre el techo de la instalación. Como resultado, se obtuvo que la losa requiere tener un espesor de 0.8 mm de plomo, u 8 cm de concreto. Como se comentó en casos anteriores, comúnmente el espesor de las losas en estas instalaciones es mayor que el espesor calculado de concreto, por lo cual el techo de la sala de tomografía no requiere blindaje adicional.

Capítulo VIII

Conclusiones

Se cumplió con el objetivo de este trabajo, ya que se presentan las guías que contienen los procedimientos para calcular blindajes en instalaciones que alberguen equipos de radiografía convencional, mamografía y tomografía computarizada. Además, se presenta un ejemplo de la aplicación de estos procedimientos para casos reales.

En cada uno de los ejemplos se calculó el espesor de los blindajes requeridos para tres salas correspondientes a tres diferentes modalidades de radiodiagnóstico médico: una dedicada a radiografía convencional, una a mamografía y por último, una sala de tomografía computarizada. Para las salas de radiografía convencional y tomografía computarizada, se empleó sólo uno de los métodos descritos en este trabajo, para cada una de estas modalidades. El espesor equivalente en plomo reportado para cada barrera, es el mínimo que debe tener cada una de ellas, bajo las condiciones y los parámetros utilizados y registrados en este trabajo.

Las recomendaciones finales se realizan considerando que las densidades de los materiales de construcción cuentan con las densidades que se enlistan en la tabla 6.1.

A continuación se presenta el espesor equivalente en plomo calculado para cada barrera y el material o materiales recomendados para la construcción de las mismas.

<i>Sala de Radiografía Convencional</i>		
Barrera	Espesor equivalente (mm Pb)	Materiales de construcción y sus espesores
Pared A	0.1	Tabique rojo recocido ¹
Ventana A	0.1	Acrílico plomado con espesor equivalente a 0.1 mm de plomo
Pared A'	0.1	Tabique rojo recocido
Pared A _S	0.1	Tabique rojo recocido
Puerta A _S	0.1	Lámina de plomo de 1 mm ²
Puerta B _P	0.1	Lámina de plomo de 1 mm
Puerta B _{V1}	0.1	Lámina de plomo de 1 mm
Puerta B _{V2}	0.1	Lámina de plomo de 1 mm
Pared B _P	0.2	Tabique rojo recocido
Pared C	0.7	Tabique rojo recocido más aplanado de 2 cm de concreto ³
Pared D	0.15	Tabique rojo recocido
Puerta D	0	No requiere blindaje
Piso	0.85	Losa común
Techo	0.4	Losa común

¹: Un tabique estándar con densidad de 1.8 g cm⁻³ y un espesor aproximado de 10 cm [S97].

²: Se considera una densidad para el plomo de 11.36 g cm⁻³ [N76].

³: Se considera una densidad para el concreto de 2.35 g cm⁻³ [N76].

Tabla 8.1 Blindajes estructurales para la sala de radiografía convencional.

<i>Sala de Mamografía</i>		
Barrera	Espesor equivalente (mm Pb)	Materiales de construcción y su espesor
Pared A	Menor que 0.1	Tabique rojo recocido ¹
Puerta A	Menor que 0.1	Lámina de plomo de 1 mm ²
Pared A _F	0.1	Tabique rojo recocido
Pared B	Menor que 0.1	Tabique rojo recocido
Pared C	Menor que 0.1	Tabique rojo recocido
Puerta C	Menor que 0.1	Lámina de plomo de 1 mm
Pared D	Menor que 0.1	Tabique rojo recocido
Mampara	Menor que 0.1	Mampara de acrílico plomado equivalente a 0.1 mm de plomo
Piso	0	No se requiere blindaje
Techo	Menor que 0.1	Losa común

¹: Un tabique estándar con densidad de 1.8 g cm⁻³ y un espesor aproximado de 10 cm [S97].

²: Se considera una densidad para el plomo de 11.36 g cm⁻³ [N76].

Tabla 8.2 Blindajes estructurales requeridos en la sala de mamografía.

<i>Sala de Tomografía Computarizada</i>		
Barrera	Espesor equivalente (mm Pb)	Materiales de construcción y su espesor
Puerta A	0.7	Lámina de plomo de 1 mm ¹
Pared A _C	1.1	Tabique rojo recocido ² más una placa de plomo de 1 mm
Ventana A	0.9	Placa de vidrio plomado con un espesor equivalente a 1 mm de plomo
Pared A _R	1.2	Tabique rojo recocido más una placa de plomo de 1 mm
Pared B	0.6	Tabique rojo recocido más aplanado 1 cm de concreto ³
Puerta B	0.6	Lámina de plomo de 1 mm
Puerta C	2.3	Lámina de plomo de 3 mm
Pared C	2.3	Tabique rojo recocido más una lámina de plomo de 1.6 mm (1/16"), más aplanado de 2 cm de concreto
Puerta D	0.8	Lámina de plomo de 1.6 mm
Pared D	1.3	Tabique rojo recocido más una placa de plomo de 1 mm más un aplanado de 1 cm de concreto
Puerta E	No se calculó	Lámina de plomo de 1 mm
Pared E	No se calculó	Tabique rojo recocido
Techo	0.8	Losa común

¹: Se considera una densidad para el plomo de 11.36 g cm⁻³ [N76].

²: Un tabique estándar con densidad de 1.8 g cm⁻³ y un espesor aproximado de 10 cm [S97].

³: Se considera una densidad nominal para el concreto de 2.35 g cm⁻³.

Tabla 8.2 Blindajes estructurales requeridos en la sala de tomografía computarizada.

Durante la realización de este trabajo, fue necesario adecuar los métodos de cálculo a las situaciones reales de los hospitales y recomendar la constitución de cada una de las barreras de acuerdo a los materiales de que se dispone en el mercado mexicano.

Como se mencionó al inicio de este trabajo, este método de cálculo puede servir para diseñar el blindaje adecuado en una sala de radiodiagnóstico en la que el equipo de rayos X aún no haya sido instalado. Sin embargo, también se puede emplear para verificar la funcionalidad de un blindaje diseñado bajo las consideraciones de la publicación 49 del NCRP, que incluyen valores de los límites para equivalente de dosis efectivo de 50 mSv año^{-1} y 5 mSv año^{-1} , para POE y público respectivamente.

Cuando se trate de una verificación de este tipo, de acuerdo a la experiencia personal adquirida en la realización de este trabajo, es recomendable realizar una estancia corta en el lugar de trabajo, que permita al asesor especializado conocer de una manera más completa las actividades que se llevan a cabo en la instalación y a partir de allí, establecer criterios que le servirán para aplicar el método de cálculo en cuestión de una manera más apegada a la realidad.

APÉNDICE A. Método alternativo para el cálculo de blindajes

El método consiste en encontrar el factor B , de la manera en la que se explicó para cada técnica. Después, este valor se introduce en la ecuación

$$x_b = \frac{1}{\alpha\gamma} \cdot \ln \left[\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (\text{A.1})$$

donde los parámetros de ajuste α , β y γ dependen de cada técnica. Estos valores se encuentran en las siguientes tablas. El valor de x_b es el espesor requerido de la barrera

Distribución de la carga de trabajo	Plomo			Concreto		
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
<i>Sala de Radiografía (bucky de tórax)</i>	2.256	1.380 x 10 ¹	8.837 x 10 ⁻¹	3.560 x 10 ⁻²	1.079 x 10 ⁻¹	7.705 x 10 ⁻¹
<i>Sala de Radiografía (piso u otras barreras)</i>	2.513	1.734 x 10 ¹	4.994 x 10 ⁻¹	3.920 x 10 ⁻²	1.464 x 10 ⁻¹	4.486 x 10 ⁻¹

Tabla A.1 Parámetros de ajuste para el cálculo de barreras primarias.

