



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**“CÁLCULO DE BLINDAJE PARA LA SALA DE RAYOS X DEL
EQUIPO DE RADIOLOGÍA DIGITAL EcoRay DEL HOSPITAL
IESS RIOBAMBA”**

Tesis de grado previo a la obtención del título de:

BIOFÍSICO

AUTOR: TANIA PAULINA MOROCHO BARRIONUEVO

TUTOR: MG. SC. FREDDY BENALCÁZAR

Riobamba - Ecuador

2015

“Yo Tania Paulina Morocho Barrionuevo, soy autora del presente trabajo de tesis titulado “Cálculo de Blindaje para la sala de rayos X del equipo de radiología digital ECORAY del Hospital IESS Riobamba” bajo la dirección del Mg. Sc. Freddy Benalcázar y Co- directora de tesis Dra. Jenny Orbe haciéndome responsable de los fundamentos teóricos y de los resultados expuesto en el mismo, El patrimonio intelectual de la Tesis de Grado pertenece exclusivamente a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO.”

Tania Paulina Morocho Barrionuevo

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El Tribunal de tesis certifica que el trabajo de investigación: **“CÁLCULO DE BLINDAJE PARA LA SALA DE RAYOS X DEL EQUIPO DE RADIOLOGÍA DIGITAL EcoRay DEL HOSPITAL IESS RIOBAMBA”**, de responsabilidad de la Señora Tania Paulina Morocho Barrionuevo, ha sido prolijamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

NOMBRE	FIRMA	FECHA
Dra. Jenny Orbe Ordoñez. DIRECTORA DE LA ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA	_____	_____
MG. SC. Freddy Benalcázar DIRECTOR DE TESIS	_____	_____
Dra. Jenny Orbe Ordoñez. MIEMBRO DE TRIBUNAL	_____	_____
DOCUMENTALISTA SISBIB ESPOCH	_____	_____
NOTA DE LA TESIS ESCRITA		_____

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por guiar mis pasos y darme la fortaleza para afrontar el diario vivir.

A mi hija Evelyn, que con su amor, alegría y apoyo incondicional a iluminado mi vida permitiéndome ser la persona que hoy soy.

A mis padres Carlos y Carmita, a mi hermana Carmita; por su apoyo y palabras de aliento quienes me han enseñado que con el trabajo, esfuerzo y perseverancia se pueden alcanzar todas las metas propuestas.

A todos y cada uno de los docentes que conforman la Escuela de Física y Matemática quienes aparte de ser maestros fueron amigos y que durante toda la formación profesional impartieron sus conocimientos, principalmente al Mg. Sc. Freddy Benalcázar mi director de tesis por su apoyo y ayuda incondicional dedicado durante el desarrollo de este trabajo.

Al Hospital del IESS Riobamba, Departamento de Imagenología por la apertura a sus instalaciones para ejecutar esta labor.

A mis amigos y compañeros por su apoyo y cariño brindado durante toda nuestra formación profesional.

Paulina

DEDICATORIA

Dedico principalmente este trabajo a Dios por haberme dado la fuerza y la oportunidad de vivir esta experiencia.

A mi madre, padre y hermana por su amor, comprensión y apoyo incondicional enseñándome que las limitaciones no existen y que el querer es poder.

A mi hija Evelyn que es el ángel que guía mi vida y quien me ha enseñado que el amor de madre e hija es ilimitado.

Paulina

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
θ	Ángulo de radiación dispersada por el paciente
S	Área máxima de campo
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
KHU	Capacidad térmica ánodo - coraza
CDR	Capa decimorreductora
CHR	Capa hemirreductora
W	Carga de trabajo
W_{norm}	Carga de trabajo normalizado
W_{tot}	Carga de trabajo por semana
Qh	Carga máxima que soporta el tubo de rayos X
cm	Centímetro
W_{norm}	Carga de trabajo normalizado
W_{tot}	Carga de trabajo por semana
Qh	Carga máxima que soporta el tubo de rayos X
cm	Centímetro
cm^2	Centímetro cuadrado
μ	Coefficiente de atenuación lineal
$\frac{\mu_{en}}{\rho}$	Coefficiente de absorción másico de energía
$\frac{\mu}{\rho}$	Coefficiente de atenuación lineal másico
$\frac{\sigma}{\rho}$	Coefficiente de atenuación másico del efecto Compton
$\frac{\tau}{\rho}$	Coefficiente de atenuación másico del efecto fotoeléctrico
$\frac{k}{\rho}$	Coefficiente de atenuación másico en la producción de pares
$\frac{\sigma_R}{\rho}$	Coefficiente de atenuación másico en la Dispersión de Rayleigh
$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$	Coefficiente de transferencia másico de energía
CSN	Consejo de Seguridad Nuclear
ρ	d

DIN	Deutsches Institut für Normung (Instituto Alemán de Normalización)
d	Distancia foco – barrera primaria
d_p	Distancia foco – paciente
d_s	Distancia paciente– barrera secundaria protocolo CSN
d_{sec}	Distancia paciente – barrera secundaria protocolo NCRP
X_{barrier}	Espesor de la barrera
E	Espesor de Plomo
E_{Pb}	Espesor de Plomo establecido por la norma (DIN 6812)
X_{Pb}	Espesor necesario de plomo
A	Factor de atenuación
f	Factor de corrección de fuga
a	Factor de dispersión
T	Factor de Ocupación
U	Factor de Uso
v	Frecuencia
g	Gramo
Gy	Gray
IAEA	International Atomic energy Agency
ICRP	International Commission On Radiological Protection
IESS	Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social
K_p(0)	Kerma en aire de la radiación primaria a 1 m
K_{sec}(0)	Kerma en aire de la radiación secundaria a 1 m
K_p¹	Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1m
K_{sec}¹	Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1 m
kW	Kilovatio
kV	Kilovoltio
kVp	Kilovoltio pico
H_w	Límite de dosis semanal
ln	Logaritmo natural
MeV	Mega electrón voltio
m	Metro
m⁴	Metro a la cuarta
m²	Metro cuadrado
mA	Miliamperio
mm	Milímetro

mSv	Mili Sievert
min	Minuto
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
Z	Número atómico α Coeficiente de reflexión
N₀	Número de fotones
N	Número de pacientes por semana sometidos a pruebas de rayos X
N_L	Número de partículas
α, β, γ	Parámetros de ajuste de transmisión
POE	Personal Ocupacionalmente Expuesto
Pb	Plomo
F	Radiación dispersa
Γ	Rendimiento
σ	Sección eficaz
s	Segundos
sem	Semana
SCAN	Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares
c	Velocidad de la luz en el vacío

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ABSTRACT.....	i
INTRODUCCIÓN	ii
CAPÍTULO I.....	1
1 MARCO TEÓRICO	1
1.1 Fundamentación teórica de la física de radiaciones.....	1
1.1.1 <i>Generación de rayos x</i>	1
1.1.1.1 <i>Tipos de haces de Radiación</i>	2
1.2 Interacción de los rayos X con la materia	3
1.2.1 <i>Dispersión Clásica</i>	3
1.2.2 <i>Efecto Compton</i>	4
1.2.3 <i>Efecto Fotoeléctrico</i>	5
1.2.4 <i>Producción de pares</i>	6
1.2.5 <i>Dispersión de Rayleigh</i>	6
1.2.6 <i>Fotodesintegración</i>	7
1.3 Atenuación de los rayos X	8
1.3.1 <i>Atenuación Exponencial Simple</i>	8
1.3.2 <i>Atenuación Exponencial Múltiple o por Varios Modos de Absorción</i>	9
1.3.3 <i>Magnitudes de la interacción</i>	9
1.4 Equipo de rayos X de uso médico	11
1.4.1 <i>Principio físico del equipo de rayos X</i>	12
1.4.2 <i>Componentes del equipo de rayos X</i>	12
1.5 Principios básicos de la Protección Radiológica para instalaciones de radiagnóstico.....	15
1.5.1 <i>Principios de Protección Radiológica</i>	16
1.5.2 <i>Clasificación de áreas</i>	17

1.5.3	<i>Seguridad Radiológica en instalaciones de radiodiagnóstico</i>	18
1.6	Blindajes empleados para la atenuación de radiación X	19
CAPÍTULO II		20
2	METODOLOGÍA	20
2.1	Determinación de parámetros físicos del equipo y de la sala de radiología	20
2.1.1	<i>Caracterización del equipo EcoRay</i>	20
2.1.2	<i>Particularidades de la instalación</i>	21
2.2	Determinación de protocolos instituidos para el Cálculo de Blindaje para salas de radiología	22
2.2.1	<i>Concejo de Seguridad Nuclear (CSN) español</i>	22
2.2.2	<i>National Council On Radiation Protection & Measurements (NCRP)</i>	23
2.2.3	<i>International Atomic Energy Agency (IAEA)</i>	23
2.2.4	<i>American Association of Physicists in Medicine (AAPM)</i>	24
2.3	Condiciones, parámetros y ecuaciones establecidos para el cálculo de blindaje de una sala de Radiología Digital utilizados en la guía de seguridad 5.11 del CSN y el reporte 147 del NCRP	24
2.3.1	<i>Barreras de protección</i>	24
2.3.2	<i>Tamaño de campo (S)</i>	25
2.4	Parámetros y ecuaciones para cálculo de blindaje (CSN: Guía de Seguridad N^o 5.11)	25
2.4.1	<i>Carga de trabajo (W)</i>	25
2.4.2	<i>Factor de uso (U)</i>	25
2.4.3	<i>Factor de ocupación (T)</i>	26
2.4.4	<i>Rendimiento (I)</i>	27
2.4.5	<i>Ecuaciones para el cálculo</i>	27
2.4.5.1	<i>Barrera Primaria</i>	27
2.4.5.2	<i>Barrera Secundaria</i>	28
2.5	Parámetros y ecuaciones para cálculo de blindaje (reporte NCRP N^o 147)	30

2.5.1	<i>Carga de trabajo (W)</i>	30
2.5.2	<i>Factor de uso (U)</i>	30
2.5.3	<i>Factor de ocupación (T)</i>	31
2.5.4	<i>Ecuaciones para el cálculo NCRP 147</i>	32
2.5.4.1	<i>Barrera primaria</i>	32
2.5.4.2	<i>Barrera secundaria</i>	33
CAPÍTULO III		34
3	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	34
3.1	Cálculo de blindaje para el equipo ECORAY aplicando la Guía de seguridad 5.11 del CSN	34
3.1.1	<i>Pared donde incide el haz de radiación debido a estudio de tórax</i>	34
3.1.1.1	<i>Barrera “A”</i>	34
3.1.1.2	<i>Estudio de tórax, barrera “A’ ”</i>	36
3.1.1.3	<i>Estudio de tórax, barrera “ A’ ’ ”</i>	38
3.1.2	<i>Pasillo 2, barrera ”B”</i>	41
3.1.3	<i>Pared de la sala de espera, barrera “C”</i>	43
3.1.4	<i>Vestidores, barrera “D”</i>	46
3.1.5	<i>Laboratorio, barrera “E”</i>	48
3.1.6	<i>Sala de comandos, barrera “F”</i>	51
3.1.7	<i>Techo de la sala de radiología</i>	53
3.1.8	<i>Piso de la sala radiográfica</i>	56
3.1.8.1	<i>Piso barrera primaria</i>	56
3.1.8.2	<i>Piso, barrera secundaria</i>	57
3.2	Cálculo de blindaje para el equipo EcoRay aplicando el protocolo del NCRP (Reporte N° 147)	60
3.2.1	<i>Estudio de tórax</i>	60
3.2.1.1	<i>Barrera “A”</i>	60
3.2.1.2	<i>Estudio de tórax barrera “A’ ”</i>	61

3.2.1.3	<i>Estudio de tórax barrera “A”</i>	63
3.2.2	<i>Pasillo 2, barrera “B”</i>	65
3.2.3	<i>Pared de la sala de espera, barrera “C”</i>	67
3.2.4	<i>Vestidores, barrera “D”</i>	69
3.2.5	<i>Laboratorio, barrera “E”</i>	71
3.2.6	<i>Sala de comandos, barrera “F”</i>	73
3.2.7	<i>Techo de la sala de radiología</i>	75
3.2.8	<i>Piso de la sala radiográfica</i>	77
3.2.8.1	<i>Piso barrera primaria</i>	77
3.2.8.2	<i>Piso barrera secundaria</i>	79
3.3	Cotejo de espesores de blindaje obtenidos aplicando los protocolos de cálculo NCRP 147 y guía de seguridad 5.11 del CSN, para la sala de radiología que albergará al equipo EcoRay	81
3.3.1	<i>Validación de resultados</i>	82
	CONCLUSIONES	84
	RECOMENDACIONES	85
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- 1:	Radiación Primaria y secundaria.....	2
Figura 2- 1:	Radiación de Fuga y Radiación Dispersa	3
Figura 3- 1:	Dispersión Clásica o Thompson	4
Figura 4- 1:	Efecto Compton	5
Figura 5- 1:	Efecto Fotoeléctrico	5
Figura 6- 1:	Producción de pares	6
Figura 7- 1:	Dispersión de Rayleigh.....	7
Figura 8- 1:	Fotodesintegración.....	7
Figura 9- 1:	Atenuación Exponencial.....	8
Figura 10- 1:	Tubo de rayos X.....	12
Figura 1- 11:	Componentes del tubo de rayos X.....	14
Figura 1- 2:	Sala de Radiología Hospital del IESS Riobamba	21

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla1- 1:	Límites de dosis a exposiciones planificadas	17
Tabla 1- 2:	Característica físicas de la instalación.....	22
Tabla 2- 2:	Factores de uso barrera primaria	26
Tabla 3- 2:	Factores de ocupación	26
Tabla 4-2:	Valores de Qh.....	29
Tabla 5-2:	Factores de uso de barrera primaria y secundaria NCPR 147	31
Tabla 6-2:	Factores de ocupación NCPR 147	31
Tabla 1-3:	Parámetros a aplicar para el cálculo de la barrera primaria “A” (estudio de tórax).....	35
Tabla 2-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria estudio de tórax “A’ ”	36
Tabla 3-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria estudio de tórax “ A’ ”	39
Tabla 4-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria pasillo 2, barrera “B”	41
Tabla 5-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria sala de espera “C”	44
Tabla 6-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria vestidores, barrera “D”	46
Tabla 7-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria laboratorio, barrera “E”	49
Tabla 8-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria sala de comandos, barrera “F”	51
Tabla 9-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria sala de comandos, barrera “F”	54
Tabla 10-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera primaria piso	56
Tabla 11-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria piso	58
Tabla 12-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera primaria “A” estudio de tórax	60
Tabla 13-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria estudio de tórax “A’ ”	62
Tabla 14-3:	Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria estudio de tórax “A’ ”	

.....	64
Tabla 15-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria pasillo “B”.....	66
Tabla 16-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria sala de espera “C”.....	68
Tabla 17-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria vestidores “D”.....	70
Tabla 18-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria laboratorio “E”.....	72
Tabla 19-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria sala de comandos “F”.....	74
Tabla 20-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria techo sala de radiología.....	76
Tabla 21-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera primaria piso.....	78
Tabla 22-3: Parámetros determinados para cálculo de barrera secundaria piso.....	79
Tabla 23-3: Blindaje de plomo calculado para cada dependencia situada en la sala de radiología que albergará al equipo ECORAY del Hospital IESS Riobamba.....	81

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1- 2:	Vista superior de áreas colindantes sala de radiología IESS-Riobamba	26
Gráfico 1- 3:	Vista superior pared estudio de tórax.....	34
Gráfico 2- 3:	Vista superior pared estudio de tórax “A’ ”	36
Gráfico 3- 3:	Vista superior pared estudio de tórax “ A’ ”	38
Gráfico 4- 3:	Vista superior pasillo 2.....	41
Gráfico 5- 3:	Vista superior sala de espera	43
Gráfico 6- 3:	Vista superior vestidores	46
Gráfico 7- 3:	Vista superior laboratorio	48
Gráfico 8- 3:	Vista superior sala de comandos	51
Gráfico 9- 3:	Vista superior del techo	53
Gráfico 10- 3:	Vista superior piso.....	56
Gráfico 11- 3:	Vista superior del piso.....	57
Gráfico 12- 3:	Vista superior pared estudio de tórax	60
Gráfico 13- 3:	Vista superior pared estudio de tórax “A’ ”	61
Gráfico 14- 3:	Vista superior pared estudio de tórax “A’ ”	63
Gráfico 15- 3:	Vista superior pasillo “B”	65
Gráfico 16- 3:	Vista superior pared sala de espera	67
Gráfico 17- 3:	Vista superior vestidores	69
Gráfico 18- 3:	Vista superior laboratorio	71
Gráfico 19- 3:	Vista superior sala de comandos	73
Gráfico 20- 3:	Vista superior sala de comandos	75
Gráfico 21- 3:	Vista superior piso.....	77
Gráfico 22- 3:	Vista superior piso.....	79
Gráfico 23- 3:	Espesores de mm Pb con NCRP 147 - CSN 5.11.....	82
Gráfico 24- 3:	Espesores mm Arcilla NCRP 147 – CSN 5.11.....	82
Gráfico 25- 3:	Espesores mm Hormigón NCRP 147 – CSN 5.11	825

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: CARGAS DE TRABAJO DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN	90
ANEXO B: EQUIVALENCIA EN PLOMO DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN.....	91
ANEXO C: VALORES CHR Y CDR DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN	92
ANEXO D: CURVAS DE ENERGÍA PARA CÁLCULO DE RENDIMIENTO GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN	93
ANEXO E: FACTOR DE ATENUACIÓN DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN	94
ANEXO F: VARIACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN F DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN	95
ANEXO G: CARGA DE TRABAJO A PARTIR DEL POTENCIAL DE FUNCIONAMIENTO PROTOCOLO NCRP N° 147	96
ANEXO H: CARGA DE TRABAJO EN DIFERENTES INSTALACIONES MÉDICAS DE RADIOLOGÍA PROTOCOLO NCRP N° 147	97
ANEXO I: VALORES DE KERMA EN AIRE PARA BARRERAS PRIMARIAS PROTOCOLO NCRP N° 147	98
ANEXO J: VALORES DE KERMA EN AIRE PARA BARRERAS SECUNDARIAS PROTOCOLO NCRP N° 147	99
ANEXO K: PARÁMETROS DE AJUSTE DE LA TRANSMISIÓN PRIMARIA DE AMPLIO HAZ PROTOCOLO NCRP N° 147	100
ANEXO L: PARÁMETROS DE AJUSTE DE LA TRANSMISIÓN SECUNDARIA DE AMPLIO HAZ PROTOCOLO NCRP N° 147	101
ANEXO M: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA PRIMARIA APLICANDO EL PROTOCOLO NCRP N° 147 (EXCEL).....	102
ANEXO N: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA PRIMARIA APLICANDO LA GUÍA DE SEGURIDAD (CSN) N° 5.11 (EXCEL).....	103
ANEXO O: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA SECUNDARIA APLICANDO EL PROTOCOLO NCRP N° 147 (EXCEL).....	104
ANEXO P: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA SECUNDARIA APLICANDO LA GUÍA DE SEGURIDAD (CSN) N° 5.11 (EXCEL).....	105

RESUMEN

Los fundamentos básicos de la física de las radiaciones, los protocolos existentes y el conocimiento de la estructura de un equipo de rayos X, permitieron realizar un adecuado cálculo de blindaje para el equipo de radiología digital EcoRay del hospital IESS Riobamba, en función de cumplir con los parámetros establecidos en seguridad y protección radiológica por la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN). Para realizar este trabajo se tomó en cuenta las características del equipo que se albergará en la sala de radiología y de las áreas colindantes con esta sala, además de la revisión de protocolos de organismos internacionales inmersos en el control y cumplimiento de la seguridad y protección radiológica como es el caso del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), National Council on Radiation Protection & Measurements (NCRP), International Atomic Energy Agency (IAEA), American Association Of Physicists in Medicine (AAPM). El cálculo de blindaje se realizó en base de los criterios y procedimientos establecidos en los protocolos N° 147 del NCRP y la guía de seguridad N° 5.11 del CSN, para lo cual se aplicó los parámetros de diseño de la sala, carga de trabajo, áreas colindantes, tipo de personal, factores de uso y de ocupación, tipo de personal que permanece en las áreas colindantes. La ejecución de los cálculos se los realizó de forma individualizada con cada protocolo realizados manualmente y verificados utilizando la hoja de cálculo Excel. Los resultados obtenidos del cálculo de espesores de las barreras tanto primarias como secundarias por ambos protocolos se los obtuvo en los materiales de plomo y ladrillo de arcilla, observándose una gran diferencia entre los espesores obtenidos con la aplicación de ambos protocolos, especialmente para barreras secundarias; esto es justificable debido a que el protocolo del CSN 5.11 está enmarcado en hipótesis mucho más conservadoras desde el punto de vista de protección radiológica por lo cual arroja espesores mayores en comparación al protocolo NCRP 147, por lo que se recomienda aplicar los valores obtenidos por la guía de seguridad N° 5.11 del CSN puesto permite cumplir con el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) de protección radiológica, a la vez de proteger al público, pacientes y personal ocupacionalmente expuesto (POE).

PALABRAS CLAVE: <FÍSICA DE LAS RADIACIONES>, <RAYOS X>, <CÁLCULO DE BLINDAJE>, <PROTOCOLO [NCRP 147]>, <GUÍA [CSN N° 5.11]>, <PROTECCIÓN RADIOLÓGICA>.

ABSTRACT

The basic fundamentals of radiation physics, existing protocols and knowledge of the structure of an X-ray, allowed for a proper calculation of shielding for digital radiology equipment EcoRay hospital IESS Riobamba, in terms of complying with the parameters laid down in safety and radiation protection by the Secretariat for Control and Nuclear Applications (SCAN). To make this work was taken into account the characteristics of the equipment, which will be housed in the radiology and surrounding areas with this room, in addition to the review of protocols of international organizations involved in the monitoring and enforcement of safety and security radiation such as the Nuclear Safety Council (NSC), National Council on Radiation Protection & Measurements (NCRP), International Atomic Energy Agency (IAEA), American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The calculation of shielding was conducted in accordance with the criteria and procedures set out in protocols N^o 147 of NCRP and Safety Guide N^o 5.11 of NSC, for which it was applied, the design parameters of the room, workload, adjacent areas, type of staff, use factors and occupation, type of staff remaining in the surrounding areas. The execution of the calculations were conducted individually with each protocol manually performed and verified using the Excel spreadsheet. The results of the calculation of thicknesses of the barriers, both primary and secondary by both protocols the materials obtained with the implementation of both protocols, especially for secondary barriers; this is justifiable because the protocol NSC 5.11 is inside in much more conservative hypothesis from the point of view of radiological protection which yields higher thickness compared to the NCRP 147 protocol, so it is recommended to apply the values obtained by the safety Guide N^o 5.11 since NSC enables compliance with the ALARA (As Low as Reasonably Achievable) principle of radiation protection, while protecting the public, patients and Personal occupationally exposed (POE).

KEYWORDS: <RADIATION PHYSICS>, <X-RAYS>, <CALCULATION OF SHIELDING>, <PROTOCOL [NCRP 147]>, <GUIDE [CSN N^o 5.11]>, <RADIOLOGICAL PROTECTION>.

INTRODUCCIÓN

Al hablar de blindaje nos referimos a una barrera física que sirve de protección para reducir o evitar un detrimento¹ por efecto de las radiaciones ionizantes, permitiendo así evitar daños que se puedan ocasionar a la salud del paciente y a la vez asegurar la protección a los trabajadores expuestos, al público en general que hace uso de las instalaciones hospitalarias y al medio ambiente.

Para alcanzar que tanto la radiación primaria como secundaria que se desprenda del equipo de rayos X sea atenuada y por ende deje de representar un peligro externo refiriéndonos específicamente a las áreas colindantes de la sala, es preciso que las estructuras como piso, techo, paredes, ventanas y puerta de la misma se encuentren investidas de un adecuado blindaje, permitiendo que la dosis fuera de la sala se encuentre dentro de los límites permisibles establecidos por la autoridad reguladora de nuestro país.

La implementación de un equipo de radiología digital en la sala de Imagenología es de vital importancia para la realización de estudios tipo diagnóstico dirigido a los individuos atendidos en esta dependencia, por lo que para dar cumplimiento a la normativa de protección radiológica y obtener la licencia institucional de funcionamiento y garantizar la seguridad personal (desde el punto de vista radiológico) es necesaria la realización del cálculo de blindaje de las diferentes barreras y la adecuación de las mismas, salvaguardando los principios de protección radiológica.

La realización del cálculo de blindaje está basada prioritariamente en recomendaciones establecidas tanto por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) de España, como por el Organismo perteneciente a los Estados Unidos (NCRP) en su reporte No. 147.

En el presente trabajo se puede apreciar que el capítulo I describe los principios físicos y fundamentación teórica acerca de la generación de radiación X, su interacción con la materia y atenuación. Posteriormente se describe los principios básicos empleados en la protección radiológica en instalaciones de rayos X, este enfoque está tomado para conocer y realizar los cálculos necesarios en el blindaje de la sala.

¹ El daño total en la salud experimentado como resultado de la exposición del grupo a una fuente de radiación.

En el capítulo II se detalla la metodología utilizada, la misma que está enfocada en los protocolos que serán utilizados para el cálculo de blindaje de la sala de radiología y entidades que se encargan de la regulación y medidas de protección del uso de las radiaciones; se detallan los parámetros, condiciones y ecuaciones tanto de la guía de seguridad N° 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear de España y del reporte N°147 del NCRP de Estados Unidos.

En el capítulo III se reportan los cálculos realizados bajo los parámetros de los protocolos del NCRP y del CSN y los resultados obtenidos, además un cotejo de resultados de ambos protocolos.

