



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

DOSIS DE RADIACIÓN AL PERSONAL DE ANESTESIA
EN PROCEDIMIENTOS DE RADIOLOGÍA
INTERVENCIONISTA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICA BIOMÉDICA

P R E S E N T A :

DIANA LÓPEZ ÁNGELES

TUTOR

DRA. XÓCHITL LÓPEZ RENDÓN
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN



CIUDAD UNIVERSITARIA, Cd. Mx., 2020



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Hoja de datos del jurado

1. Datos del alumno

López
Ángeles
Diana
5548427897
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias
Física Biomédica
313306390

2. Datos del tutor

Dra.
Xóchitl
López
Rendón

3. Datos del tutor

Dra.
María Isabel
Gamboa
de Buen

4. Datos del sinodal 1

M. en C.
Patricia Raquel
Avilés
Mandujano

5. Datos del sinodal 2

Dra.
Olga Leticia
Ávila
Aguierre

6. Datos del sinodal 3

M. en C.
Jaime Alberto
Rodríguez
López

7. Datos del trabajo escrito

Dosis al personal de anestesia en procedimientos de radiología intervencionista

92 p

2020

A Elisa Mosqueda Herrera

Agradecimientos

A mi directora de tesis, la Dra. Xóchitl López Rendón, por haberme aceptado como su alumna. Por su confianza, orientación y paciencia a lo largo del desarrollo de este proyecto, pero sobre todo por sus valiosos consejos y amistad. Muchas gracias.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen, mi codirectora de tesis, a quien debo mi amor y pasión por la dosimetría. Gracias por todas las enseñanzas y el tiempo que pasamos juntas, no tengo las palabras suficientes para agradecerle que sea parte de mi vida.

A la Dra. Guerda Massillon y al M. en C. Eduardo López Pineda, por su apoyo en la calibración de los dosímetros TL utilizados este proyecto.

Al Departamento de Terapia Endovascular del INNN, por permitirme trabajar en sus instalaciones y a todo el personal que participó activamente en las mediciones.

Al Dr. Ricardo Méndez Fragoso, por ser un apoyo incondicional a lo largo de mis estudios de licenciatura y por su increíble amistad.

Me gustaría agradecer a mi equipo favorito, mi familia. A mis padres, Ana Luisa y José Álvaro, que me han apoyado y motivado a seguir adelante sin importar que tan difícil sea la situación en la que me encuentre. Por soportar mis días de mal humor, que han sido muchos, y por celebrar cada uno de mis logros. Sin ustedes esto no hubiera sido posible.

A mi hermanita, Brenda, quien ha sido mi cómplice durante toda mi vida, gracias por haberme escuchado en mis momentos más tristes y por ser uno de mis motivos para seguir, eres y siempre serás mi persona favorita. Te amo con todo el corazón.

A mi hermano, Christian, quien me ha motivado a seguir mis sueños y superarme en todo momento, pero sobre todo porque me ha enseñado que lo único imposible es aquello que no se intenta.

A mis amigos de la licenciatura, a quienes conocí en diferentes momentos y bajo circunstancias que ni yo me hubiera imaginado. A José María, por tu valiosa amistad y compañía desde el primer día de universidad, tienes un lugar especial en mi corazón,

hoy y siempre. A Saúl, por todas esas platicas interminables y los desayunos compartidos, pero sobre todo por ser un gran apoyo y cuidarme en todo momento. A Juan Samuel, por tu confianza y por darme la oportunidad de ser tu amiga, tu amistad es de las cosas que más valoro. A Esteban, porque juntos superamos nuestro orgullo y retomamos nuestra amistad en contra de todo pronóstico, espero nuestra amistad sea eterna. A Carol, sin ti la carrera no hubiera sido lo mismo, eres alguien excepcional. A Javier, Mariana y Andrea, gracias por todas las risas interminables y por todos los momentos que pasamos juntos, no los cambiaría por nada.

Índice general

Agradecimientos	IV
1. Introducción	1
1.1. Objetivo	2
2. Conceptos básicos	3
2.1. Radiación	3
2.2. Interacción de los fotones con la materia	3
2.2.1. Efecto fotoeléctrico	4
2.2.2. Efecto-Compton	5
2.2.3. Producción de pares	6
2.2.4. Atenuación	6
2.2.5. Capa hemirreductora y energía efectiva	7
2.3. Producción de rayos X	8
2.3.1. Rayos X característicos	9
2.3.2. Rayos X de Bremsstrahlung	9
2.4. Funcionamiento de un tubo de rayos X	9
2.5. Espectro de rayos X	10
2.5.1. Caracterización de un haz de rayos X	11
2.6. Magnitudes que describen el campo de radiación	11
2.6.1. Kerma	12
2.6.2. Dosis absorbida	13
2.6.3. Equilibrio de partícula cargada	13
2.6.4. Relación entre kerma y dosis	13
2.7. Magnitudes relevantes en protección radiológica	14
2.7.1. Dosis equivalente	14
2.7.2. Dosis efectiva	15
2.7.3. Limitación de dosis	16
2.8. Dosimetría	17
2.8.1. Dosimetría termoluminiscente	17
2.8.2. Cámara de ionización	20
3. Materiales y metodología	21
3.1. Equipo de fluoroscopia	21
3.2. Personal	22

3.3. Estudios	22
3.4. Calidad del haz	22
3.5. Dosimetría termoluminiscente	23
3.5.1. Tratamiento térmico	23
3.5.2. Lectura de los dosímetros termoluminiscentes	24
3.5.3. Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes	25
3.5.4. Determinación del área bajo la curva de brillo	25
3.6. Medición en estudios de fluoroscopia	26
3.6.1. Colocación de los dosímetros termoluminiscentes en el personal	26
3.6.2. Colocación del personal durante los procedimientos intervencionistas	27
3.6.3. Registro de datos	28
3.7. Calibración de los dosímetros TL	31
3.7.1. Equipo y material utilizado	31
3.7.2. Kerma en aire en el seno del aire	31
3.7.3. Curva de calibración	31
3.8. Correcciones por retrodispersión	32
3.9. Dosis recibida por el personal	35
3.9.1. Dosis de entrada	35
3.9.2. Dosis equivalente	35
3.9.3. Dosis efectiva	36
3.10. Comparación con el límite de dosis efectiva anual	37
4. Resultados	38
4.1. Estudios	38
4.2. Calidad del haz	39
4.3. Dosimetría termoluminiscente	42
4.3.1. Caracterización de los dosímetros	42
4.3.2. Curvas de brillo	42
4.4. Calibración de los dosímetros TL	44
4.4.1. Kerma en el seno del aire	44
4.4.2. Curvas de calibración	44
4.5. Correcciones por retrodispersión	46
4.6. Dosis recibida por el personal	46
4.6.1. Dosis equivalente	46
4.6.2. Dosis efectiva	54
4.7. Comparación con el límite de dosis efectiva anual	55
5. Discusión de resultados	56
5.1. Dosis recibida por el personal	56
5.1.1. Dosis equivalente	56
5.1.2. Dosis efectiva	59
5.2. Comparación con el límite de dosis efectiva anual	60
6. Conclusiones	61

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	VIII
Apéndice	66
A. Propagación de incertidumbres	67
B. Dosis equivalente recibida por el personal	72
C. Recomendaciones de protección radiológica para el personal	79

Índice de figuras

2.1. Regiones predominantes para cada tipo de interacción.	4
2.2. Esquema del efecto fotoeléctrico [SSH ⁺ 09].	5
2.3. Esquema del efecto Compton [SSH ⁺ 09].	5
2.4. Esquema de la producción de pares [SSH ⁺ 09].	6
2.5. Geometría de haz angosto [Att86]	7
2.6. Curva exponencial de atenuación de rayos X.	8
2.7. Diagrama de los componentes principales de un tubo de rayos X y su carcasa [BSLB12].	10
2.8. Espectro de rayos X de electrones con energía cinética de 100 keV golpeando un blanco de tungsteno. A: sin filtración. B: Filtrado con 0.01 mm de Wolframio. C: Adicionalmente filtrado con 2 mm de Al. D: Filtrado a través de 0.15 mm Cu y 3.9 mm Al más la filtración inherente del blanco [Att86].	11
2.9. Diagrama de la caracterización de un haz de radiación que pasa por un punto P en términos de la radiación que atraviesa la superficie esférica S [Att86]	12
2.10. Curva de brillo de un dosímetro TLD-100	19
3.1. Equipos de angiografía utilizados en este trabajo. a) Angiógrafo Axiom Artis DBA, b) Angiógrafo Artis Zeego.	21
3.2. Diseño experimental utilizado para caracterizar la calidad del haz.	23
3.3. a) Lector Termoluminiscente Harshaw TLD TM Modelo 3500, b) Colocación del dosímetro en la plancheta para su lectura (Rotunda Scientific Technologies, s/f).	24
3.4. Región de interés obtenida con el software WinREMS, donde las líneas verticales indican de que punto a qué punto se está realizando la estimación del área bajo la curva.	26
3.5. Esquema de posicionamiento de los dosímetros TLD-100 en el personal del departamento de terapia endovascular.	27
3.6. Esquema de colocación del personal durante los procedimientos de radiología intervencionista.	28
3.7. Esquema de un ser humano donde se colocaron los dosímetros una vez concluido el procedimiento.	29
3.8. Ejemplo de un protocolo de examen proporcionado por el equipo de angiografía.	30

3.9. Diseño experimental utilizado para realizar la irradiación de los dosímetros termoluminiscentes.	32
3.10. Espectro de rayos-X calculado con SpekCalc versión 2.	33
3.11. Espectro de rayos-X utilizado para realizar las simulaciones.	34
3.12. Geometrías utilizadas para realizar las simulaciones según la región anatómica con distintos materiales dispersores: a) tórax, b) ojo, c) tiroides sin collarín plomo equivalente, d) rodilla, e) mano, f) tiroides con collarín plomo equivalente.	34
4.1. Curva de estabilización de la cámara de ionización Exradin A12 . . .	39
4.2. Carga colectada por la cámara de ionización en función del espesor del material absorbedor.	40
4.3. Energía efectiva en función del coeficiente másico de atenuación. . . .	41
4.4. Curvas de brillo de los TLD-100 colocados en un anestesiólogo (columna izquierda) y un médico residente (columna derecha) en las siguientes regiones anatómicas: a, b) ojo derecho, c, d) debajo del mandil, e, f) sobre el mandil, g, h) mano izquierda, i, j) rodilla izquierda. Nótese que los límites en escala del eje y, corresponden a la intensidad termoluminiscente, son diferentes para cada curva.	43
4.5. Kerma en aire en el seno de aire como función de la Respuesta TL de los lotes de dosímetros utilizados en este trabajo.	45
4.6. Dosis equivalente en diferentes regiones para el personal en función del número de imágenes tomadas en los estudios de fluoroscopia.	47
4.7. Dosis equivalente para el personal en la región de tórax sobre y debajo del mandil plomo equivalente en función del número de procedimiento.	48
4.8. Dosis equivalente para el personal en la región de tiroides en función del número de procedimiento.	49
4.9. Dosis equivalente promedio por región anatómica según el tipo de procedimiento.	50
4.10. Dosis equivalente promedio al cristalino por procedimiento de tres médicos intervencionistas, de los cuales sólo el médico A hace uso de lentes plomados.	53
4.11. Dosis efectiva por procedimiento calculada para el personal según el tipo de procedimiento llevado a cabo en el departamento.	54
4.12. Dosis efectiva acumulada recibida por el personal según el tipo de procedimiento.	54

Índice de tablas

2.1. Factores de ponderación por tipo de radiación w_R (ICRP 103)	15
2.2. Factores de ponderación de los tejidos w_T (ICRP 103)	16
2.3. Límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificadas	17
3.1. Tiempo de irradiación y kerma en aire para la construcción de las curvas de calibración.	32
3.2. Valores de ECC en Sv/Gy reportados por Kicken P. et al [KKS+99]. .	36
3.3. Valores de ECC en Sv/Gy calculados con los factores de ponderación por tejido (w_T) reportados en el ICRP-103.	37
4.1. Tipo de estudios en los cuales se realizaron mediciones.	38
4.2. Factores de retrodispersión para cada región anatómica estimados mediante el código Monte Carlo PENELOPE.	46
4.3. Dosis equivalente promedio por procedimiento al tórax sobre y debajo del mandil plomo equivalente. El factor de protección se calculó haciendo el cociente de la dosis equivalente a tórax sobre mandil entre la del debajo del mandil.	49
4.4. Dosis equivalente promedio del personal en μSv y diferencia porcentual de la dosis recibida por el personal con respecto a la dosis promedio recibida por el médico 1 en procedimientos terapéuticos. La diferencia porcentual se calculó como: $\frac{H_{T,miembro\ del\ personal} \cdot 100\%}{H_{T,médico\ 1}} - 100\%$	51
4.5. Dosis equivalente promedio del personal en μSv y diferencia porcentual de la dosis recibida por el personal respecto a la dosis promedio recibida por el médico 1 en procedimientos diagnósticos. La diferencia porcentual se calculó como: $\frac{H_{T,miembro\ del\ personal} * 100\%}{H_{T,médico\ 1}} - 100\%$	52
4.6. Factores de ponderación por tejido (w_T) reportados en el ICRP-60 y en el ICRP-103.	55
4.7. Dosis efectiva anual del personal.	55

Capítulo 1

Introducción

La neurorradiología intervencionista también conocida como neurocirugía endovascular, se refiere al tratamiento de enfermedades vasculares del sistema nervioso central a través de un acceso endovascular [MV11], típicamente a través de la arteria femoral. Los fines de esta técnica son principalmente diagnósticos y terapéuticos, el primero se refiere a angiografías mientras que el segundo comprende embolizaciones y angioplastias.