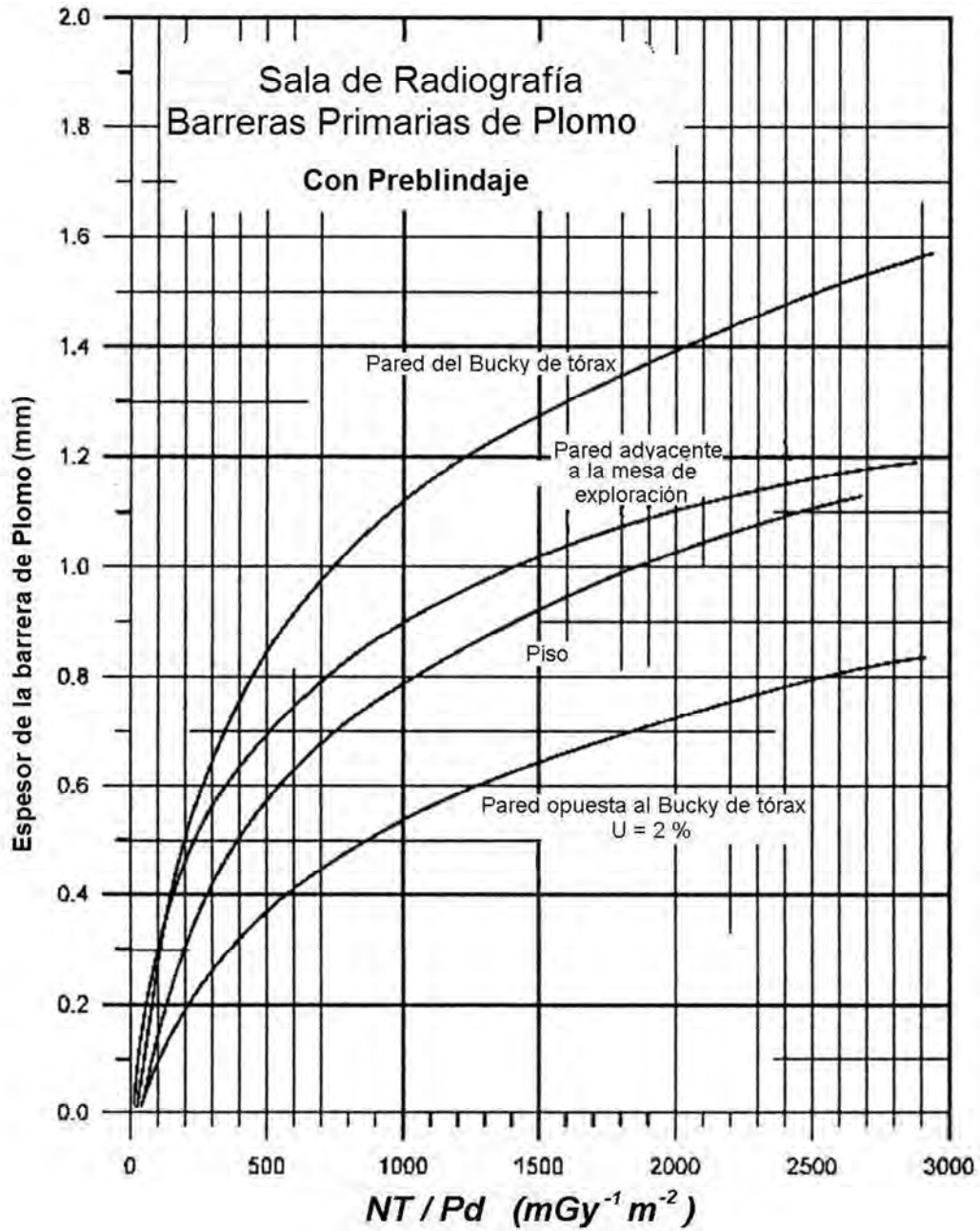
Distribución de la carga de trabajo	Plomo			Concreto		
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
<i>Sala de Radiografía (todas las barreras)</i>	2.298	1.738 x 10 ¹	6.193 x 10 ⁻¹	3.6 10 x 10 ⁻²	1.433 x 10 ⁻¹	5.600 x 10 ⁻¹
<i>Sala de Radiografía (bucky de tórax)</i>	2.264	1.308 x 10 ¹	5.600 x 10 ⁻¹	3.552 x 10 ⁻²	1.177 x 10 ⁻¹	6.007 x 10 ⁻¹
<i>Sala de Mamografía</i>	2.991 x 10 ¹	1.844 x 10 ²	3.550 x 10 ⁻¹	2.539 x 10 ⁻¹	1.8411	3.924 x 10 ⁻¹

Tabla A.2 Parámetros de ajuste para el cálculo de barreras secundarias.

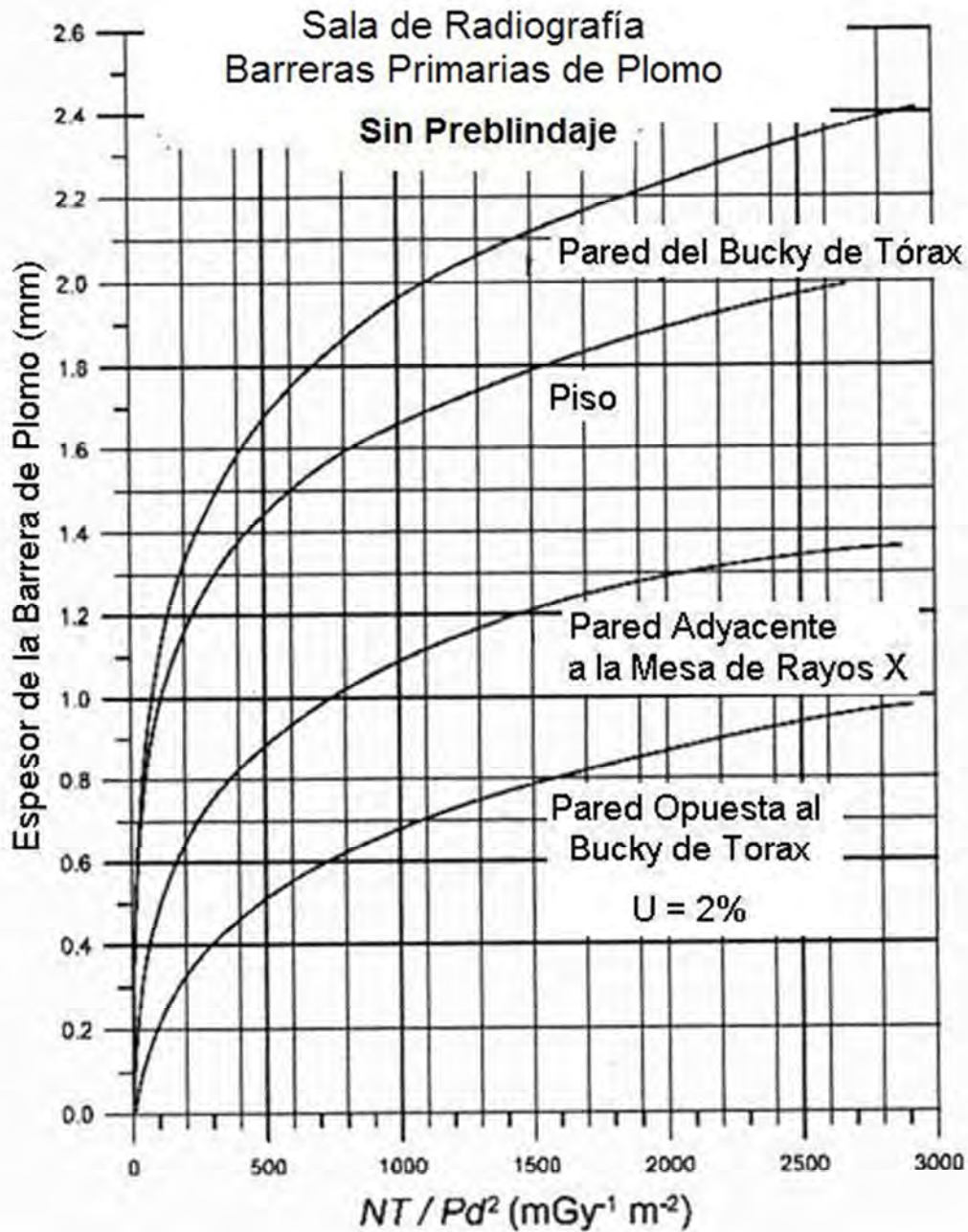
kVp	Plomo			Concreto		
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
120	2.246	5.73	0.547	0.0383	0.0142	0.658
140	2.009	3.99	0.342	0.0336	0.0122	0.519