Antecedentes

Néstor Cornejo Díaz, Alejandro Hernández Saz, Alina Martínez González del Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR) de la Ciudad de La Habana – Cuba en el Sumario de IAEA (International Atomic Energy Agency) del 2005 realizaron **“Cálculos de Blindajes: Optimización vs. Paradigmas”** este trabajo se efectuó tomando en consideración la comparación entre los métodos Tasa de Dosis Máxima de Proyecto (TDMP) y de Tiempos Reales de Exposición (TRE) para los cálculos de blindaje, obteniéndose así diferencias significativas en niveles de tasas de dosis y espesores de blindaje estimados por ambos métodos para algunas instalaciones. Concluyendo que el empleo de tiempos reales de exposición es más adecuado para la optimización de los principios de protección radiológica, aunque este método demanda mayor cuidado en su aplicación. (CORNEJO, 2005, págs. 30-33)

En el año 2011 en el Hospital de Especialidades en Salud Mental en México –Zacatecas se realizó una **“Evaluación de Blindaje de una Sala para Radiodiagnóstico”** a cargo de Padilla Z., Acuña E., Escareño E., y Vega H. el mismo que se ejecutó en función de la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002 (NOM 2002) en el cual se señalan las medidas de protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X, con la finalidad de determinar el tipo de equipo de radiología que puede albergar la entidad anteriormente mencionada a partir de analizar la ubicación del recinto, las áreas que lo rodean y las dimensiones de cada muro. (PADILLA Z., 2011, págs. 143-151)

En la Revista de Bioingeniería y Física Médica Cubana, M. A. García Ruiz, C. R. Bustos Mendoza, y D. M. López Rosas pertenecientes a la Universidad de Colima, del Laboratorio de Realidad Virtual (CEUPROMED) en el volumen número 6 emitida de Mayo-Agosto en el 2005, citan **“El Diseño de una Sala Virtual de Rayos X para la enseñanza de la Seguridad Radiológica”**. Este artículo describió aspectos de diseño de un modelo virtual de una sala de rayos X, con el objetivo de proponer un espacio virtual de enseñanza sobre temas de seguridad

radiológica en clínicas y hospitales locales para personal ocupacionalmente expuesto y demás personal del área de la salud que sea expuesto a radiación dentro de una sala. Para la creación de la sala virtual se utilizaron programas de desarrollo de ambientes virtuales adecuados al contexto y futura aplicación, los cuales podrán ser parte muy importante en el entrenamiento técnico de personal que labora en una sala de rayos X, debido a que representan la realidad sin algún riesgo aparente, y la capacidad espacial que tienen para mostrar la ubicación, dimensiones, blindajes y operación de los equipos de radiología. (GARCÍA, 2005, págs. 12-17)

El 27 de agosto del 2013 los autores, Dr. Gerald P. Hanson y Dr. Philip E.S. Palmer, siendo personalidades reconocidas internacionalmente por su trabajo con la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Organización Mundial de la Salud (OMS) en los campos de la seguridad radiológica y la radiología, han otorgado los derechos de pre-publicación al Distrito Rotario 6440 y a la OPS para asegurar la disponibilidad inmediata de la información de su trabajo realizado, titulado *“Blindaje contra radiaciones para clínicas y hospitales pequeños con un WHIS-RAD 2013”*, en este trabajo se detallan los cálculos de blindaje para el tamaño mínimo aceptable de una sala de rayos X WHIS-RAD (16 metros cuadrados), utilizando como referencia el Reporte Número 147 (NCRP 2004) del Consejo Nacional para la Protección y Medición de las Radiaciones de los Estados Unidos de América, donde se considera varias situaciones sobre el personal de salud, pacientes, áreas adyacentes y almacenamiento de materiales sensibles a los rayos X. Los cálculos del blindaje fueron hechos para exámenes de rayos X con sistemas película-pantalla, en el rango de velocidad de 100 a 600, dependiendo del examen. Este trabajo propone una gran ayuda a los centros médicos que cuenten con espacios reducidos, es decir, limitada infraestructura pero permitiendo tener este equipo y los estudios que con el mismo se pueden realizar. Los cálculos realizados en este trabajo resultan de vital importancia para las agencias gubernamentales responsables de la protección radiológica. (HANSON & PALMER, 2013, págs. 1-28)

En el año 2012 en la revista EMB CONSTRUCCIÓN, la empresa Knauf de Chile presenta la *“Placa de blindaje para protección radiológica Safeboard®,”* la primera placa de yeso-cartón libre de plomo de tipo DF de acuerdo con DIN EN 520 y DIN 18180 (Resistencia al fuego, aislación al sonido) y con la característica adicional de **blindaje para protección radiológica a rayos X**. La placa Safeboard tiene un núcleo compuesto de yeso y Sulfato de Bario, de color amarillo para facilitar su inspección en obra. Posee un Espesor: 12,5 mm, Ancho: 625 mm, Largo: 2500 mm, se utilizan en establecimientos de salud, hospitales, centros odontológicos, entre otros, cuyos equipos de rayos X tengan una potencia entre 60 y 150 (kVp). Cuenta con el Certificado de Análisis Radiológico de la Comisión Chilena de Energía Nuclear (CCHEN), que valida este sistema de protección radiológica. (KNAUF, 2012, pág. 1)

En el año 2006 los autores S. Fernández Cerezo, P. Ruiz Manzano, M.A. Rivas Ballarín, M. Canellas Anoz, J.A. Font Gómez, A. García Romero, J. Sánchez Jiménez pertenecientes al Servicio de física y protección radiológica del Hospital Clínico Universitario ‘Lozano Blesa’ de Zaragoza – España; presentan en la revista de la sociedad española de protección radiológica “RADIOPROTECCIÓN” en su edición número 48, volumen XIII su trabajo titulado “*Cálculo de blindajes para equipos de radiodiagnóstico: NCRP Report No. 147 frente a la Guía de Seguridad 5.11 del CSN*”, en este trabajo se detalla la comparación de resultados de los espesores de las barreras de protección obtenidas para una sala de radiodiagnóstico empleando la nueva metodología propuesta por NCRP y el método recomendado por la guía de seguridad 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). Concluyendo que los espesores de blindaje obtenidos por el documento de NCRP son notablemente inferiores a los obtenidos por la guía del CSN para todas las barreras calculadas. (FERNANDES, 2006, págs. 22-32)

Justificación

En el Hospital del IESS Riobamba en la sala de radiodiagnóstico médico en sus inicios contó con un solo equipo de rayos X, esto principalmente debido al número de pacientes que eran atendidos, sin embargo, la institución desde el 2005 ha cambiado los equipos de rayos X tanto fijos como los portátiles cinco veces hasta la fecha, debido a la demanda de exámenes de tipo diagnóstico que se realizan en el establecimiento, llegando a realizarse hasta 300 estudios semanalmente.

Para que las salas de radiodiagnóstico se encuentren habilitadas y brinden seguridad al usuario tanto el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) Español como otras entidades de seguridad, desde sus inicios han establecido aspectos de seguridad y protección radiológica para instalaciones médicas de rayos X diagnóstico, siendo estas indispensables para el mantenimiento adecuado de dichas salas, debido a que se establece las características de blindaje de las instalaciones que van a albergar al equipo de rayos X, medidas de protección tanto para el personal como para el público.

Actualmente el uso de las radiaciones con fines médicos se ha incrementado en nuestro país, llegando así a ser de vital importancia en el diagnóstico por imágenes; por tal razón, la implementación de un nuevo equipo de rayos X (debido a la situación del equipo actual, mejora del mismo y la demanda de los estudios de radiología) en el área de Imagenología del Hospital del IESS Riobamba, requiere el cálculo de blindaje de las barreras de protección de la sala que albergará el equipo de Radiología Digital *EcoRay*, lo cual permitirá disminuir la exposición

innecesaria a la radiación ionizante tanto del público como del personal ocupacionalmente expuesto, debido a las labores que en dicha instalación se realizan.

Un correcto blindaje de la sala que alberga un equipo de radiología diagnóstica permitirá que las radiaciones ionizantes dejen de ser un peligro externo, evitando el riesgo de efectos adversos en la salud a largo plazo por acumulación de dosis, también fomentará la protección y seguridad radiológica en los lugares de trabajo donde está inmersa la utilización de radiaciones ionizantes.

El cálculo de blindaje y su implementación además de aportar a disminuir la exposición a las radiaciones ionizantes es necesario para cumplir con la normativa para obtener la autorización de funcionamiento de la sala, debido a que se encuentra establecido como uno de los requisitos para la extensión de licencia institucional y permiso de operación de las instalaciones de Rayos X por parte de la autoridad reguladora nacional (Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares), por tanto, el hospital del IESS Riobamba necesita dicho cálculo.

Por lo descrito en el párrafo anterior, el presente trabajo tiene un valor social puesto que al contar la instalación con los permisos de funcionamiento brindará la posibilidad de realizar los estudios de rayos X en una sala que otorgue las garantías necesarias desde el punto de vista radiológico, beneficiando principalmente a los afiliados al Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS), quienes seguirán contando con este servicio; y al personal que labora en dicho lugar garantizando que no se encuentra sobreexpuesto a la radiación.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Calcular el blindaje para la sala que albergará al nuevo equipo de Radiología Digital EcoRay del Hospital IESS Riobamba.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1.** Establecer las características técnico-operacionales del equipo de Radiología Digital EcoRay a ser adquirido e instalado en el Hospital IESS Riobamba.
- 2.** Analizar los protocolos y normativas existentes para el cálculo de blindaje y la seguridad radiológica de las salas de radiología.

3. Calcular el blindaje de las diferentes barreras de protección que conforman la sala que alojara al nuevo equipo de Radiología Digital EcoRay del Hospital IESS Riobamba, cumpliendo con los requisitos de Seguridad y Protección Radiológica establecidas por la autoridad competente.

HIPÓTESIS

El cálculo de blindaje para la sala que albergará al nuevo equipo de Radiología Digital EcoRay del Hospital IESS Riobamba permite dar cumplimiento a la normativa nacional e internacional de seguridad radiológica.

CAPÍTULO I

1 MARCO TEÓRICO

1.1 Fundamentación teórica de la física de radiaciones

1.1.1 *Generación de rayos x*

La producción de los rayos X se genera gracias a la generación de un haz de electrones procedentes de una fuente artificial que serán acelerados a altas velocidades, los mismos que impactan contra un blanco de alto número atómico.

El haz de electrones al llegar al blanco interaccionan con los electrones orbitales así como con el campo nuclear de los átomos del blanco produciendo una conversión de la energía cinética de los electrones en energía térmica (calor) y en energía electromagnética (rayos X). (STEWART, 1995, págs. 145-156)

Producción de Rayos X

Los rayos X son ondas electromagnéticas ionizantes de origen no nuclear. Se obtienen cuando un haz de electrones acelerados se hace incidir sobre una estructura atómica. La interacción entre los electrones y los átomos viene precedida por fuerzas coulombianas que se ejercen entre las partículas cargadas eléctricamente. (POBLET, 1988, págs. 125-137)

Existen dos tipos de interacción entre los electrones incidentes y los átomos de la materia para que se pueda originar los rayos X.

▪ **Radiación de Frenado**

Un electrón, con carga negativa, al pasar por las proximidades de un núcleo atómico con carga positiva puede quedar frenado de su trayectoria por interacción Coulombiana disminuyendo su energía cinética. La energía cinética perdida por el electrón se puede emitir en forma de un fotón de rayos X de frenado o “Bremsstrahlung”. La energía de los fotones de frenado tiene valores

comprendidos entre cero y la energía cinética máxima que transporta el electrón al producirse la colisión. (BAÑOS & LÓPEZ, 2003, págs. 26-29)

▪ Radiación Característica

La interacción entre el electrón incidente y los electrones orbitales, generan como consecuencia que debido a las fuerzas repulsivas el electrón orbital sea arrancado de su orbital y el electrón incidente sea desviado. El espacio dejado en el orbital es llenado por un electrón de una capa superior debido a un salto espontáneo, lo que genera la emisión de una radiación electromagnética característica propia de la sustancia utilizada. Este tipo de interacción implica una serie de fotones con energías perfectamente cuantizadas. Forma así la radiación característica misma que constituye el espectro discontinuo de los rayos X. (POBLET, 1988, pág. 126).

1.1.1.1 Tipos de haces de Radiación

La radiación primaria se genera por el haz emitido desde la ventana del equipo de rayos X, la cual será utilizada en los procedimientos requeridos. La radiación secundaria se produce directamente por la interacción del haz primario con cualquier átomo o molécula (aire, paciente, camilla, entre otros) que se interponga en su trayecto; ésta radiación secundaria no constituye el haz primario, por lo que puede poseer diferente dirección al mismo, la cual constituye la radiación dispersa como se puede ver en la figura 1.1. En la radiación secundaria influyen tres factores: el espesor del paciente, el kilovoltaje aplicando y el tamaño de campo, los dos últimos pueden ser controlados por el operador. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA, 2011, págs. 54-55)

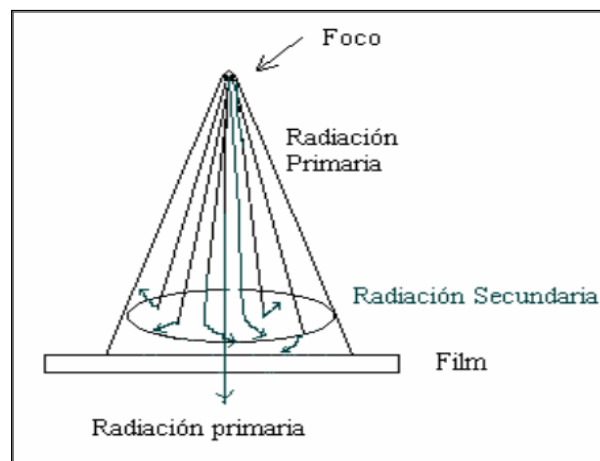


Figura 1- 1: Radiación Primaria y secundaria

Fuente: (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA, 2011, pág. 54)

La radiación de fuga es aquella que se desprende desde la cubierta protectora del tubo de rayos X, esta radiación no forma parte del haz útil y es dispersada en todas las direcciones por efecto Compton. Ver figura 2.1.

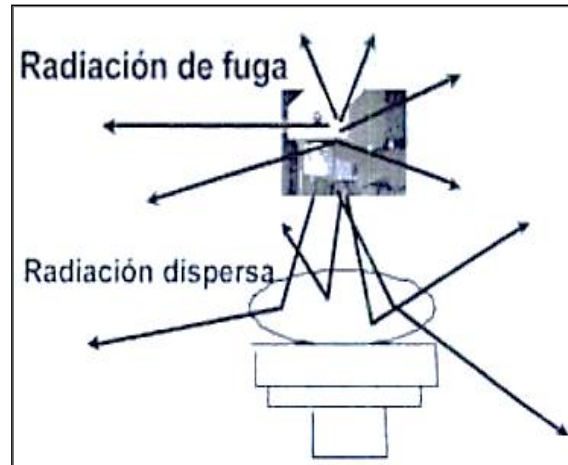


Figura 2- 1: Radiación de Fuga y Radiación Dispersa
Fuente: (BAÑOS & LÓPEZ, 2003, pág. 76)

1.2 Interacción de los rayos X con la materia

Las interacciones de los fotones y partículas al incidir sobre la materia, lo hacen sobre los núcleos y los electrones atómicos.

Existen mecanismos básicos a través de los cuales los rayos X interaccionan a esos diversos niveles estructurales: Dispersión clásica o Thomson, efecto Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares, dispersión de Rayleigh y fotodesintegración (mayor importancia efecto Compton y fotoeléctrico debido a que son energías a las que se trabajan en radiodiagnóstico. (STEWART, 1995, pág. 172)

1.2.1 Dispersión Clásica

Los rayos X de energía baja, pueden interaccionar con la materia mediante dispersión clásica o conocida también como dispersión Thomson, generada al interaccionar el fotón incidente con un átomo del blanco haciendo que se excite. El átomo del blanco libera inmediatamente ese exceso de energía como un fotón secundario o disperso, con longitud de onda igual a la del rayo incidente y por tanto con la misma energía. La dirección del fotón secundario es distinta a la del fotón incidente produciendo un cambio en la dirección de los rayos X, sin que variara su energía. (STEWART, 1995, págs. 173-174)

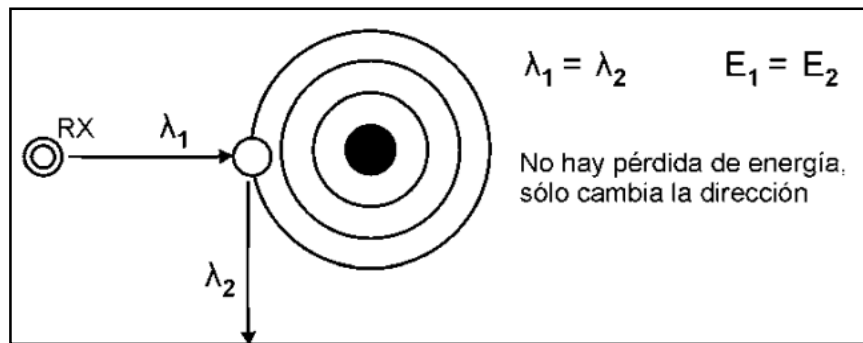


Figura 3- 1: Dispersión Clásica o Thompson
Fuente: (GIL, 2006, pág. 419)

1.2.2 Efecto Compton

Se trata de una interacción que se produce entre un fotón incidente con un electrón que mayoritariamente es de las capas externas del átomo debido a su poca fuerza de ligadura, el resultado, es la creación de un electrón y un fotón de rayos X dispersado, con una división de energía entre los dos que está en dependencia del ángulo de dispersión. (BAÑOS & LÓPEZ, 2003, págs. 31-32)

En el medio absorbente, en cada una de las colisiones, en términos generales se confiere más energía a los electrones que aquella correspondiente a su energía de ligadura que los mantiene en sus respectivos orbitales. La extracción de los electrones de sus orbitales se genera por procesos de ionización y/o excitación. (BAÑOS & LÓPEZ, 2003, págs. 31-32)

Como consecuencia de esta interacción Compton, dentro de la Protección Radiológica suceden dos situaciones de interés.

En primer lugar, el fotón de radiación incidente no es absorbido, sino que continua su trayectoria tras múltiples colisiones que le provocan múltiples desviaciones de su trayectoria, ello dará lugar a la radiación dispersa que disminuirá la calidad de la imagen radiológica y/o provocará el riesgo de irradiación del personal que se encuentre dentro de la sala durante la exploración radiológica. (BAÑOS & LÓPEZ, 2003, págs. 32-35)

Como segundo punto a considerar, se producirán múltiples ionizaciones en los átomos del tejido del paciente al absorberse parte de la energía de estos fotones tan energéticos; y que son la base de las teorías por las que se explican los efectos biológicos por la radiación ionizante. (BAÑOS & LÓPEZ, 2003, págs. 34-35)

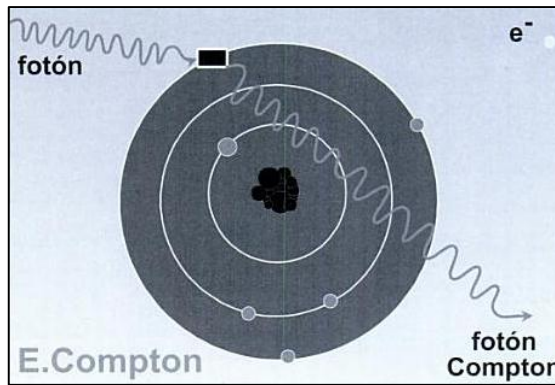


Figura 4- 1: Efecto Compton
 Fuente: (BAÑOS & LÓPEZ, 2003, pág. 32)

1.2.3 Efecto Fotoeléctrico

Durante la producción del efecto fotoeléctrico tiene lugar una colisión entre un fotón de radiación incidente y un electrón de una capa interna del átomo del material absorbente. En esta interacción, el fotón incidente de energía ($h\nu$) cede toda su energía cinética al electrón atómico. (ATTIX, 1986, págs. 138-146)

La energía cinética de este fotoelectrón está dada por la energía del fotón incidente ($h\nu$) menos la energía de enlace del electrón de la capa original (E_b).

$$E_o = h\nu - E_b$$

La vacancia creada en la capa electrónica como resultado de la emisión del fotoelectrón es rápidamente llenada por reordenamiento electrónico, generándose en el proceso un Rayo X característico.

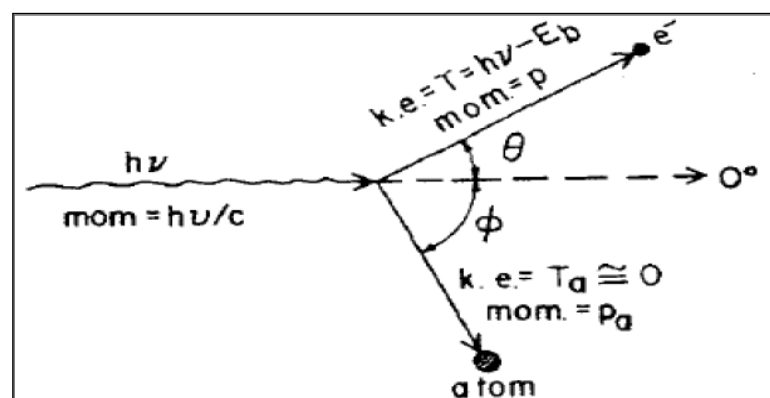


Figura 5- 1: Efecto Fotoeléctrico
 Fuente: (ATTIX, 1986, pág. 138).

1.2.4 Producción de pares

La vacancia creada en la capa electrónica como resultado de la emisión del fotoelectrón es rápidamente llenada por reordenamiento electrónico, generándose en el proceso un Rayo X característico. (ATTIX, 1986, págs. 146-150)

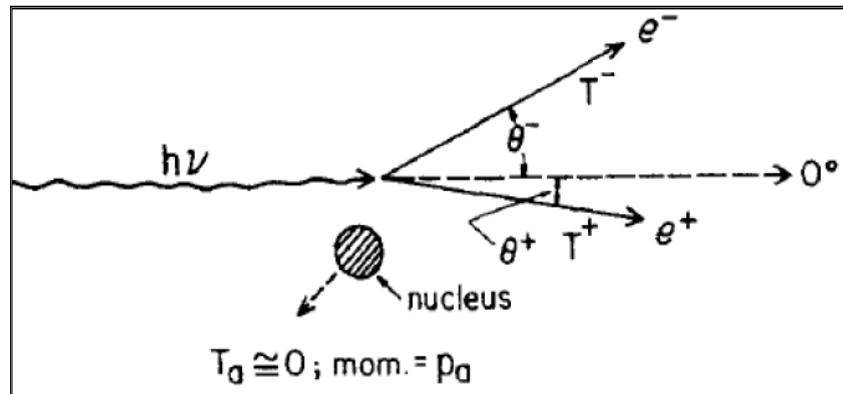


Figura 6- 1: Producción de pares

Fuente: (ATTIX, 1986, pág. 148)

Consecuentemente, los fotones con energías menores que 1.022 MeV no van a interactuar por producción de pares; en cambio, si la energía es mayor que 1.022 MeV, el exceso de energía sobre este valor es adquirida por el electrón y el positrón en forma de energía cinética.

De las dos partículas producidas, electrón y positrón, el electrón se une a cualquier átomo vecino llenando un hueco existente en el mismo, mientras que el positrón hallará otro electrón en su camino y se aniquilarán, dando lugar a un par de fotones de aniquilación.

1.2.5 Dispersión de Rayleigh

La dispersión de Rayleigh se genera principalmente con los rayos X de muy baja energía, como las usadas en mamografía (15 a 30 kV). Durante este fenómeno, el fotón no pierde energía debido a que estos fotones son dispersados elásticamente por electrones atómicos fuertemente ligados, sin excitar el átomo y el ángulo de dispersión es relativamente pequeño, con lo que tomándose en cuenta que no se produce transferencia de energía al medio, su interés en este caso es despreciable. (ATTIX, 1986, págs. 153-154).

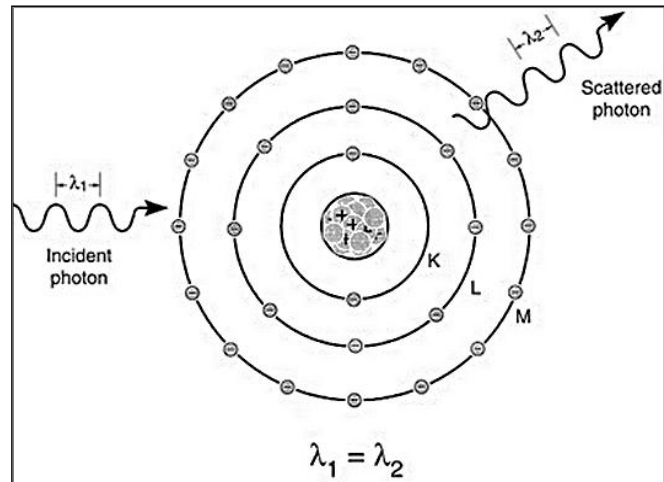


Figura 7- 1: Dispersión de Rayleigh

Fuente: (Escobar, 2007, pág. 25)

1.2.6 Fotodesintegración

Los fotones de rayos X de energía superior a 10 MeV puede escapar a la interacción con los electrones y con el campo electrostático nuclear y ser absorbidos directamente por el núcleo. Cuando así sucede el núcleo es elevado a un estado de excitación y emite instantáneamente un nucleón u otro fragmento nuclear, sin embargo, en este caso carece de importancia en radiología diagnóstica ya que no se trabaja a estos valores de energías. (STEWART, 1995, págs. 180-184)

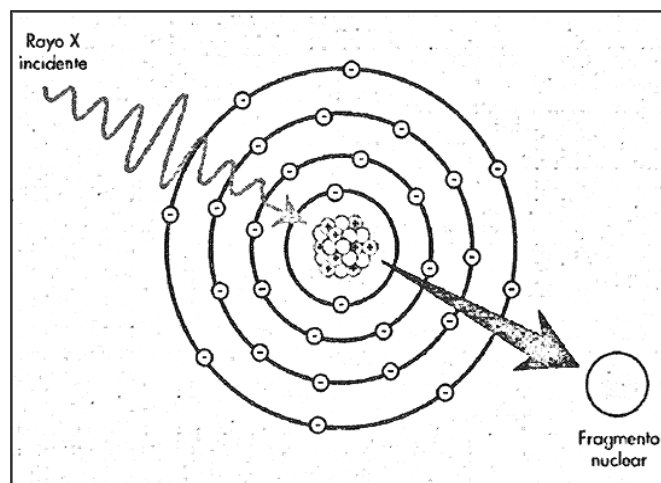


Figura 8- 1: Fotodesintegración

Fuente: (STEWART, 1995, pág. 181)

De las seis formas especificadas anteriormente en las que un rayo X puede interactuar con la materia, únicamente dos tienen especial importancia en radiología diagnóstica como es: el efecto Compton y el efecto Fotoeléctrico.

1.3 Atenuación de los rayos X

Cuando el haz de rayos X incide sobre cualquier tipo de material absorbente, los rayos X pueden interactuar con los átomos del material. Esta radiación indirectamente ionizante pierde su energía a través de un número relativamente pequeño de interacciones en comparación con el número de interacciones que se originan en el caso de las partículas cargadas (electrones). (ATTIX, 1986, págs. 38-40).

1.3.1 Atenuación Exponencial Simple

Al considerar que se envía un haz de rayos X o gamma monoenergético que incide perpendicularmente de intensidad N_0 (número de fotones) sobre una placa plana de material de espesor L , como se puede ver en la figura 9- 1. Al contacto con el material el haz será atenuado tanto por procesos de absorción, dispersión o radiación secundaria llegando al detector solo la cantidad de N_L fotones, el cual es menor que N_0 . (ATTIX, 1986, pág. 40)

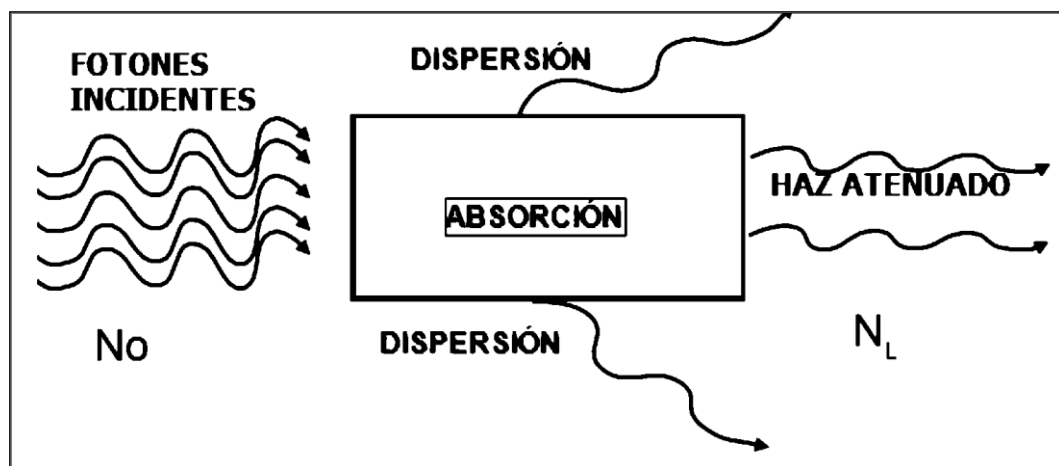


Figura 9- 1: Atenuación Exponencial

Fuente: (YACHAPANTA, 2013, pág. 10)

Considerando a este caso de manera ideal, en el que cada partícula si llegara a interactuar seria completamente absorbida en una interacción única, sin generar ninguna radiación secundaria, de otra manera esta atraviesa el material sin producir cambios en su energía o dirección. Se expresa matemáticamente como:

$$N_L = N_0 e^{-\mu L} \quad [1.1]$$

Teniendo en cuenta que μ es el coeficiente de atenuación lineal que usualmente se encuentra expresada en (cm^{-1}) y simboliza la probabilidad de interacción del fotón con el material.