Hoy en día, existe una creciente preocupación con respecto a la dosis de radiación impartida durante estos procedimientos de intervención, particularmente debido a la creciente frecuencia y complejidad de estas técnicas [JKM⁺01]. Por ello, la protección radiológica es necesaria en todas las circunstancias en que la radiación se aplica en medicina. No obstante, se debe prestar mayor atención a los procedimientos guiados por imágenes fluoroscópicas para los profesionales que permanecen en la sala durante el examen, como técnicos, anestesiólogos, enfermeras, etc [MBN15].

La participación de anestesiólogos en procedimientos fluoroscópicos como reparación endovascular de aneurisma (EVAR, por sus siglas en inglés) y neurorradiología intervencionista es cada vez más común lo que potencialmente los expone a mayores dosis de radiación [AUK⁺15]. Por un lado, poco se sabe sobre su exposición durante procedimientos endovasculares [AUK⁺15], y por otro lado, los pocos estudios donde se ha medido la exposición a la radiación de los anestesiólogos, han mostrado variabilidad en los resultados dependiendo los procedimientos en cuestión.

La exposición a la radiación del personal es una función de tres variables: tiempo, distancia y blindaje. Los anestesiólogos tienen menos control sobre el tiempo total de exposición al que se someten, ya que esto depende más del operador que realiza el procedimiento y de la complejidad del mismo. A su vez, el tiempo acumulado depende de la carga de trabajo o del número de casos realizados durante un período de tiempo determinado [IKSN10]. De tal forma que los dos factores más importantes para reducir la exposición a la radiación de los anestesiólogos son la distancia y el blindaje. La intensidad de radiación de una fuente puntual es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia a la fuente, por lo que los anestesiólogos pueden y

deben maximizar su distancia con el paciente. Sin embargo, existen límites prácticos y esta maniobra aumenta el espacio muerto en los tubos intravenosos y obliga a la máquina de anestesia y al ventilador a alejarse aún más de las vías respiratorias del paciente [ASM⁺11].

Aunque los anestesiólogos y los radiólogos usan mandiles protectores de material plomo equivalente, el estándar de práctica para los radiólogos intervencionistas también incluye el uso de lentes plomados. No obstante, no existe un estándar similar para los anestesiólogos y por consiguiente pueden ignorar que están parcialmente desprotegidos contra la radiación ionizante. Debido a eso, existe la hipótesis de que la exposición a la radiación del ojo no protegido del anestesiólogo podría estar en el mismo intervalo que la que llega al radiólogo [ASM⁺11].

Por todo lo anterior, no sólo es importante contar con estudios fiables y bien diseñados que puedan otorgar información fiable y precisa sobre el grado de exposición del personal de anestesia, sino también que los anestesiólogos comprendan los conceptos básicos de seguridad radiológica para mantener la exposición ocular y ocupacional al mínimo.

1.1. Objetivo

El objetivo de este trabajo es poder conocer la dosis de radiación del personal, en particular de los neuroanestesiólogos, que se encuentra trabajando en procedimientos de radiología intervencionista en el Departamento de Terapia Endovascular del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”.

Al final de trabajo, además de conocer la dosis del personal, se reconocerán y sugerirán buenas prácticas a los anestesiólogos de acuerdo con los principios de protección radiológica.

Capítulo 2

Conceptos básicos

2.1. Radiación

La radiación se define como energía en movimiento y se puede clasificar en dos categorías principales, radiación ionizante y no ionizante, según su capacidad de ionizar la materia. La radiación ionizante consiste en partículas que causan la separación de los electrones de átomos y moléculas, asimismo, se subdivide de acuerdo a los procesos por los que ionizan la materia en directa e indirectamente ionizante [IAEA05, CJULPJ12].

La radiación directamente ionizante consta de partículas cargadas, este tipo de radiación interactúa con la materia sobre todo mediante la fuerza de Coulomb, que les hace repeler o atraer electrones de átomos y moléculas en función de sus cargas. Por otro lado, la radiación indirectamente ionizante es producida por partículas sin carga. Los tipos más comunes de radiación indirectamente ionizante son los generados por fotones con energía superior a 10 keV (rayos X y rayos gamma) y todos los neutrones [CJULPJ12].

2.2. Interacción de los fotones con la materia

Un fotón viajando en un medio material interactuará con los átomos y núcleos del mismo mediante diferentes mecanismos como absorción o dispersión. Las interacciones de mayor importancia son:

- Efecto fotoeléctrico.
- Efecto Compton.
- Producción de pares.

La probabilidad o sección transversal para cada interacción depende de la energía ($E_\gamma = h\nu$) del fotón y del número atómico (Z) del medio [IAEA05], en la figura 2.1 se muestra la predominancia de cada uno de los efectos.

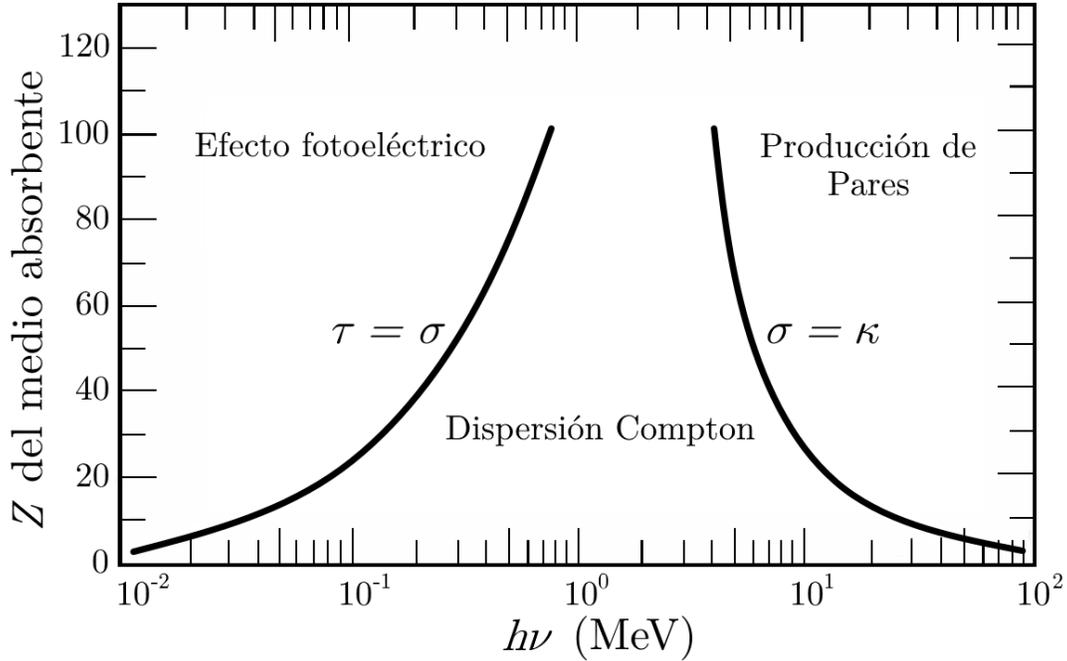


Figura 2.1: Regiones predominantes para cada tipo de interacción.

2.2.1. Efecto fotoeléctrico

Es el fenómeno de interacción de la radiación con la materia más importante para fotones de bajas energías (ver la Fig. 2.1). Este consiste en la interacción de un fotón de energía $h\nu$ con un electrón fuertemente ligado, con energía de enlace E_b .

Durante el proceso fotoeléctrico (ver la Fig. 2.2), el fotón transfiere su energía al electrón y es absorbido, dicha energía debe ser mayor que la de ligadura del electrón ($h\nu > E_b$). Usualmente, al electrón liberado se le denomina fotoelectrón y recibe una energía cinética T , dada por:

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

La probabilidad para producir un fotoelectrón es fuertemente dependiente de la Z del material y de la energía del fotón incidente y está dada por [CJ09]:

$$\sigma_e \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (2.2)$$

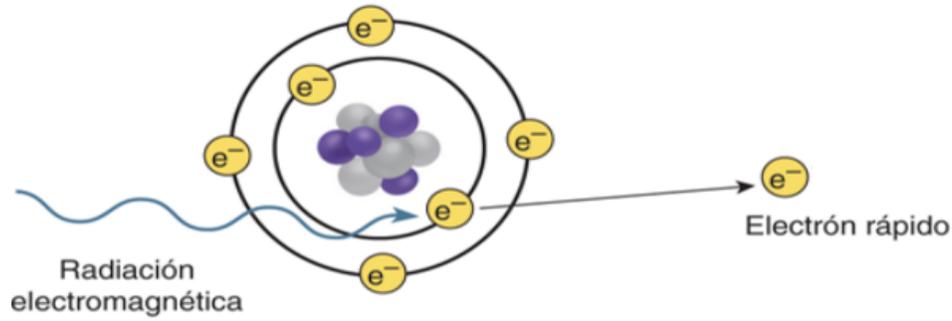


Figura 2.2: Esquema del efecto fotoeléctrico [SSH⁺09].

2.2.2. Efecto-Compton

El efecto Compton es una colisión elástica entre un fotón y un electrón "libre". Al interaccionar un fotón de energía $h\nu$ y momento $h\nu/c$ con un electrón del medio y cederle energía cinética, sale un fotón dispersado de energía $h\nu'$ y momento $h\nu'/c$ a un ángulo ϕ con respecto al fotón incidente y el electrón a un ángulo θ , como se muestra en la figura 2.3.

La energía del fotón dispersado se puede calcular a partir de la energía del fotón incidente y el ángulo (con respecto a la trayectoria del incidente) del fotón dispersado como:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{511 \text{ keV}} (1 - \cos \theta)} \quad (2.3)$$

Y la energía del electrón está dada por la ecuación [BSLB12]:

$$T = h\nu - h\nu' \quad (2.4)$$

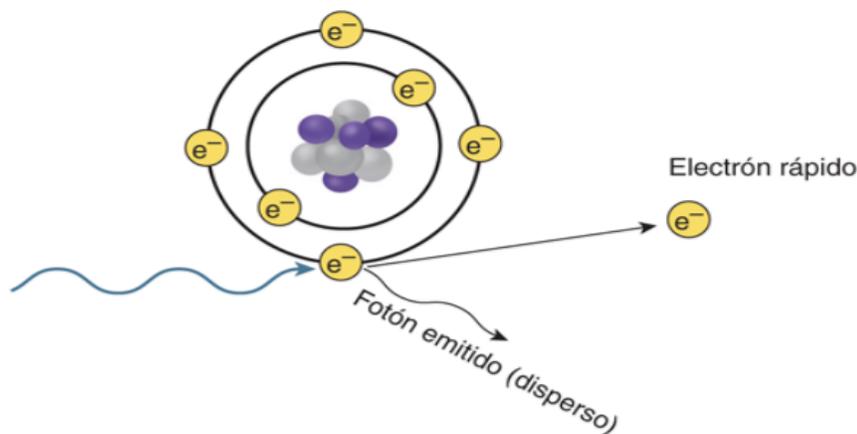


Figura 2.3: Esquema del efecto Compton [SSH⁺09].

Este tipo de interacción predomina en materiales de Z bajo en el intervalo de energía que va desde los 20 keV hasta los 30 MeV (ver la Fig. 2.1).

2.2.3. Producción de pares

En la producción de pares, un rayo X o gamma interacciona con el campo eléctrico del núcleo de un átomo. La energía del fotón se transforma en un par electrón-positrón (Fig. 2.4). El equivalente de energía de la masa en reposo de cada electrón es 511 keV, por ello el umbral de energía para que esta interacción pueda llevarse a cabo es 1.022 MeV. La energía de aquellos fotones que superen el umbral se transmite al electrón y al positrón como energía cinética. Finalmente, el electrón y el positrón pierden su energía cinética a través de la excitación, la ionización y la emisión de radiación de frenado [BSLB12].

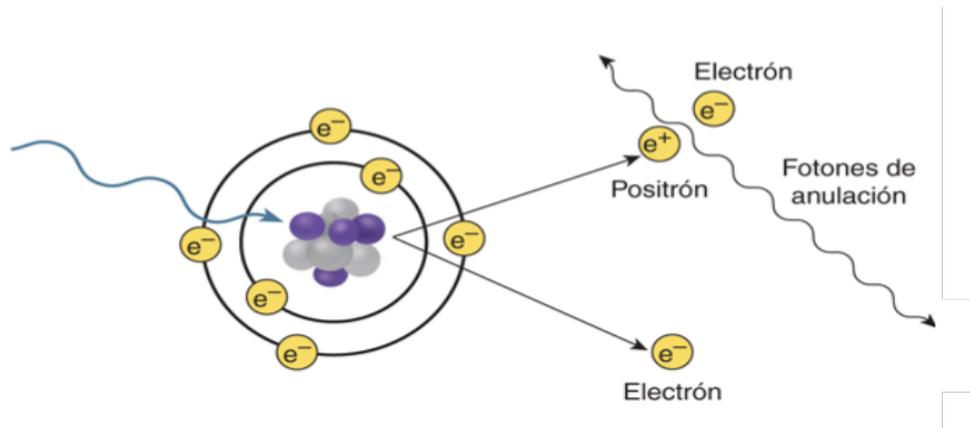


Figura 2.4: Esquema de la producción de pares [SSH⁺09].

Este proceso no ocurre en radiología diagnóstica ya que el umbral de energía para que suceda esta interacción está muy por encima incluso de las energías más altas utilizadas en las imágenes médicas.