Tabla A.3 Parámetros de ajuste para el cálculo de barreras en una sala de Tomografía Computarizada

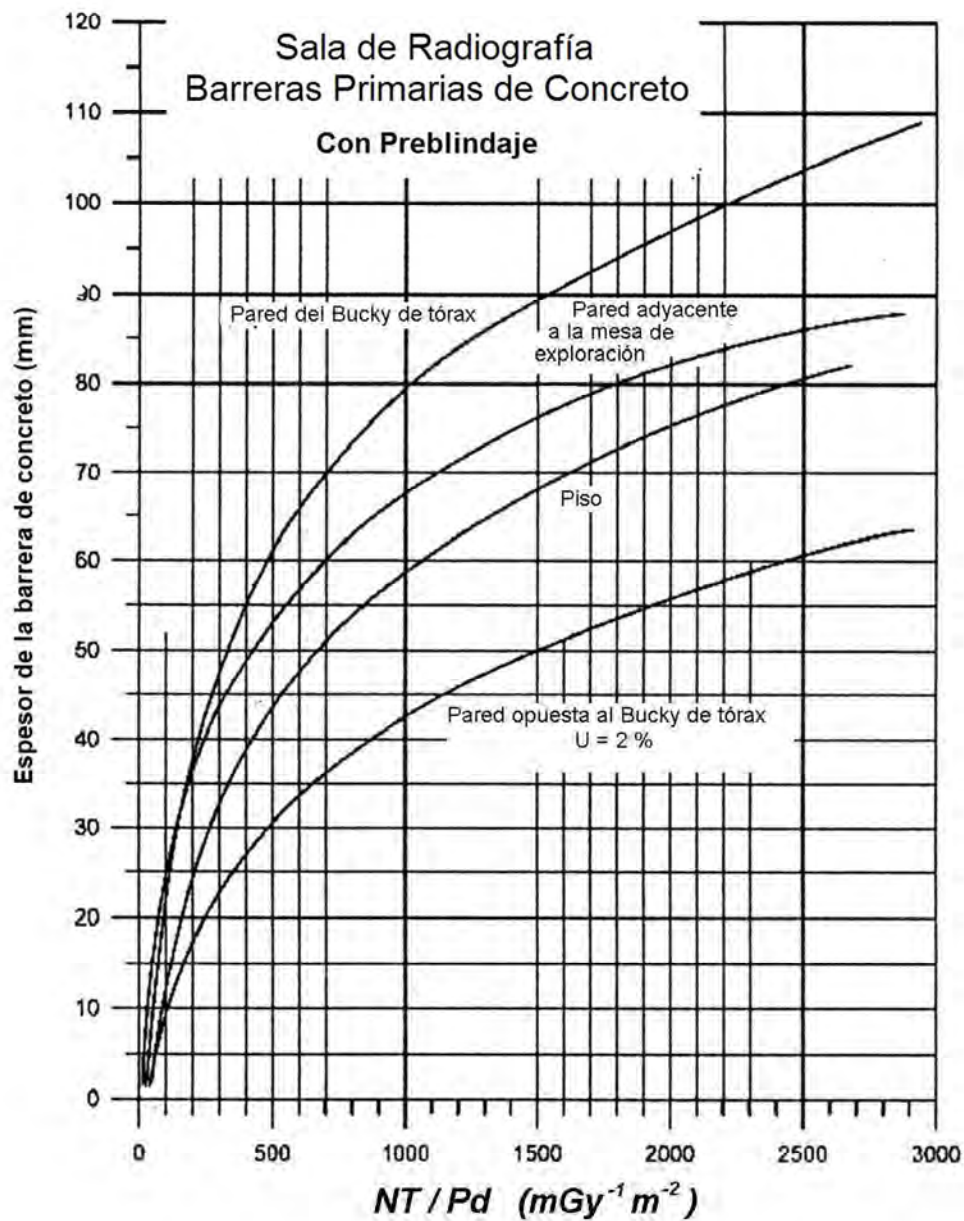
APÉNDICE B. Gráficas y curvas de atenuación utilizadas para determinar el espesor de las barreras en diferentes instalaciones de radiodiagnóstico médico [N05].