Los rayos X tienen un alcance fijo en la materia. Su número disminuye en un determinado porcentaje por cada aumento de grosor del material absorbente que atraviesan. (STEWART, 1995, págs. 185-186)

1.3.2 Atenuación Exponencial Múltiple o por Varios Modos de Absorción

Se considera que en este caso existe más de un proceso de absorción, donde cada proceso es totalmente absorbente, es decir, no produce radiación secundaria ni radiación dispersa. Se puede expresar que el coeficiente de atenuación lineal μ es igual a la suma de sus partes: (ATTIX, 1986, págs. 40-42)

$$\mu = \mu_1 + \mu_2 + \dots \quad [1.2]$$

$$1 = \frac{\mu_1}{\mu} + \frac{\mu_2}{\mu} + \dots \quad [1.3]$$

Sustituyendo [1.2] en la ecuación [1.1], tenemos:

$$N_L = N_0(e^{-\mu_1 L})(e^{-\mu_2 L}) \dots \quad [1.4]$$

Demostrándose que el número de partículas N_L que penetran a través del material de espesor L depende del efecto total de todos los procesos de atenuación. (ATTIX, 1986, págs. 41-43).

El número de interacciones generado por cada tipo de proceso está determinado por:

$$\Delta N_x = N_0(1 - e^{-\mu L}) \frac{\mu_x}{\mu} \quad [1.5]$$

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

1.3.3 Magnitudes de la interacción

La caracterización de la interacción de la radiación con la materia se expresa mediante coeficientes que son específicos para cada radiación (tipo y energía), el material con el que interactúan y el tipo de interacción. Las siguientes definiciones permitirán describir dichas interacciones.

▪ **Coefficiente de atenuación lineal másico** $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$

Definido como la fracción de partículas sin carga y sin masa que experimentan interacciones al atravesar una distancia elemental dl en un material atenuador de densidad ρ . Así que, el coeficiente de atenuación másico es independiente de la densidad del medio. (ATTIX, 1986, págs. 45-55).

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{dN}{N\rho dl} \quad \left(\frac{cm^2}{g}, \frac{m^2}{kg}\right) \quad [1.6]$$

A continuación se describe con la respectiva notación el coeficiente de atenuación para cada efecto.

Coefficiente de atenuación másico del efecto Compton $\left(\frac{\sigma}{\rho}\right)$: Es de gran interés ya que forma parte en el efecto que se genera en el rango de energía usado en radiología diagnóstica, siendo importante ya que contribuye con un alto porcentaje al coeficiente de atenuación total. (ATTIX, 1986, págs. 45-55).

El coeficiente de atenuación másico Compton está definido por:

$$\frac{\sigma}{\rho} = N \frac{Z}{A} \sigma_{comp} \quad [1.7]$$

Para los elementos livianos Z/A es aproximadamente un medio y en general varía hasta aproximadamente hasta 0.4 para la mayoría de materiales con una disminución gradual al aumentar Z , especificando así que σ/ρ resulta ser prácticamente independiente de Z . (ATTIX, 1986, págs. 45-55).

Coefficiente de atenuación másico del efecto Fotoeléctrico $\left(\frac{\tau}{\rho}\right)$: Es proporcional a $Z^3 / (h\nu)^3$, donde Z es el número atómico del material atenuador. Contribuye con un porcentaje al coeficiente de atenuación total. (ATTIX, 1986, págs. 45-55).

Coefficiente de atenuación másico de producción de pares $\left(\frac{k}{\rho}\right)$: Es proporcional a Z^2 . (ATTIX, 1986, págs. 45-55).

Coefficiente de atenuación másico de Dispersión de Rayleigh $\left(\frac{\sigma_R}{\rho}\right)$: Es proporcional a $Z / (h\nu)^2$.

Es relevante conocer que los coeficiente lineales y másicos de atenuación dependen de la energía de la radiación y del material atenuador por lo que, difieren de un material a otro. (ATTIX, 1986, págs. 45-55)

- **Coefficiente de atenuación lineal másico total**

El coeficiente total de atenuación másico total es la suma de los coeficientes de cada proceso en unidades de cm^2/g , como: (ATTIX, 1986, págs. 45-55)

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{k}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad [1.8]$$

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

Está definido como la fracción de energía de las partículas incidentes no cargadas y sin masa que es transferida como energía cinética inicial de partículas cargadas, por interacciones al atravesar una distancia dl en un material de densidad ρ . (ATTIX, 1986, págs. 45-55)

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{dE_{tr}}{E\rho Ndl} \quad \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}^{-1}} \right] \quad [1.9]$$

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

Para las partículas ionizantes no cargadas y sin masa, se define como el producto del coeficiente de transferencia másico de energía por $(1-g)$ sabiendo que g es la fracción de la energía de las partículas secundarias que es perdida como radiación de frenado en el material. (ATTIX, 1986, págs. 45-55)

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad \left[\frac{\text{m}^2}{\text{kg}^{-1}} \right] \quad [1.10]$$

1.4 Equipo de rayos X de uso médico

Es una unidad electromecánica en donde ocurren fenómenos físicos para la formación y emisión de la radiación X.

Los rayos X son generados, a través de la desaceleración o la detención súbita de electrones de alta velocidad al bombardear un blanco. (PADILLA A., 2014, págs. 2-4)

Los aparatos de rayos X de diagnóstico se presentan en muchas formas y tamaños los mismos que pueden utilizar tensiones entre 25 y 150 kVp y corrientes de tubo de 25 a 1200 mA: Algunos equipos suelen tener una unidad fluoroscópica con intensificador de imágenes electrónico (STEWART, 1995, págs. 113-115)

1.4.1 Principio físico del equipo de rayos X

Los rayos X, tienen origen gracias a la desaceleración rápida de los electrones muy energéticos al chocar con un blanco. La interacción da lugar a la emisión de radiación electromagnética al interactuar con el blanco, de manera que, el choque produce un espectro continuo de rayos X (a partir de cierta longitud de onda mínima). (STEWART, 1995, págs. 145-147)

La función del equipo de rayos X consiste en proporcionar una intensidad suficiente y controlada del flujo de electrones para producir un haz de rayos X con la cantidad y la calidad deseadas. (STEWART, 1995, págs. 145-147)

La producción de los rayos X se genera en el tubo de rayos X, la misma que puede variar dependiendo de la fuente de electrones.

1.4.2 Componentes del equipo de rayos X

La estructura principal de un equipo de rayos X independientemente de su diseño consta de tres partes importantes: el tubo de rayos X, la consola de control y la sección de alta tensión o generador. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002)

▪ Tubo de rayos X

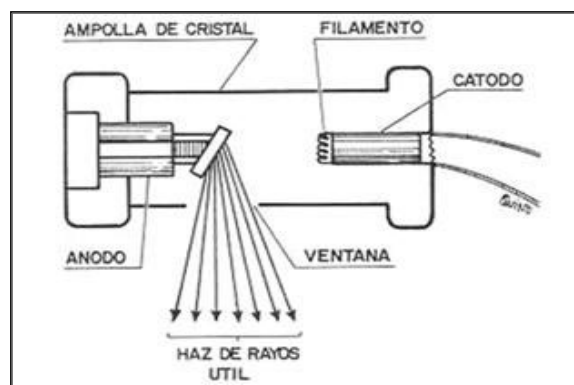


Figura 10-1: Tubo de rayos X
Fuente: (MADRID UNIVERSIDAD COMPLUTENSE, 2011)

El tubo de rayos X en su estructura consta de una ampolla de vidrio la misma que se encuentra al vacío y tiene dos electrodos, que son el ánodo y el cátodo.

Carcasa protectora: El tubo de rayos X, siempre está montado en una carcasa protectora, formada de plomo que proporciona un soporte mecánico al tubo de rayos X, y lo protege frente a un posible daño. Cuando se producen, los rayos X son emitidos con la misma intensidad en todas las direcciones, pero solo se empleamos los emitidos a través de la ventana los mismos que se conocen como haz útil, los restantes que se escapan a través de la carcasa protectora constituyen la radiación de fuga. Las carcasas protectoras de algunos tubos de rayos X, contienen aceite que actúa como aislante térmico o refrigerante. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, págs. 46-49)

Envoltura de cristal: Es una especie de tubo al vacío, los componentes del tubo se encuentran dentro de una envoltura de cristal. Esta envoltura, debe de ser fabricada de un vidrio que pueda soportar el inmenso calor generado. El mantenerse al vacío, hace posible una producción más eficaz de rayos X, y prolonga la vida del tubo. Si estuviera lleno de gas, disminuiría el flujo de electrones que van del cátodo al ánodo, se producirían menos rayos X y se crearía más calor. La ventana del tubo es de un cristal más fino que deja pasar los rayos X. Es un segmento que permite una máxima emisión de rayos X con absorción mínima por la envoltura de cristal Ver Figura 11-1. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, págs. 46-49)

Cátodo: Parte negativa del tubo de rayos X, tiene dos partes principales: el filamento y la copa de enfoque.

- **Filamento:** Es una espiral de alambre que emite electrones al ser calentado. Cuando la corriente que atraviesa el filamento es lo suficientemente intensa, de aproximadamente 4 a 5 Ampere o superior, los electrones de la copa externa del filamento entran en ebullición y son expulsados del filamento, este fenómeno se conoce como emisión termoiónica. Los filamentos suelen estar formados por Tungsteno o Torio. Ver Figura 11-1. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, págs. 46-49)

- **Ánodo:** Es el lado positivo del tubo de rayos X, existen dos tipos: estacionarios y rotatorios. Ver Figura 11-1.

El ánodo tiene tres funciones en el tubo de rayos X:

- 1- Es un conductor eléctrico.
- 2- Proporciona soporte mecánico al blanco.

3- Debe ser un buen conductor térmico.

Blanco: Es el área del ánodo con la que chocan los electrones procedentes del cátodo. En los tubos de ánodo estacionario, el blanco consiste en una pequeña placa de tungsteno que se encuentra encastrado en un bloque de cobre. En los tubos de ánodo rotatorio, el disco que gira es el blanco, generalmente está formado por una aleación de Tungsteno mezclada con Torio, que proporciona una resistencia adicional para soportar el esfuerzo de la rotación rápida. Ver Figura 11- 1. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, pág.48)

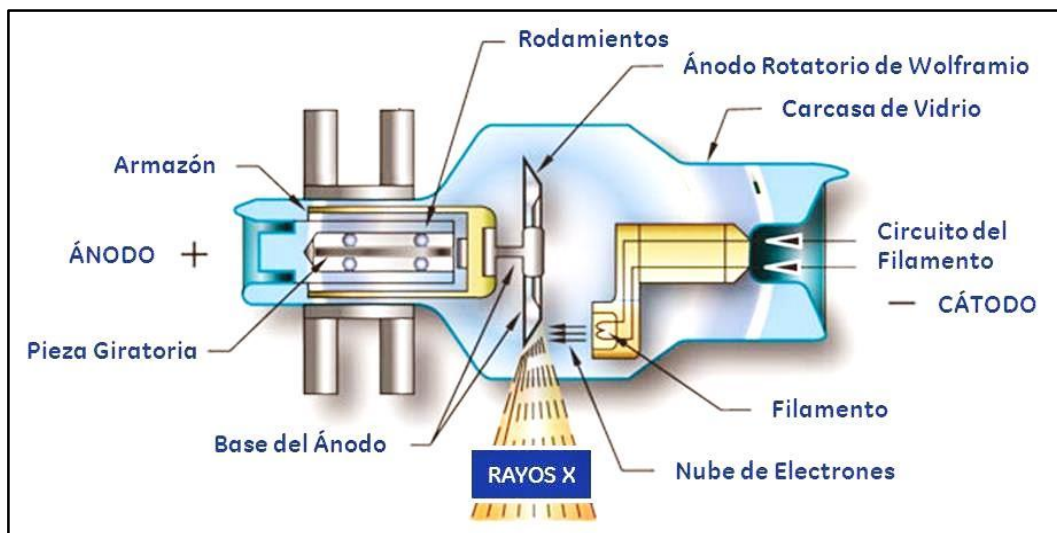


Figura 11- 2: Componentes del tubo de rayos X

Fuente: (FLORES, 2014)

▪ Consola del operador

Permite comprobar la intensidad de la corriente y la tensión del tubo de rayos X de forma que el haz de radiación útil tenga la intensidad y capacidad de penetración apropiada para obtener una radiografía de buena calidad.

En la consola de control se encuentran:

- a. Llave de encendido que pone en funcionamiento los circuitos del aparato.
- b. Un dispositivo selector de miliamperaje, que es el número de electrones o carga que circula por el tubo en la unidad de tiempo y esto influye en la cantidad de fotones de rayos X a los que el paciente es expuesto por segundo. Se mide en miliamperios. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, págs. 46-49)

- c. Un dispositivo para fijar el tiempo de exposición (temporizador). El miliamperaje por el tiempo de exposición constituye (mA.s), que representa la cantidad de fotoelectrones a arrancar y acelerar en el tubo durante el estudio. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, pág. 49)
- d. Un dispositivo selector del kilovoltaje, que es la tensión entre el cátodo y el ánodo, este parámetro influye en la velocidad, energía de los electrones y en la energía de los rayos X. Altos kilovoltajes nos dan altas velocidades de los electrones, fotones muy energéticos, mucha energía o rayos X duros (con elevado poder de penetración). (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, pág. 49)

▪ **Generador de Alta tensión:**

Es la responsable de convertir el voltaje que llega de la red eléctrica en un kilovoltaje con la forma de onda apropiada (hay que cambiar la corriente alterna a continua y elevar su valor).

El generador de alta tensión contiene tres partes principales:

1. Transformador elevador de alta tensión.
2. Transformador de filamento (cátodo), o transformador de baja tensión.
3. Rectificador de ondas.

Todos estos componentes están sumergidos en aceite, debido a que en esta sección de alta tensión se genera algo de calor, con lo que el aceite tiene fines de aislamiento eléctrico. (STEWART, 1995, págs. 126-127) (COMISIÓN CHILENA DE ENERGÍA NUCLEAR, 1997, pág. 49)

1.5 Principios básicos de la Protección Radiológica para instalaciones de radiagnóstico

El sistema de protección radiológica es una herramienta de aplicación que consiste en proporcionar medidas o normas de protección frente a situaciones de exposición tanto de personas como del medio ambiente a la radiación ionizante originada por cualquier fuente, sin tener en cuenta su tamaño y origen. (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), 2007, págs. 71-72)

El objetivo primordial de la protección radiológica consiste en “suministrar un adecuado nivel de protección a las personas y al medio ambiente, de los efectos perjudiciales de la exposición a las radiaciones ionizantes sin limitar indebidamente las prácticas beneficiosas que puedan estar asociadas a tal exposición” ICRP, en su publicación N°103.

También está dirigido a “gestionar y controlar las exposiciones a la radiación ionizante para prevenir los efectos deterministas y reducir los riesgos de los efectos estocásticos tanto individuales como colectivos hasta donde sea razonablemente alcanzable”. (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), 2007, págs. 71-72)

Tomando en cuenta la naturaleza del vínculo entre los individuos y fuente, las exposiciones se clasifican en:

Exposición ocupacional.- Se refiere a todas las exposiciones incurridas por trabajadores a consecuencia de manejar fuentes de radiaciones ionizantes, con excepción de las exposiciones debidas a actividades exentas que involucren niveles de radiación o fuentes exentas; las exposiciones médicas y las debidas al fondo local de origen natural. (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), 2007, págs. 72-73)

Exposición del público.- Exposición incurrida por los miembros del público procedente de fuentes de radiación sin tener ningún beneficio, excepto cualquier exposición ocupacional o médica y la radiación natural local normal. (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), 2007, pág. 73) (INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY., 2011, pág. 17)

Exposición médica.- Exposición incurrida por los pacientes con motivo de su propio diagnóstico o tratamiento médico o por personas distintas que ayudan voluntariamente en el apoyo y el confort de los pacientes no siendo ocupacionalmente expuestas. (NOM-229-SSA1-2002 Mexicana, 2012, pág. 6)

1.5.1 Principios de Protección Radiológica

Los principios de la protección radiológica están enfocados en salvaguardar la integridad de los individuos y medio ambiente contra el detrimento del cual puedan ser sujetos al encontrarse expuestos a la radiación ionizante. Estos principios son:

Justificación de la práctica; está enfocado en que la exposición a una determinada radiación debería producir beneficio al individuo expuesto.

Optimización de la protección radiológica; La probabilidad de encontrarse expuesto a las radiaciones, tanto el número de personas y la magnitud de las dosis individuales deberían estar

sujetas al criterio ALARA², tomando en consideración factores económicos y sociales. Siempre priorizando el beneficio con relación al daño.

Limitación de dosis individual; la exposición de individuos (público o POE³) a fuentes reguladas, no deben exceder los límites recomendados por la autoridad reguladora; para impedir la ocurrencia de efectos determinísticos y limitar los efectos estocásticos. (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), 2007)

Tabla 1- 1: Límites de dosis a exposiciones planificadas

Tipo de límite	Ocupacional	Público
Dosis efectiva	20 mSv por año, promediada en periodos definidos de 5 años	1 mSv en un año
	1mSv en abdomen en caso de mujeres embarazadas	
	5 mSv/año para aprendices o estudiantes mayores de 18 años usando fuentes radiactivas	
Dosis equivalente anual en:		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Piel	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv

Fuente: (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), 2007, pág. 47)

1.5.2 Clasificación de áreas

Está establecida como área controlada y área supervisada o vigilada.

Área controlada: Se denomina a la zona de limitado acceso que se encuentra bajo control e inspección del profesional competente, para impedir altos niveles de contaminación ambiental por radiaciones ionizantes y prevenir exposiciones potenciales en condiciones habituales de trabajo permitiendo dar cumplimiento a una adecuada protección radiológica.

- En el Ecuador el límite de dosis efectiva establecido es 0,4 mSv/sem, es decir 20 mSv/año, que constituye el límite para personal ocupacionalmente expuesto.

² (As Low As Reasonably Achievable) Tan bajo como razonablemente sea posible de alcanzarla.

³ Personal ocupacionalmente expuesto

Área supervisada: Se considera a toda zona aledaña a la sala radiológica, que normalmente no requiere medidas protectoras, pero se encuentra bajo vigilancia.

- El límite de dosis equivalente es 0.02 mSv/ sem (1mSv/año) que constituye el límite para público. (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, pág. 4)

1.5.3 Seguridad Radiológica en instalaciones de radiodiagnóstico

La sala de rayos x y las áreas colindantes deben encontrarse protegidas con el objetivo de evitar una exposición innecesaria permitiendo salvaguardar la salud de los individuos y al medio ambiente.

Las instalaciones de radiología deben cumplir ciertos parámetros, normas y reglamentos para tener una adecuada seguridad radiológica, entre los que tiene:

Disminuir tiempo de exposición.- La dosis absorbida por un individuo que se encuentre trabajando en un área donde existe una determinada intensidad de radiación es directamente proporcional a la cantidad de tiempo que el individuo se encuentre en dicha área, por lo que es relevante tomar en cuenta que una correcta planificación en actividades va ayudar a reducir el tiempo de exposición y por ende la cantidad de dosis. (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, pág. 90).

Ampliar distancia fuente – sitio de interés.- La exposición a la radiación decrece con el incremento de la distancia entre fuente a sitio de interés. La variación de la intensidad de radiación con la distancia es conocida como ley de inverso de los cuadrados de las distancias. "La intensidad de radiación en dos puntos es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de los mismos respecto de la fuente de emisión". (COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA., 2002, pág. 90)

Blindaje entre individuo y fuente de radiación.- Al hablar de blindaje se refiere al material utilizado para atenuar la intensidad de las radiaciones ionizantes al interponerse en entre fuente e individuo.

Para tener una adecuada protección en la sala de radiología es necesario tomar en cuenta que, la sala debe tener barreras con el blindaje necesario tanto en paredes, piso, techo, puertas y ventanas las mismas que sean compatibles con los límites de las dosis vigentes, permitiendo así garantizar que los niveles de dosis se mantengan tan bajos como razonablemente sea posible.

Las barreras existentes en la sala de radiología están creadas para atenuar la radiación producida por el equipo de rayos X, el respectivo espesor de las barreras depende de la posición y ubicación en la que se encuentre con respecto al tubo de rayos X.

1.6 Blindajes empleados para la atenuación de radiación X

En la atenuación de los rayos X es primordial tomar en cuenta que debe ser un material altamente absorbente debido a los procesos de interacción de la radiación con la materia.

Teniendo en cuenta que en cada proceso de interacción estará sujeto a una determinada energía, el material que posea número atómico elevado será idóneo para blindar la sala, generalmente son: planchas de plomo, ladrillo de arcilla, yeso, bloques de cemento, vidrio o material acrílico plomado, entre otros

Mayoritariamente se ha utilizado hojas de plomo en el blindaje de una sala de rayos X de diagnóstico debido a su facilidad de manejo en la instalación y alta atenuación; los espesores de láminas de plomo se encuentran en milímetros y pulgadas.

Otros materiales como el ladrillo de arcilla son utilizados comúnmente para el blindaje. Este material debe ser colocado cuidadosamente ya que pueden llegar a contener vacíos que requerirán consideraciones especiales. Si hay huecos en los bloques o ladrillos que puedan comprometer la capacidad del blindaje de la pared debe rellenárselo adecuadamente.

Para el cálculo del espesor del blindaje de las barreras de protección, es necesario conocer determinados parámetros claves como son: características del equipo a instalar, carga de trabajo semanal, áreas colindantes, dimensiones y ubicación de la sala, entre otros parámetros. (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, págs. 9-10)

CAPÍTULO II

2 METODOLOGÍA

La metodología seguida para la ejecución de este trabajo consta de los siguientes parámetros.

2.1 Determinación de parámetros físicos del equipo y de la sala de radiología

2.1.1 Caracterización del equipo EcoRay

- Características específicas

Sistema detector simple

El detector de panel plano es de selenio y su amplitud es de (17x17 pulgadas), el detector de panel plano y la unidad de procesamiento de imagen digital se combinan con eficacia para crear una imagen de alta calidad. Posee un sistema de autoposicionamiento en el cual el detector está ubicado verticalmente permitiendo la movilidad a una ubicación especificada. (ECORAY Co., 2012, págs. 2-6)

Mesa

Posee un soporte de tubo de piso a techo, tipo de mesa flotante. (ECORAY Co., 2012, págs. 2-6)

Generador de Alta Frecuencia

La energía del generador de alta frecuencia es de 50kw/80kw, el mismo que posee una frecuencia de salida de 100 kHz, su kilovoltaje es de 150 y su miliamperaje de 500, el alcance con respecto a mAs es (0,1-500), permitiendo una exposición de (0,001- 6 segundos).

Tubo de rayos X

La unidad de calefacción del ánodo es de 140 KHU, el punto focal del tubo es de (1.0/2.0 mm), su angulación corresponde a 16° con un colimador manual. (ECORAY Co., 2012, págs. 2-6)

Detector Flat Panel

La unidad de procesamiento de imagen se ejecuta a través del software ECOVIEW, que permite la adquisición de información del paciente desde su servidor, imágenes del detector y las imágenes post-proceso, permitiendo enviar imágenes a un servidor PACS del hospital. (ECORAY Co., 2012, págs. 2-6)

El detector Flat panel es de tipo matriz TFT de silicio amorfo (a-Si TFT), el cual posee una resolución de $(3,072 \times 3,072 \equiv 9,4)$, cuyo tamaño de pixel es $(143 \mu\text{m} \times 143\mu\text{m})$, permitiendo una área de detección de $(439 \times 439 \text{ mm} \equiv (17 \times 17 \text{ in}))$, su voltaje se encuentra de entre los 90 y 240 V o su equivalente de 50-60 Hz y su consumo de energía máximo es de 35 Voltiamperios (VA). (ECORAY Co., 2012, págs. 2-6)

2.1.2 Particularidades de la instalación

La instalación que albergará al equipo de radiología digital EcoRay se encuentra en el segundo piso del Hospital del IESS Riobamba la misma que se encuentra rodeada de cinco dependencias, Ver Figura 1-2; la radiación no se encuentra constantemente presente ya que solo se produce durante la toma de un examen.

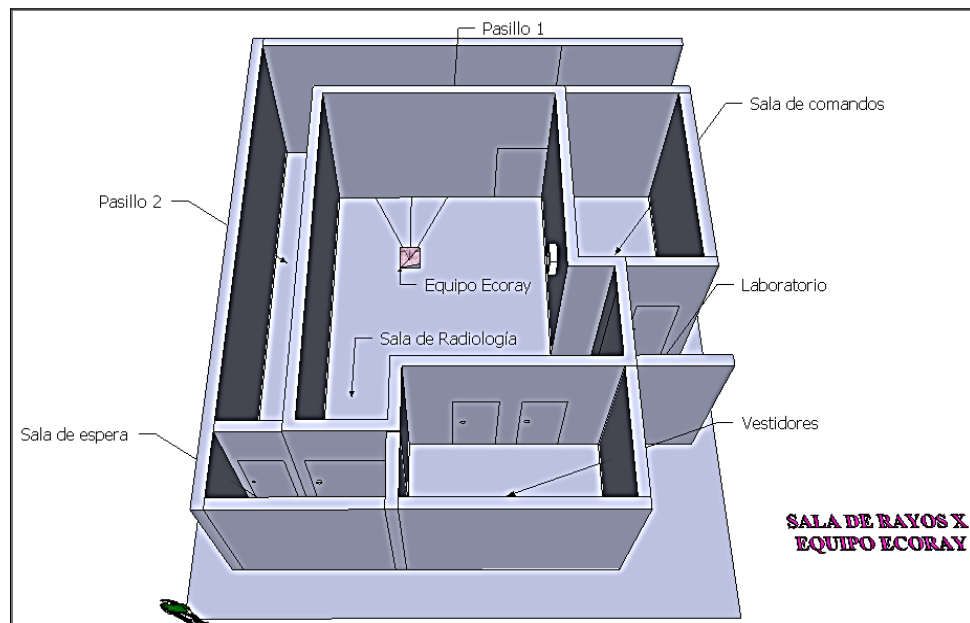


Figura 1- 2: Sala de Radiología Hospital del IESS Riobamba
Realizado por: Paulina Morocho B.

La instalación tiene ciertas particularidades con respecto a sus dimensiones ver Tabla 1-2:

Tabla 1- 2: Característica físicas de la instalación

Longitudes	Medidas
Largo	6,98 m
Ancho	5,32 m
Altura	3,41 m

Realizado por: Paulina Morocho B.

2.2 Determinación de protocolos instituidos para el Cálculo de Blindaje para salas de radiología

Instituciones internacionales que han generado protocolos para cálculo de blindaje contra radiaciones ionizantes.

2.2.1 Concejo de Seguridad Nuclear (CSN) español

El Consejo de Seguridad Nuclear de España desde sus inicios en 1976 es una entidad de Derecho Público, independiente de la Administración General del Estado, este organismo es competente en materia de seguridad nuclear y protección radiológica. (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, págs. 6-7)

El CSN se encuentra encargado de múltiples funciones como el vigilar al medio ambiente de la radiactividad ambiental, conceder licencias al personal que operan en instalaciones radiactivas y nucleares, controlar y vigilar el correcto funcionamiento de las instalaciones puesto que propone una reglamentación y normativa tanto en instalaciones radiactivas como nucleares, dedicadas a usos médicos, industriales o de investigación.