2.2.4. Atenuación

La atenuación es la disminución de fotones de un haz de rayos X o rayos gamma a medida que pasa a través de la materia. La atenuación es causada por la absorción y la dispersión de los fotones primarios [BSLB12]. El parámetro más utilizado para la caracterización de la penetración de los fotones en un medio absorbente es el coeficiente lineal de atenuación μ . Este coeficiente depende de la energía $h\nu$ del fotón y del número atómico Z del material absorbente, y puede ser descrito como la probabilidad de interacción por unidad de longitud.

El coeficiente lineal de atenuación se determina experimentalmente mediante la técnica de geometría de haz angosto. La fuente se coloca lo suficientemente lejos del colimador con la finalidad de que el haz de rayos X sea casi paralelo y el detector se

encuentra lejos de los atenuadores de manera que sólo le lleguen los fotones primarios. En la figura 2.5, se muestra un material de grosor x colocado entre la fuente de radiación y el detector, de tal forma que el absorbedor disminuirá el kerma en aire $K_a(0)$ que mide el detector sin el material a $K_a(x)$.

En la sección 2.6.1 se describe con mayor detalle que es el kerma.

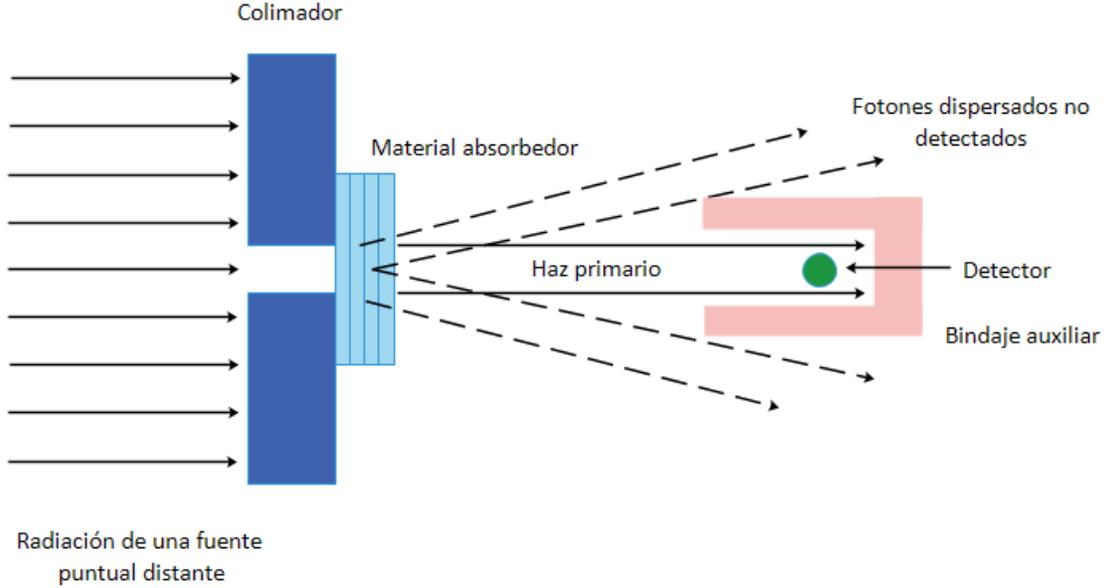


Figura 2.5: Geometría de haz angosto [Att86]

Una capa de espesor dx' dentro del material absorbente reduce el kerma en aire en dK_a y la reducción fraccional del kerma en aire, dK_a/K_a , es proporcional al coeficiente lineal de atenuación y el grosor dx' de la capa. Esta relación puede escribirse como:

$$-\frac{dK_a}{K_a} = \mu dx' \quad (2.5)$$

Integrando la ecuación anterior en el intervalo de 0 a x , se obtiene:

$$K_a(x) = K_a(0)e^{-\int_0^x \mu dx'} \quad (2.6)$$

Para un medio homogéneo, el coeficiente lineal de atenuación es constante y la ecuación (2.6) se reduce a [P+10]:

$$K_a(x) = K_a(0)e^{-\mu x} \quad (2.7)$$

2.2.5. Capa hemirreductora y energía efectiva

Se define como capa hemirreductora (CHR) al espesor de un material necesario para disminuir el kerma en aire a la mitad (ver la Fig. 2.6). Bajo condiciones de buena

geometría, i.e, geometría de haz angosto, la CHR puede ser calculada a partir de la ecuación (2.7):

$$\frac{K_a(x)}{K_a(0)} = \frac{1}{2} = e^{-\mu x} \quad (2.8)$$

$$\ln\left(\frac{1}{2}\right) = -\mu x_{\frac{1}{2}} \quad (2.9)$$

$$x_{\frac{1}{2}} = -\frac{\ln\left(\frac{1}{2}\right)}{\mu} \quad (2.10)$$

$$x_{\frac{1}{2}} = \frac{\ln(2)}{\mu} = \text{CHR} \quad (2.11)$$

Debido a que los rayos X utilizados en radiología diagnóstica son polienergéticos, es común trabajar con el concepto de energía efectiva [VPC12]. La energía efectiva de un espectro de rayos X se define como la energía de un haz monoenergético de fotones que tiene la misma capacidad de penetración (CHR) que el espectro de fotones [Spr87].

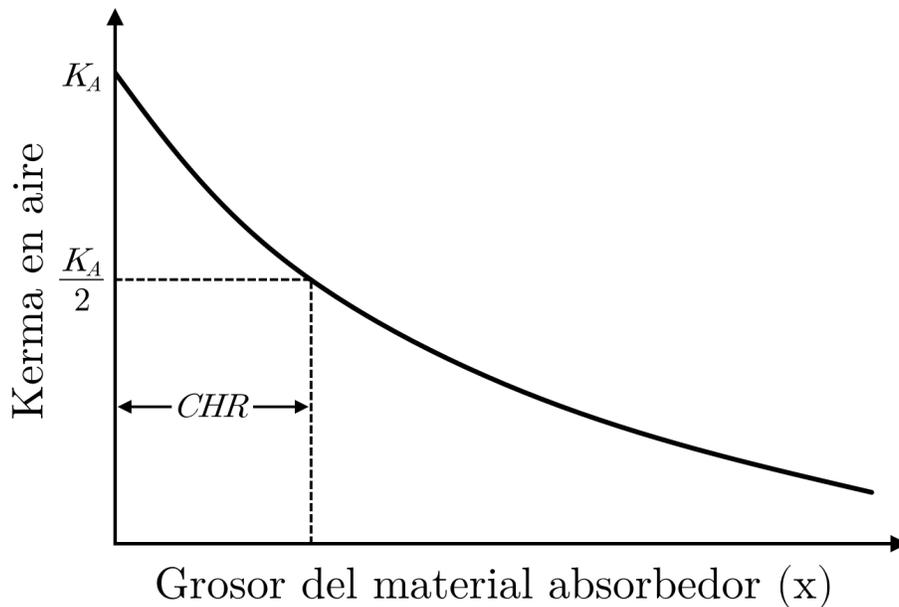


Figura 2.6: Curva exponencial de atenuación de rayos X.

2.3. Producción de rayos X

Los rayos X se producen cuando los electrones altamente energéticos interactúan con la materia, la mayor parte de la energía cinética del electrón se transforma en calor y sólo una pequeña fracción de la energía se emite en forma de fotones de rayos X, que se dividen en dos grupos: rayos X característicos y rayos X de frenado o de Bremsstrahlung [IAEA05].

2.3.1. Rayos X característicos

Los rayos X característicos resultan de las interacciones de Coulomb entre un electrón incidente y un electrón orbital; en dicha interacción el electrón orbital es expulsado y un electrón de una capa superior llena la vacante orbital resultante. Estas transiciones radiativas dan como resultado la emisión de fotones que se denominan radiación característica, ya que la energía $h\nu$ del fotón emitido es característica del átomo en el que se originó el fotón. [IAEA05, P⁺10].

2.3.2. Rayos X de Bremsstrahlung

A diferencia de los rayos X característicos, los rayos X de frenado se producen cuando un electrón altamente energético interacciona con el núcleo de un átomo. Como resultado, el electrón incidente es desacelerado y pierde parte de su energía cinética; la energía cinética perdida se irradia como un rayo x de energía equivalente.

La radiación de frenado es polienergética, es decir, no tiene la misma energía debido a que la desaceleración varía entre los electrones según su velocidad y cuan cerca se encuentran del núcleo. La desaceleración de los electrones depende también del número atómico del blanco. Los blancos de mayor número atómico (Z) son productores más eficientes de radiación Bremsstrahlung [Sel00].

2.4. Funcionamiento de un tubo de rayos X

Los tubos de rayos X están constituidos por un ánodo y un cátodo los cuales están contenidos en un tubo de vidrio al vacío (ver la Fig. 2.7). El ánodo es el electrodo positivo que generalmente es de tungsteno o de un material de alto número atómico y alto punto de fusión. El cátodo es un filamento, el cual al ser calentado libera electrones por ionización termoiónica y, gracias a la presencia de una diferencia de potencial, los electrones son acelerados hasta golpear el ánodo o blanco. Los electrones al alcanzar este último, interaccionan con los átomos perdiendo energía en forma de calor y con la producción de rayos X característicos y de Bremsstrahlung [BSLB12].

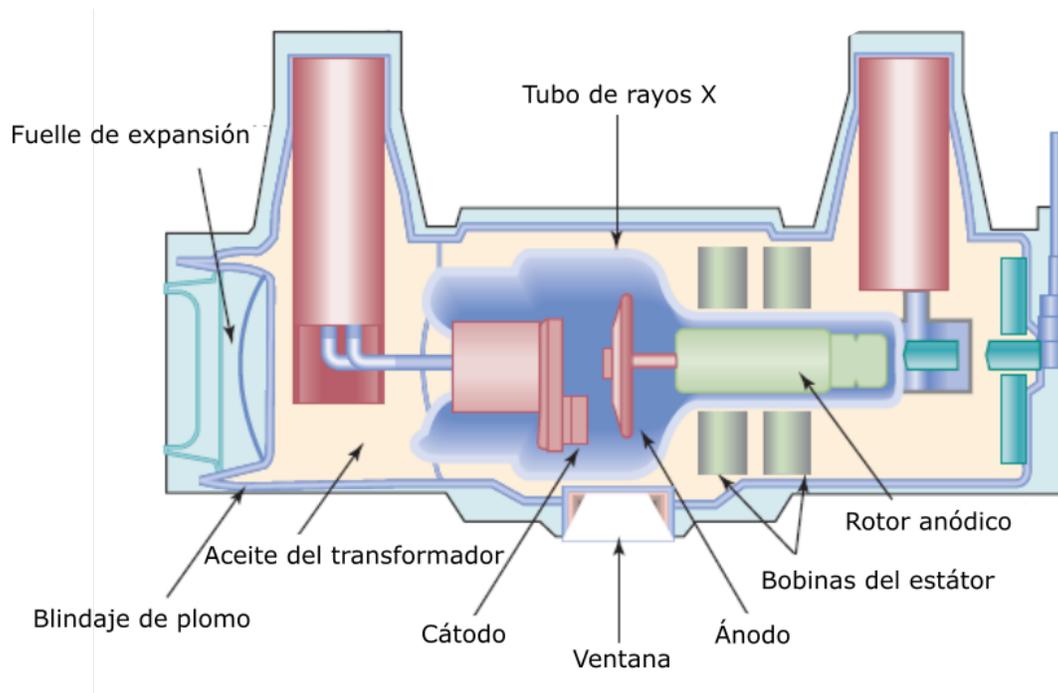


Figura 2.7: Diagrama de los componentes principales de un tubo de rayos X y su carcasa [BSLB12].

2.5. Espectro de rayos X

El espectro de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución en energía de los fotones que constituyen el haz. En esta representación se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de Bremsstrahlung y el espectro discreto generado por los fotones característicos.

En la figura 2.8, se muestra el espectro típico producido por electrones con energía cinética de 100 keV golpeando un blanco de Tungsteno.

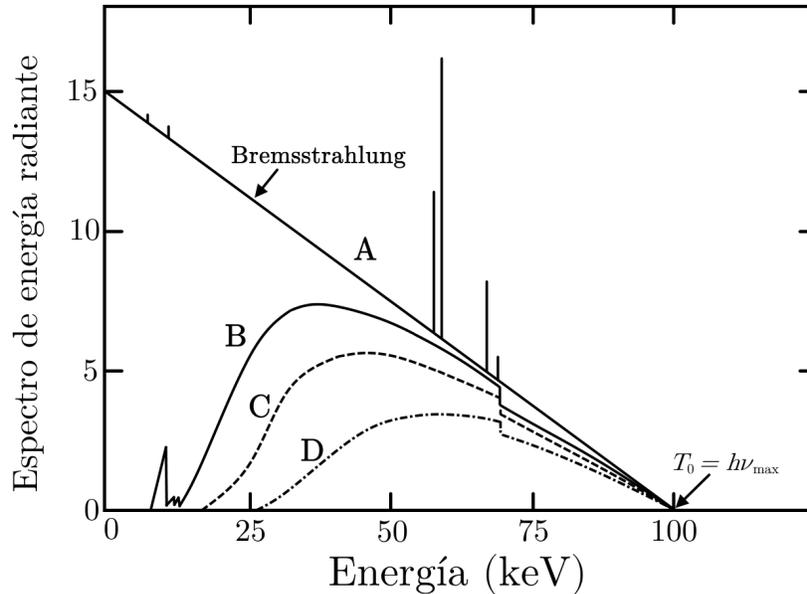


Figura 2.8: Espectro de rayos X de electrones con energía cinética de 100 keV golpeando un blanco de tungsteno. A: sin filtración. B: Filtrado con 0.01 mm de Wolframio. C: Adicionalmente filtrado con 2 mm de Al. D: Filtrado a través de 0.15 mm Cu y 3.9 mm Al más la filtración inherente del blanco [Att86].