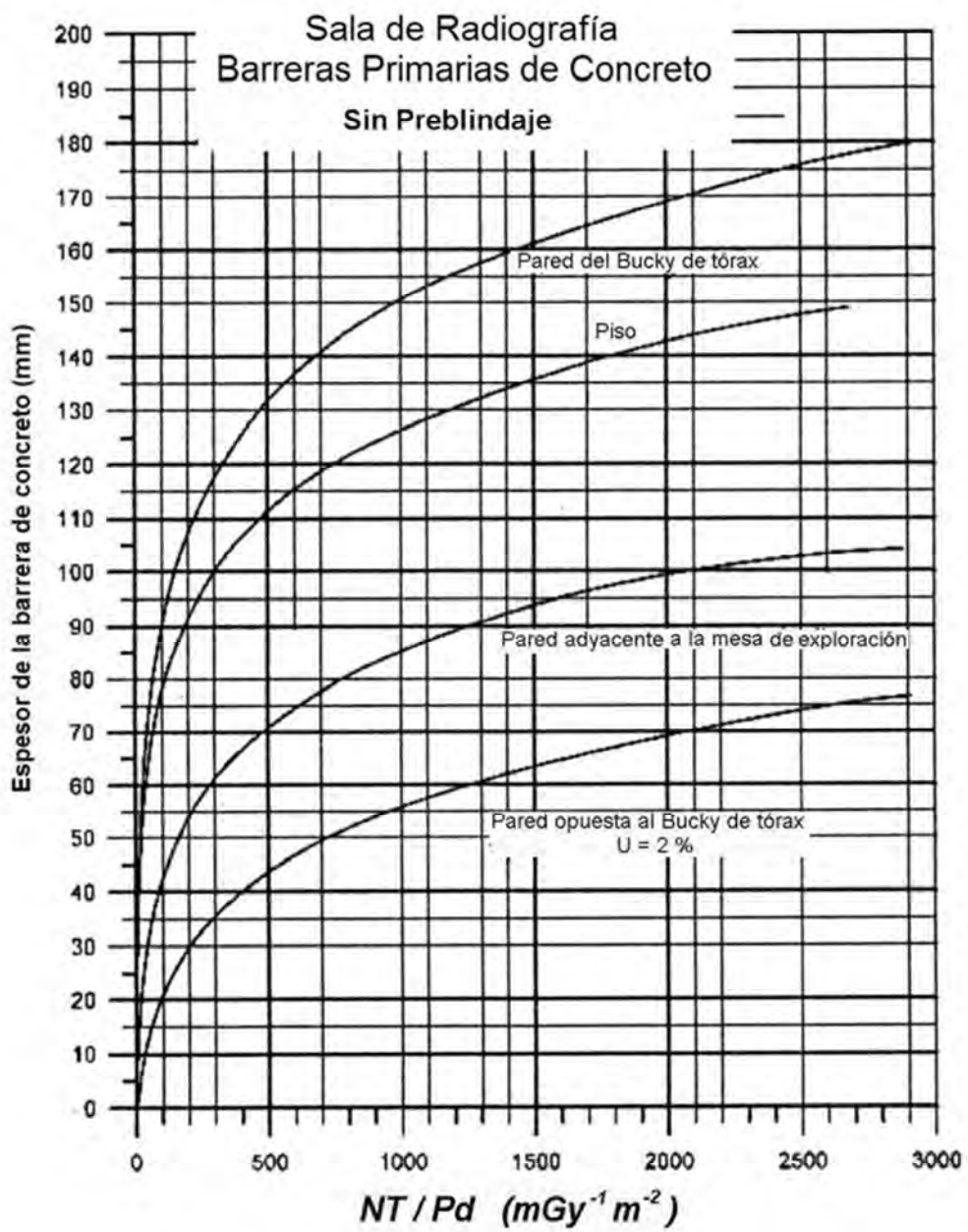
Gráfica B.1 Espesor requerido de plomo en una barrera primaria, considerando atenuación preblindaje, como función del factor NT/Pd .



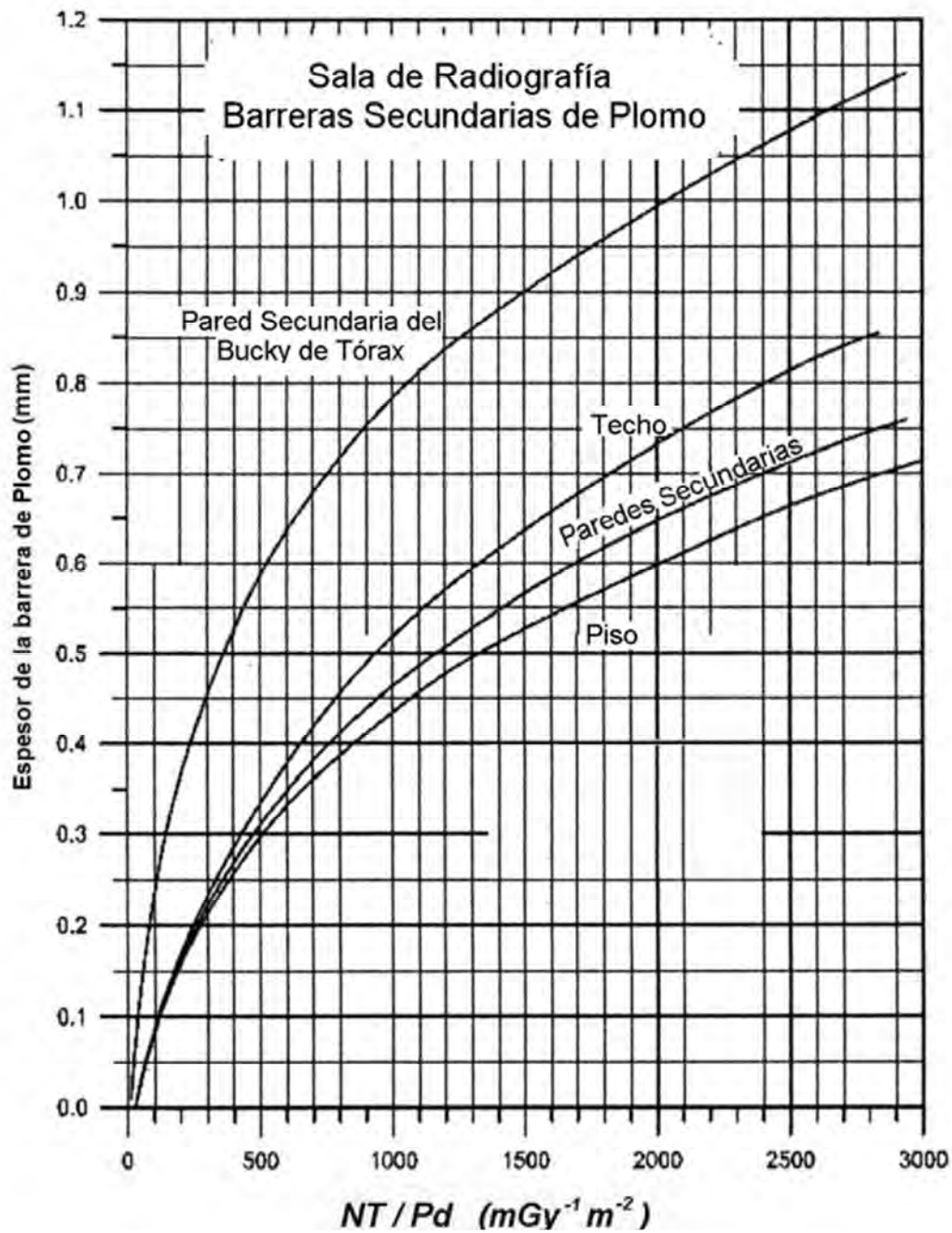
Gráfica B.2 Espesor requerido de plomo en una barrera primaria, sin considerar atenuación preblindaje, como función del factor NT/Pd .