Su misión es proteger al medio ambiente, a los trabajadores y a la población de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes, consiguiendo que las instalaciones nucleares y radiactivas sean operadas por los titulares de forma segura, y estableciendo las medidas de prevención y corrección frente a emergencias radiológicas, cualquiera que sea su origen. (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 5)

▪ Guía de Seguridad N^o 5.11 (Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico)

La Guía de Seguridad N^o 5.11 del CSN posee como objetivo el recomendar requisitos técnicos

generales aplicables a las fases de edificación, diseño, pruebas de aceptación y funcionamiento de las instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico, orientados a que en cada una de las fases se añadan los criterios de seguridad nuclear, garantía de calidad y de protección radiológica necesaria para otorgar un beneficio a la sociedad, disminuyendo el detrimento radiológico. (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, págs. 1-25).

En la guía de seguridad 5.11 cita información correspondiente a normativa vigente para obtener el permiso de funcionamiento de instalaciones radiológicas, dentro del cual se debe conocer con claridad la clasificación de áreas de trabajo y áreas colindantes, factores de ocupación de las zonas, las características de los materiales para la construcción de muros, piso y techo y el personal a proteger.

2.2.2 *National Council On Radiation Protection & Measurements (NCRP)*

Organismo creado desde 1964 por el Congreso de Estados Unidos, el cual se encuentra enmarcado en recolectar, examinar y desarrollar textos que proporcionen medidas de aplicación para la protección radiológica tanto para radiación ionizante como no ionizante.

El NCRP por sus múltiples publicaciones es uno de los más utilizados ya que genera un direccionamiento hacia una correcta manipulación del equipo así como del uso que a la radiación se le dará, ya que posee las normas y estatutos actualizados en relación con la protección contra las radiaciones.

El reporte vigente y recomendado para el cálculo de blindaje en instalaciones de rayos X es el NCRP N° 147 (2004), el mismo que sustituye a las recomendaciones expuestas en el reporte NCRP N° 49 (1976).

2.2.3 *International Atomic Energy Agency (IAEA)*

La (IAEA) fue instituida en el año de 1957 como organización de colaboración mundial en el ámbito nuclear, su sede está instaurada en Viena.

Su misión está enmarcada en asegurar, vigilar, salvaguardar y verificar que el uso de la ciencia y tecnología se desarrollen con fines pacíficos, a la vez que presenta su objetivo principal “Acelerar y aumentar la contribución de la energía atómica a la salud, paz y prosperidad en todo el mundo” (INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY., 2011, págs. 1-3)

Brinda direccionamiento a estados miembros de la organización de las naciones unidas en aspectos de planificación, uso de la ciencia y tecnologías nucleares, a la vez que verifica que cumplan con los compromisos adquiridos para el uso de material e instalaciones nucleares.

Establece normas, protocolos y reglamentos de protección radiológica y seguridad nuclear aplicables en cualquier ámbito en el que se utilicen radiaciones.

▪ **Cálculo de blindajes para equipos de radiodiagnóstico: NCRP Reporte No. 147 frente a la Guía de Seguridad 5.11 del CSN**

Este documento publicado por (IAEA) expresa una comparación de métodos utilizados tanto por un reporte de NCRP y el CSN para el cálculo de blindaje de equipos de radiodiagnóstico en salas convencionales.

De acuerdo con documento el método del cálculo dará la seguridad en la construcción, diseño, blindaje y montaje del equipo en salas de radiodiagnóstico. (FERNANDEZ, y otros, 2006, págs. 22-27)

2.2.4 American Association of Physicists in Medicine (AAPM)

Organización fundada en 1958 conformada hasta la actualidad por más de 8000 científicos cuya misión es promover la ciencia, la educación y la práctica profesional de la Física Médica; para poder brindar la seguridad y calidad de un procedimiento en imágenes médicas o en radioterapia durante el uso de las radiaciones. (AMERICAN ASSOCIATION of PHYSICISTS IN MEDICINE, 2010)

La AAPM se enfoca principalmente en identificar y mejorar la seguridad del paciente durante el empleo médico de las radiaciones y que el blindaje calculado sea el apropiado para las zonas radioactivas.

2.3 Condiciones, parámetros y ecuaciones establecidos para el cálculo de blindaje de una sala de Radiología Digital utilizados en la guía de seguridad 5.11 del CSN y el reporte 147 del NCRP.

2.3.1 Barreras de protección

Para el cálculo de blindaje se especifica que las barreras se clasifican debidamente en dos tipos:

Barrera Primaria: Barrera de la estructura sobre la cual incide, el haz primario de radiación generado por el equipo de rayos X, generalmente se designa barrera primaria a la pared donde se encuentra el soporte vertical (chest-bucky) y el piso.

Barrera Secundaria: Barrera de la estructura sobre la cual no incide directamente el haz útil de radiación generado por el equipo de rayos X, sino solo incide la radiación dispersa y de fuga.

2.3.2 *Tamaño de campo (S)*

Superficie máxima de campo (17 x 17) (pulg²) donde el haz de radiación se proyecta.

2.4 **Parámetros y ecuaciones para cálculo de blindaje (CSN: Guía de Seguridad N° 5.11)**

2.4.1 *Carga de trabajo (W)*

Medida que determina la cantidad de radiación emitida por el tubo de rayos X, en una semana. Está definida como: la intensidad de corriente en (mA) multiplicada por el tiempo de exposición (min) y dividido para el periodo de tiempo en que se considera la emisión radiación (1 semana) se expresa:

$$W = \frac{mA \cdot t_1}{t} \quad \frac{mA \cdot min}{sem} \quad (2.1)$$

En el caso que la carga de trabajo no puede ser calculada, se establece utilizar la tabla 2 de la Guía de seguridad N° 5.11 la cual se encuentra en (Anexo A) en función de la tensión en (kVp) del equipo.

2.4.2 *Factor de uso (U)*

Fracción de la carga de trabajo durante el cual el haz útil de radiación está dirigido hacia una barrera a proteger que puede ser primaria o secundaria. Generalmente para barreras secundarias el factor de uso utilizado es 1.

Tabla 2- 1: Factores de uso barrera primaria

Factores de uso para barreras primarias en instalaciones de radiodiagnóstico	
Suelo	1
Paredes	1/4
Techo	El requerido para barreras secundarias.

Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 15)

2.4.3 Factor de ocupación (T)

Es el factor que toma en consideración el tiempo que permanecen en las zonas a proteger el personal ocupacionalmente expuesto o el público. (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 16)

Tabla 3- 2: Factores de ocupación

Ocupación Total	T=1
Áreas de trabajo, laboratorios, oficinas, despachos, talleres, tiendas, conserjerías, zonas de recepción y pasillos anchos que permitan colocar mesas o mostradores, cuartos oscuros, viviendas, zonas infantiles, etc.	
Ocupación Parcial	T=1/4
Pasillos estrechos, salas de espera, aparcamientos, ascensores con operador, etc.	
Ocupación Ocasional	T=1/16
Exteriores, aseos, escalera, ascensores automáticos, etc.	

Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 16)

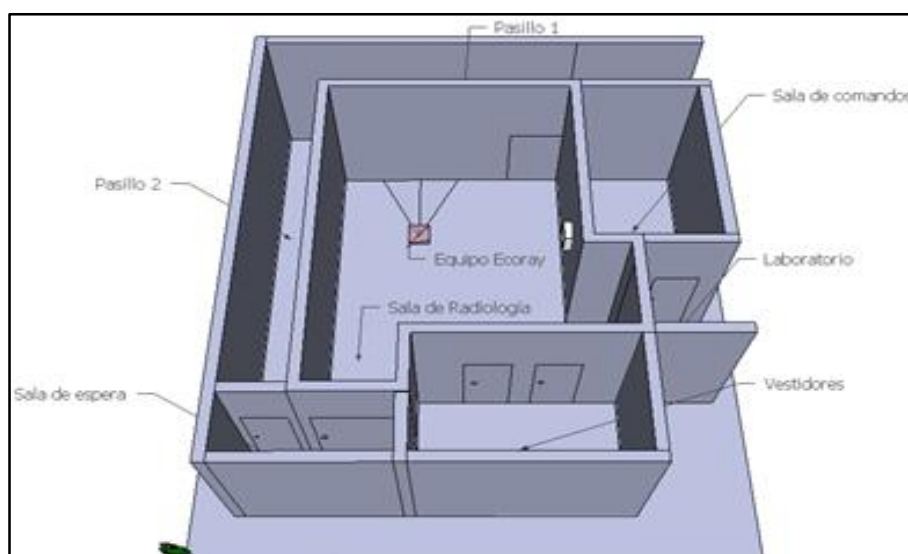


Gráfico 1- 2: Vista superior de áreas colindantes de la sala de radiología IESS-Riobamba

Realizado por: Paulina Morocho B.

2.4.4 Rendimiento (Γ)

En la Guía de seguridad N° 5.11 el rendimiento hace referencia a la dosis equivalente (mSv) que produce un haz a 1 m de distancia sobre un área de 1 metro cuadrado, por cada (mA x min) de carga; este depende directamente de la forma de onda y este valor se puede tomar de la Figura 1 de la guía N° 5.11 del CSN la cual se encuentra en (Anexo D). (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, págs. 16-23) Se expresa:

$$\frac{mSv \cdot m^2}{mA \cdot min} \quad (2.2)$$

2.4.5 Ecuaciones para el cálculo

Conociendo la carga de trabajo y la tasa de dosis a la que el equipo opera se puede determinar los espesores para las barreras requeridas.

2.4.5.1 Barrera Primaria

Para determinar el factor de atenuación (A) se define como:

$$A = \frac{\Gamma \cdot W \cdot U \cdot T}{d^2 \cdot H_w} \quad (2.3)$$

Siendo:

Γ : Rendimiento (mSv.m²/mA.min)

W: Carga de trabajo (mA.min/sem)

U: Factor de uso

T: Factor de ocupación

d: Distancia foco – barrera primaria (m)

H_w: Límite de dosis semanal (mSv), para la zona

- Se trabajará bajo la suposición de que el sitio a proteger se encuentra a 0.30 m posteriores a la barrera señalada.

Conocido el factor de atenuación A se puede deducir el espesor de plomo utilizando las curvas de la Figura 2 de la guía N° 5.11 del CSN la cual se encuentra en (Anexo E), por consiguiente, se

puede determinar el equivalente del espesor de plomo en otros materiales utilizando la Tabla 3 de esta misma guía que se encuentra en (Anexo B).

2.4.5.2 Barrera Secundaria

Está diseñada para proteger a las zonas sobre las cuales no incide directamente el haz de radiación, solo impacta la radiación dispersa y de fuga. Dado que los dos tipos de radiación son diferentes, el espesor del blindaje se calcula por separado.

▪ **Radiación dispersa**

El factor de atenuación para la radiación dispersa se determina teniendo en cuenta que la fuente de radiación es el paciente y la distancia secundaria será desde de ese punto a la zona a proteger; se define como:

$$A = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400 H_w} \quad (2.4)$$

Siendo:

Γ : Rendimiento (mSv.m²/mA.min)

W: Carga de trabajo (mA.min/sem)

T: Factor de ocupación

a⁴: Factor de dispersión (m⁴)

S: Tamaño de campo en (cm²)

d_p: Distancia foco – paciente (m)

d_s: Distancia paciente – barrera secundaria (m)

H_w: Límite de dosis semanal (mSv), para la zona

Conocido el factor de atenuación A se puede deducir el espesor de plomo utilizando las curvas de atenuación de la Figura 2 de la guía N° 5.11 del CSN la cual se encuentra en el (Anexo E).

⁴ Puede considerarse su valor igual a 0.002 m⁴ para un tamaño de campo de 400 cm² sobre la piel del paciente

▪ **Radiación de fuga**

El factor de atenuación necesario para la radiación de fuga se calcula por:

$$A = \frac{f*W*T}{Qh*d_s^2} \quad (\text{Sin dimensiones}) \quad (2.5)$$

Siendo:

f: Factor de corrección de fuga (Que se puede tomar de la figura 3, de la guía N° 5.11 del CSN la cual se encuentra en el Anexo F.

W: Carga de trabajo (mA.min/sem)

T: Factor de ocupación

Qh: Carga máxima que soporta el tubo de rayos X

d_s: Distancia paciente – barrera secundaria (m)

Tabla 4-2: Valores de Qh

Valor de kVp	Intensidad máxima si se mantuviese durante una hora de forma continua (mA)	Valor de Qh en mA.min
100		300
125	4	240
150	3.3	200

Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 18)

A partir del factor de atenuación (A) se puede calcular la barrera secundaria teniendo como base a las CHR⁵ o CDR⁶; como se puede ver en el Anexo C.

▪ El número de capas hemirreductoras (n) se calcula por:

$$n = \frac{\ln A}{0.693} \quad (2.6)$$

El espesor necesario estará dado por: n*CHR (mm).

⁵ Capa Hemirreductora

⁶ Capa decimorreductora

- Para el cálculo de la capa hemirreductora se ejecuta:

$$n' = \log A \quad (2.7)$$

El espesor necesario está dado por, $n' * CDR$ (mm).

Los valores aproximados tanto para CDR y CHR se encuentra en la tabla 4 de la guía N° 5.11 del CSN la cual se encuentra en el Anexo C.

Se debe tomar en cuenta que si los espesores para radiación dispersa y de fuga difieren en más de 1 CDR, se desprecia el menor y si difieren en menos de 1 CDR, se añade 1 CHR al espesor mayor. Obteniendo el espesor correspondiente a barreras secundarias, se puede determinar el equivalente del espesor de plomo en otros materiales utilizando la tabla 3 de la guía N° 5.11 del CSN la cual se encuentra en el Anexo B.

2.5 Parámetros y ecuaciones para cálculo de blindaje (reporte NCRP N° 147)

2.5.1 Carga de trabajo (W)

La carga de trabajo total por semana (W_{tot}), se expresa con el producto de la carga de trabajo normalizado (W_{norm}) por el número promedio de pacientes a la semana.

$$W_{tot} = N * W_{norm} \quad (2.8)$$

En el caso de no conocer uno de los datos, en las tablas (4.2 y 4.3) del protocolo N° 147 del NCRP el cual se encuentra en (Anexo G - H), proporciona distribuciones de la carga de trabajo en función del kVp y según el tipo de instalaciones de imágenes médicas con rayos x respectivamente.

2.5.2 Factor de uso (U)

El valor de U se dependerá del tipo de instalación y la barrera de interés.

Tabla 5-2: Factores de uso de barrera primaria y secundaria NCPR 147

Barrera	Factor de Uso (U)	Tipo de sala
Piso	0.89	Suelo / otras barreras
Pared de tablas cruzadas	0.09	Suelo / otras barreras
Pared	0.02	Suelo / otras barreras
Receptor bucky vertical	1.00	Bucky vertical

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, pág. 43)

2.5.3 Factor de ocupación (T)

Se define como el promedio del tiempo máximo que el individuo se encuentra expuesto al haz de rayos X.

Tabla 6-2: Factores de ocupación NCPR 147

Ubicación	Factor de ocupación (T)
Las oficinas administrativas, laboratorios, farmacias, recepción, salas de espera, los niños en zonas de juegos interiores, salas de comando, salas adyacentes, áreas de lectura, estaciones de enfermería, y otras áreas de trabajo totalmente ocupados por un individuo.	1
Habitaciones utilizadas para exámenes y tratamientos de pacientes.	½
Pasillos, habitaciones de pacientes, salas de estar, salas de descanso para empleados.	1/5
Puertas corredor	1/8
Baños públicos, áreas de venta, áreas desatendidas, zonas al aire libre con asientos, salas de espera sin atención, áreas de espera de pacientes.	1/20
Áreas exteriores de acceso peatonal o vehicular transitorio, estacionamientos desatendidos, ático, escaleras, ascensores sin vigilancia, armarios o porteros.	1/40

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, pág. 31)

2.5.4 Ecuaciones para el cálculo NCRP 147

Tomando en cuenta las dimensiones de la sala de radiología se toman las siguientes ecuaciones para cada barrera.

2.5.4.1 Barrera primaria

Si el haz principal se dirige a la zona a proteger donde:

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 * U * N}{dp^2} \quad \frac{mGy}{semana} \quad (2.9)$$

Siendo:

$K_p(0)$: Kerma en aire semanal primario

K_p^1 : Kerma primario en aire por paciente a 1 m, calculada para una distribución de la carga de trabajo en función de la carga total, tomar de NCRP 147 tabla 4.5 la cual se encuentra en (Anexo I).

U: Factor de uso de la barrera

N: Número de pacientes por semana sometidos a pruebas de rayos X

dp^2 : Distancia foco-paciente

Para determinar el espesor de la barrera primaria ($X_{barrier}$) se utiliza los parámetros de ajuste de transmisión α, β, γ que depende del material y la barrera a calcular para lo cual se toma los valores de la Tabla B.1 del Anexo NCRP 147 la cual se encuentra en el Anexo K.

$$X_{barrier} = \frac{1}{\alpha * \gamma} \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * dp^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (2.10)$$

Siendo:

K_p^1 : Kerma primario en aire por paciente

U: Factor de uso de la barrera

T: Factor de ocupación

N: Número de pacientes por semana sometidos a pruebas de rayos X

dp^2 : Distancia foco-paciente

α, β, γ : Parámetros de ajuste de transmisión

2.5.4.2 Barrera secundaria

Está diseñada para proteger a las zonas sobre las cuales no incide directamente el haz de radiación, sólo impacta la radiación dispersa y de fuga.

$$K_{sec}(0) = \frac{K_{sec}^1 * N}{d_{sec}^2} \quad (2.11)$$

Siendo:

$K_{sec}(0)$: Kerma en aire semanal secundario

K_{sec}^1 : Kerma secundario en aire por paciente a 1 m, calculada para una distribución de la carga de trabajo en función de la carga total, cuyos valores se pueden tomar de la tabla 4.7 del NCRP 147, la cual se encuentra en el Anexo J.

U: Factor de uso de la barrera

N: Número de pacientes por semana sometidos a pruebas de rayos X

d_{sec}^2 : Distancia paciente-barrera secundaria

Para determinar el espesor de la barrera secundaria ($X_{barrier}$) se utiliza los parámetros de ajuste de transmisión α, β, γ que depende del material y la barrera a calcular tomar valor de Tabla C.1 del Anexo NCRP 147 la cual se encuentra en (Anexo L).

$$X_{barrier} = \frac{1}{\alpha * \gamma} \ln \left[\frac{\left(\frac{K_{sec}^1 * U * T * N}{P * d_{sec}^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (2.12)$$

Siendo:

K_{sec}^1 : Kerma secundario en aire por paciente

U: Factor de uso de la barrera

T: Factor de ocupación

N: Número de pacientes por semana sometidos a pruebas de rayos X

d_{sec}^2 : Distancia paciente-barrera secundaria

α, β, γ : Parámetros de ajuste de transmisión.

CAPÍTULO III

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Cálculo de blindaje para el equipo ECORAY aplicando la Guía de seguridad 5.11 del CSN

3.1.1 Pared donde incide el haz de radiación debido a estudio de tórax

3.1.1.1 Barrera "A"

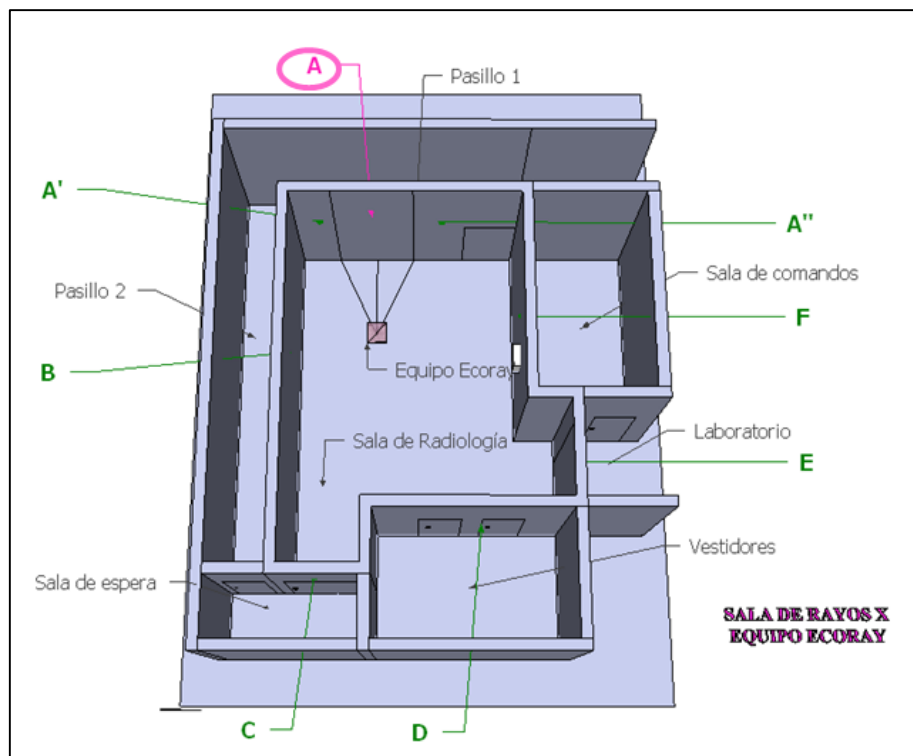


Gráfico 1- 3: Vista superior pared estudio de tórax
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 1-3: Parámetros a aplicar para el cálculo del espesor de la barrera primaria “A” (estudio de tórax)

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1/4	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Distancia foco-barrera	d	1,74	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

$$A = \frac{\Gamma * W * U * T}{d^2 * H_w}$$

$$A = 600,73$$

La obtención del espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN ver Anexo E. La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía anterior mencionada en la tabla 3, como se puede observar en el Anexo B.

Factor de Atenuación	Espesor en Plomo (DIN 6812) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
600,73	1,75	205,56

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 206 mm de ladrillo de arcilla.

3.1.1.2 Estudio de tórax, barrera "A"

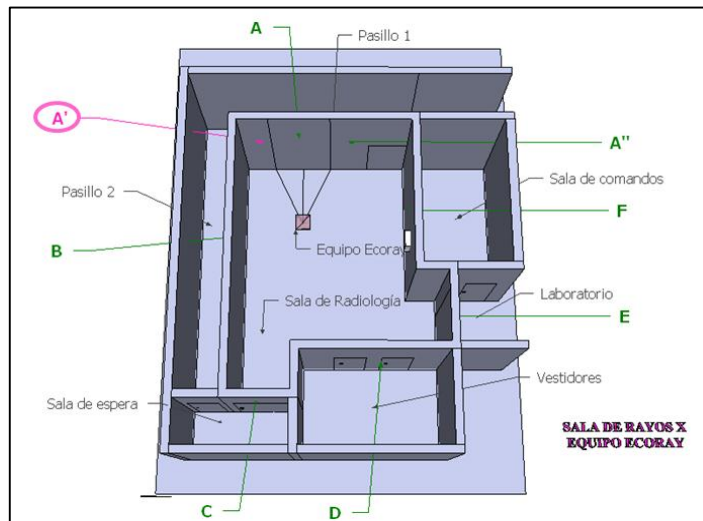


Gráfico 2- 3: Vista superior pared estudio de tórax "A" ”
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 2-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria en la pared de estudio de tórax "A" ”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kV_p	150	
Límite de dosis semanal	H_w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Qh	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-barrera	d	1,74	m
Distancia foco-paciente	d_p	1,11	m
Distancia paciente-barrera	d_s	1,8	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400 H_w}$$

$$F = 17,16$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN ver Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) } (E_{Pb}) = 0,5$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

$$A = 0,011$$

Capas Hemirreductoras

$$n = 6,507$$

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 1,874 \text{ mm}$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación (radiación dispersa y de fuga) que actúan sobre la barrera es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 1,374 > CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb}$$

$$E = 1,874 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor de Plomo (E) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,874	219,35

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 220 mm de ladrillo de arcilla.

3.1.1.3 Estudio de tórax, barrera "A"

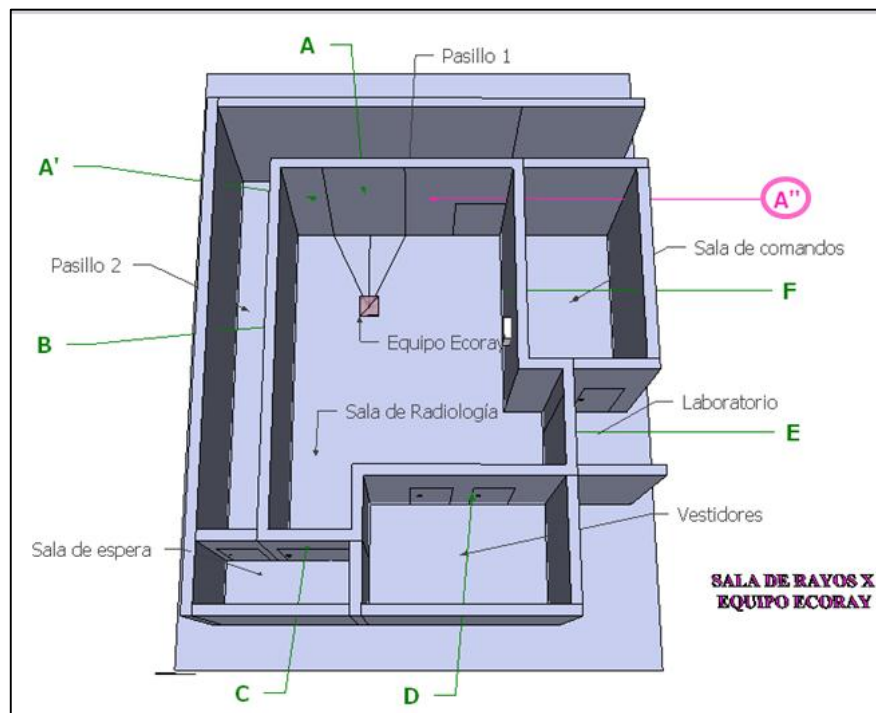


Gráfico 3- 1: Vista superior pared estudio de tórax "A"

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 3-1: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria en el estudio de tórax “ A ” ”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Qh	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-barrera	d	1,74	m
Distancia foco-paciente	d _p	1,11	m
Distancia paciente-barrera	d _s	1,83	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w}$$

$$F = 16,68$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) (E}_{Pb}) = 0,495 \text{ mm}$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

$$A = 0,011$$

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 6,507$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 1,886$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación que actúan sobre la barrera es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 1,391 > CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb}$$

$$E = 1,886 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (E) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,886	220,67

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 221 mm de ladrillo de arcilla.

3.1.2 Pasillo 2, barrera "B"

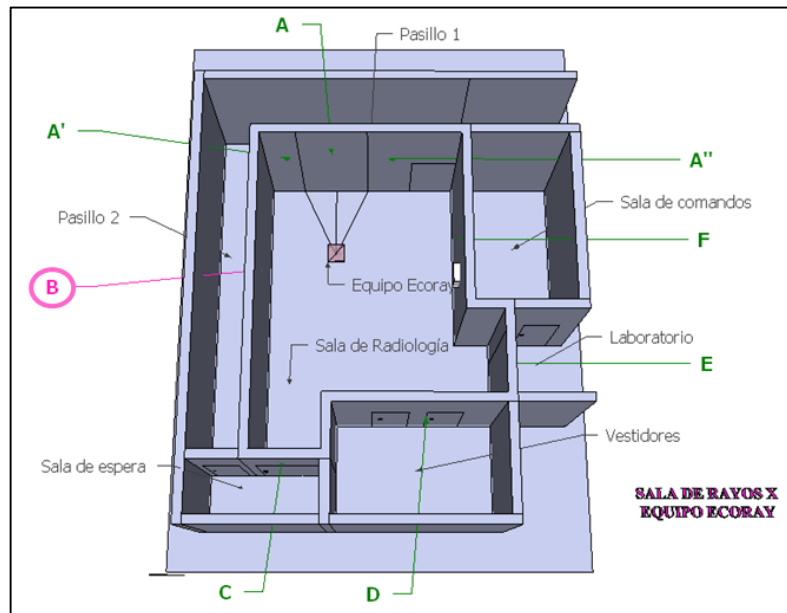


Gráfico 4- 3: Vista superior pasillo 2

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 4-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria del pasillo 2, barrera "B"

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,4	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Q _h	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-paciente	d _p	1	m
Distancia paciente-barrera	d _s	1,6	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w}$$

$$F = 1,29$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) } (E_{Pb}) = 0,025 \text{ mm}$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

$$A = 0,014$$

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 6,159$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 1,790$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación que actúan sobre la barrera es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 1,765 > CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb}$$

$$E = 1,790 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (E) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,790	210,05

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 211 mm de ladrillo de arcilla.