2.5.1. Caracterización de un haz de rayos X

El conocimiento de los espectros de rayos X es clave para comprender cómo afectan los cambios de voltaje de pico, la corriente, el tiempo y la filtración a las interacciones de los rayos X con cualquier material interpuesto con el mismo. Conociendo el espectro, podemos conocer cuál será la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, cuál será la calidad de imagen, la cantidad de radiación dispersa, etcétera [BdFM11].

Los parámetros más comúnmente utilizados para la caracterización de un haz de rayos X son la diferencia de potencial y la primera capa hemirreductora (CHR_1) o la energía efectiva, estos fueron descritos en la sección 2.2.5.

2.6. Magnitudes que describen el campo de radiación

Un campo de radiación ionizante puede ser descrito de forma no estocástica por medio de magnitudes que se expresan en términos de los valores esperados del número de fotones, o de la energía que transportan, incidiendo en una esfera infinitesimal alrededor de un punto de interés (ver la Fig. 2.9) [Att86].

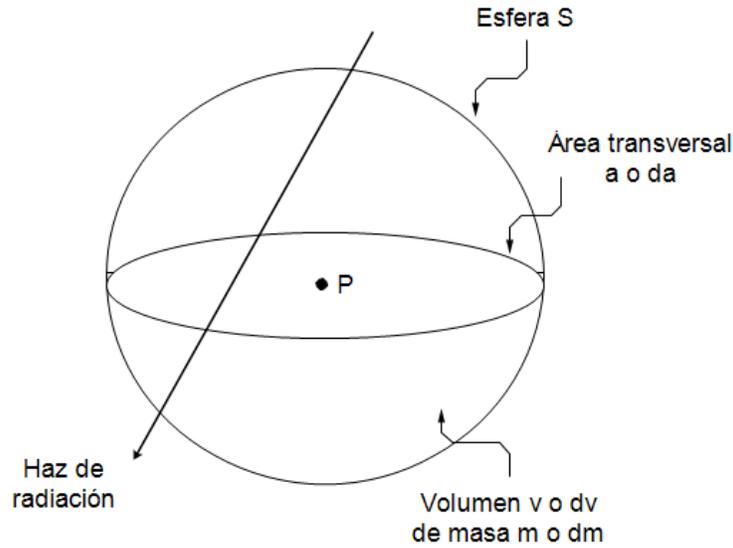


Figura 2.9: Diagrama de la caracterización de un haz de radiación que pasa por un punto P en términos de la radiación que atraviesa la superficie esférica S [Att86]

2.6.1. Kerma

Esta es una magnitud no estocástica relevante únicamente para campos de radiación indirectamente ionizante (fotones o neutrones) o para alguna fuente de radiación ionizante distribuida dentro del medio absorbedor.

El kerma K puede ser definido en términos de una magnitud estocástica conocida como energía transferida ϵ_{tr} y la energía radiante R . La energía transferida en un volumen V es:

$$\epsilon_{tr} = (R_{in})_u - (R_{out})_u^{nonr} + \sum Q \quad (2.12)$$

En donde:

$(R_{in})_u$ = energía radiante de las partículas no cargadas que entran al volumen V .

$(R_{out})_u^{nonr}$ = energía radiante de las partículas no cargadas que salen del volumen V , a excepción de las originadas por las pérdidas radiativas de energía cinética de las partículas cargadas en V .

$\sum Q$ = energía neta derivada de la masa en reposo en V .

Para la ecuación (2.12), se considera que la energía transferida es sólo la energía cinética recibida por las partículas cargadas en un volumen específico y finito V , independientemente de dónde o cómo estas disipen esta energía. Cualquier energía cinética que pase de una partícula a otra no es considerada en ϵ_{tr} .

De tal forma que podemos definir el kerma K como [Att86]:

$$K = \frac{d(\epsilon_{tr})_e}{dm} \equiv \frac{\epsilon_{tr}}{dm} \quad (2.13)$$

La unidad del kerma es J kg^{-1} llamada Gray (Gy).

Componentes del Kerma

El kerma para rayos X o γ consiste en la energía transferida a los electrones y positrones por unidad de masa del medio. La energía cinética de un electrón rápido puede ser disipado de dos formas:

1. Interacciones debidas a fuerzas coulombianas con los electrones del átomo del material absorbedor, resultando en la disipación local de energía como ionización y excitación en la trayectoria de los electrones o cerca de esta. A estas se les conoce como interacciones de colisión.
2. Interacciones radiativas debido a la fuerza de campo de Coulomb del núcleo atómico, en el cual fotones (rayos X de Bremsstrahlung) son emitidos conforme el electrón desacelera.

De tal forma que podemos subdividir el kerma en dos componentes, la que es disipada por medio de ionización y excitación (K_c) y la que es liberada por medio de los fotones (K_r) [Att86]:

$$K = K_c + K_r \quad (2.14)$$

2.6.2. Dosis absorbida

La dosis absorbida D es el valor esperado de la energía impartida ϵ por radiación ionizante a la materia de masa m en un volumen finito, en cualquier punto.

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (2.15)$$

Esta magnitud, al igual que el kerma, se mide en Gy.

2.6.3. Equilibrio de partícula cargada

El equilibrio de partícula cargada (EPC) existe para un volumen V si cada partícula cargada de un tipo y energía dados que sale de V es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra, en términos de los valores esperados [Att86].

2.6.4. Relación entre kerma y dosis

Cuando hay equilibrio de partícula cargada la relación entre la dosis y el kerma, está dada por la ecuación:

$$D \stackrel{\text{EPC}}{=} K_c \quad (2.16)$$

Es importante mencionar que la ecuación anterior aplica sólo a volúmenes infinitesimales, debido a que se supone que V es lo suficientemente pequeño para que todos los fotones producidos por pérdidas radiativas por las partículas cargadas se escapen. Esta es una relación muy importante porque iguala la magnitud medible D con la magnitud calculable K_c [Att86].

2.7. Magnitudes relevantes en protección radiológica

Desde el descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Roentgen en 1895, se hizo evidente el potencial de esta técnica para el diagnóstico y tratamiento médico, no obstante, los efectos nocivos agudos hicieron que el personal de los hospitales se percatara de la necesidad de evitar la sobreexposición. Poco tiempo después del descubrimiento del radio por Marie y Pierre Curie, se dieron a conocer efectos graves y nocivos similares.

Desde los años veinte, existe un organismo internacional que se preocupa de la protección radiológica. La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) se estableció en 1928 en el segundo Congreso Internacional de Radiología para responder a las crecientes preocupaciones sobre los efectos de la radiación ionizante que se observó en la comunidad médica. En ese momento se le llamó Comité Internacional de Protección de Rayos X y Radio (IXRPC, por sus siglas en inglés), pero se reestructuró para tener en cuenta los usos de la radiación fuera del área médica y se le dio su nombre actual en 1950 [Smi88]. Desde entonces, la ICRP ofrece sus recomendaciones a las agencias reguladoras y asesoras brindándoles asesoramiento destinado a ayudar a la gerencia y al personal profesional con responsabilidades en la protección radiológica. Dichas recomendaciones son publicadas actualmente por SAGE journals como una revista científica, *Annals of the ICRP* [SAG].

La ICRP ha adoptado magnitudes dosimétricas especiales para la evaluación de la dosis de exposición a la radiación, las cuales están basadas en la determinación de la energía depositada en órganos y tejidos del cuerpo humano. Para relacionar la dosis de radiación al riesgo de la misma, también es necesario tener en cuenta tanto las variaciones en la eficacia biológica de las radiaciones de diferente calidad, así como la diferencia en la sensibilidad de órganos y tejidos a la radiación ionizante [ICoRP07]. Estas magnitudes se describen a continuación.

2.7.1. Dosis equivalente

La definición de las magnitudes de protección está basada en la dosis absorbida promedio $D_{T,R}$ en el volumen de un órgano o tejido específico T , debida a la radiación de tipo R (ver la Tabla 2.1). La radiación R se da por tipo y energía de la radiación ya sea incidente en el cuerpo o emitida por radionucleidos que residen dentro de él. La magnitud de protección radiológica, la dosis equivalente en un órgano o tejido, H_T está definida por:

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

Donde:

w_R = factor de ponderación por tipo de radiación.

La unidad de la dosis equivalente es el J kg^{-1} y tiene como nombre especial el sievert (Sv).

Tabla 2.1: Factores de ponderación por tipo de radiación w_R (ICRP 103)

Tipo de radiación	w_R
Fotones	1
Protones (>2 MeV)	5
Partículas alfa y otras partículas cargadas	20
Neutrones (dependientes de la energía)	5-20

Sin embargo, tanto en el Reglamento General de Seguridad Radiológica de nuestro país así como en las Normas Oficiales Mexicanas NOM-008-SCFI-2002 y la NOM-001-NUCL-2013, se define el equivalente de dosis H como la magnitud que correlaciona la dosis absorbida (D) con la probabilidad de la aparición de los efectos estocásticos (Q). El equivalente de dosis se calcula mediante la ecuación [RGdSR88, NOM02, NOM13]:

$$H = DQ \quad (2.18)$$

2.7.2. Dosis efectiva

La dosis efectiva E se define como la suma ponderada de las dosis equivalentes a los tejidos:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.19)$$

donde w_T son los valores de ponderación por tejido enlistados en la tabla 2.2 [ICoRP07].

Tabla 2.2: Factores de ponderación de los tejidos w_T (ICRP 103)

Tejido	w_T	$\sum w_T$
Medula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de los tejidos *	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04	0.16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0.01	0.04
	Total	1.00

Resto de los tejidos*: adrenales, región extra torácica (ET), vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix.

2.7.3. Limitación de dosis

El objetivo fundamental de las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica es contribuir al nivel adecuado de protección de las personas y del medio ambiente, de los efectos perjudiciales de la exposición a la radiación sin limitar indebidamente las acciones humanas beneficiosas que pueden estar asociadas a tal exposición; tomando en cuenta que no es posible alcanzar este objetivo basándose sólo en el conocimiento científico sobre la exposición a la radiación y sus efectos sobre la salud sino que, se necesita un modelo para proteger de la radiación a los seres humanos y al medio ambiente.

La protección radiológica se ocupa de dos tipos de efectos nocivos, efectos deterministas y estocásticos. Por un lado, los efectos deterministas sólo aparecen cuando la dosis excede un valor umbral y la severidad de estos depende de la dosis recibida. Los estocásticos se manifiestan mucho tiempo después de la exposición y su severidad no depende de la dosis. Por ello, el objetivo principal del sistema de protección radiológica de la ICRP es proteger la salud humana mediante la gestión y el control de las exposiciones a la radiación ionizante para prevenir los efectos deterministas y reducir los riesgos de los efectos estocásticos hasta donde sea razonablemente alcanzable [ICoRP07].

La protección radiológica sigue tres principios: justificación, optimización y limitación de dosis [Del12].

- Justificación: No debe adoptarse ninguna práctica que signifique exposición a la radiación ionizante si su introducción no produce un beneficio neto positivo.
- Optimización: Todas las exposiciones a la radiación deben ser mantenidas a niveles tan bajos como sea razonablemente posible, es decir, debe seguirse el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

- Limitación de dosis: Las dosis de radiación recibidas por las personas no deben superar los límites establecidos en la normativa nacional, siguiendo las recomendaciones, para cada circunstancia.

En la tabla 2.3 se muestran los límites de dosis recomendados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica en la Publicación 103 [ICoRP07] para el personal ocupacionalmente expuesto y público en general, para situaciones de exposición planificadas.

Tabla 2.3: Límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificadas

Tipo de límite	Ocupacional	Público
Dosis efectiva	20 mSv por año promediada en periodos definidos de 5 años	1 mSv en un año
Dosis equivalente anual en:		
Cristalino	150 mSv	15 mSv
Piel	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv	–

En México, los límites de dosis efectiva anual son de 50 mSv y 5 mSv para personal ocupacionalmente expuesto y público en general, respectivamente. Estos valores fueron establecidos en el Reglamento General de Seguridad Radiológica vigente a partir de noviembre de 1988, el cual está basado en el ICRP 26 [RGdSR88].

2.8. Dosimetría

Estrictamente, la dosimetría es la medida de la dosis absorbida o rapidez de dosis que resulta después de una interacción de la radiación ionizante con la materia.

Un dosímetro puede ser definido como una herramienta que es capaz de proporcionar una lectura r , que es una medida de la dosis absorbida depositada en un volumen sensible por la radiación ionizante [Att86].

2.8.1. Dosimetría termoluminiscente

La dosimetría por termoluminiscencia es de gran importancia en el campo de la protección radiológica ya que ha sido utilizada con la finalidad de cuantificar energía que ha sido depositada en un volumen o la cantidad de energía que se deposite ya sea en un órgano o tejido. Entre sus aplicaciones principales se encuentran: la protección contra la radiación, la radioterapia, el radiodiagnóstico, el control de calidad, la validación de nuevos protocolos antes del uso clínico y la dosimetría “in vivo”, ya sea para personal ocupacional expuesto (POE) o para pacientes [Riv11].

Un material termoluminiscente es una sustancia cristalina, que se caracteriza por emitir luz al ser calentado por debajo de su temperatura de incandescencia, cuando ha sido expuesto previamente a un agente excitante [Azo12], tal como la radiación ionizante.

El material contiene activadores los cuales proveen dos clases de centros, o imperfecciones de la red de cristal: trampas para los electrones y agujeros, y centros luminiscentes. Los primeros pueden capturar y mantener los portadores de carga en un pozo de potencial durante largos periodos de tiempo. Por otro lado, los centros luminiscentes emiten luz cuando los electrones y agujeros se recombinan [Att86].