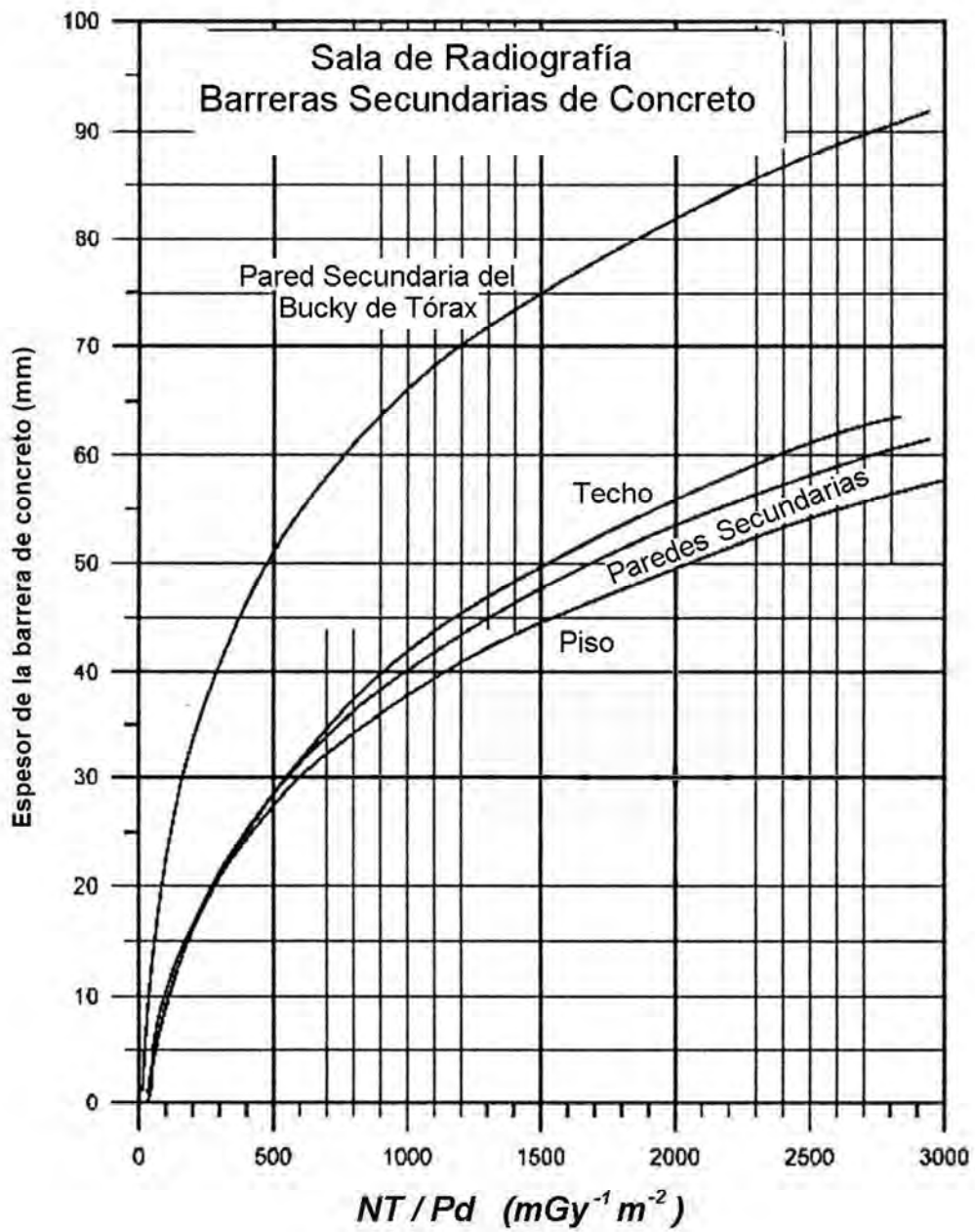
Gráfica B.3 Espesor requerido de concreto en una barrera primaria, considerando atenuación preblindaje, como función del factor NT/Pd .



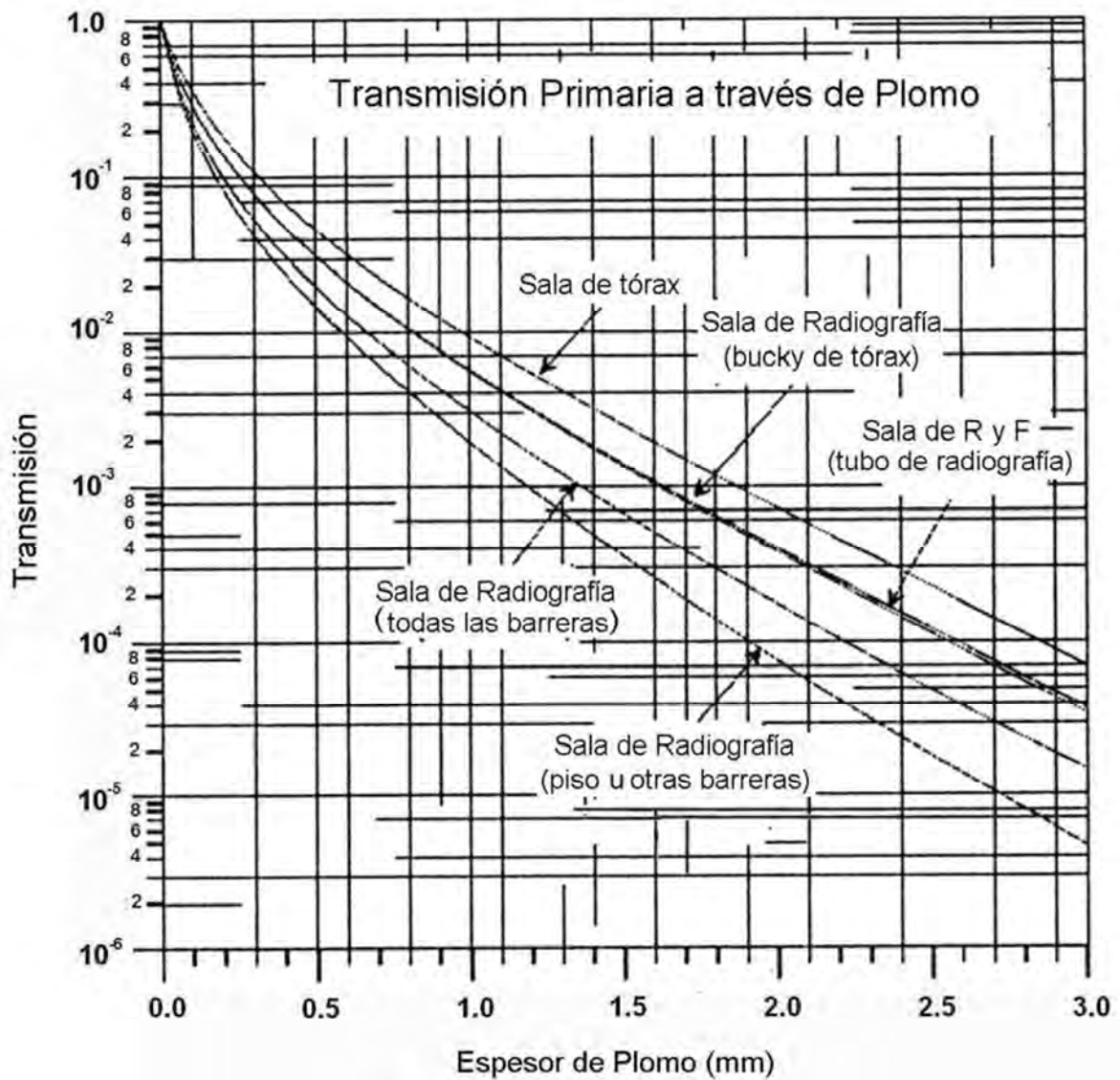
Gráfica B.4 Espesor requerido de concreto en una barrera primaria, sin considerar atenuación preblindaje, como función NT/Pd .