3.1.3 Pared de la sala de espera, barrera "C"

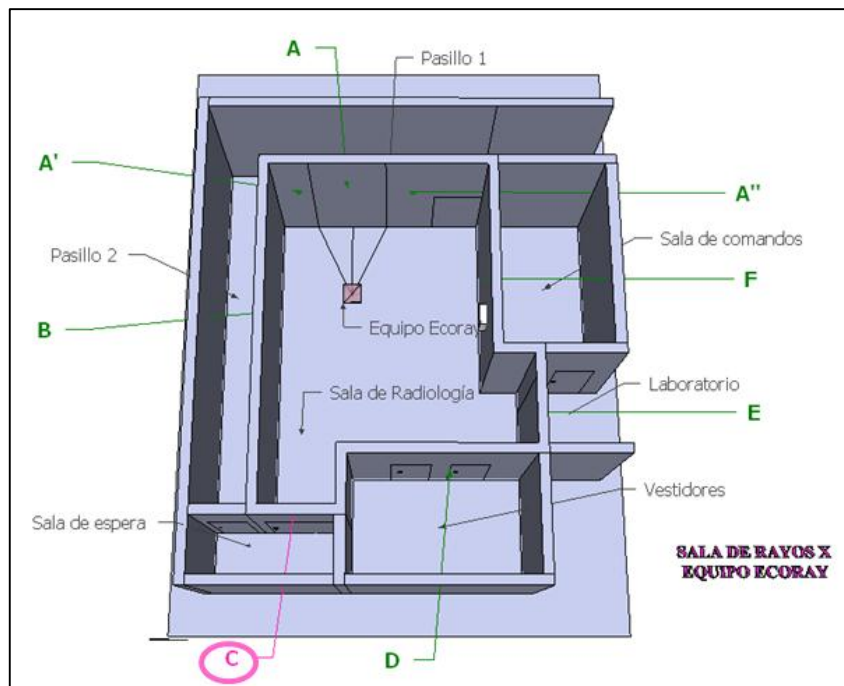


Gráfico 5- 3: Vista superior sala de espera
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 5-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de la sala de espera “C”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Qh	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-paciente	d _p	1	m
Distancia paciente-barrera	d _s	2.94	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w}$$

F = 8, 88

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) (E}_{\text{Pb}}) = 0,325 \text{ mm}$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

A = 0,005

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 7.64$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 2.237$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación que actúan sobre la barrera es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 1,912 > CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb}$$

$$E = 2,237 \text{ mm}$$

Espesor en Plomo (E) (mm)
2.237

Espesor de barrera recomendado:

La puerta que se encuentra en la barrera "C" debe tener un espesor mínimo de 2.5 mm de equivalente en plomo.

3.1.4 Vestidores, barrera "D"

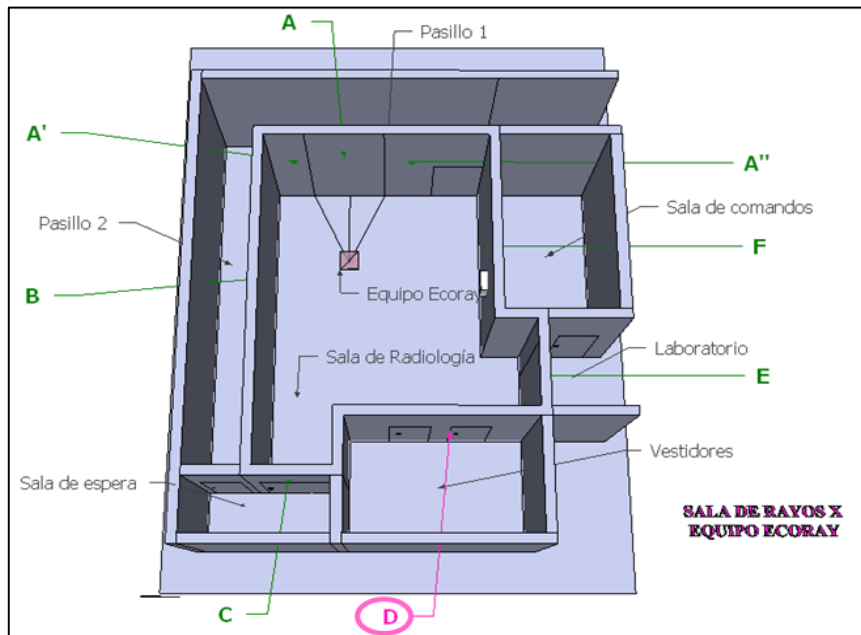


Gráfico 6- 3: Vista superior vestidores
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 6-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de los vestidores, barrera "D"

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Q _h	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-paciente	d _p	1	m
Distancia paciente-barrera	d _s	1,81	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w}$$

$$F = 20,94$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) (E}_{Pb}) = 0,6125$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

$$A = 0,011$$

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 6,478$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 1,878$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación que actúan sobre la barrera es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 1,266 > CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb}$$

$$E = 1,878 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (E) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,878	219,80

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 220 mm de ladrillo de arcilla y en las puertas su equivalente en plomo.

3.1.5 Laboratorio, barrera "E"

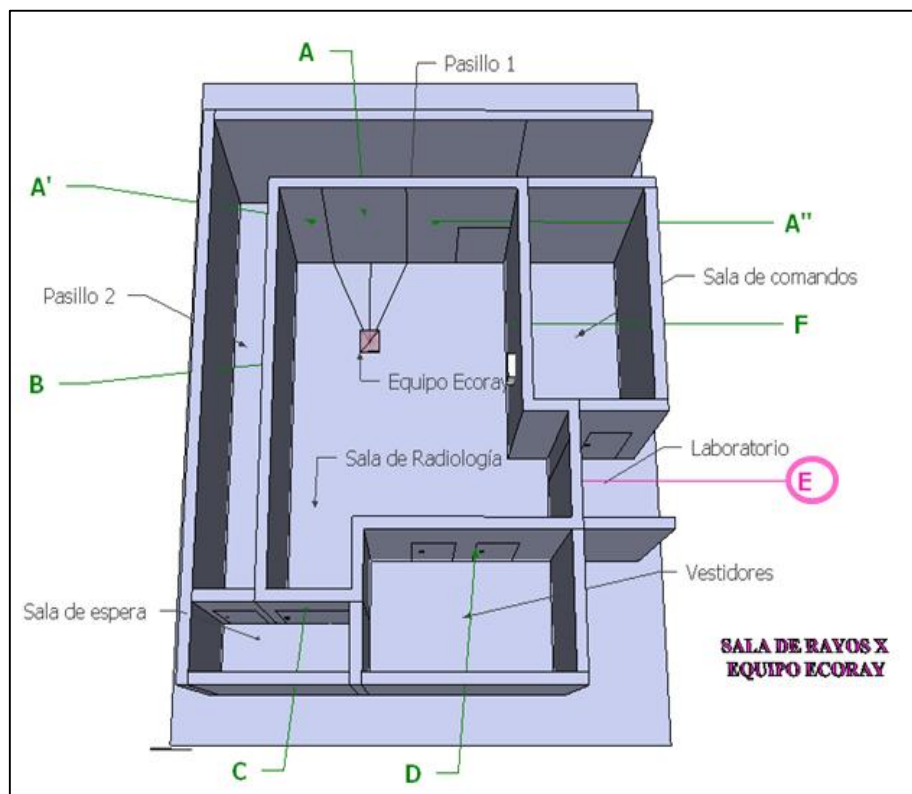


Gráfico 7- 3: Vista superior laboratorio

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 7-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria del laboratorio, barrera “E”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	POE		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,4	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Qh	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-paciente	d _p	1	m
Distancia paciente-barrera	d _s	3,9	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w}$$

F = 1,06

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía anterior mencionada en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) (E}_{Pb}) = 0.0125 \text{ mm}$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

A = 0,011

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 6,464$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 1,874$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación que actúan sobre la barrera es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 1,862 > CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb}$$

$$E = 1,874 \text{ mm}$$

Espesor en Plomo (E) (mm)
1,874

Espesor de barrera recomendado:

La puerta que se encuentra en la barrera "E" debe tener un espesor mínimo de 2 mm de equivalente en plomo.

3.1.6 Sala de comandos, barrera "F"

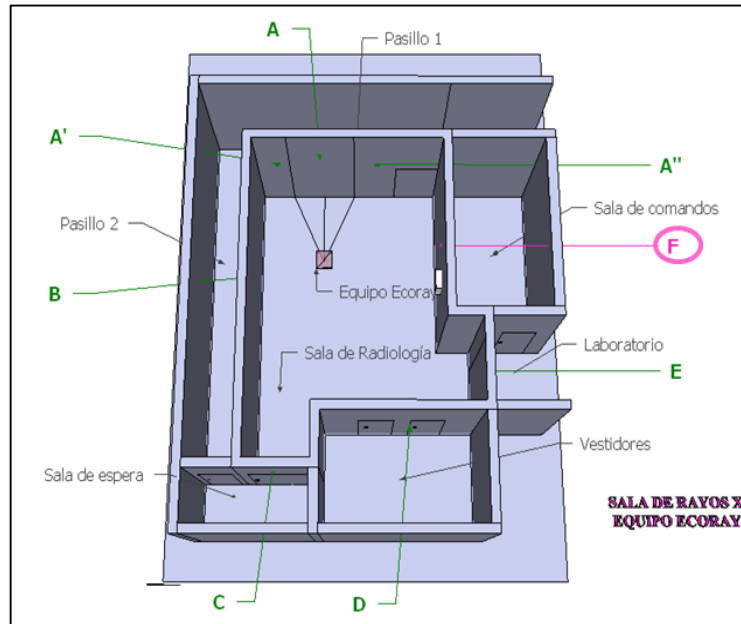


Gráfico 8- 3: Vista superior sala de comandos

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 8-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de la sala de comandos, barrera "F"

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	POE		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,4	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Q _h	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-paciente	d _p	1	m
Distancia paciente-barrera	d _s	2.99	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w}$$

$$F = 1,72$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) (E}_{pb}) = 0,075 \text{ mm}$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

$$A = 0,018$$

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 5,758$$

Espesor necesario:

$$X_{pb} = n * CHR$$

$$X_{pb} = 1,670$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación que actúan sobre la barrera es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{pb} - E_{pb} = 1,595 > CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{pb}$$

$$E = 1,670 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (E) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,670	196,65

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 197 mm de ladrillo de arcilla y en la ventana su equivalente en plomo.

3.1.7 Techo de la sala de radiología

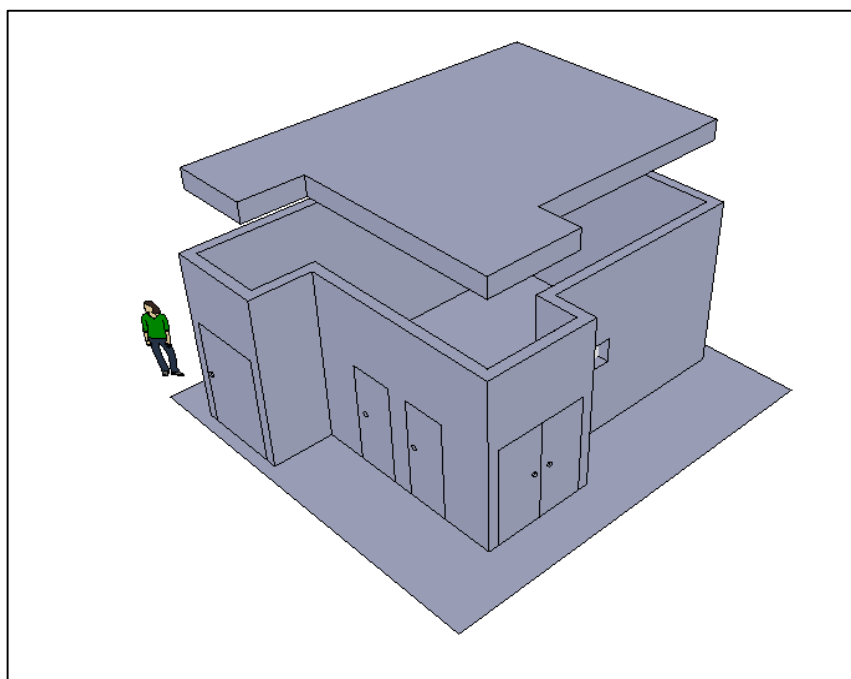


Gráfico 9- 3: Vista superior del techo
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 9-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria del techo de la sala

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Qh	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-paciente	d _p	1	m
Distancia paciente-barrera	d _s	1,64	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w}$$

$$F = 99,08$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) (E}_{pb}) = 1 \text{ mm}$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2}$$

$$A = 0,053$$

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 4,234$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 1,228$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores, de las distintas contribuciones de radiación en esta barrera es menor a una CDR de fuga, se añade una CHR de fuga al espesor mayor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 0.228 < CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb} + CHR = 1,228 + 0,29$$

$$E = 1,518 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (E) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)	Equivalente en hormigón (mm)
1,518	179,76	16,67

Espesor de barrera recomendado:

El techo debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 180 mm de ladrillo de arcilla o a su vez 17 mm de hormigón.

3.1.8 Piso de la sala radiográfica

3.1.8.1 Piso barrera primaria

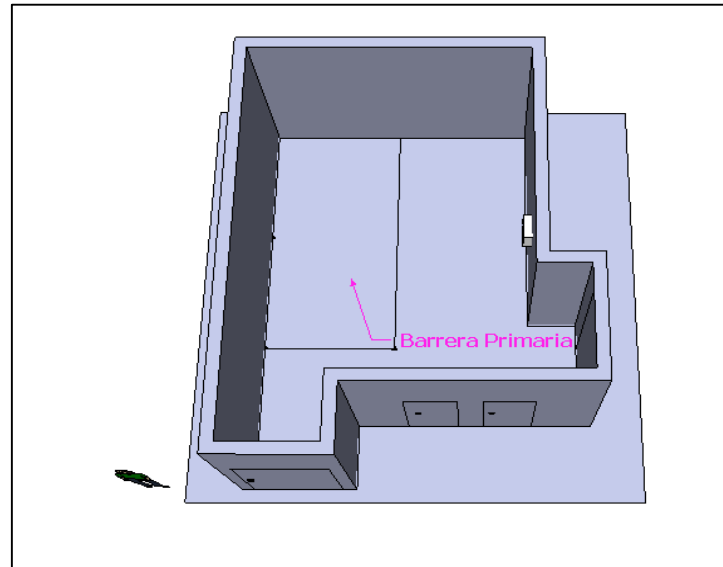


Gráfico 10- 3: Vista superior piso
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 10-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera primaria del piso

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Distancia foco-barrera	d	1,76	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

$$A = \frac{\Gamma * W * U * T}{d^2 * H_w}$$

$$A = 9425,96$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E. La equivalencia de plomo en otros

materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía anterior mencionada en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Factor de Atenuación	Espesor en Plomo (DIN 6812) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)	Equivalente en hormigón (mm)
9425,96	2,75	313,64	31,55

Espesor de barrera recomendado:

El piso de la sala debe tener un espesor mínimo de 3 mm de Pb o 314 mm de ladrillo de arcilla o a su vez 32 mm de hormigón.

3.1.8.2 Piso, barrera secundaria

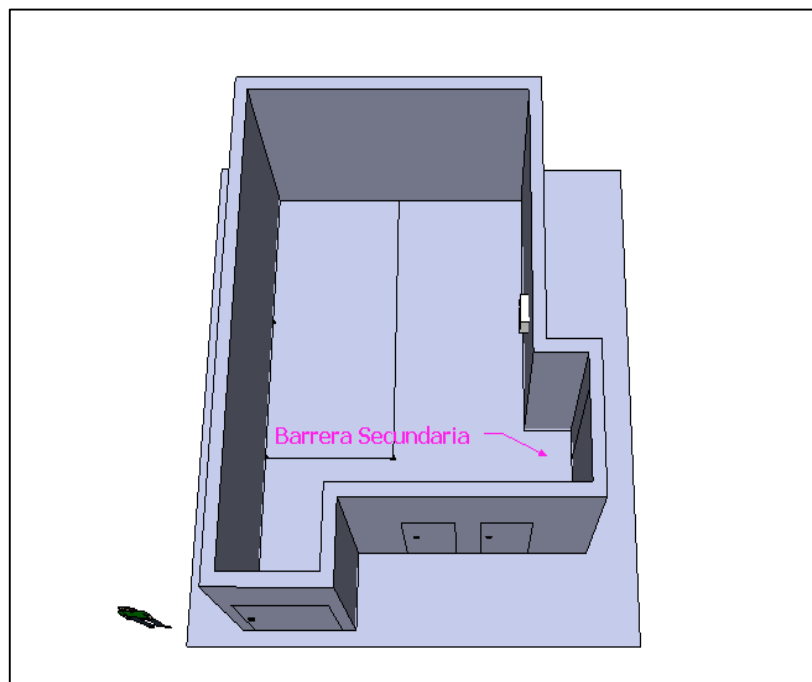


Gráfico 11- 3: Vista superior del piso

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 11-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria del piso

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	H _w	0,02	mSv/sem
Carga de trabajo semanal	W	40	mA.min
Carga máxima fuga	Qh	200	(mA.min)
Rendimiento	Γ	20	mSv. m ² /mA.min
Factor de dispersión	a	0,002	m ⁴
Tamaño de campo	S	1864,5124	cm ²
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora	CHR	0,29	
Capa decimorreductora	CDR	0,96	
Distancia foco-paciente	d _p	1	m
Distancia paciente-barrera	d _s	1,76	m

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Radiación Dispersa

$$F = \frac{\Gamma * W * T * a * S}{d_p^2 * d_s^2 * 400H_w} \quad F = 87,87$$

El espesor de plomo se adquiere de las curvas tomadas de la norma DIN 6812 que se encuentra en la guía 5.11 del CSN, lo cual se puede ver en el Anexo E.

$$\text{Espesor de plomo (DIN 6812) (E}_{Pb}) = 0.9375 \text{ mm}$$

b. Radiación de Fuga

$$A = \frac{f * W * T}{Qh * d_s^2} \quad A = 0,047$$

Capas Hemirreductoras

$$n = \frac{\ln A}{0.693}$$

$$n = 4,407$$

Espesor necesario:

$$X_{Pb} = n * CHR$$

$$X_{Pb} = 1,278$$

En la ecuación inferior se puede observar que la diferencia entre los dos espesores debido a los tipos de radiación que actúan sobre la barrera, es mayor a una CDR de fuga, por lo que se desprecia el espesor menor; es decir:

$$X_{Pb} - E_{Pb} = 0.341 < CDR$$

Por lo tanto:

$$E = X_{Pb} + CHR = 1,278 + 0,29$$

$$E = 1,568 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (E) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)	Equivalente en hormigón (mm)
1,568	185,34	17,42

Espesor de barrera recomendado:

El piso debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 186 mm de ladrillo de arcilla o a su vez 17 mm de hormigón.

3.2 Cálculo de blindaje para el equipo EcoRay aplicando el protocolo del NCRP (Reporte N° 147)

3.2.1 Estudio de tórax

3.2.1.1 Barrera "A"

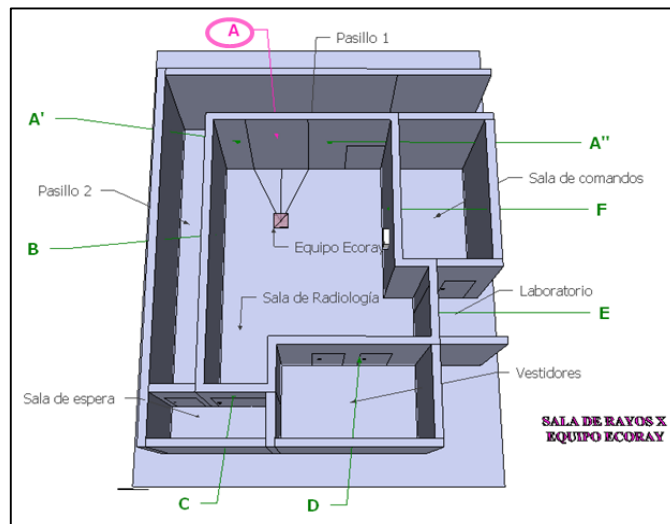


Gráfico 12- 3: Vista superior pared estudio de tórax

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 12-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera primaria en la pared de estudio de tórax "A"

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/5	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	2,3	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	1,74	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,264	mm ⁻¹
Radiación β	β	13,08	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,56	

Realizado por: Paulina Morocho B.

$$X_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{\text{barrier}} = 1,583$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (X_{barrier}) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,583	187,044

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 189 mm de ladrillo de arcilla.

3.2.1.2 Estudio de tórax barrera “A” ”

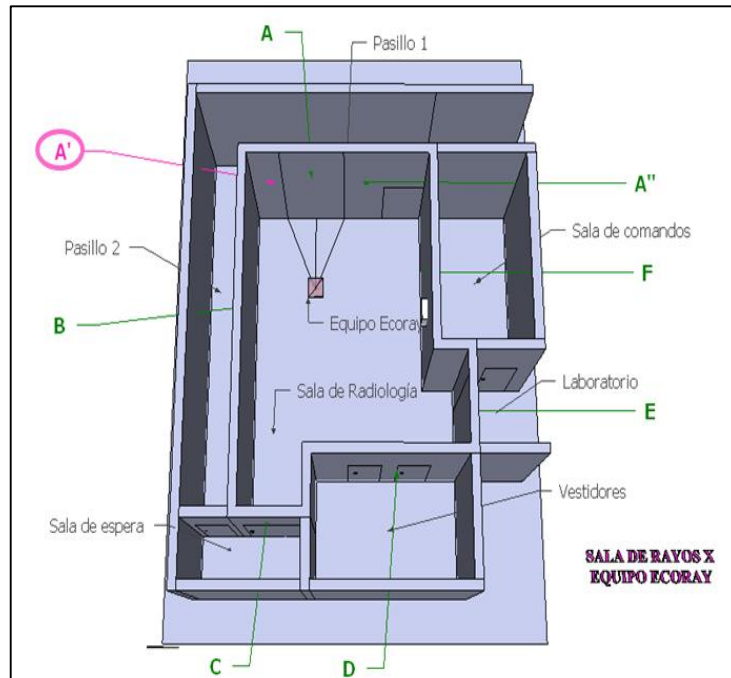


Gráfico 13- 2: Vista superior pared estudio de tórax “A” ”
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 13-2: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de estudio de tórax “A’ ”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kVp	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K_p^1	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente 1 m	K_{sec}^1	0,023	mGy/paciente
Fuga		0,00039	
Dispersión lateral		0,0049	
Distancia foco-barrera	d_L	1,74	m
Distancia paciente-barrera	d_s	0,63	m
Distancia foco-paciente	d_p	1,80	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,298	mm^{-1}
Radiación β	β	13,08	mm^{-1}
Radiación γ	γ	0,8837	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

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

$$K_p(0) = 0,834 \text{ mm}$$

b. Kerma en aire secundario sin blindaje debido a N pacientes

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

$$K_{sec}^1(0) = 0,921$$

c. Kerma total en aire del área sin blindaje por semana debido a N pacientes ocupando el área

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1$$

$$K_{sec} = 1,756$$

d. Espesor de plomo

$$X_{barrier} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{barrier} = 1,956 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo ($X_{barrier}$) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,956	128,48

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 129 mm de ladrillo de arcilla.

3.2.1.3 Estudio de tórax barrera "A"

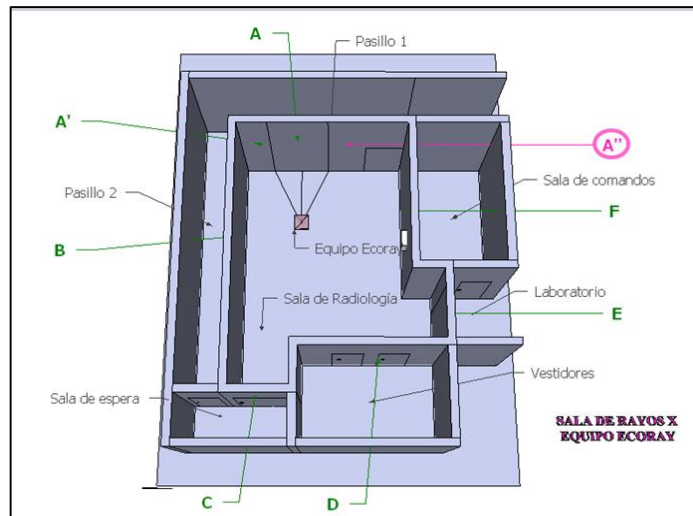


Gráfico 14- 3: Vista superior pared estudio de tórax "A"

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 14-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de estudio de tórax “A””

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	1	
Factor de Ocupación	T	1/4	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Fuga		0,00039	
Dispersión lateral		0,0049	
Distancia foco-barrera	d _L	1,74	m
Distancia paciente-barrera	d _s	0,63	m
Distancia foco-paciente	d _p	1,83	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,298	mm ⁻¹
Radiación β	β	13,08	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,8837	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a. Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

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

$$K_p(0) = 0,811$$

b. Kerma en aire secundario sin blindajes a N pacientes

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

$$K_{sec}^1(0) = 0,921$$

c. Kerma total en aire sin blindaje debido a N pacientes ocupando el área

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1$$

$$K_{sec} = 1,733$$

d. Espesor de plomo

$$X_{barrier} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{barrier} = 1,938 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3 ver Anexo B.

Esesor en Plomo ($X_{barrier}$) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
1,938	126,49

Esesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un esesor mínimo de 2 mm de Pb o 127 mm de ladrillo de arcilla.

3.2.2 Pasillo 2, barrera "B"

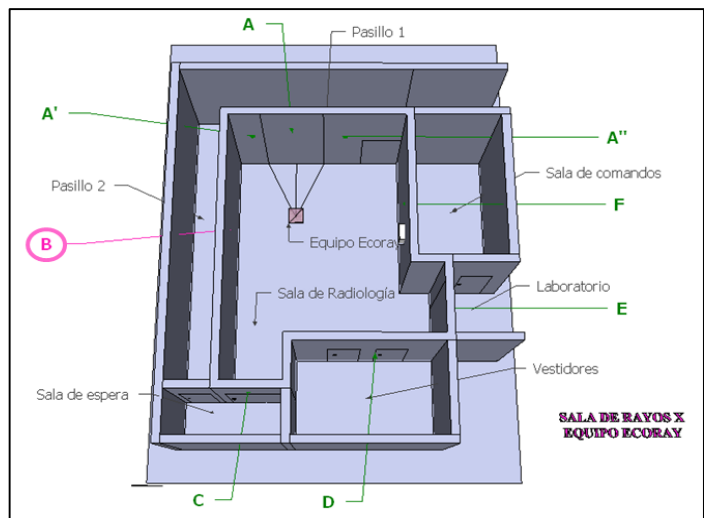


Gráfico 15- 3: Vista superior pasillo "B"
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 15-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria del pasillo “B”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	POE		
Factor de Uso	U	0,02	
Factor de Ocupación	T	1/5	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,12	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	1,6	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,513	mm ⁻¹
Radiación β	β	17,34	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,4994	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a) Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 * U * N}{d_p^2} \quad K_p(0) = 4,609$$

b) Kerma en aire secundario sin blindaje debido a N pacientes

$$K_{sec}^1(0) = \frac{K_{sec}^1 * N}{d_{sec}^2} \quad K_{sec}^1(0) = 1,019$$

c) Kerma total en aire sin blindaje debido a N pacientes ocupando el área

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1 \quad K_{sec} = 5,629$$

d) Espesor de plomo

$$X_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$X_{\text{barrier}} = 0,170 \text{ mm}$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (X_{barrier}) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
0,170	30,01

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 0,5 mm de Pb o 31 mm de ladrillo de arcilla.