El proceso de termoluminiscencia consiste en dos eventos [Att86]:

1. **Ionización producida por la radiación y atrapamiento de electrones.** El evento de ionización lleva a un electrón de la banda de valencia a la de conducción, donde migra a una trampa de electrón. El agujero migra hacia una trampa de agujeros. A temperatura ambiente, la mayoría de estas trampas deben ser lo suficientemente profundas (en energía potencial) como para que los electrones o agujeros no se escapen durante largos periodos de tiempo, a menos que un calentamiento deliberado los libere.
2. **Calentamiento para liberar electrones permitiendo la producción de luminiscencia.** El electrón regresa a la banda de conducción y migra a una trampa para agujeros, la cual se puede suponer que también actúa como un centro luminiscente, o que está muy cercana a uno. En este caso se emite un fotón de luz.

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) son usados para estimar la dosis absorbida mediante la emisión de luz cuando estos han sido calentados [Est18]. La cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el dosímetro [Vaz00].

En el proceso de lectura, durante el calentamiento, la luz emitida del material termoluminiscente es recibida por un tubo fotomultiplicador. A la representación gráfica de la intensidad de la luz en función de la temperatura se le conoce como “curva de brillo” (ver la Fig. 2.10) y cada material termoluminiscente tiene su propia curva de brillo característica. La dosis absorbida en el material TL es proporcional al área bajo la curva de brillo obtenida. La respuesta TL se define como el área bajo la curva de brillo.

Para que un material TL pueda ser considerado como un buen dispositivo para medir la dosis absorbida debe cumplir con [CBsf, Riv11]:

- **Homogeneidad del lote.** Antes de utilizar un lote de dosímetros, este debe irradiarse a una dosis absorbida conocida, con el objetivo de evaluar la respuesta termoluminiscente promedio del lote, así como la respuesta individual de cada uno de los dosímetros. Los valores de la respuesta TL se expresan como una

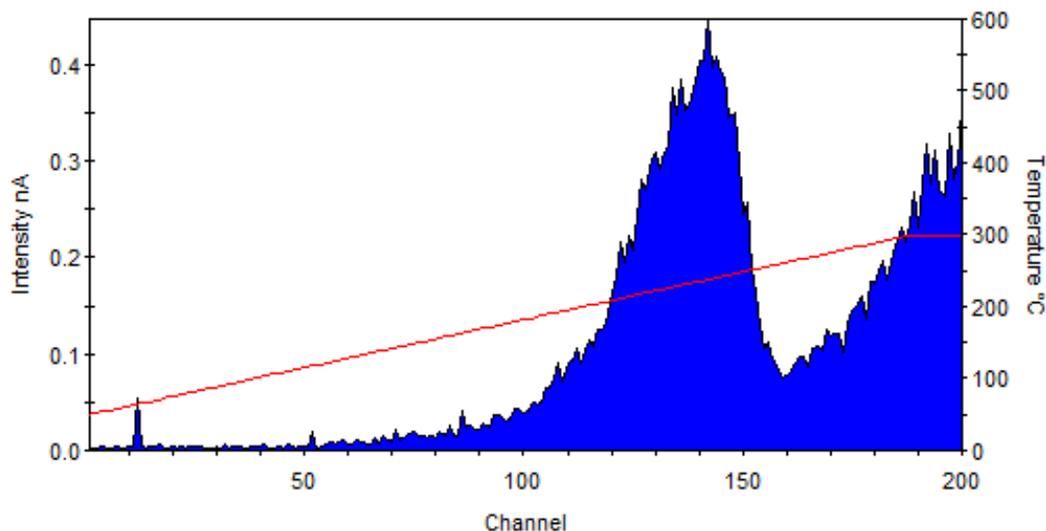


Figura 2.10: Curva de brillo de un dosímetro TLD-100

desviación estándar con respecto a la media, de tal forma que cualquier dosímetro cuya respuesta se encuentre fuera de los límites de tolerancia debe ser descartado.

- **Respuesta lineal en función de la dosis.** Se recomienda usar los dosímetros termoluminiscentes en la región lineal.
- **Bajo desvanecimiento.** En termoluminiscencia, el desvanecimiento se refiere a la disminución o pérdida de la respuesta TL en función del tiempo después de que el material fue irradiado.
- **Estabilidad de la respuesta TL.** Es necesario evaluar que la respuesta TL del material, después de la irradiación, no se pierda antes de la lectura al sufrir una exposición no deseada a diferentes factores tales como calor o luz.
- **Alta Sensibilidad.** Se puede definir sensibilidad en termoluminiscencia como la cantidad de luz liberada por unidad de dosis absorbida en un material. La sensibilidad TL de un dosímetro depende de muchos factores tales como el tipo y concentración de los activadores, el sistema de la lectura, la velocidad de calentamiento, etc. Para el tipo de aplicación los dosímetros deben ser elegidos con una sensibilidad adecuada.
- **Reproducibilidad.** Se puede definir como la repetibilidad de un mismo valor numérico en cada ciclo de lectura de un material termoluminiscente después de varios ciclos de uso bajo las mismas condiciones experimentales.

2.8.2. Cámara de ionización

La cámara de ionización (CI) es el tipo de dosímetro más utilizado para mediciones precisas. Dichas cámaras están disponibles comercialmente en una variedad de diseños para diferentes aplicaciones, y pueden construirse en un taller mecánico cuando se requieren diseños especiales [Att86].

Este tipo de detector consiste en una cámara llena de aire en la que se forma un campo eléctrico mediante la aplicación de un voltaje de polarización a través de dos electrodos para recolectar todas las cargas de un signo liberadas por la ionización del aire contenido dentro de la misma. El campo eléctrico es suficiente para coleccionar casi todas las cargas liberadas que alcanzan los electrodos, pero insuficiente para inducir la multiplicación de gas/carga y la ionización por colisión de otras moléculas [P⁺05].

Las CI se consideran un dosímetro absoluto, es decir, se puede medir la exposición sin necesidad de calibrar la cámara exponiéndola a un campo de radiación conocido. Este tipo de cámaras en general se tienen únicamente en laboratorios primarios de calibración [Att86].

Capítulo 3

Materiales y metodología

3.1. Equipo de fluoroscopia

Los estudios de fluoroscopia intervencionista se realizaron en dos equipos de angiografía marca SIEMENS. Un equipo Axiom Artis DBA de doble arco y otro Artis Zeego de un arco y un brazo mecánico, cada arco tiene un tubo de rayos X y un detector plano paralelo o una pantalla intensificadora en cada extremo, en la figura 3.1 se muestran ambos angiógrafos.

Durante los procedimientos, los médicos intervencionistas pueden obtener imágenes dinámicas de bajo contraste (fluoroscopia) o imágenes dinámicas de alto contraste (cine). Para las imágenes de cine, los valores de la corriente pueden ser hasta 100 veces mayores que cuando se hace fluoroscopia, lo que resulta en un incremento en la dosis tanto para el paciente como para el personal que se encuentra en la sala.

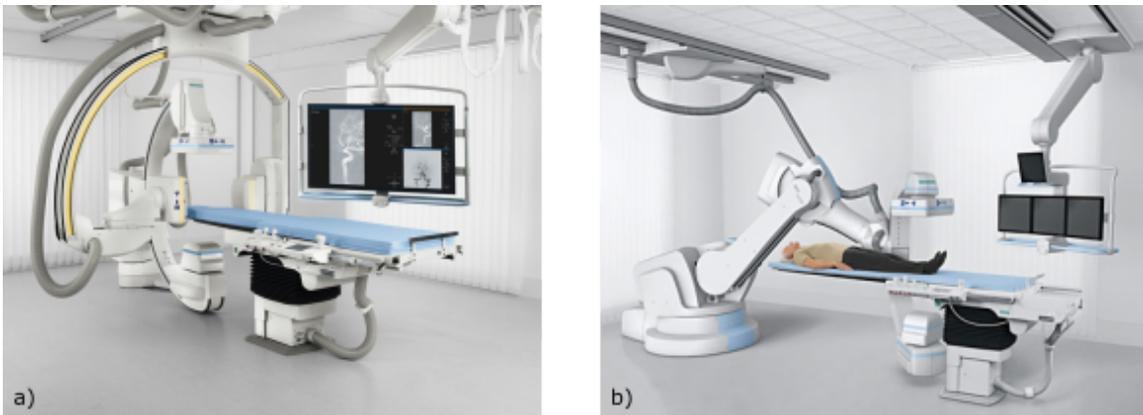


Figura 3.1: Equipos de angiografía utilizados en este trabajo. a) Angiógrafo Axiom Artis DBA, b) Angiógrafo Artis Zeego.

3.2. Personal

El departamento de Terapia Endovascular Neurológica del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN) “Manuel Velasco Suárez” cuenta con un equipo humano comprometido, integrado por tres médicos adscritos, ocho residentes de la especialidad de Endovascular, tres técnicos radiólogos y dos enfermeros especializados.

Por otro lado, el personal de anestesia que participa en los procedimientos del departamento de Terapia Endovascular Neurológica, no es fijo. El personal rota cada mes por los diferentes servicios en donde son requeridos por el INNN. En los procedimientos participaban dos anesthesiólogos, un médico adscrito y un residente (de segundo o de primer año), o un residente de segundo y uno de primer año.

En el presente trabajo se realizaron mediciones en dos anesthesiólogos, dos residentes del servicio de terapia endovascular y una persona de enfermería.

3.3. Estudios

La muestra comprende veinte procedimientos realizados durante el periodo de abril a octubre del 2019, de los cuales 15 fueron diagnósticos (angiografías) y 5 terapéuticos (angioplastias, embolizaciones, colocación de stent).

Es importante mencionar que los procedimientos realizados en el departamento no son repetibles, debido a que cada procedimiento de intervención tiene un objetivo diferente y, por ende, el abordaje puede variar de paciente a paciente, por lo cual la realización del procedimiento depende no sólo de la complejidad del estudio sino de quien lo realice y de la experiencia del personal.

3.4. Calidad del haz

Para caracterizar la calidad del haz de rayos x utilizado se deben considerar ciertos parámetros como el voltaje del tubo de RX, la filtración y la primera capa hemirreductora (CHR_1). Por ello, se tomó en cuenta el mismo voltaje y filtración usada por Vanhavere et al. [VCG⁺12], es decir, 70 kV de voltaje del tubo, una corriente de 2 mA con una filtración de 4.26 mm Al y 0.254 mm Cu. Esta calidad de haz ha sido definida y utilizada en trabajos previos, para igualar la calidad de haz típicamente utilizada en el ambiente clínico de radiología intervencionista.

Para determinar la energía efectiva de los fotones que llegan al personal presente en los procedimientos de fluoroscopia, se hizo uso del tubo de rayos-X marca YXLON modelo Y.SMART 160E/1.5 y la cámara de ionización Exradin A12 de la sala de irradiación del IFUNAM.

Primero se verificó que el tubo de rayos X estuviese funcionando correctamente, posteriormente se alineó la cámara de ionización con ayuda de láseres para que el haz incidiera en el punto efectivo de medición de la misma. En la figura 3.2 se muestra el arreglo experimental utilizado.

Se dejó estabilizar la CI, ya que es de gran importancia el asegurar que los resultados obtenidos sean reproducibles y estables para la calidad de haz usado. Una vez logrado esto, se realizaron tres irradiaciones de 30 s para cada uno de los siguientes grosores de placas de aluminio ultra-puro: 0, 0.002, 0.004, 0.006, 0.008, 0.012, 0.02, 0.022, 0.04, 0.06, 0.08, 0.1, 0.12, 0.14, 0.16, 0.18, 0.2, 0.22, 0.24, 0.26, 0.28 pulgadas de aluminio.

Con los resultados obtenidos se realizó el cálculo de la primera capa hemirreductora, posteriormente se determinó el coeficiente lineal de atenuación (μ) del material. Después se obtuvo la relación para el coeficiente másico de atenuación (μ/ρ), dividiendo el valor μ previamente calculado entre la densidad (ρ) del material. Finalmente, se estimó la energía efectiva para la calidad del haz previamente descrito, para ello se hizo uso de los datos reportados por el National Institute of Standards and Technology (NIST) donde se relaciona el coeficiente másico de atenuación con la energía efectiva [NIST04].

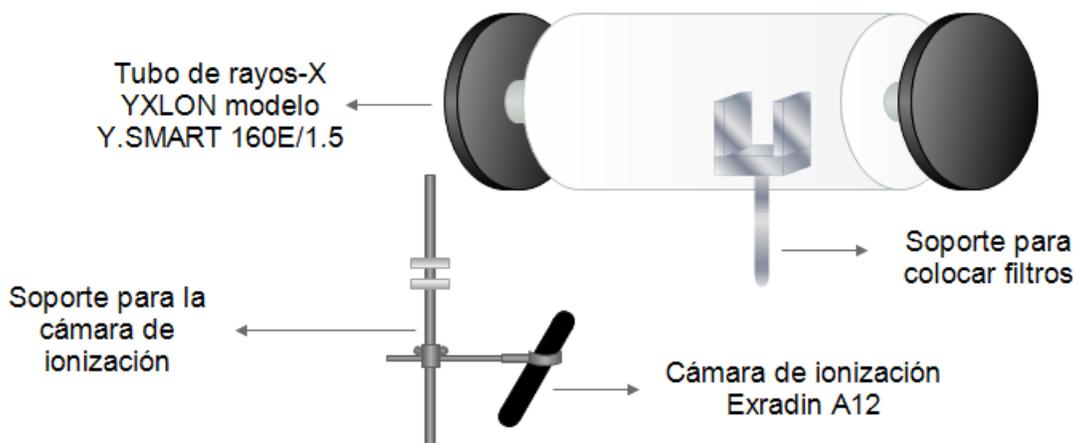


Figura 3.2: Diseño experimental utilizado para caracterizar la calidad del haz.