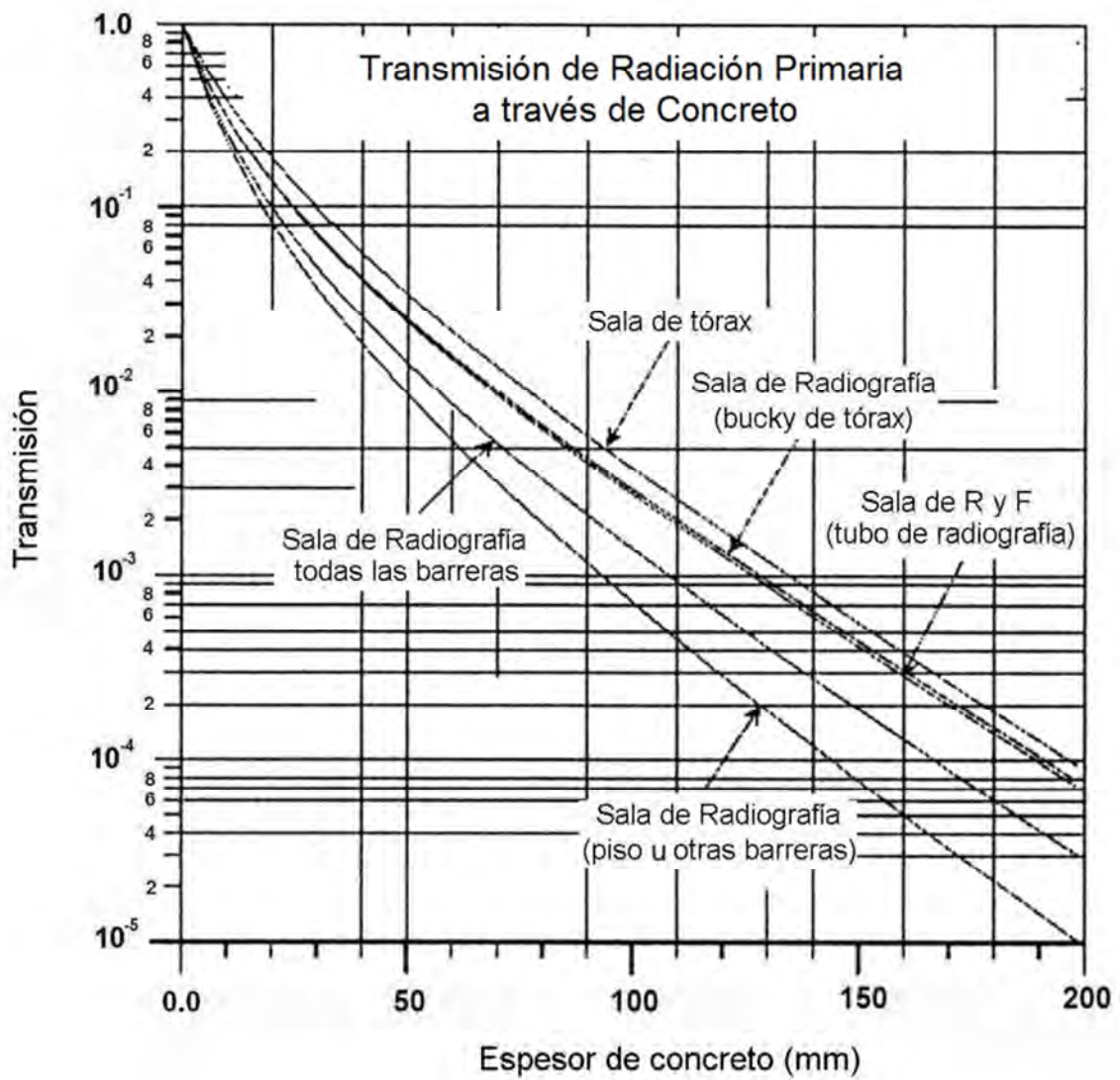
Gráfica B.5 Espesor requerido de plomo en una barrera secundaria como función del factor NT/Pd .



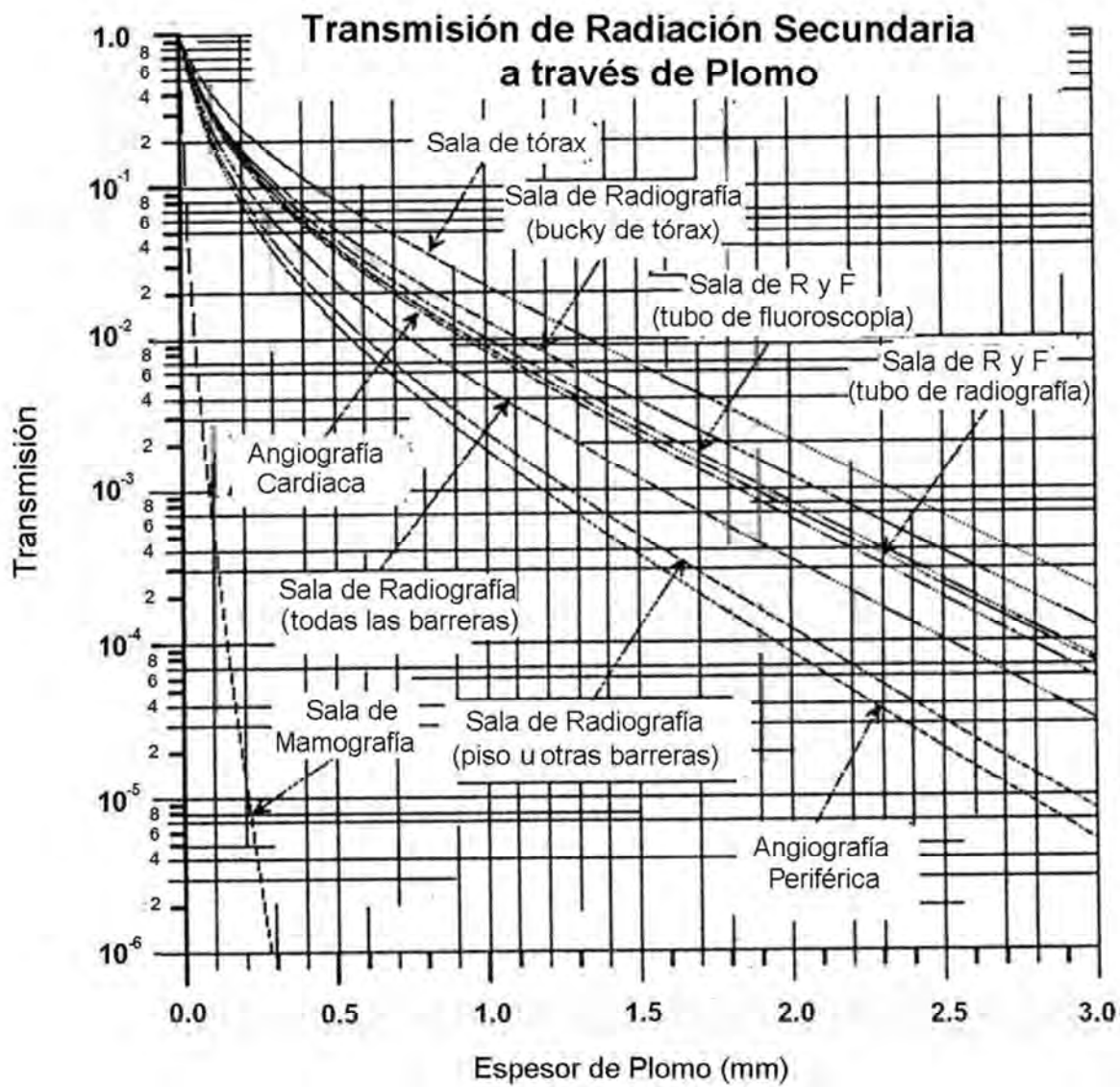
Gráfica B.6 Espesor requerido de concreto en una barrera secundaria como función del factor NT/Pd .