3.2.3 Pared de la sala de espera, barrera “C”

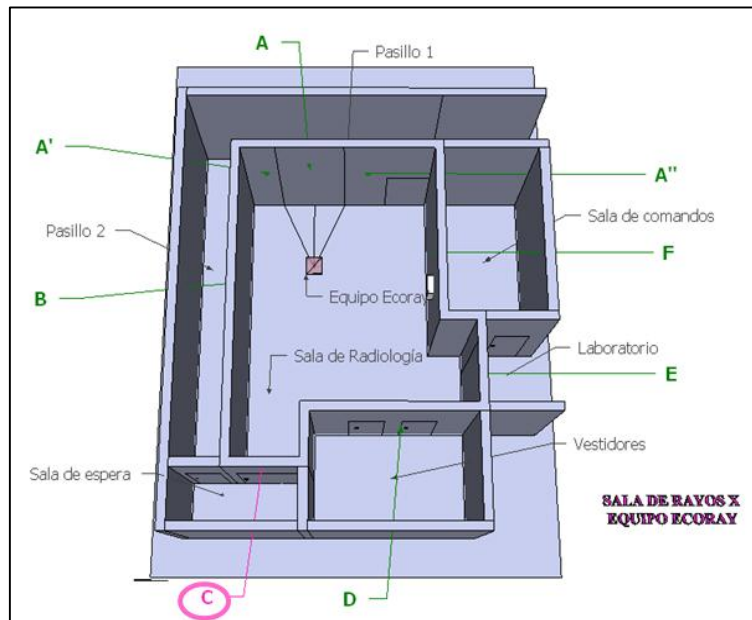


Gráfico 16- 3: Vista superior pared sala de espera
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 3-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de sala de espera “C”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	0,02	
Factor de Ocupación	T	1/5	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	2,94	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,513	mm ⁻¹
Radiación β	β	17,34	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,4994	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a) Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 * U * N}{d_p^2} \quad K_p(0) = 1,585$$

b) Kerma en aire secundario sin blindaje debido a N pacientes

$$K_{sec}^1(0) = \frac{K_{sec}^1 * N}{d_{sec}^2} \quad K_{sec}^1(0) = 0,351$$

c) Kerma total aire sin blindaje debido a N pacientes ocupando el área

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1 \quad K_{sec} = 1,936$$

e) **Espesor de plomo**

$$X_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$X_{\text{barrier}} = 0,132 \text{ mm}$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (X_{barrier}) (mm)
0,132

Espesor de barrera recomendado:

En la barrera “C” se encuentra una puerta la cual deberá tener un espesor mínimo de 0,5 mm de equivalente en Pb.

3.2.4 Vestidores, barrera “D”

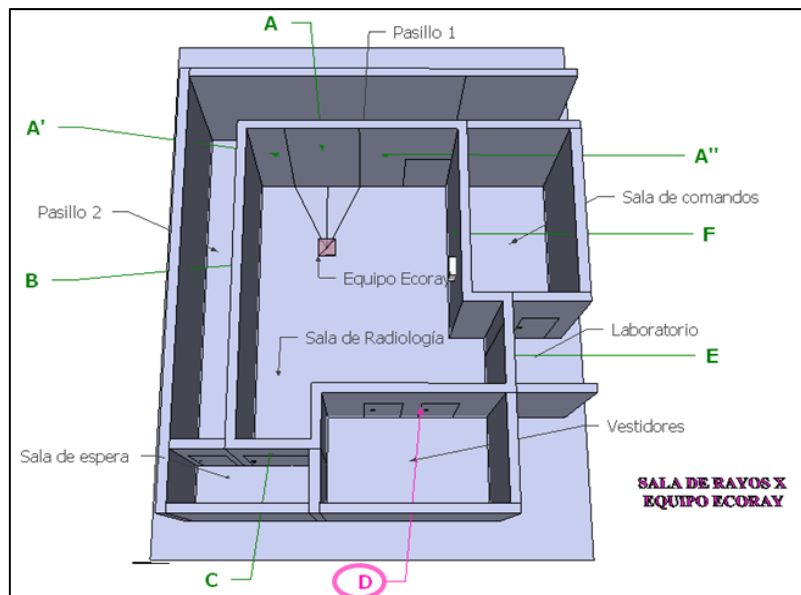


Gráfico 17- 3: Vista superior vestidores

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 17-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de vestidores “D”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	0.02	
Factor de Ocupación	T	1/20	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	1,81	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,513	mm ⁻¹
Radiación β	β	17,34	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,4994	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a) Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 * U * N}{d_p^2} \quad K_p(0) = 3,738$$

b) Kerma en aire secundario sin blindaje debido a N pacientes

$$K_{sec}^1(0) = \frac{K_{sec}^1 * N}{d_{sec}^2} \quad K_{sec}^1(0) = 0,827$$

c) Kerma total en aire sin blindaje debido a N pacientes ocupando del área

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1 \quad K_{sec} = 4,564$$

d) **Espesor de plomo**

$$X_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{\text{barrier}} = 0,168 \text{ m}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (X_{barrier}) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
0,168	29,83

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 0,5 mm de Pb o 21,24 mm de ladrillo de arcilla y las dos puertas deben poseer el equivalente en plomo.

3.2.5 Laboratorio, barrera “E”

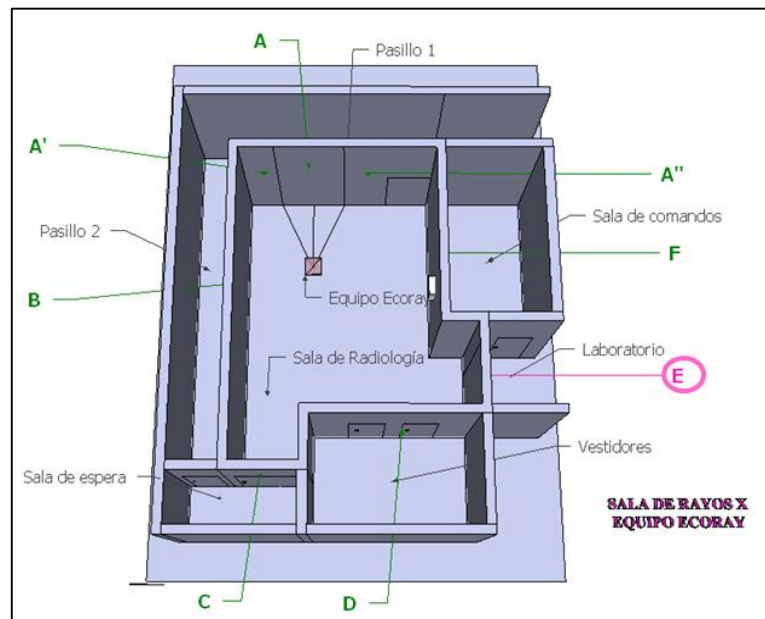


Gráfico 18- 3: Vista superior laboratorio
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 18-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de laboratorio “E”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	0.02	
Factor de Ocupación	T	1/8	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,12	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	3,9	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,298	mm ⁻¹
Radiación β	β	17,38	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,6193	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a) Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 * U * N}{d_p^2} \quad K_p(0) = 0,943$$

b) Kerma en aire secundario sin blindaje debido a N pacientes

$$K_{sec}^1(0) = \frac{K_{sec}^1 * N}{d_{sec}^2} \quad K_{sec}^1(0) = 0,209$$

c) Kerma total en aire sin blindaje debido a N pacientes ocupando el área

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1 \quad K_{sec} = 1,152$$

d) Espesor de plomo

$$X_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{\text{barrier}} = 0,056 \text{ m}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (X_{barrier}) (mm)
0,056

Espesor de barrera recomendado:

En la barrera “E” se encuentra una puerta la cual debe tener un espesor equivalente mínimo de 0,5 mm de Pb.

3.2.6 Sala de comandos, barrera “F”

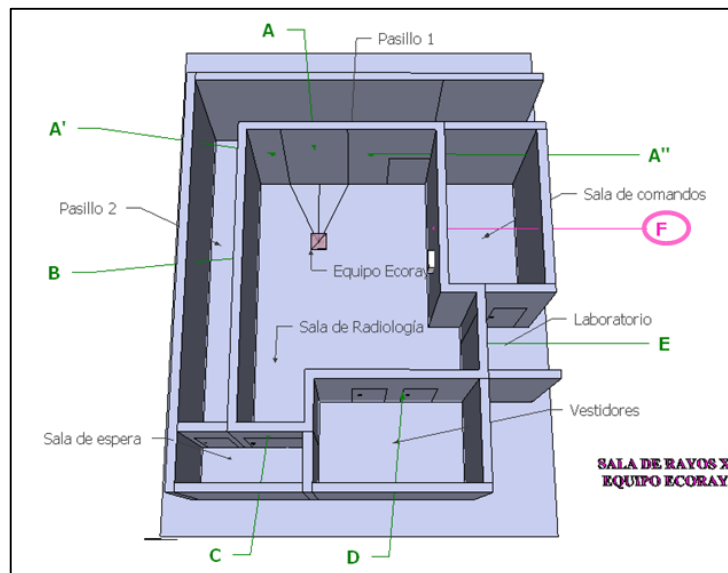


Gráfico 19- 3: Vista superior sala de comandos
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 19-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria de sala de comandos “F”

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	POE		
Factor de Uso	U	0.02	
Factor de Ocupación	T	1	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,12	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	2,99	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,298	mm ⁻¹
Radiación β	β	17,38	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,6193	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a) Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 * U * N}{d_p^2} \quad K_p(0) = 1,537$$

b) Kerma en aire secundario sin blindaje debido a N pacientes

$$K_{sec}^1(0) = \frac{K_{sec}^1 * N}{d_{sec}^2} \quad K_{sec}^1(0) = 0,340$$

c) Kerma total en aire sin blindaje debido a N pacientes ocupando el área

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1 \quad K_{sec} = 1,877$$

d) Espesor de plomo

$$X_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{\text{barrier}} = 0,108 \text{ m}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver Anexo B.

Espesor en Plomo (X_{barrier}) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)
0,108	23,13

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 0,5 mm de Pb o 24 mm de ladrillo de arcilla.

3.2.7 Techo de la sala de radiología

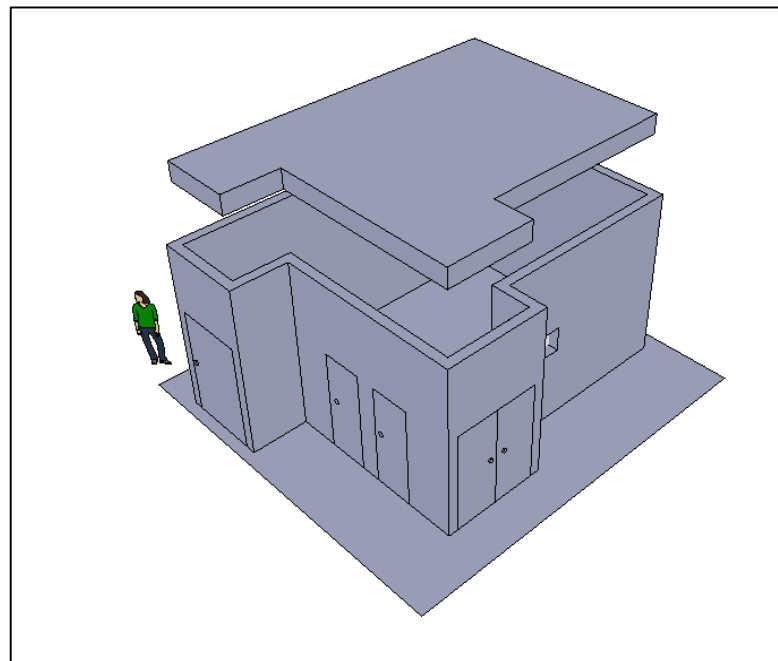


Gráfico 20- 3: Vista superior sala de comandos
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 20-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria del techo de la sala de radiología

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	0.02	
Factor de Ocupación	T	1	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	1,64	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,298	mm ⁻¹
Radiación β	β	17,38	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,6193	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a) Kerma en aire primario sin blindaje por semana debido a N pacientes

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 * U * N}{d_p^2} \quad K_p(0) = 4,421$$

b) Kerma en aire secundario sin blindaje a N pacientes

$$K_{sec}^1(0) = \frac{K_{sec}^1 * N}{d_{sec}^2} \quad K_{sec}^1(0) = 0,978$$

c) Kerma en aire del área ocupada

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1 \quad K_{sec} = 5,399$$

d) Espesor de plomo

$$X_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{\text{barrier}} = 0,816\text{m}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (X_{barrier}) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)	Equivalente en hormigón (mm)
0,816	101,79	10

Espesor de barrera recomendado:

La pared debe tener un espesor mínimo de 1 mm de Pb o 102 mm de ladrillo de arcilla o a su vez 10 mm de hormigón.

3.2.8 Piso de la sala radiográfica

3.2.8.1 Piso barrera primaria

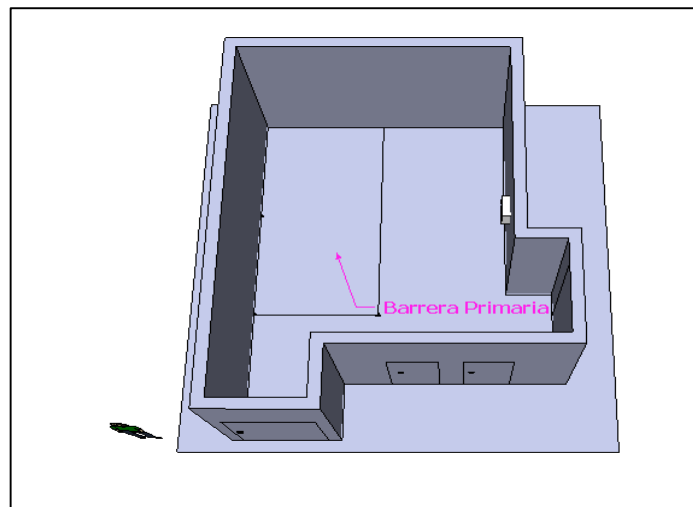


Gráfico 21- 3: Vista superior piso

Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 21-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera primaria del piso

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	0,89	
Factor de Ocupación	T	1/5	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	1,76	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,264	mm ⁻¹
Radiación β	β	13,08	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,56	

Realizado por: Paulina Morocho B.

$$X_{barrier} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{barrier} = 2,526 \text{ mm}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo (X _{barrier}) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)	Equivalente en hormigón (mm)
1,854	217,166	22,150

Espesor de barrera recomendado:

El piso en su barrera primaria debe tener un espesor mínimo de 2 mm de Pb o 218 mm de ladrillo de arcilla o a su vez 22 mm de hormigón.

3.2.8.2 Piso barrera secundaria

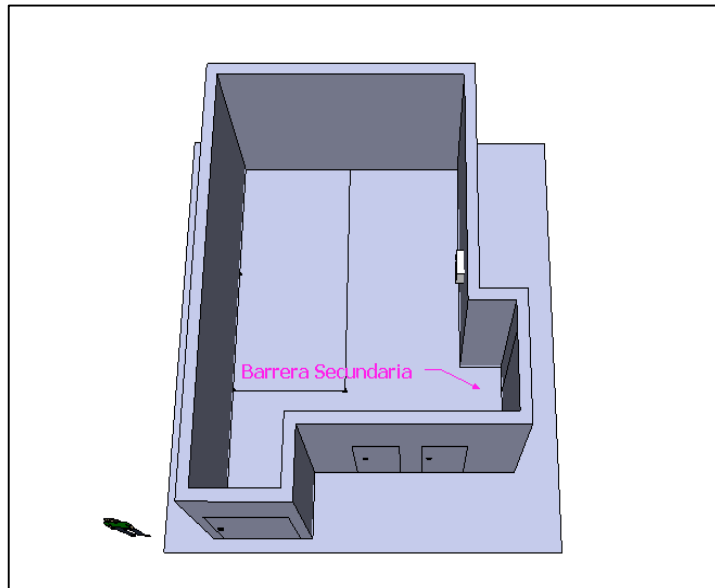


Gráfico 22- 3: Vista superior piso
Realizado por: Paulina Morocho B.

Tabla 22-3: Parámetros determinados para el cálculo del espesor de la barrera secundaria del piso

Características	Símbolos	Valores	Unidades
Tipo de personal	Público		
Factor de Uso	U	0,89	
Factor de Ocupación	T	1/5	
Tensión Máxima	kV _p	150	
Límite de dosis semanal	P	0,02	mGy/semana
Carga de trabajo semanal	N	160	paciente/semana
Kerma primario en aire sin blindaje por paciente a 1 m	K _p ¹	5,2	mGy/paciente
Kerma secundario en aire sin blindaje por paciente a 1m	K _{sec} ¹	0,023	mGy/paciente
Distancia foco-barrera	d _p	1,76	m
Parámetros de transmisión			
Radiación α	α	2,513	mm ⁻¹
Radiación β	β	17,34	mm ⁻¹
Radiación γ	γ	0,4994	

Realizado por: Paulina Morocho B.

a) Kerma en aire primario

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

$$K_p(0) = 174,493$$

b) Kerma en aire secundario

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

$$K_{sec}^1(0) = 0,867$$

c) Kerma en aire del área ocupada

$$K_{sec} = K_p + K_{sec}^1$$

$$K_{sec} = 175,361$$

d) Espesor de plomo

$$X_{barrier} = \frac{1}{\alpha \gamma} * \ln \left[\frac{\left(\frac{K_p^1 * U * T * N}{P * d_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$

$$X_{barrier} = 2,746 \text{ m}$$

La equivalencia de plomo en otros materiales se obtiene mediante interpolación de valores que se encuentra en la guía 5.11 del CSN en la tabla 3, lo cual se puede ver en el Anexo B.

Espesor en Plomo ($X_{barrier}$) (mm)	Equivalente en ladrillo de arcilla (mm)	Equivalente en hormigón (mm)
2,746	313,26	31,50

Espesor de barrera recomendado:

El piso en la barrera secundaria debe tener un espesor mínimo de 3 mm de Pb o 314 mm de ladrillo de arcilla o a su vez 32 mm de hormigón.

3.3 Cotejo de espesores de blindaje obtenidos aplicando los protocolos de cálculo NCRP 147 y guía de seguridad 5.11 del CSN, para la sala de radiología que albergará al equipo EcoRay

Tabla 23-4: Blindaje de plomo calculado para cada dependencia situada en la sala de radiología que albergará al equipo ECORAY del Hospital IESS Riobamba

DEPENDENCIA	SIMBOLOGÍA BARRERA	NCRP (REPORTE N° 147)		CSN (GUÍA DE SEGURIDAD 5.11)	
		mm Pb	mm Arcilla	mm Pb	mm Arcilla
Estudio de tórax	Primaria "A"	1,583	187,044	1,750	205,560
	Secundaria "A"	1,956	128,480	1,874	219,350
	Secundaria "A'"	1,938	126,490	1,886	220,670
Pasillo 2	Secundaria "B"	0,170	30,010	1,790	210,050
Sala de espera	Secundaria "C"	0,132		2,237	
Vestidores	Secundaria "D"	0,168	29,830	1,878	219,800
Laboratorio	Secundaria "E"	0,056		1,874	
Sala de comandos	Secundaria "F"	0,108	23,130	1,670	196,650
		mm Pb	mm Hormigón	mm Pb	mm Hormigón
Techo	Secundaria	0,816	10,00	1,518	16,670
Piso	Primaria	1,854	22,150	2,75	31,550
Piso	Secundaria	2,746	31,500	1,568	17,420

Realizado por: Paulina Morocho B.

A priori se observa la diferencia existente entre los espesores obtenidos tanto por los protocolos NCRP 147 y CSN 5.11, esto es evidente debido a que el protocolo del CSN está enmarcado en hipótesis mucho más conservadoras desde el punto de vista de protección radiológica en comparación al protocolo del NCRP que considera a la carga de trabajo en función del kVp que trabaja el equipo y solo toma en cuenta la atenuación producida por el sistema receptor de imagen en las barreras primarias.

3.3.1 Validación de resultados

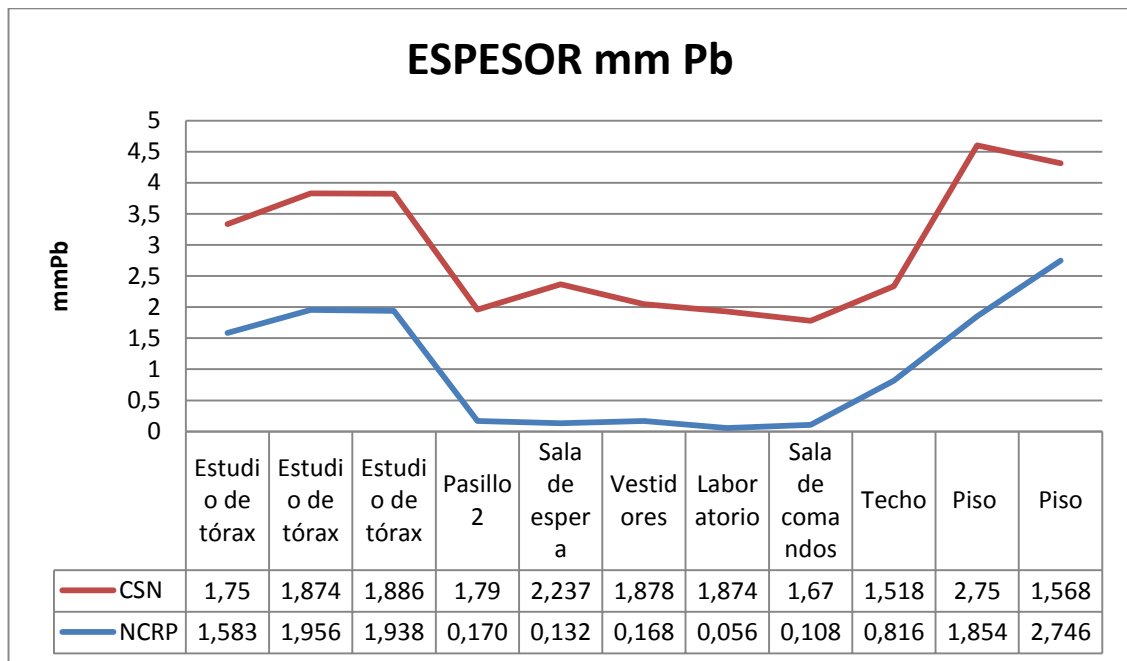


Gráfico 23- 3: Espesores de mm Pb con NCRP 147 - CSN 5.11

Realizado por: Paulina Morocho B.

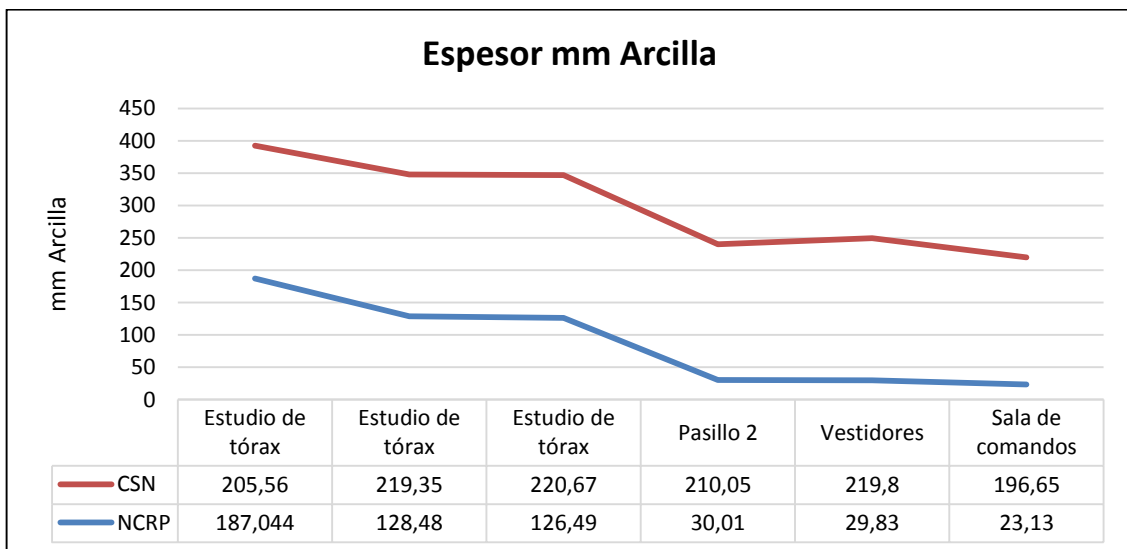


Gráfico 24- 3: Espesores mm Arcilla NCRP 147 – CSN 5.11

Realizado por: Paulina Morocho B.

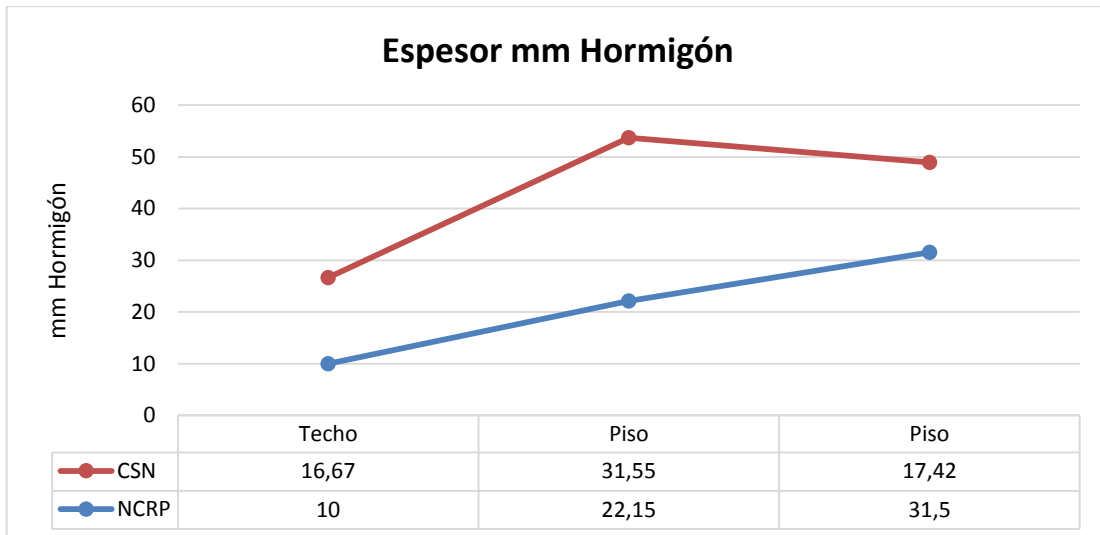


Gráfico 25- 3: Espesores mm Hormigón NCRP 147 – CSN 5.11

Realizado por: Paulina Morocho B.