3.5. Dosimetría termoluminiscente

Para la medición de la dosis recibida por el personal se hizo uso de cristales termoluminiscentes de fluoruro de litio activados con magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti), comercialmente conocidos como TLD-100.

3.5.1. Tratamiento térmico

Antes de que los dosímetros termoluminiscentes (TL) puedan ser utilizados deben someterse a un tratamiento térmico previamente establecido por el laboratorio y con

base en la literatura [GdBBR⁺98].

El tratamiento térmico empleado consiste en hornear los dosímetros a 400° C por una hora en una Mufla Thermoline modelo F47915 seguido de dos horas a 100° C en un horno de convección natural serie ED-23. Después de cada horneado los dosímetros se dejan enfriar a temperatura ambiente.

Una vez que el tratamiento térmico fue completado, los dosímetros TLD-100 se manipularon con pinzas especiales para ser guardados en placas de acrílico (portadosímetros).

3.5.2. Lectura de los dosímetros termoluminiscentes

Veinticuatro horas después de que los dosímetros fueran irradiados, estos se llevaban al Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Ciencias Nucleares (ICN), UNAM y se leían en un equipo lector Harshaw 3500 (ver la Fig. 3.3).

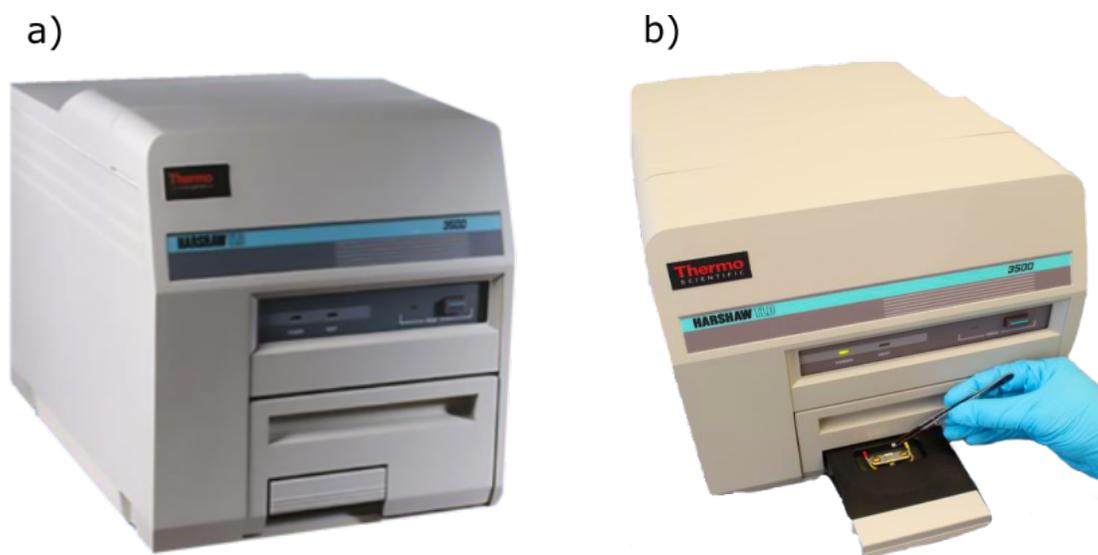


Figura 3.3: a) Lector Termoluminiscente Harshaw TLDTM Modelo 3500, b) Colocación del dosímetro en la plancheta para su lectura (Rotunda Scientific Technologies, s/f).

Antes de comenzar con las lecturas de los dosímetros, se debe obtener la señal de referencia y el ruido del tubo fotomultiplicador, de tal forma que si los valores proporcionados por el equipo mantienen un valor constante para los parámetros de lectura habituales se puede suponer que el equipo está trabajando correctamente.

Los dosímetros se leyeron a una tasa de calentamiento de 10 °C/s con un flujo de nitrógeno de alta pureza, desde temperatura ambiente hasta 300 °C durante treinta segundos.

Una vez concluida la lectura del dosímetro se esperaba hasta que la temperatura de la plancheta fuese de al menos 50 °C, después de esto la plancha del lector podía abrirse para cambiar de dosímetro.

3.5.3. Caracterización de los dosímetros termoluminiscentes

Para la caracterización de los TLD-100, estos se irradiaron en el Hospital de Oncología del CMN Siglo XXI con el acelerador lineal Clinac Varian Medical System. Se irradiaron cuatro grupos de dosímetros, tres de cien y uno de ochenta y nueve cristales, se usó un campo de 15x15 cm² y un haz de rayos X con fotones de 6 MV a 50 UM, con una tasa de dosis de 300 UM/min.

Los 389 dosímetros se leyeron en el equipo termoluminiscente Harshaw 3500. Posteriormente las señales TL se dispusieron en orden ascendente, de modo que se seleccionaron dos sublotos de 100 TLD, uno de respuesta alta y otro de baja.

3.5.4. Determinación del área bajo la curva de brillo

Una vez realizadas las lecturas de los dosímetros se hizo uso de la herramienta Regiones de interés (ROIs, por sus siglas en inglés) del software WinREMS, que permite obtener el área debajo de la curva de un punto A a un punto B arbitrario (ver la Fig. 3.4).

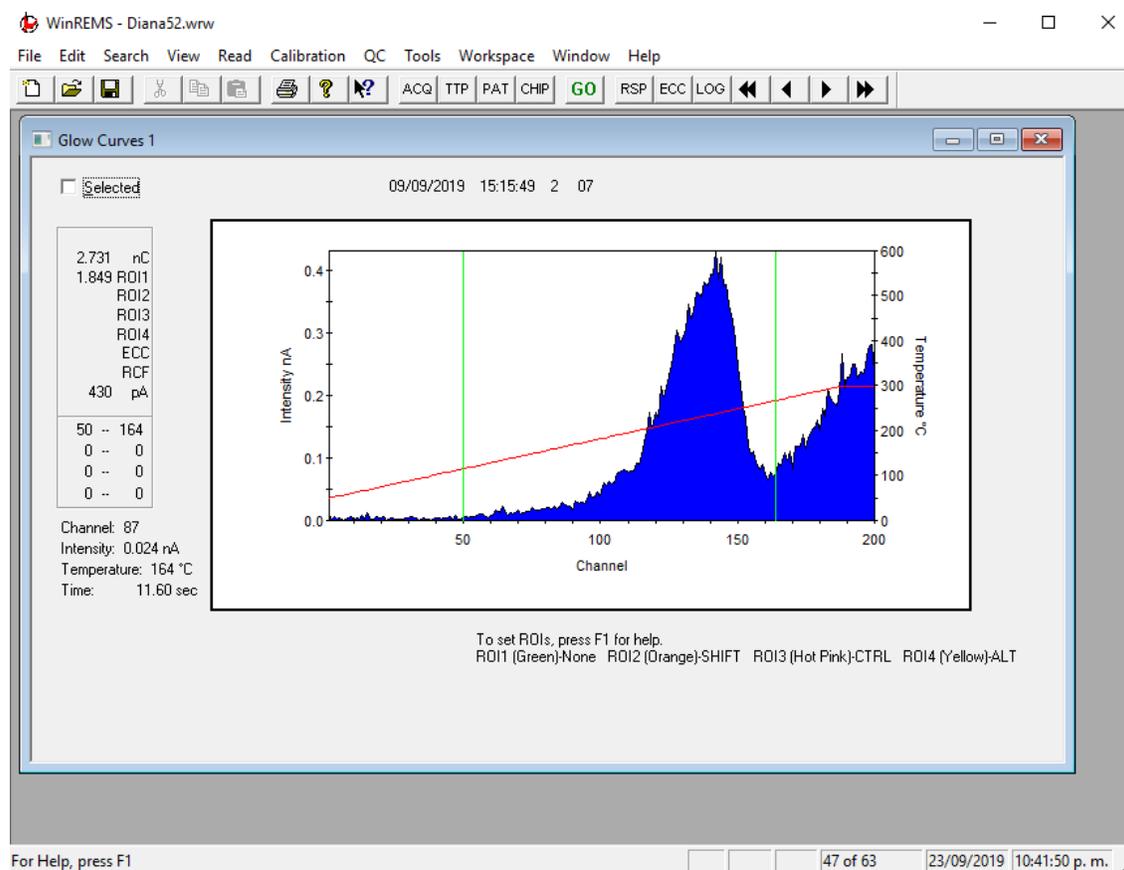


Figura 3.4: Región de interés obtenida con el software WinREMS, donde las líneas verticales indican de que punto a qué punto se está realizando la estimación del área bajo la curva.

3.6. Medición en estudios de fluoroscopia

3.6.1. Colocación de los dosímetros termoluminiscentes en el personal

Para poder hacer uso de los dosímetros TL durante los procedimientos de terapia endovascular se empaquetaron, cada paquete consistía en dos cristales envueltos en papel bond de 0.09 mm de grosor, 75 g/m² de espesor másico y una densidad de 0.83 g/cm³. Dado que el papel está constituido fundamentalmente de celulosa (C₆H₁₀O₅, $z_{\text{ef}} \approx 7$), es un material de número atómico bajo por lo que se puede determinar el alcance másico a partir de la relación empírica [Tur07]:

$$R_{\text{CSDA}} = 0.412T^{1.27-0.0954\ln T} \quad \text{para } 0.01 \leq T \leq 2.5 \text{ MeV}$$

Teniéndose que para electrones de 70 keV, $R_{\text{CSDA}} = 0.007 \frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$ que corresponde a 0.08 mm.

Como el alcance de los electrones de mayor energía para la calidad del haz es menor

que el grosor del papel se tiene que existe equilibrio de partícula cargada.

Antes de cada procedimiento, se colocó un paquete de dosímetros en cada una de las siguientes regiones anatómicas del personal: cerca del ojo derecho, cerca del ojo izquierdo, tiroides, debajo del mandil, sobre el mandil, en las manos derecha e izquierda, cerca de las gónadas y en las rodillas (ver la Fig. 3.5).

Además, para poder medir la radiación de fondo se utilizaron cuatro dosímetros TL, los cuales se encontraban en un porta dosímetros, y se colocaban en la sala donde se realizaron los estudios.

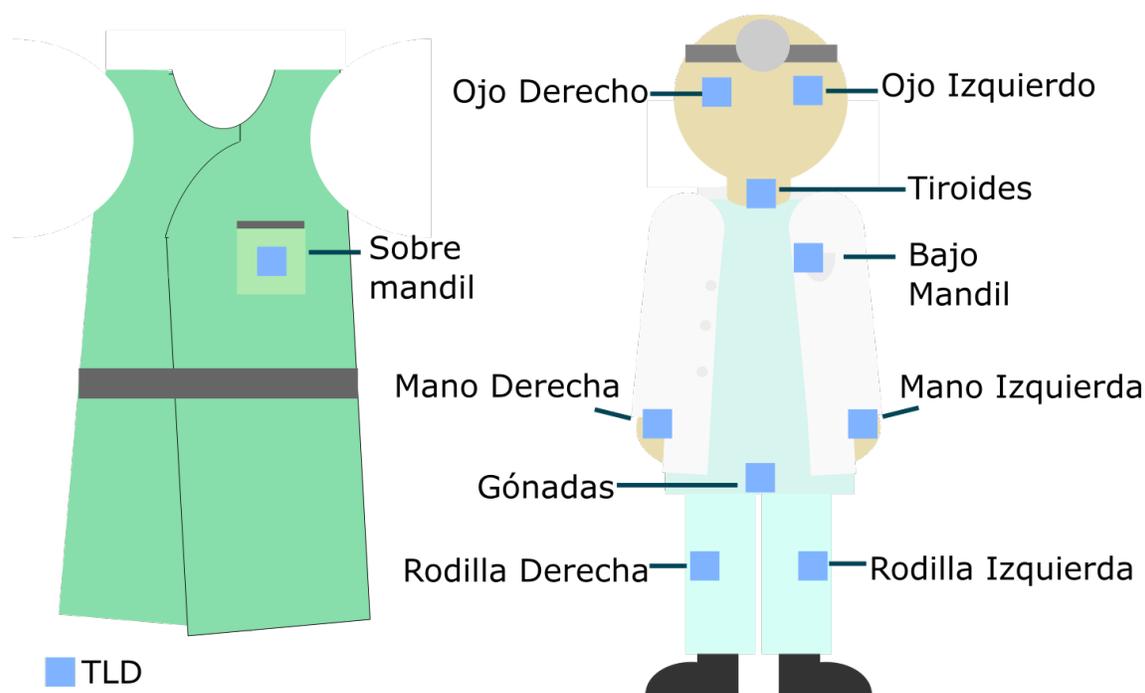


Figura 3.5: Esquema de posicionamiento de los dosímetros TLD-100 en el personal del departamento de terapia endovascular.

3.6.2. Colocación del personal durante los procedimientos intervencionistas

En la figura 3.6 se muestra la colocación del personal de anestesia y los residentes de la especialidad en Terapia Endovascular durante los procedimientos realizados en el departamento. No se muestra el personal de enfermería ya que ellos no cuentan con un lugar fijo en las salas.