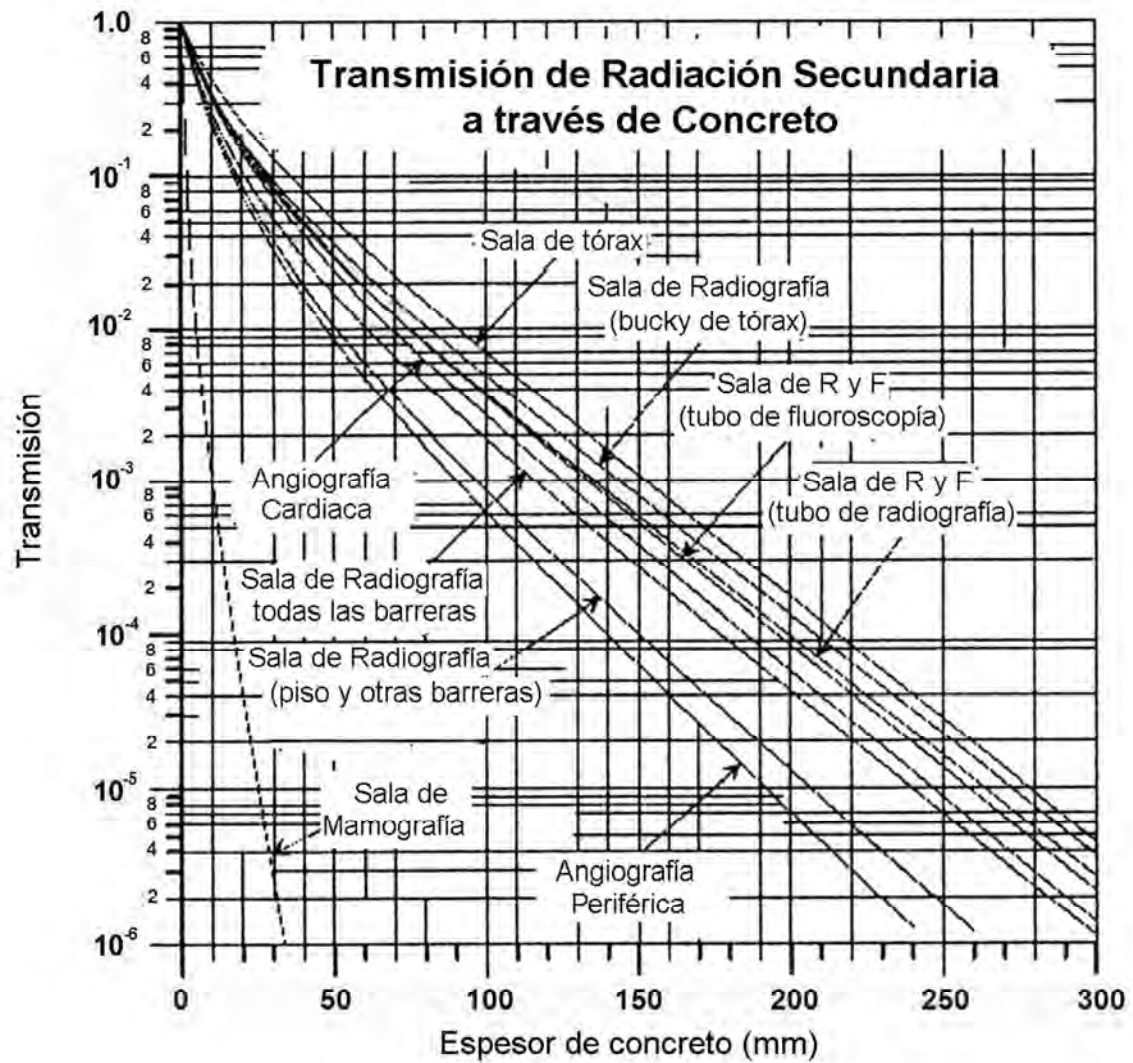
Gráfica B.7 Curvas de atenuación para radiación primaria a través de plomo.



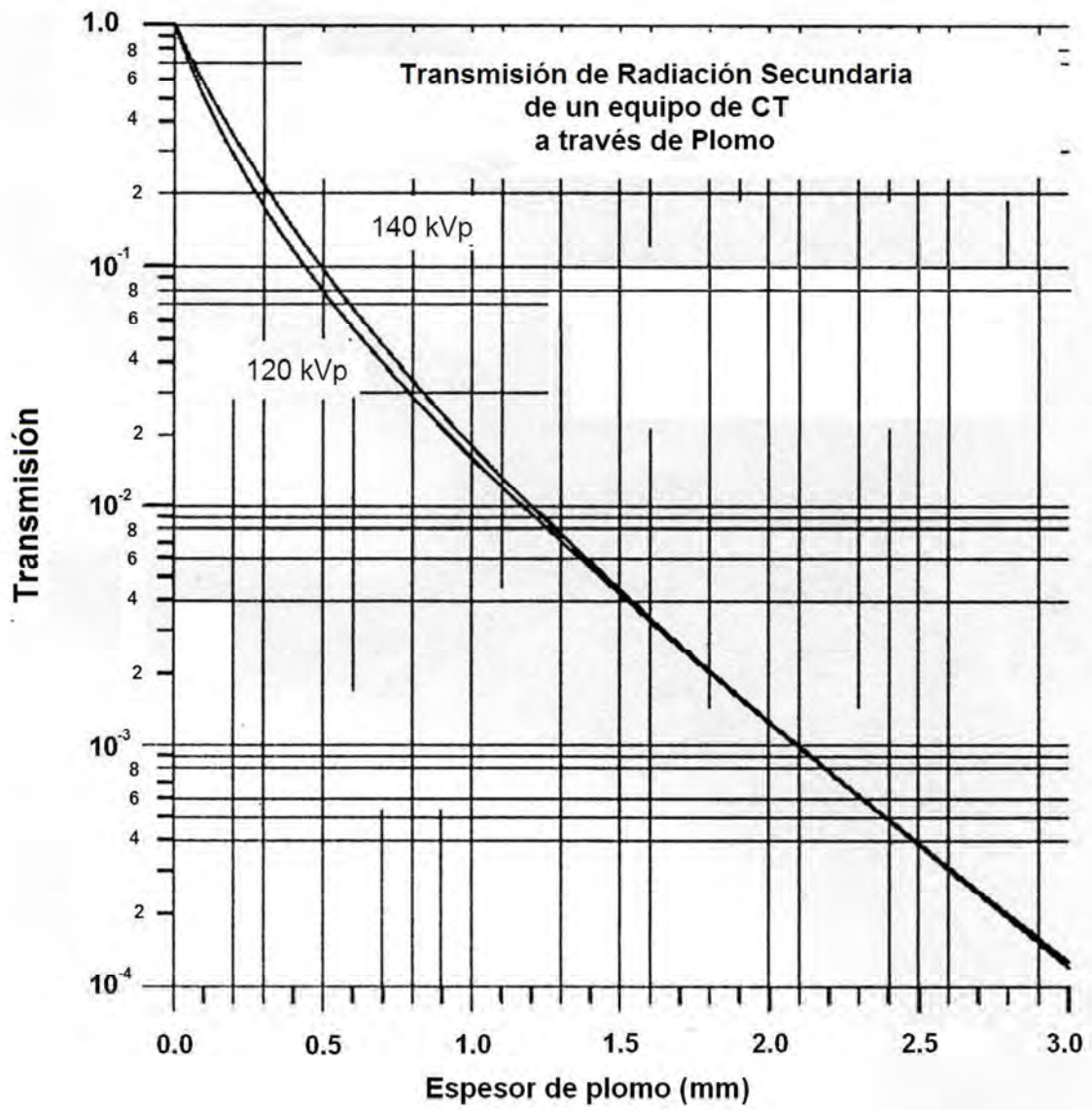
Gráfica B.8 Curvas de atenuación para radiación primaria a través de concreto.