Como se puede observar en las gráficas 23- 3, 24- 3 y 25- 3, los espesores tanto en plomo, ladrillos de arcilla y hormigón más conservadores son los obtenidos a través de la aplicación de la guía de seguridad 5.11 del CSN.

CONCLUSIONES

El presente trabajo permite dar cumplimiento a los objetivos planteados para este trabajo en función de la hipótesis planteada con respecto al cálculo de blindaje para la sala de rayos X del equipo de radiología digital EcoRay del hospital del IESS Riobamba.

- Para la determinación del cálculo de blindaje de cada una de las barreras de la sala existe una influencia directa las características técnico-operacionales del equipo EcoRay, las características físicas y geométricas de la sala del Hospital del IESS Riobamba, las áreas colindantes, tipo de personal y la carga de trabajo.
- Los protocolos internacionales y normativas luego de ser analizadas se tomó como base la guía de seguridad N° 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear español y el protocolo NCRP N° 147 de Estados Unidos.
- Los valores de cálculo de blindaje obtenidos en este trabajo aplicando la guía de seguridad N° 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear son los recomendables a utilizar en la adecuación de la sala que alojará al equipo de radiología digital EcoRay, ya que permite cumplir con el principio ALARA de protección radiológica, a la vez de proteger al público, pacientes, personal ocupacionalmente expuesto (POE) y al medio ambiente de los efectos nocivos que puede causar el uso inapropiado de dichas radiaciones.
- El cálculo de blindaje para la sala que alojará al equipo de radiología digital EcoRay, contribuye a dar cumplimiento a la normativa de seguridad contra las radiaciones ionizantes en instalaciones de radiología establecida tanto por la Autoridad Reguladora Nacional la Subsecretaria de Control y Aplicaciones Nucleares “SCAN” como con la normativa internacional.

RECOMENDACIONES

- En el caso que el Hospital del IESS Riobamba a futuro vaya a cambiar el equipo de radiología de esta sala se debe realizar un nuevo cálculo de blindaje de los espesores de las barreras de protección de la sala, debido a que el nuevo equipo tendría otras especificaciones y características propias así como las condiciones de trabajo pueden podrían variar respecto de las que hemos considerado para el desarrollo de este trabajo y por ende cambiarían los espesores de barreras.

BIBLIOGRAFÍA

1. **AMERICAN ASSOCIATION of PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM).** *Radiological Protection of Patients* [en línea]. Viena-Austria: IAEA, 2013. [Consulta: 05 diciembre 20104]. Disponible en: <http://www.aapm.org/education/VL/vl.asp?id=4258>
2. **ATTIX, F.**, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.,New York-USA, John wiley & Sons., 1986., pp. 38-55, 138-146, 148, 153-154.
3. **ATTIX, F.**, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. En:*Wiley Enciclopedia Medical & Health Physics* [en línea]. Hoboken (New York-USA): Wiley-VCH, ©2004, pp. 38-55, 138-146. [Consulta: 15 noviembre 2014]. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?id=WN8LTw3S5CEC&printsec=frontcover&dq=attix&hl=es&sa=X&ei=K2-UVfL0D8TYsAXuuKLoBg&ved=0CBsQ6AEwAA#v=onepage&q=attix&f=false>
4. **BAÑOS, M., & LÓPEZ, C.** Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. 2da. ed., Murcia-Eapana., Universidad de Murcia., 2003., pp. 26-29, 31-32, 33-35, 76.
5. **COMISIÓN CHILENA DE ENERGÍA NUCLEAR.** *Elementos de Proteccion Radiológica Operacional* [en línea]. Santiago de Chile- Chile. [Consulta: 20 diciembre 2014]. Disponible en: http://www.cchen.cl/index.php?option=com_content&view=article&id=863:memoria-anual-2012&catid=2:uncategorised&Itemid=179.
6. **COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA.** Curso Básico de Protección Radiológica. 3ra. ed. Quito - Ecuador: PPL. 2011, pp. 54-55.
7. **COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA.** Curso Básico de Protección Radiológica. 2da. ed.,Quito - Ecuador: PPL Impresiones, 2002, pp. 45-49.
8. **CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR (CSN).** *Guía de seguridad N° 5.11 Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico 5.11.* [Consulta: 17 julio 2014]. Disponible en: http://www.csn.es/publicaciones/N5_11.pdf

9. **CORNEJO, N. H.** *Cálculos de Blindajes. Optimización vs Paradigmas* [en línea]. Nucleus. IAEA: 2006 [Consulta: 20 marzo 2014]. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/38/048/38048839.pdf
10. **ECORAY Co. L.** *EcoRay* [en línea]. ECORAY. (COPYRIGHT): 2012. [Consulta: 09 enero 2015]. Disponible en: <http://www.ecoray.kr/>.
11. **ESCOBAR, J. M.**, *Dispersión de Rayleigh* [en línea]. Slideplayer:2007. [Consulta: 12 septiembre 2014]. Disponible en: <http://slideplayer.es/slide/1549245/#>
12. **FERNANDES CEREZO S.** *Cálculo de blindajes para equipos de radiodiagnóstico., NCRP Report No. 147 frente a la Guía de Seguridad 5.11 del CSN* [en línea]. IAEA: (2006). [Consulta: 12 febrero 2015]. Disponible en: <https://inis.iaea.org/search/searchsinglerecord.aspx?recordsFor=SingleRecord&RN=37113491>, <http://www.sepr.es/html/recursos/revista/PR48.pdf>., pp. 22-32.
13. **FLORES, S.** *Rayos X* [blog]. [Consulta: 8 agosto 2014]. Disponible en: <http://uptmrayosx.blogspot.com/2014/04/produccion-de-los-rayos-x.html>
14. **GARCÍA, A.** "Diseño de una Sala Virtual de Rayos X para la Enseñanza de Seguridad Radiológica". *Bioingeniería y Física Médica Cubana* [en línea], 2005, (Cuba) vol. 6, (nº 2), pp. 12-17 [Consulta: 16 febrero 2014]. ISSN-1606-0563 Disponible en: <http://www.bvs.sld.cu/revistas/bfm2/Volumenes%20anteriores.pdf/Vol6/no2/icidad02205.pdf>.
15. **GIL, J. M.** *Técnico Especialista en Radiodiagnóstico del Servicio Vasco de Salud-osakidetza.*, 2da. ed., España: MAD S.L., 2006., pp. 419.
16. **HANSON P., G., & PALMER S., P. E.** *Blindaje contra radiaciones para clínicas y hospitales pequeños con un WHIS-RAD* [en línea]. Copyright ©, 2013., [Consulta: 8 febrero 2014]. Disponible en: http://www.paho.org/hq/index.php?option=com_docman&task=doc_view&gid=22723&Itemid=.
17. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA).**, *Informe Anual del OIEA para 2012* [en línea]. Viena-Austria, 2012. [Consulta: 03 Diciembre 2014]. Disponible en: <https://www.iaea.org/>, https://www.iaea.org/sites/default/files/gc57-3_sp.pdf.

18. **INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP).** *Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica* [en línea]. España: © Sociedad Española de Protección Radiológica, 2007. [Consulta: 02 marzo 2015]. Disponible en: http://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf.
19. **INTERNATIONAL ENERGY ATOMIC AGENCY (IAEA).** *Optimización de la protección radiológica en el control de la exposición ocupacional* en [línea]. Austria: © OIEA, 2004. [Consulta: 22 marzo 2015]. Disponible en: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1118s_Web.pdf.
20. **KNAUF.** *Placa de blindaje para protección radiológica a rayos X de Knauf* [en línea]. Chile: © Knauf, 2014. [Consulta: 18 febrero 2014]. Disponible en: <http://www.knauf.cl/info.asp?id=582&ver=654&menu=560#654>.
21. **MADRID UNIVERSIDAD COMPLUTENSE.** *Tubo de Rayos X* [en línea]. Madrid: © Universidad Complutense Madrid, 2011. [Consulta: 06 abril 2015]. Disponible en: <http://pendientedemigracion.ucm.es/centros/webs/museo/geo/index.php?tp=&a=dir2&d=33070.php>
22. **MUGARRA F.** *La radiología digital: Adquisición de imágenes* [en línea]. Valencia: © Universidad Complutense Madrid, 2010. [Consulta: 12 marzo 2015]. Disponible en: http://www.conganat.org/SEIS/is/is45/IS45_33.pdf
23. **NATIONAL COUNCIL ON RADIATIONL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP).** *NCRP Repot No. 147, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities* [en línea]. EE. UU.: ©NCRP, 2004. [Consulta: 28 febrero 2015]. Disponible en: http://www.ncrponline.org/Publications/Press_Releases/147press.html., Pp. 4-10, 31-43, 47-48, 133-134, 147-148 .
24. **NOM-229-SSA1-2002 MEXICANA.** *Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X.* Disponible en: <http://www.tecnofisica.com/images/documents/nom-229-ssa1-2002.pdf>.
25. **PADILLA R., MERLE J., RUPRECHT A.** *Aparato de rayos X: Generacion de Rayos X.* Slideboom. 2014. [Consulta: 03 marzo 2015]. Disponible en <http://www.slideboom.com/presentations/130706/APARATO-Y-PRODUCCION-DE-RAYOS-X>.

26. **PADILLA Z.** "Evaluación de blindaje de una sala para Radiodiagnóstico". *Sociedad Mexicana de Irradiación y Dosimetría* [en línea]. 2011, (México), Pp. 143-151. [Consulta: 11 febrero 2015]. ISSSD 2011, Disponible en: <https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0CB0QFjAA&url=http%3A%2F%2Fdigital.csic.es%2Fbitstream%2F10261%2F91987%2F1%2F361209.null&ei=OiBnVe3ELuvnsASG84CgDA&usg=AFQjCNGi-mp2qv5y-qHI-Dqf24Jn33uMQw&bvm=bv.93990622.>
27. **POBLET, J. M.**, *Introducción a la Bioingeniería.*, 2da. ed.; Barcelona - España: Marcombo, 1988., pp. 125-137.
28. **STEWART, B.** *Manual de Radiología para técnicos.* 5ta. ed., Madrid - España: El Sevier Mosby, 1995, pp. 113-115, 126-127, 145-147, 172-174, 180-186.
29. **YANCHAPANTA, V.** *Cálculo de blindaje para el Acelerador Lineal monoenergético del instituto de cáncer Solca- Núcleo de Loja.*(Tesis Pregrado). Riobamba-Ecuador, 2013, pp. 10.

ANEXOS

ANEXO A: CARGAS DE TRABAJO DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN

TABLA 2

Cargas de trabajo semanales para cálculo de barreras en Radiodiagnóstico (Tomadas de DIN-6812)

Los siguientes valores son orientativos y superiores a los que generalmente se encuentran en la práctica y suponen hipótesis de cálculo conservadoras, por lo que se requiere que estos se estimen lo más realista posible. (Sin embargo, el blindaje que requieren aumenta en mucha menor proporción que el aumento de carga de trabajo)

	Tensión (kVp)	Carga semanal (mA.min/sem)
1. Equipos para Radiografía (sin Radioscopia)	100	160
	125	80
	150	40
2. Equipos con Radioscopia	hasta 110 kVp	
Mesas con tubo de Rx debajo		1.200
Mesas con tubo de Rx encima (ej.: Telemandos)		3.000
3. Mamógrafos	hasta 50	2.000
4. Tomografía Computarizada (corresponde a 1.000 cortes por semana con 300 mAs/corte)	120	5.000
5. Equipos de Radiografía Dental	60	4
6. Equipos de Radiografía Dental Panorámica	85	200

Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 21)

**ANEXO B: EQUIVALENCIA EN PLOMO DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL
CSN**

TABLA 3

Equivalencia en plomo de varios materiales para rayos X de baja energía

Material	Densidad del material (Kg.m ⁻³)	Espesor del material (mm)	Equivalencia en mm de plomo según los kV aplicados			
			50	75	100	150
Ladrillo de arcilla	1.600	100	0,6	0,8	0,9	0,8
		200	1,4	1,7	1,9	1,7
		300	2,2	2,7	3,1	2,6
		400		3,8	4,5	3,7
		500				4,8
Hormigón o yeso baritado	3.200	10	0,9	1,5	1,8	0,9
		20	1,8	2,7	3,3	1,8
		25	2,3	3,3	4,0	2,2
		50	—	—		4,3
		75				5,9
		100				
		125				
Acero	7.800	1		0,1	0,2	0,1
		2	—	0,3	0,3	0,2
		3		0,5	0,5	0,3
		4	—	0,7	0,7	0,4
		5		0,9	0,9	0,5
		10				0,9
		20				1,7
		30				2,5
		40				3,3
		50	—			4,0

Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 21)

ANEXO C: VALORES CHR Y CDR DE LA GUÍA DE SEGURIDAD Nº 5.11 DEL CSN

TABLA 4

Valores aproximados de capa hemirreductora y decirreductoras para haces de Rayos X fuertemente filtrados (como es el caso de la radiación de fuga a través de la carcasa)

Tensión kVp	CHR (mm)		CDR (mm)	
	Plomo	Hormigón	Plomo	Hormigón
50	0,05	4	0,18	13
75	0,15	11	0,50	40
100	0,25	16	0,84	55
125	0,27	19	0,27	64
150	0,29	22	0,96	70

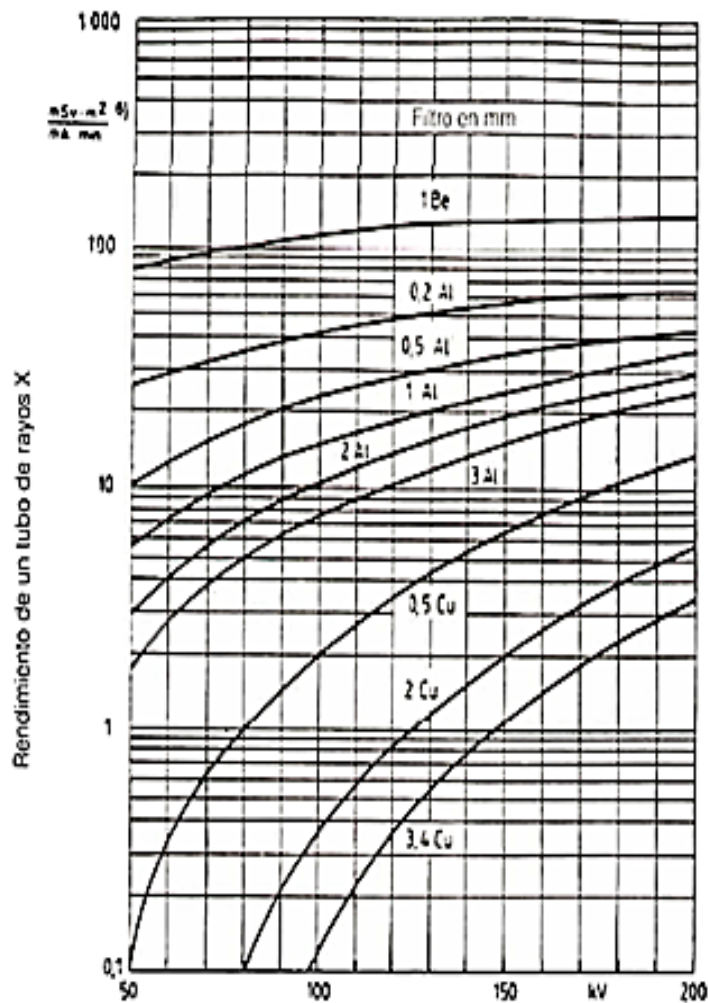
Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 22)

ANEXO D: CURVAS DE ENERGÍA PARA CÁLCULO DE RENDIMIENTO GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN

FIGURA 1

Rendimiento (coeficiente de Kerma en aire, según DIN-6812) de un tubo de Rayos X con ánodo de wolframio con filtración total desde 1 mm Be hasta 3 mm Cu para tensión constante entre 50 y 200 Kv, expresado en $\frac{mSv \cdot m^2}{mA \cdot min}$ medido en aire a un metro de distancia.

Para calcular barreras de protección para tubos de radiodiagnóstico con filtración total de 2 mm Al, se recomienda utilizar el rendimiento para 2 mm Al y las curvas de la figura 2. Curvas tomadas de DIN-6812, que a su vez cita ICRP-21 (actualmente ICRP 33)

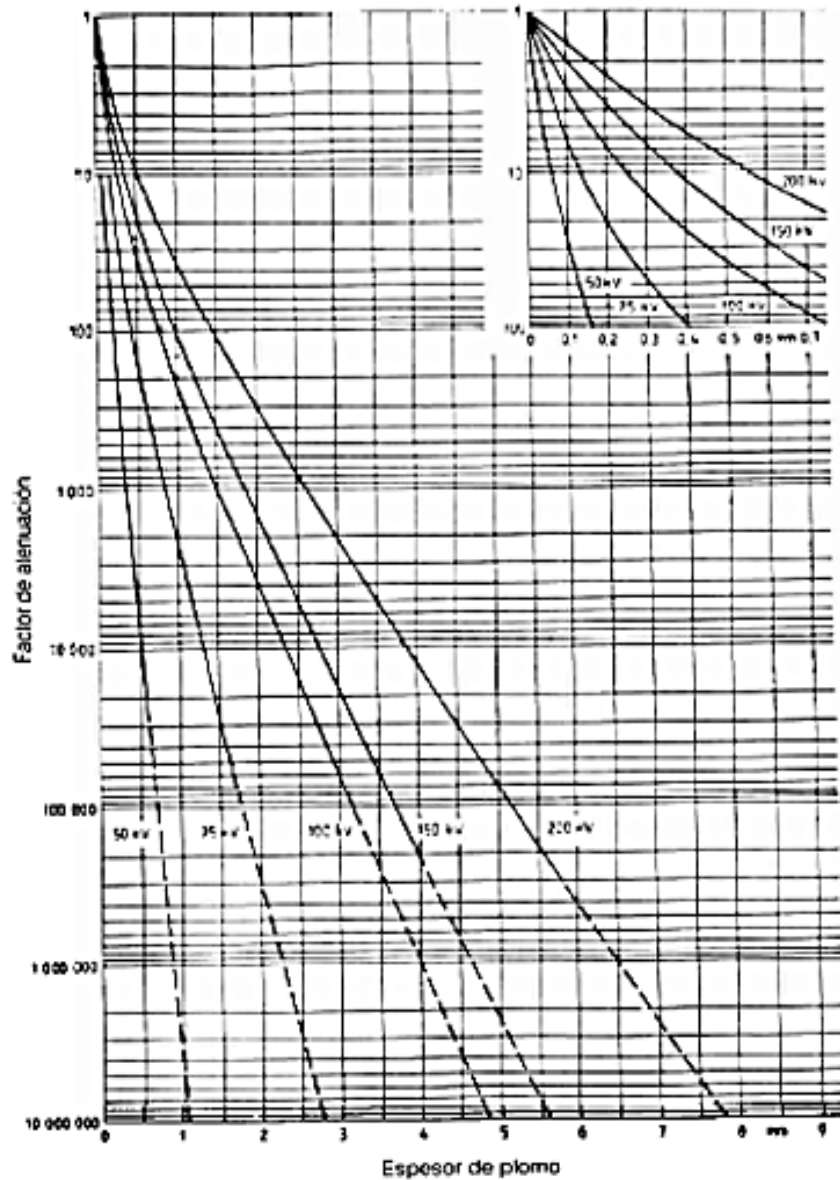


Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 23)

ANEXO E: FACTOR DE ATENUACIÓN DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN

FIGURA 2

Factores de atenuación frente a Rayos X directos y dispersos. (Las curvas están obtenidas con tensión constante y 2 mm Al de filtración total). Tomadas de la norma DIN 6812.

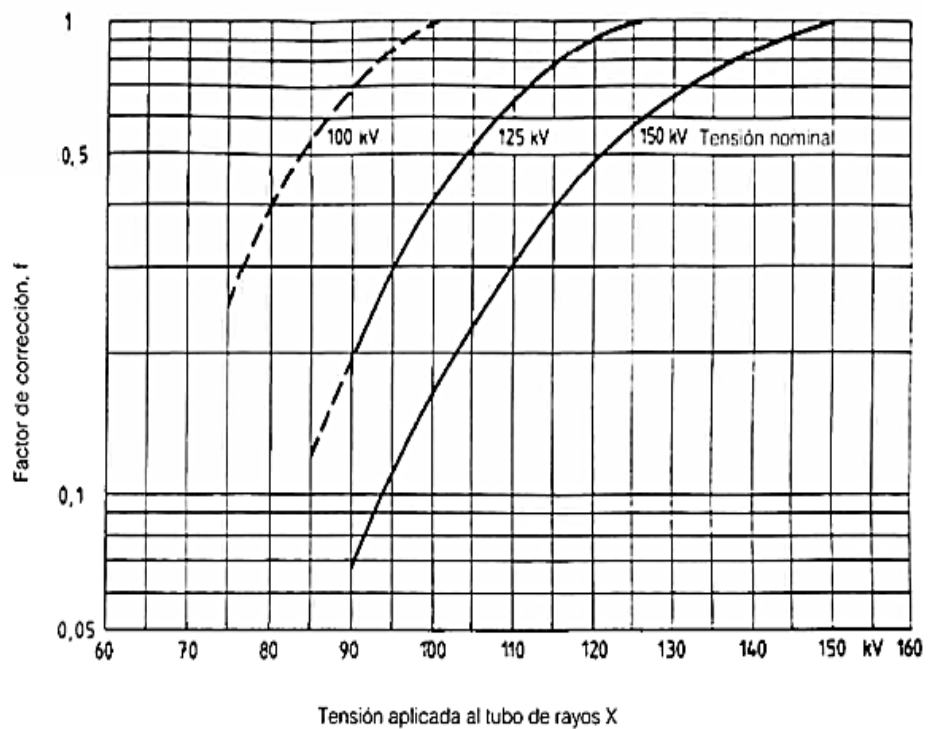


Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 24)

ANEXO F: VARIACIÓN DEL FACTOR DE CORRECCIÓN F DE LA GUÍA DE SEGURIDAD N° 5.11 DEL CSN

FIGURA 3

Variación del factor de corrección, f , para radiación de fuga en función de la tensión de utilización, para corzas diseñadas en bases a las tensiones nominales de 100, 125 o 150 kVp, todas ellas a igualdad de potencia.



Fuente: (CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR, 2011, pág. 25)

ANEXO G: CARGA DE TRABAJO A PARTIR DEL POTENCIAL DE FUNCIONAMIENTO PROTOCOLO NCRP N° 147

TABLE 4.2—Operating potential (kVp) distribution of workload (mA min) normalized per patient, from survey conducted by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a).

kVp ^a	Radiography Room ^b			Fluoro. Tube (R&F room) ^c	Rad Tube (R&F room) ^c	Chest Room	Mammo. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography ^d
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)						
25	0	0	0	0	0	0	9.25 × 10 ⁻¹	0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	1.38 × 10 ⁻⁴	0	1.38 × 10 ⁻⁴	0	0	0	0	0	0
45	7.10 × 10 ⁻⁴	0	7.10 × 10 ⁻⁴	0	5.78 × 10 ⁻⁴	0	0	0	0
50	8.48 × 10 ⁻³	6.78 × 10 ⁻³	1.70 × 10 ⁻³	0	7.65 × 10 ⁻⁴	0	0	3.40 × 10 ⁻¹	8.94 × 10 ⁻²
55	1.09 × 10 ⁻²	4.56 × 10 ⁻⁴	1.04 × 10 ⁻²	7.02 × 10 ⁻²	7.26 × 10 ⁻⁴	0	0	4.20 × 10 ⁻¹	3.98 × 10 ⁻²
60	9.81 × 10 ⁻²	8.96 × 10 ⁻³	8.91 × 10 ⁻²	1.13 × 10 ⁻¹	1.52 × 10 ⁻²	0	0	1.96	6.99 × 10 ⁻¹
65	1.04 × 10 ⁻¹	3.42 × 10 ⁻²	7.00 × 10 ⁻²	1.87 × 10 ⁻¹	2.52 × 10 ⁻²	0	0	4.55	1.50 × 10 ¹
70	4.58 × 10 ⁻¹	7.25 × 10 ⁻²	3.85 × 10 ⁻¹	1.45 × 10 ⁻¹	8.89 × 10 ⁻²	2.02 × 10 ⁻²	0	6.03	1.22 × 10 ¹
75	5.01 × 10 ⁻¹	9.53 × 10 ⁻²	4.05 × 10 ⁻¹	1.94 × 10 ⁻¹	2.24 × 10 ⁻¹	2.36 × 10 ⁻³	0	8.02	1.53 × 10 ¹
80	5.60 × 10 ⁻¹	1.40 × 10 ⁻¹	4.20 × 10 ⁻¹	1.72	4.28 × 10 ⁻¹	0	0	2.54 × 10 ¹	1.10 × 10 ¹
85	3.15 × 10 ⁻¹	6.62 × 10 ⁻²	2.49 × 10 ⁻¹	2.19	2.18 × 10 ⁻¹	7.83 × 10 ⁻⁴	0	4.03 × 10 ¹	4.09
90	1.76 × 10 ⁻¹	1.41 × 10 ⁻²	1.62 × 10 ⁻¹	1.46	5.33 × 10 ⁻²	0	0	2.10 × 10 ¹	3.43
95	2.18 × 10 ⁻²	3.51 × 10 ⁻³	1.82 × 10 ⁻²	1.15	4.89 × 10 ⁻²	0	0	1.06 × 10 ¹	6.73 × 10 ⁻¹
100	1.55 × 10 ⁻²	8.84 × 10 ⁻⁴	1.46 × 10 ⁻²	1.12	5.87 × 10 ⁻²	3.01 × 10 ⁻²	0	7.40	1.53
105	3.48 × 10 ⁻³	1.97 × 10 ⁻³	1.51 × 10 ⁻³	9.64 × 10 ⁻¹	1.05 × 10 ⁻²	0	0	7.02	9.27 × 10 ⁻²
110	1.05 × 10 ⁻²	9.91 × 10 ⁻³	5.51 × 10 ⁻⁴	7.47 × 10 ⁻¹	6.46 × 10 ⁻²	2.14 × 10 ⁻²	0	6.59	3.05 × 10 ⁻²
115	4.10 × 10 ⁻²	3.74 × 10 ⁻²	3.69 × 10 ⁻³	1.44	2.90 × 10 ⁻²	9.36 × 10 ⁻²	0	1.38 × 10 ¹	0
120	6.99 × 10 ⁻²	5.12 × 10 ⁻²	1.87 × 10 ⁻²	9.37 × 10 ⁻¹	1.04 × 10 ⁻¹	4.74 × 10 ⁻²	0	3.35	0
125	4.84 × 10 ⁻²	4.81 × 10 ⁻²	3.47 × 10 ⁻⁴	1.38 × 10 ⁻¹	8.13 × 10 ⁻²	0	0	2.75	0
130	1.84 × 10 ⁻³	1.71 × 10 ⁻³	1.25 × 10 ⁻⁴	1.53 × 10 ⁻¹	4.46 × 10 ⁻²	0	0	3.1 × 10 ⁻²	0
135	7.73 × 10 ⁻³	7.73 × 10 ⁻³	0	1.46 × 10 ⁻¹	9.47 × 10 ⁻³	0	0	0	0
140	0	0	0	1.92 × 10 ⁻²	4.26 × 10 ⁻³	0	0	0	0
Total workload: ^e	2.5	0.60	1.9	13	1.5	0.22	6.7	160	64
Patients per week: ^f	110 (Radiography Room)			18	23	210	47	19	21

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, págs. 35-36)

**ANEXO H: CARGA DE TRABAJO EN DIFERENTES INSTALACIONES MÉDICAS DE
RADIOLOGÍA PROTOCOLO NCRP N° 147**

TABLE 4.3—*Estimated total workloads in various medical x-ray imaging installations in clinics and hospitals. The total workload values are for general guidance and are to be used only if the actual workloads are not available.*

Room Type	Total Workload per Patient ^a (W_{norm}) (mA min patient ⁻¹)	Typical Number of Patients (N) (per 40 h week)		Total Workload per Week (W_{tot}) (mA min week ⁻¹)	
		Average	Busy	Average	Busy
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	0.6	120	160	75	100
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	1.9	120	160	240	320
<i>Chest Room</i>	0.22	200	400	50	100
<i>Fluoroscopy Tube (R&F room)</i>	13	20	30	260	400
<i>Rad Tube (R&F room)</i>	1.5	25	40	40	60
<i>Mammography Room</i>	6.7	80	160	550	1,075
<i>Cardiac Angiography</i>	160	20	30	3,200	4,800
<i>Peripheral Angiography^b</i>	64	20	30	1,300	2,000

^aAs discussed in Section 4.1.4, values of W_{norm} given in this table can be modified by use of a multiplier term $W_{\text{site}}/W_{\text{norm}}$ if necessary to account for different workloads per patient at a particular site.