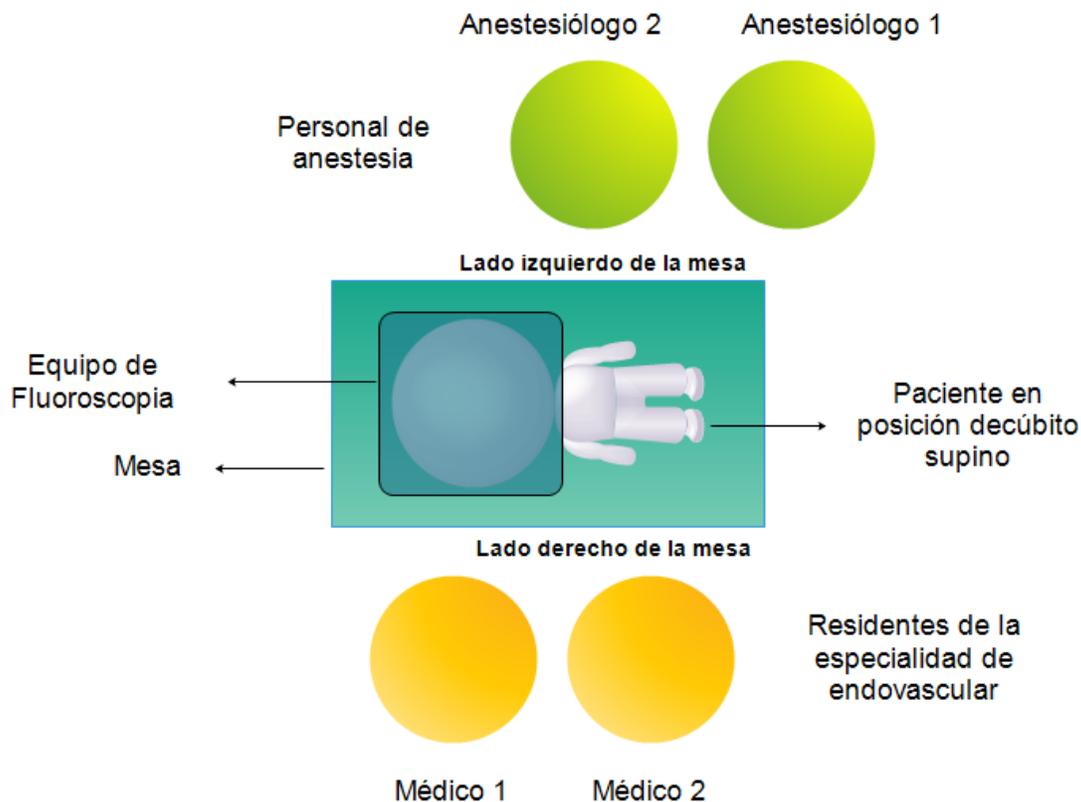


Figura 3.6: Esquema de colocación del personal durante los procedimientos de radiología intervencionista.

3.6.3. Registro de datos

Una vez que el estudio finalizaba, se retiraban los paquetes de dosímetros y se colocaban en el esquema mostrado en la fig. 3.7, de tal forma que siempre se preservó el orden de colocación. Adicionalmente, en una bitácora se registró el nombre del personal, la fecha, el nombre del paciente, que tipo de procedimiento se realizó, la sala en donde se llevó a cabo el estudio, la duración del procedimiento y que lote de dosímetros se utilizó para realizar la medición.

A su vez, se registró el protocolo de examen (ver la Fig. 3.8), donde el equipo despliega los tiempos de fluoroscopia y de cine, los cambios de voltaje y amperaje del tubo de rayos X, la angulación del tubo de rayos X con respecto al paciente, el número de imágenes adquiridas, etcétera.

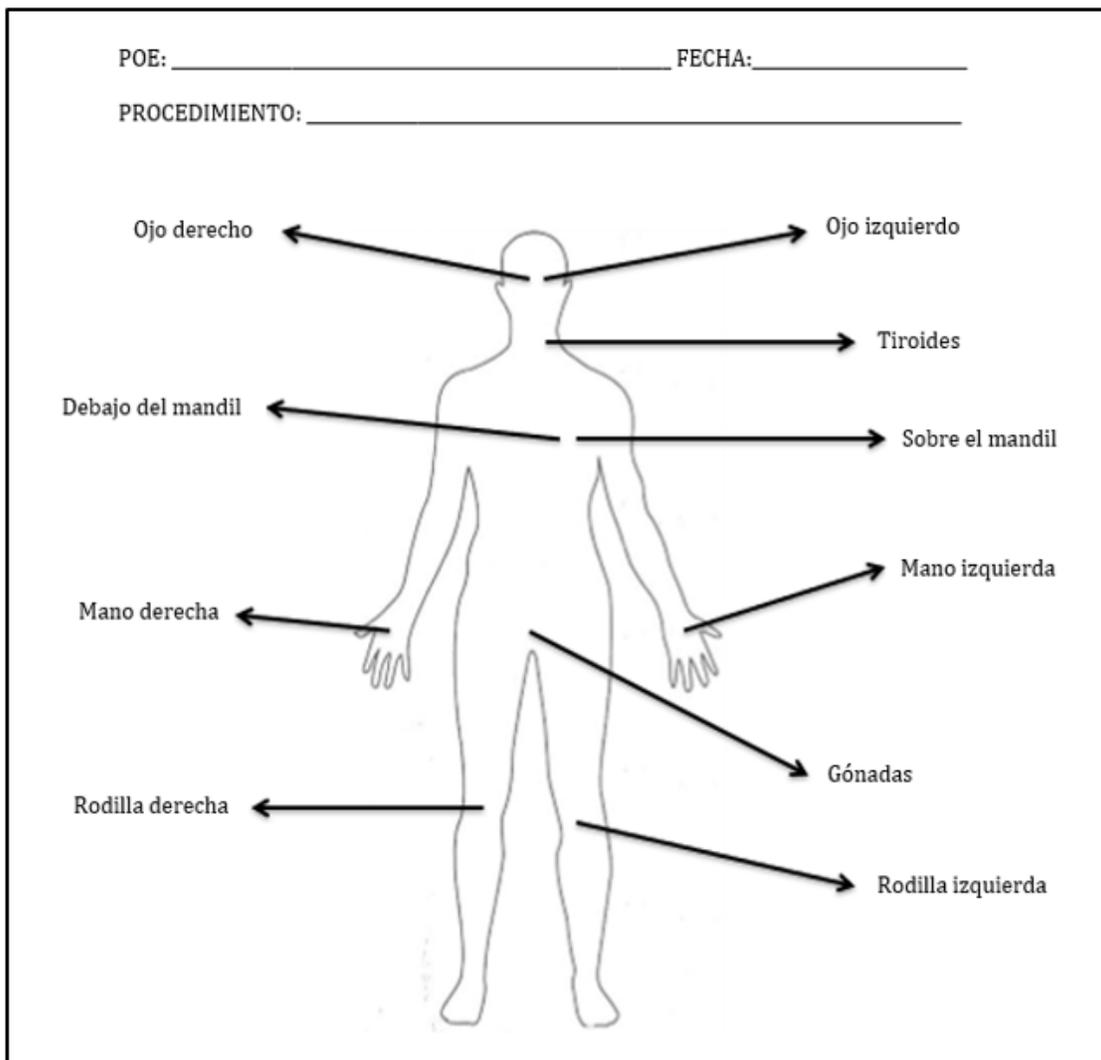


Figura 3.7: Esquema de un ser humano donde se colocaron los dosímetros una vez concluido el procedimiento.

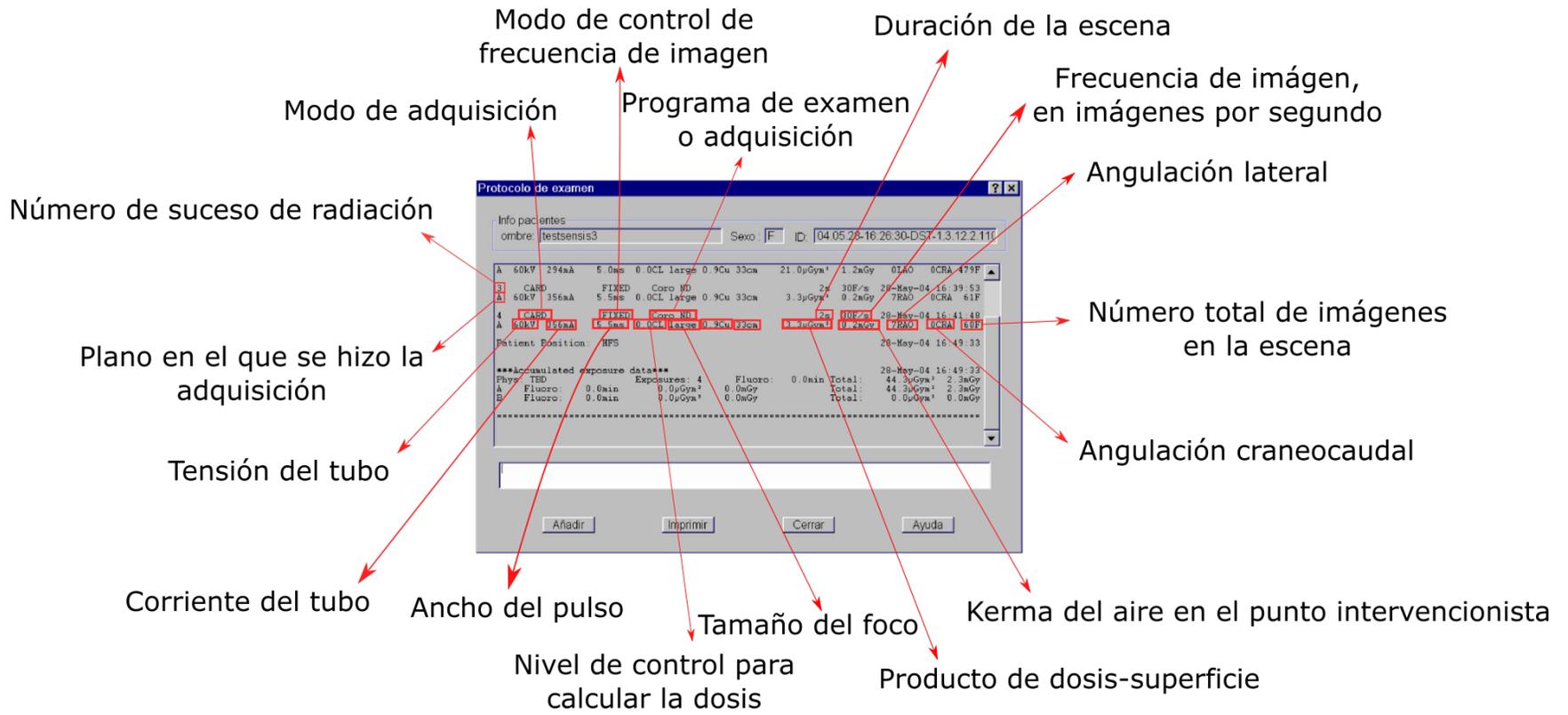


Figura 3.8: Ejemplo de un protocolo de examen proporcionado por el equipo de angiografía.

3.7. Calibración de los dosímetros TL

3.7.1. Equipo y material utilizado

Para realizar la calibración de ambos lotes de dosímetros termoluminiscentes se utilizó el tubo de rayos-X marca YXLON modelo Y.SMART 160E/1.5, la cámara de ionización Exradin A12, una placa de hule espuma con una ventana cuadrada de 16x16 cm² en la que se dispuso una red de cinta con separaciones de aproximadamente 1 cm entre ellas.

3.7.2. Kerma en aire en el seno del aire

Con base en el trabajo realizado por Salas [Sal18] se calculó el coeficiente de calibración de la cámara de ionización utilizando la energía efectiva determinada en la sección 4.2. Para obtener la tasa de kerma en aire, se realizó un promedio de los valores de la carga colectada por la cámara de ionización Exradin A12 y se multiplicó por el coeficiente de calibración previamente calculado y se dividió entre treinta segundos, que fue el tiempo que duro cada irradiación.

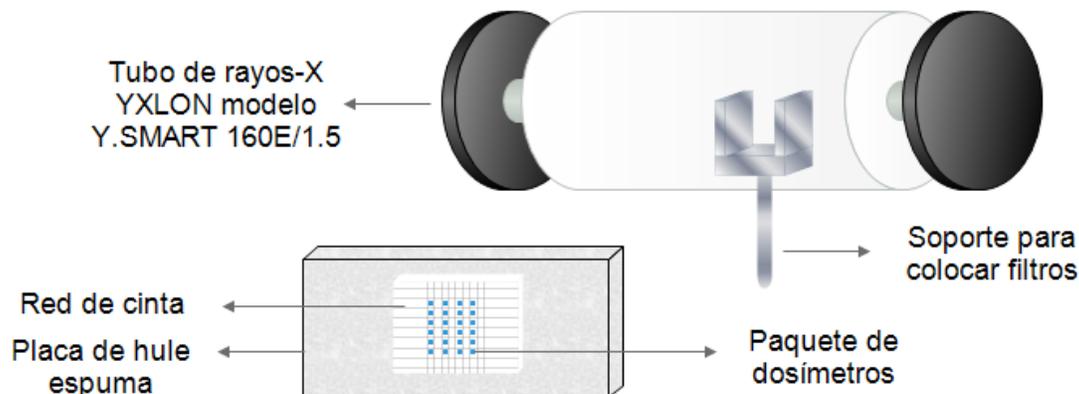
3.7.3. Curva de calibración

En la tabla 3.1 se muestran los tiempos a los cuales se irradiaron los dosímetros, así como el valor de kerma en aire correspondiente. Los dosímetros estaban empaquetados como se describió en la sección 3.3.1. Por cada valor de kerma se colocaron tres pares de dosímetros en la red de cinta, cuidando que quedasen en el área homogénea del campo de rayos-X, posteriormente se colocó la placa de hule espuma a 67 cm del tubo de rayos-X y se procedió a irradiar. En la figura 3.9 se muestra el diseño experimental utilizado.