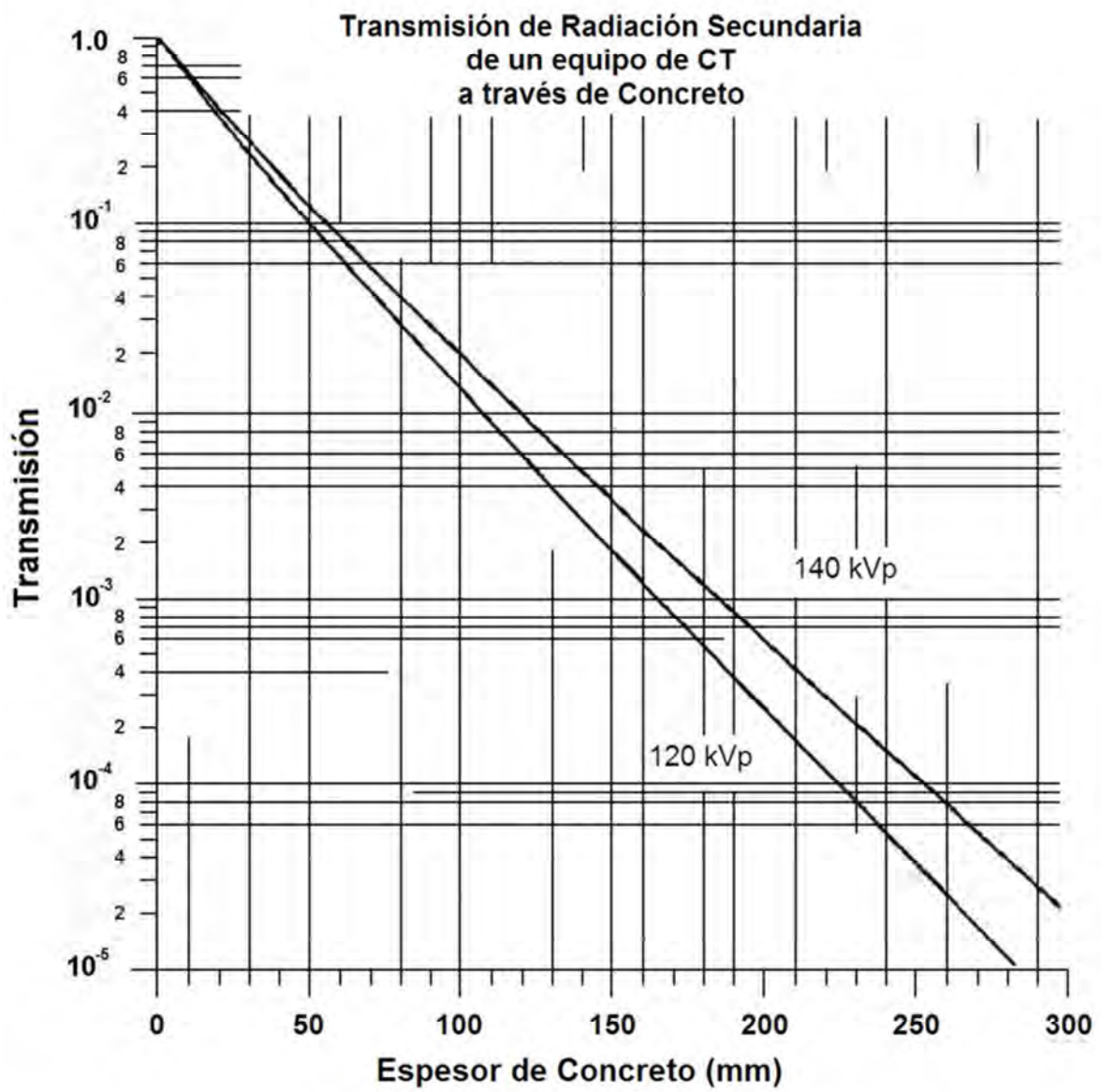
Gráfica B.9 Curvas de atenuación para radiación secundaria a través de plomo.



Gráfica B.10 Curvas de atenuación para radiación secundaria a través de concreto.



Gráfica B.11. Curvas de atenuación para radiación secundaria en CT a través de plomo.



Gráfica B.12. Curvas de atenuación para radiación secundaria en CT a través de concreto.

BIBLIOGRAFÍA

- [A86] Attix Frank, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, U.S.A., 1986.
- [B02] Bushberg Jerrold, et al, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams and Wilkins, USA, 2002.
- [B03] Beiser Arthur, *Concepts of Modern Physics*, Mc Graw Hill, U.S.A., 2003.
- [C96] Cember Herman, *Introduction to Health Physics*, McGraw-Hill, USA, 1996.
- [D01] Dowsett D., et al, *The Physics of Diagnostic Imaging*, Arnold, U.K., 2001.
- [H09] Hernández Trejo Ruth, Tesis de Maestría en Ciencias (Física Médica), “Control de Calidad y Dosimetría en Estudios Pediátricos de Tomografía Computarizada”, UNAM, México, 2009.
- [I91] International Commission on Radiological Protection, *ICRP publication 60*, UK, 1991.
- [K03] Khan Faiz M., *The Physics of Radiation Therapy*, Lippincott Williams & Wilkins, U.S.A., 2003.
- [L07] López Rendón Xóchitl, tesis de Licenciatura en Física, “Evaluación de la Dosis Impartida a Pacientes Pediátricos Sometidos a Estudios de Abdomen por Tomografía Computarizada”, UNAM, México, 2007.
- [N05] National Council on Radiation Protection and Measurements, *NCRP report 147, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*, USA, 2004.
- [N76] National Council on Radiation Protection and Measurements, *NCRP report 49, Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*, USA, 1976.
- [P00] Phillips, *Manual del operador, Tomógrafo Computarizado Phillips Mx 8000*, México, 2000.
- [P02] Patton H. McGinley, *Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities*, Medical Physics Publishing, USA, 2002.
- [R91] Ruiz Trejo C. Gustavo, tesis de Licenciatura en física, “Bases físicas, diseño y construcción de elementos de prueba para realizar control de calidad en radiodiagnóstico”, UNAM, México, 1991.

- [S00] Sutton D. G., Williams J. R., *Radiation Shielding for Diagnostic X-rays* (British Institute of Radiology), London, 2000.
- [S06] Secretaría de Salud, México, NOM-229-SSA1-2002. *Salud Ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 15 septiembre de 2006.
- [S81] Shope Thomas, et al, “A Method for Describing the Dose Delivered by Transmission X-rays Computed Tomography”, *Medical Physics* 8(4), 1981.
- [S88] Secretaría de Energía, México. Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias, *Reglamento General de Seguridad Radiológica*, Diario Oficial de la Federación, México, 1988.
- [S97] Secretaría de Salud, México, NOM-156-SSA1-1996. *Salud Ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*, Diario Oficial de la Federación, 12 de junio de 1997.
- [T04] Turner James E, *Atoms, Radiation and Radiation Protection*, Wiley-VCH, Federal Republic of Germany, 2004.
- [W1] http://es.wikipedia.org/wiki/Espectro_electromagnético
- [W2] http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_computed_tomography
- [W3] <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/26-6003-72599-209.pdf>
- [W4] <http://www.answers.com/topic/mammography&usg>
- [W5] <http://www.impactscan.org/download/ctditabledownload.htm>
- [W6] <http://www.lxi.leeds.ac.uk/research/past/cr/mammo/>