^bThe data in this Table for *Peripheral Angiography* also apply to *Neuroangiography*.

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, pág. 40)

**ANEXO I: VALORES DE KERMA EN AIRE PARA BARRERAS PRIMARIAS
PROTOCOLO NCRP N° 147**

TABLE 4.5—*Unshielded primary air kerma per patient [K_p^1 (in mGy patient⁻¹)] for the indicated workload [W_{norm} (mA min patient⁻¹)] and workload distribution, normalized to primary beam distance $d_p = 1$ m.*

Workload Distribution ^a	W_{norm} (mA min patient ⁻¹) ^{b,c}	K_p^1 (mGy patient ⁻¹) ^d
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	0.6	2.3
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	1.9	5.2
<i>Rad Tube (R&F Room)</i>	1.5	5.9
<i>Chest Room</i>	0.22	1.2

^aThe workload distributions are those surveyed by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a), given in Table 4.2.

^bAs discussed in Section 4.1.4, values of W_{norm} given in this Table can be modified by use of a multiplier term $W_{\text{site}}/W_{\text{norm}}$ if necessary to allow for different workloads per patient at a particular site.

^cFor the indicated clinical installations, W_{norm} is the average workload per patient.

^dThese values for primary air kerma ignore the attenuation available in the radiographic table and image receptor.

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, pág. 41)

**ANEXO J: VALORES DE KERMA EN AIRE PARA BARRERAS SECUNDARIAS
PROTOCOLO NCRP N° 147**

TABLE 4.7—Unshielded leakage, scattered and total secondary air kermas (in mGy patient⁻¹) for the indicated workload distributions at $d_S = d_L = 1$ m. The workload distributions and total workloads per patient (W_{norm}) for the indicated clinical sites are the average per patient surveyed by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a), listed in Table 4.2. The primary field size F (in cm²) is known at primary distance d_P . Side-scattered radiation is calculated for 90 degree scatter. Forward- and backscattered radiations are calculated for 135 degree scatter.^a Leakage radiation technique factors are 150 kVp at 3.3 mA to achieve 0.876 mGy h⁻¹ (100 mR h⁻¹) for all tubes except mammography, which assumes leakage radiation technique factors of 50 kVp at 5 mA.

Workload Distribution	W_{norm} (mA min patient ⁻¹)	F (cm ²) at d_P (m)	Unshielded Air Kerma (mGy patient ⁻¹) at 1 m					
			Leakage	Side-Scatter	Leakage and Side-Scatter (K_{sec}^1) ^b	Forward/Backscatter	Leakage and Forward/Backscatter (K_{sec}^1) ^c	
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.5	1,000	1.00	5.3×10^{-4}	3.4×10^{-2}	3.4×10^{-2}	4.8×10^{-2}	4.9×10^{-2}
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	0.60	1,535 ^d	1.83	3.9×10^{-4}	4.9×10^{-3}	5.3×10^{-3}	6.9×10^{-3}	7.3×10^{-3}
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	1.9	1,000	1.00	1.4×10^{-4}	2.3×10^{-2}	2.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}
<i>Fluoroscopy Tube (R&F room)</i>	13	730 ^e	0.80	1.2×10^{-2}	3.1×10^{-1}	3.2×10^{-1}	4.4×10^{-1}	4.6×10^{-1}
<i>Rad Tube (R&F room)</i>	1.5	1,000	1.00	9.4×10^{-4}	2.8×10^{-2}	2.9×10^{-2}	3.9×10^{-2}	4.0×10^{-2}
<i>Chest Room</i>	0.22	1,535 ^d	2.00	3.8×10^{-4}	2.3×10^{-3}	2.7×10^{-3}	3.2×10^{-3}	3.6×10^{-3}
<i>Mammography Room^f</i>	6.7	720 ^g	0.58	1.1×10^{-5}	1.1×10^{-2}	1.1×10^{-2}	4.9×10^{-2}	4.9×10^{-2}
<i>Cardiac Angiography</i>	160	730 ^e	0.90	8.8×10^{-2}	2.6	2.7	3.7	3.8
<i>Peripheral Angiography^h</i>	64	730 ^e	0.90	3.4×10^{-3}	6.6×10^{-1}	6.6×10^{-1}	9.5×10^{-1}	9.5×10^{-1}

^aTo be conservatively safe, the somewhat higher values for backscattered radiation (135 degrees) are used for both backscattered and forward-scattered (30 degrees) radiations (see Figure C.1).

^bThe total secondary air kerma from both leakage and side-scattered radiations.

^cThe total secondary air kerma from both leakage and forward/backscattered radiations.

^dThe area of a 36 × 43 cm (14 × 17 inches) field.

^eThe area of a 30.5 cm (12 inches) diameter image intensifier.

^fCalculations have shown that 3.6×10^{-2} mGy patient⁻¹ is a conservatively safe maximum value for K_{sec}^1 for all barriers for a standard four-view mammographic examination, when evaluated at 1 m from the isocenter of the mammography unit (Simpkin, 1995) (Section 5.5). The entries in Table 4.7 were evaluated 1 m from the x-ray tube and patient.

^gThe area of a 24 × 30 cm cassette.

^hThe data in this Table for *Peripheral Angiography* also apply to *Neuroangiography*.

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, págs. 47-48)

**ANEXO K: PARÁMETROS DE AJUSTE DE LA TRANSMISIÓN PRIMARIA DE
AMPLIO HAZ PROTOCOLO NCRP N° 147**

TABLE B.1—Fitting parameters for transmission of broad primary x-ray beams to Equation A.2 (thickness *x* is input in millimeters).

Workload Distribution ^a	Lead			Concrete ^b			Gypsum Wallboard		
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.346	1.590×10^1	4.982×10^{-1}	3.626×10^{-2}	1.429×10^{-1}	4.932×10^{-1}	1.420×10^{-2}	5.781×10^{-2}	7.445×10^{-1}
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	2.264	1.308×10^1	5.600×10^{-1}	3.552×10^{-2}	1.177×10^{-1}	6.007×10^{-1}	1.278×10^{-2}	4.848×10^{-2}	8.609×10^{-1}
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	2.651	1.656×10^1	4.585×10^{-1}	3.994×10^{-2}	1.448×10^{-1}	4.231×10^{-1}	1.679×10^{-2}	6.124×10^{-2}	7.356×10^{-1}
<i>Fluoroscopy Tube (R&F room)</i>	2.347	1.267×10^1	6.149×10^{-1}	3.616×10^{-2}	9.721×10^{-2}	5.186×10^{-1}	1.340×10^{-2}	4.283×10^{-2}	8.796×10^{-1}
<i>Rad Tube (R&F room)</i>	2.295	1.300×10^1	5.573×10^{-1}	3.549×10^{-2}	1.164×10^{-1}	5.774×10^{-1}	1.300×10^{-2}	4.778×10^{-2}	8.485×10^{-1}
<i>Chest Room</i>	2.283	1.074×10^1	6.370×10^{-1}	3.622×10^{-2}	7.766×10^{-2}	5.404×10^{-1}	1.286×10^{-2}	3.505×10^{-2}	9.356×10^{-1}
<i>Mammography Room</i>	3.060×10^1	1.776×10^2	3.308×10^{-1}	2.577×10^{-1}	1.765	3.644×10^{-1}	9.148×10^{-2}	7.090×10^{-1}	3.459×10^{-1}
<i>Cardiac Angiography</i>	2.389	1.426×10^1	5.948×10^{-1}	3.717×10^{-2}	1.087×10^{-1}	4.879×10^{-1}	1.409×10^{-2}	4.814×10^{-2}	8.419×10^{-1}
<i>Peripheral Angiography^c</i>	2.728	1.852×10^1	4.614×10^{-1}	4.292×10^{-2}	1.538×10^{-1}	4.236×10^{-1}	1.774×10^{-2}	6.449×10^{-2}	7.158×10^{-1}
<i>Rad Room (all barriers)</i>	2.163×10^{-1}	3.101	5.745×10^{-1}	3.907×10^{-2}	1.069×10^{-1}	5.940×10^{-1}	7.616×10^{-3}	7.670×10^{-4}	1.027
<i>Rad Room (chest bucky)</i>	2.179×10^{-1}	2.677	7.209×10^{-1}	3.762×10^{-2}	9.751×10^{-2}	7.867×10^{-1}	7.142×10^{-3}	3.080×10^{-4}	1.617
<i>Rad Room (floor or other barriers)</i>	2.535×10^{-1}	2.740	4.297×10^{-1}	4.361×10^{-2}	1.082×10^{-1}	5.463×10^{-1}	7.915×10^{-3}	8.800×10^{-4}	9.790×10^{-1}
<i>Fluoroscopy Tube (R&F room)</i>	2.323×10^{-1}	2.190	6.509×10^{-1}	3.901×10^{-2}	8.588×10^{-2}	8.081×10^{-1}	7.089×10^{-3}	4.740×10^{-4}	1.580
<i>Rad Tube (R&F room)</i>	2.126×10^{-1}	2.568	6.788×10^{-1}	3.778×10^{-2}	9.365×10^{-2}	7.483×10^{-1}	7.162×10^{-3}	4.110×10^{-4}	1.541
<i>Chest Room</i>	2.500×10^{-1}	1.989	7.721×10^{-1}	3.866×10^{-2}	7.721×10^{-2}	9.843×10^{-1}	7.650×10^{-3}	-9.800×10^{-4}	8.083×10^{-2}
<i>Mammography Room</i>	5.998	4.291×10^1	3.927×10^{-1}	2.467×10^{-1}	1.654	3.694×10^{-1}	1.914×10^{-2}	4.166×10^{-2}	2.858×10^{-1}
<i>Cardiac Angiography</i>	2.533×10^{-1}	2.461	6.243×10^{-1}	4.025×10^{-2}	9.482×10^{-2}	7.523×10^{-1}	7.303×10^{-3}	7.220×10^{-4}	1.204
<i>Peripheral Angiography^c</i>	3.670×10^{-1}	3.260	5.036×10^{-1}	4.642×10^{-2}	1.203×10^{-1}	5.763×10^{-1}	8.103×10^{-3}	8.440×10^{-4}	9.754×10^{-1}

^aThe workload distributions are those surveyed by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a), listed in Table 4.2.

^bNote that the fitting parameters for concrete assume standard-weight concrete.

^cThe data in this Table for *Peripheral Angiography* also apply to *Neuroangiography*.

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, págs. 133-134)

**ANEXO L: PARÁMETROS DE AJUSTE DE LA TRANSMISIÓN SECUNDARIA DE
AMPLIO HAZ PROTOCOLO NCRP N° 147**

TABLE C.1—Fitting parameters of the broad-beam secondary transmission to Equation A.2 (thickness x is input in millimeters).^a

Workload Distribution ^b	Lead			Concrete ^c			Gypsum		Wallboard
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
30 kVp	3.879×10^1	1.800×10^2	3.560×10^{-1}	3.174×10^{-1}	1.725	3.705×10^{-1}	1.198×10^{-1}	7.137×10^{-1}	3.703×10^{-1}
50 kVp	8.801	2.728×10^1	2.957×10^{-1}	9.030×10^{-2}	1.712×10^{-1}	2.324×10^{-1}	3.880×10^{-2}	8.730×10^{-2}	5.105×10^{-1}
70 kVp	5.369	2.349×10^1	5.883×10^{-1}	5.090×10^{-2}	1.697×10^{-1}	3.849×10^{-1}	2.300×10^{-2}	7.160×10^{-2}	7.300×10^{-1}
100 kVp	2.507	1.533×10^1	9.124×10^{-1}	3.950×10^{-2}	8.440×10^{-2}	5.191×10^{-1}	1.470×10^{-2}	4.000×10^{-2}	9.752×10^{-1}
125 kVp	2.233	7.888	7.295×10^{-1}	3.510×10^{-2}	6.600×10^{-2}	7.832×10^{-1}	1.200×10^{-2}	2.670×10^{-2}	1.079
150 kVp	1.791	5.478	5.678×10^{-1}	3.240×10^{-2}	7.750×10^{-2}	1.566	1.040×10^{-2}	2.020×10^{-2}	1.135
Rad Room (all barriers)	2.298	1.738×10^1	6.193×10^{-1}	3.610×10^{-2}	1.433×10^{-1}	5.600×10^{-1}	1.380×10^{-2}	5.700×10^{-2}	7.937×10^{-1}
Rad Room (chest bucky)	2.256	1.380×10^1	8.837×10^{-1}	3.560×10^{-2}	1.079×10^{-1}	7.705×10^{-1}	1.270×10^{-2}	4.450×10^{-2}	1.049
Rad Room (floor or other barriers)	2.513	1.734×10^1	4.994×10^{-1}	3.920×10^{-2}	1.464×10^{-1}	4.486×10^{-1}	1.640×10^{-2}	6.080×10^{-2}	7.472×10^{-1}
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.322	1.291×10^1	7.575×10^{-1}	3.630×10^{-2}	9.360×10^{-2}	5.955×10^{-1}	1.330×10^{-2}	4.100×10^{-2}	9.566×10^{-1}
Rad Tube (R&F room)	2.272	1.360×10^1	7.184×10^{-1}	3.560×10^{-2}	1.114×10^{-1}	6.620×10^{-1}	1.290×10^{-2}	4.570×10^{-2}	9.355×10^{-1}
Chest Room	2.288	9.848	1.054	3.640×10^{-2}	6.590×10^{-2}	7.543×10^{-1}	1.300×10^{-2}	2.970×10^{-2}	1.195
Mammography Room	2.991×10^1	1.844×10^2	3.550×10^{-1}	2.539×10^{-1}	1.8411	3.924×10^{-1}	8.830×10^{-2}	7.526×10^{-1}	3.786×10^{-1}
Cardiac Angiography	2.354	1.494×10^1	7.481×10^{-1}	3.710×10^{-2}	1.067×10^{-1}	5.733×10^{-1}	1.390×10^{-2}	4.640×10^{-2}	9.185×10^{-1}
Peripheral Angiography ^d	2.661	1.954×10^1	5.094×10^{-1}	4.219×10^{-2}	1.559×10^{-1}	4.472×10^{-1}	1.747×10^{-2}	6.422×10^{-2}	7.299×10^{-1}
30 kVp	7.408	4.249×10^1	4.061×10^{-1}	3.060×10^{-1}	1.620	3.793×10^{-1}	2.159×10^{-2}	3.971×10^{-2}	2.852×10^{-1}
50 kVp	1.817	4.840	4.021×10^{-1}	9.721×10^{-2}	1.799×10^{-1}	4.912×10^{-1}	1.076×10^{-2}	1.862×10^{-3}	1.170
70 kVp	7.149×10^{-1}	3.798	5.381×10^{-1}	5.791×10^{-2}	1.357×10^{-1}	5.968×10^{-1}	8.550×10^{-3}	5.390×10^{-4}	1.194
100 kVp	3.424×10^{-1}	2.456	9.388×10^{-1}	4.279×10^{-2}	8.948×10^{-2}	1.029	7.230×10^{-3}	8.940×10^{-4}	1.316
125 kVp	2.138×10^{-1}	1.690	1.086	3.654×10^{-2}	5.790×10^{-2}	1.093	6.587×10^{-3}	-1.140×10^{-3}	1.172
150 kVp	1.511×10^{-1}	1.124	1.151	3.267×10^{-2}	4.074×10^{-2}	1.134	6.027×10^{-3}	-1.630×10^{-3}	1.440
Rad Room (all barriers)	2.191×10^{-1}	3.490	7.358×10^{-1}	3.873×10^{-2}	1.054×10^{-1}	6.397×10^{-1}	7.552×10^{-3}	7.370×10^{-4}	1.044
Rad Room (chest bucky)	2.211×10^{-1}	2.836	1.123	3.749×10^{-2}	8.710×10^{-2}	9.086×10^{-1}	7.058×10^{-3}	2.290×10^{-4}	1.875
Rad Room (floor or other barriers)	2.440×10^{-1}	3.012	5.019×10^{-1}	4.299×10^{-2}	1.070×10^{-1}	5.538×10^{-1}	7.887×10^{-3}	8.770×10^{-4}	9.800×10^{-1}
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.331×10^{-1}	2.213	8.051×10^{-1}	3.886×10^{-2}	8.091×10^{-2}	8.520×10^{-1}	7.057×10^{-3}	4.220×10^{-4}	1.664
Rad Tube (R&F room)	2.149×10^{-1}	2.695	8.768×10^{-1}	3.762×10^{-2}	8.857×10^{-2}	8.087×10^{-1}	7.102×10^{-3}	3.450×10^{-4}	1.698
Chest Room	2.518×10^{-1}	1.829	1.273	3.866×10^{-2}	6.270×10^{-2}	1.128	7.485×10^{-3}	-8.100×10^{-4}	9.459×10^{-2}
Mammography Room	5.798	4.412×10^1	4.124×10^{-1}	2.404×10^{-1}	1.709	3.918×10^{-1}	1.888×10^{-2}	4.172×10^{-2}	2.903×10^{-1}
Cardiac Angiography	2.530×10^{-1}	2.592	7.999×10^{-1}	4.001×10^{-2}	9.030×10^{-2}	8.019×10^{-1}	7.266×10^{-3}	6.740×10^{-4}	1.235
Peripheral Angiography ^d	3.579×10^{-1}	3.466	5.600×10^{-1}	4.612×10^{-2}	1.198×10^{-1}	5.907×10^{-1}	8.079×10^{-3}	8.470×10^{-4}	9.742×10^{-1}

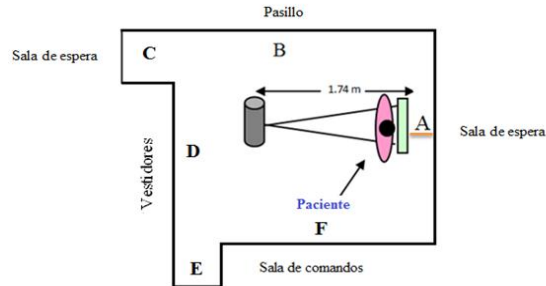
^aThe appropriateness of the fits should not be assumed for barrier thicknesses beyond those plotted in Figures C.2 through C.7.
^bThe 30 kVp and Mammography Room data are for molybdenum-anode x-ray tubes. All other data are for tungsten-anode tubes.
^cThe fitting parameters (α , β and γ) for concrete assume standard-weight concrete.
^dThe data in this Table for Peripheral Angiography also apply to Neuroangiography.
^eAdditional fitting parameters (α , β and γ) for 25 and 35 kVp molybdenum-anode x-ray tube secondary transmission curves for wood are (2.290×10^{-2} , 4.341×10^{-2} , and 1.937×10^{-1}) for 25 kVp and (1.882×10^{-2} , 3.878×10^{-2} , and 3.825×10^{-1}) for 35 kVp.

Fuente: (NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, 2004, págs. 147-148)

ANEXO M: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA PRIMARIA APLICANDO EL PROTOCOLO NCRP N° 147 (EXCEL)

Cálculo de Blindaje para Barrera Primaria

Pared A de la sala de rayos X dedicada a radiología digital, que sonorta el bucky vertical.



Institución: Hospital IESS Riobamba
Sala: Radiología
Fecha:

Barrera: Pared
Dependencia contigua: Sala de espera
Símbolo en el plano: A

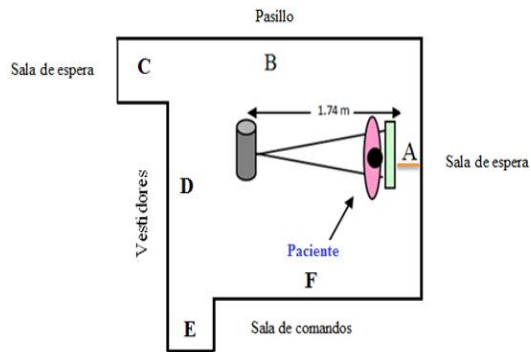
DATOS GENERALES	SÍMBOLOS	VALORES
Factor de uso de la barrera	U	1
Factor de ocupación	T	1/5
Clasificación de zona		Libre acceso
Dosis semanal (mGy/semana)	P	0,02
DATOS DE CARGA SEMANAL		
Carga semanal (paciente/semana)	N	160
Kerma primario en aire (mGy/paciente)	K_p^1	2,3
DISTANCIAS DE CÁLCULO		
Distancias foco_barrera (m)	d_p	1,74
PARÁMETROS DE TRANSMISIÓN		
Radiación α (mm ⁻¹)	α	2,264
Radiación β (mm ⁻¹)	β	13,08
Radiación γ	γ	0,56
SPESOR PLOMO ($X_{barrera}$) (mm Pb)		1,583
<u>Espesor equivalente en otros materiales</u>		
Ladrillo de arcilla		187,044

Realizado por: Paulina Morocho B.

ANEXO N: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA PRIMARIA APLICANDO LA GUÍA DE SEGURIDAD (CSN) N° 5.11 (EXCEL)

Cálculo de Blindaje para Barrera Primaria

Pared A de la sala de rayos X dedicada a radiología digital, que soporta el bucky vertical.



Institución: Hospital IESS Riobamba
Sala: Radiología
Fecha:

Barrera: Pared
Dependencia contigua: Sala de espera
Símbolo en el plano: A

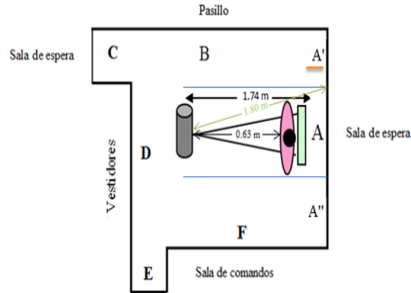
DATOS GENERALES	SÍMBOLOS	VALORES
Factor de uso	U	1/4
Factor de ocupación	T	1/4
Clasificación de zona		Libre acceso
Límite semanal (mSv/sem)	H _w	0.02
DATOS DE CARGA SEMANAL		
Carga semanal (mA.min)	W	40
Tensión máxima (50-150)	KVp	150
Rendimiento (mSv. m ² /mA.min)	Γ	20
DISTANCIAS DE CÁLCULO		
Distancias foco_barrera (m)	d	1.74
FACTOR DE ATENUACIÓN		
	A	600,73
ESPESOR PLOMO (DIN 6812) (mm)		
		1,75
Espesor equivalente en otros materiales		
Ladrillo de arcilla		205,56

Realizado por: Paulina Morocho B.

ANEXO O: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA SECUNDARIA APLICANDO EL PROTOCOLO NCRP N° 147 (EXCEL)

Cálculo de Blindaje para Barrera Secundaria A'

Sección A' de pared A de la sala de rayos X dedicada a radiología digital, que soporta el bucky vertical.



Institución: Hospital IESS Riobamba
Sala: Radiología
Fecha:

Barrera: Dependencia contigua:
Símbolo en el plano:

Pared Sala de espera A'

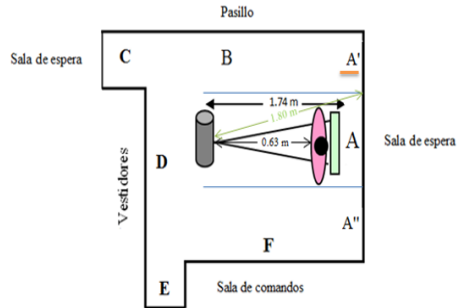
DATOS GENERALES	SÍMBOLOS	VALORES DISPERSIÓN	VALORES FUGA
Factor de uso	U	1	
Factor de ocupación	T	1/4	
Clasificación de zona		Libre acceso	
Dosis semanal (mGy/semana)	P	0,02	
DATOS DE CARGA SEMANAL			
Carga semanal (paciente/semana)	N	160	
Kerma primario en aire (mGy/paciente)	K_p^1		0,023
KERMAS EN AIRE			
Fuga			0,00039
Dispersión lateral		0,0049	
DISTANCIAS DE CÁLCULO			
Distancia foco-paciente (m)	d_p	1,80	
Distancia radiación dispersa paciente-barrera (m)	d_s	0,63	
Distancia radiación de fuga foco-barrera (m)	d_L		1,74
PARÁMETROS DE TRANSMICIÓN			
Radiación α (mm ⁻¹)	α	2,298	
Radiación β (mm ⁻¹)	β	13,8	
Radiación γ	γ	0,8837	
KERMA EN AIRE PRIMARIO	$K_p(0)$	0,834	
KERMA EN AIRE SECUNDARIO	$K_{sec}^1(0)$	0,921	
KERMA EN AIRE DEL ÁREA OCUPADA	K_{sec}	1,756	
ESPESOR PLOMO ($X_{barrier}$) (mm Pb)		1,956	
Espesor equivalente en otros materiales			
Ladrillo de arcilla		128,48	

Realizado por: Paulina Morocho B.

ANEXO P: CÁLCULO DE BLINDAJE PARA BARRERA SECUNDARIA APLICANDO LA GUÍA DE SEGURIDAD (CSN) N° 5.11 (EXCEL)

Cálculo de Blindaje para Barrera Secundaria A'

Sección A' de pared A de la sala de rayos X dedicada a radiología digital, que soporta el bucky vertical.



Institución: Hospital IESS Riobamba
Sala: Radiología
Fecha:

Barrera: Pared
Dependencia contigua: Sala de espera
Símbolo en el plano: A'

DATOS GENERALES	SÍMBOLOS	VALORES DISPERSIÓN	VALORES FUGA
Factor de uso	U	1	
Factor de ocupación	T	1/4	
Clasificación de zona		Libre acceso	
Límite semanal (mSv)	H _w	0,02	

DATOS DE CARGA SEMANAL			
Carga máxima fuga (mA.min)	Q _h	200	
Carga semanal (mA.min)	W	40	
Tensión máxima (50-150)	KVp	150	
Rendimiento (mSv.m ² /mA.min)	Γ	20	
Factor corrección radiación fuga	f	1	
Capa hemirreductora fuga	CHR	0,29	

DISTANCIAS DE CÁLCULO			
Distancia foco-paciente (m)	d _p	1,11	
Distancia paciente-barrera (m)	d _s	1,8	
Distancia foco-barrera (m)	d	1,74	

PÁRAMETROS DE DISPERSIÓN			
Tamaño de campo (cm ²)	S	1864,5124	
Factor de dispersión	a	0,002	

FACTOR DE ATENUACIÓN			
	A	17,16	
		0,011	

ESPESOR PLOMO (DIN 6812) (mm)			
		0,5	1,874
		1,374	

ESPESOR TOTAL (mm Pb)	
	1,874

Esesor equivalente en otros materiales

Ladrillo de arcilla	219,35
---------------------	--------

Realizado por: Paulina Morocho B