Después de leer los dosímetros, se obtuvieron los valores promedio de la señal TL, así como su desviación estándar para cada valor de kerma en aire, finalmente se obtuvo la curva de calibración (kerma en aire en el seno del aire vs. respuesta TL).

Tabla 3.1: Tiempo de irradiación y kerma en aire para la construcción de las curvas de calibración.

Tiempo (s)	Kerma en aire (mGy)
5	0.29
10	0.57
20	1.14
30	1.71
40	2.28
50	2.85
60	3.42
70	3.99
80	4.56
90	5.13
100	5.71
110	6.28
120	6.85
130	7.42
140	7.99
150	8.56

**Figura 3.9:** Diseño experimental utilizado para realizar la irradiación de los dosímetros termoluminiscentes.

3.8. Correcciones por retrodispersión

Debido a que los coeficientes de conversión $DCC_{\text{región}}$ utilizados en el cálculo de la dosis efectiva (ecuación 3.1) fueron determinados en términos del kerma en aire en el seno de aire y a que durante los procedimientos se mide el kerma de entrada, esto es, se incluye el kerma debido a la radiación dispersa en el personal, es necesario aplicar factores de corrección por los materiales dispersores (plomo, tejido, hueso) para así

poder tener una mejor aproximación de los valores de la dosis recibida por parte del personal durante los procedimientos de intervención.

$$E = \sum_{\text{región}} H_{\text{región}} \sum_T \frac{w_T DCC_{\text{región},T} \text{Corr}_{\text{región},T}}{Att_{\text{región},T}} \quad (3.1)$$

El espectro de rayos-X utilizado se calculó mediante el programa SpekCalc versión 2 (ver las Figuras 3.10 y 3.11), usando los mismos parámetros especificados en la sección 3.4. Además del espectro, el programa proporciona los siguientes datos: la primera capa hemirreductora ($CHR_1 = 5.46$ mm Al), la energía promedio y la energía efectiva (48.9 keV y 43.9 keV, respectivamente).

Los factores de retrodispersión se obtuvieron mediante un sistema de código Monte Carlo de uso general, PENELOPE (Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons), para la simulación del transporte acoplado de electrones y fotones en materiales arbitrarios.

En la figura 3.12 se muestran las geometrías utilizadas, cada una ellas se diseñó para simular la región anatómica de un adulto así como las protecciones plomo equivalentes usadas por el personal.

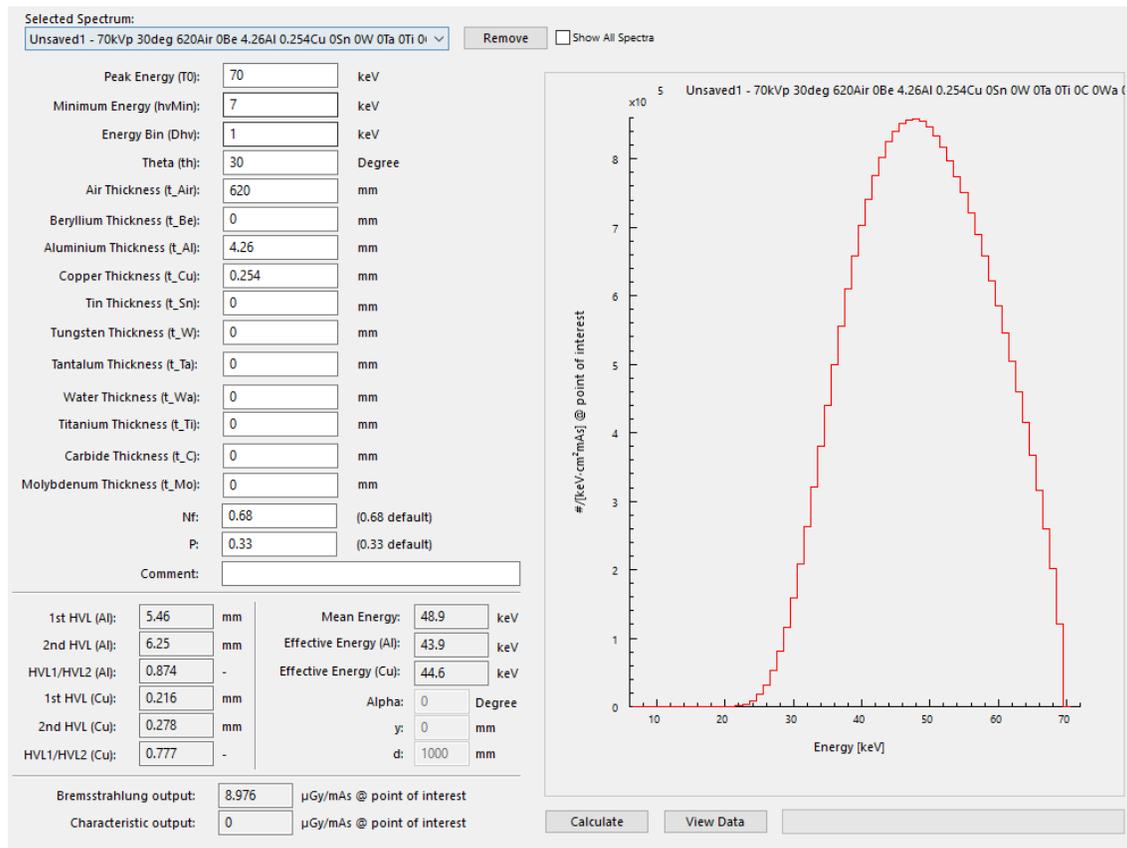


Figura 3.10: Espectro de rayos-X calculado con SpekCalc versión 2.

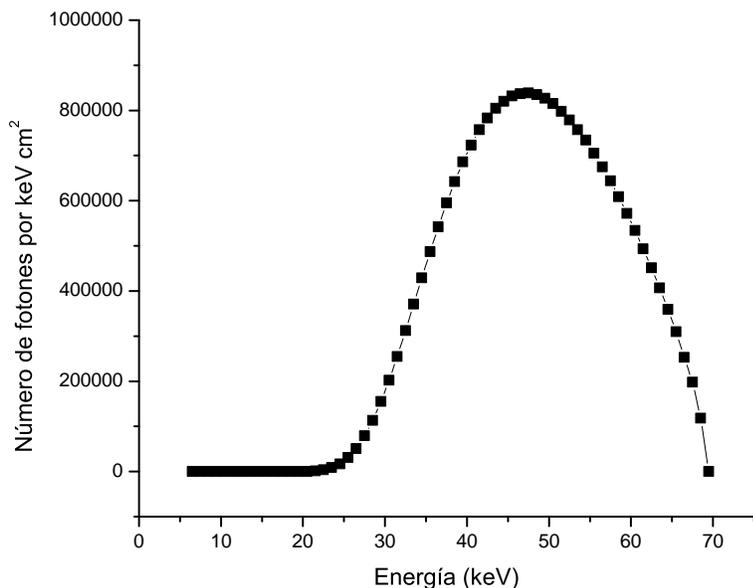


Figura 3.11: Espectro de rayos-X utilizado para realizar las simulaciones.

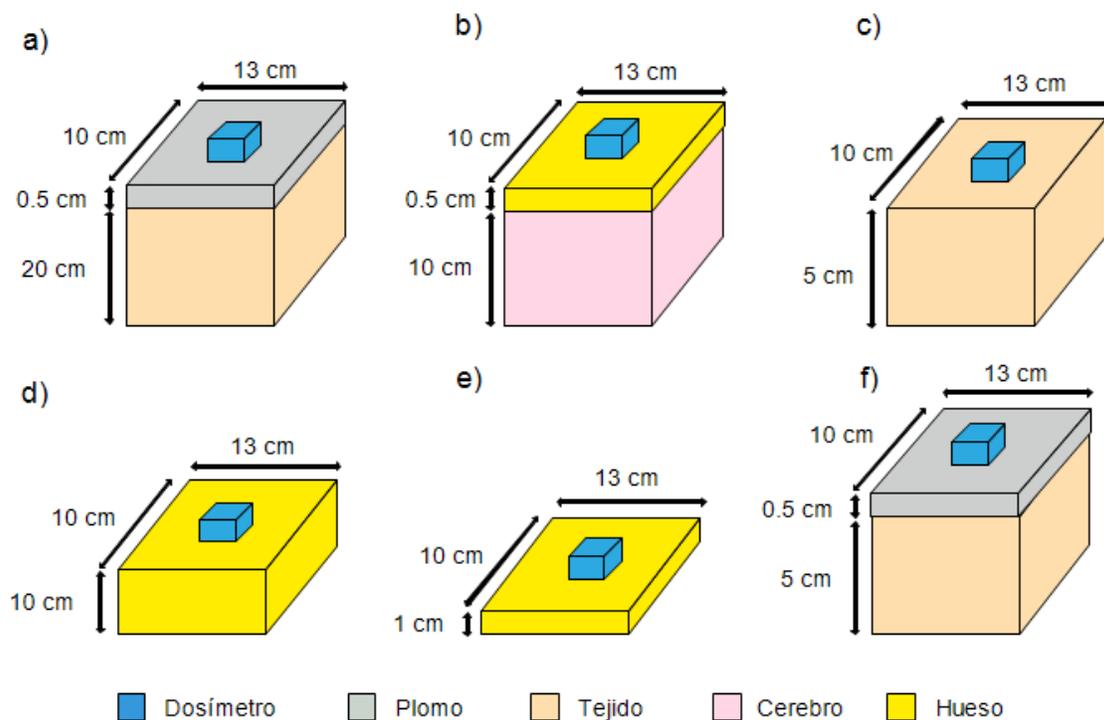


Figura 3.12: Geometrías utilizadas para realizar las simulaciones según la región anatómica con distintos materiales dispersores: a) tórax, b) ojo, c) tiroides sin collarín plomo equivalente, d) rodilla, e) mano, f) tiroides con collarín plomo equivalente.

3.9. Dosis recibida por el personal

3.9.1. Dosis de entrada

Debido a que las irradiaciones de los TLD-100 se hicieron bajo EPC, entonces la ecuación 2.16 es válida, ergo podemos relacionar la respuesta TL con la dosis de entrada con las curvas de calibración. Asimismo, se aplicaron los factores de retrodispersión para cada región anatómica dividiendo la respuesta TL entre el factor de retrodispersión correspondiente.

3.9.2. Dosis equivalente

La estimación de la dosis equivalente se realizó haciendo uso de la ecuación 2.19. Para rayos X, la dosis equivalente es igual a la dosis absorbida, ya que el factor de ponderación por tipo de radiación es igual a 1 (ver la Tabla 2.1).

El análisis de los datos se realizó en cuatro secciones:

3.9.2.1. Dosis como función del número de cuadros

Se evaluó la dosis equivalente de cada uno de los participantes en función del número de imágenes dinámicas de alto contraste (cine) tomadas durante el procedimiento.

3.9.2.2. Impacto del material plomo equivalente usado por el personal

Se compararon las mediciones de dosímetros colocados debajo y sobre el mandil en cada uno de los procedimientos para todos los participantes con el objetivo de observar que impacto tiene el uso de los dispositivos de protección radiológica, en este caso de los mandiles plomados.

3.9.2.3. Comparación de la dosis promedio recibida en procedimientos terapéuticos y diagnósticos

Se compararon los valores de la dosis equivalente promedio recibida a diferentes regiones anatómicas por los participantes, con el fin de detectar que miembro del personal se encuentra más expuesto durante cada tipo de procedimiento, así como que región anatómica es la más afectada.

3.9.2.4. Dosis a cristalino recibida por médicos intervencionistas

Se compararon los valores de la dosis equivalente promedio a cristalino de tres médicos residentes de segundo año, quienes participaron activamente bajo el rol de 'médico 1' durante las mediciones, de los cuales sólo uno (Médico A) hace uso de lentes plomados.

3.9.3. Dosis efectiva

Kicken P. et al [KKS⁺99, KKVE99] cuantificaron la dosis efectiva E, para el personal ocupacionalmente expuesto (POE) en diagnóstico y arteriografía intervencionista. Estimaron E como está definida en el ICRP 60 e incluyeron factores propios de su estudio:

$$E = \sum_{\text{región}} H_{\text{región}} \sum_{\text{T}} \frac{w_{\text{T}} DCC_{\text{región,T}} \text{Corr}_{\text{región,T}}}{\text{Att}_{\text{región,T}}}$$

Donde:

w_{T} = factor de ponderación por tejido de acuerdo con el ICRP 60.

$\text{Att}_{\text{región,T}}$ = factor de atenuación efectiva de las protecciones plomo equivalentes utilizadas por el personal.

$\text{Corr}_{\text{región,T}}$ = factor de corrección utilizado para diferentes propósitos, Kicken et al. lo consideran como uno.

$DCC_{\text{región}}$ = coeficientes de conversión de kerma en aire en el seno del aire a dosis al órgano determinados mediante un código Monte Carlo de transporte de radiación electromagnética.

Usando los factores de ponderación por tejido reportados en el ICRP 60, determinaron los coeficientes de conversión a dosis efectiva por región (ECC), como:

$$\text{ECC} = \sum_{\text{T}} w_{\text{T}} DCC_{\text{región,T}} \quad (3.2)$$

Los valores de ECC reportados en el artículo se muestran en la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Valores de ECC en Sv/Gy reportados por Kicken P. et al [KKS⁺99].

Coeficientes de conversión de dosis efectiva por región							
Cabeza	Cuello	Tórax	Abdomen	Muslos	Piernas	Brazo	Mano
0.007	0.052	0.125	0.355	0.012	0.002	0.001	0.001

Actualmente se debe hacer uso de las recomendaciones establecidas en la Publicación 103 [ICoRP07] ya que estas remplazan formalmente a las recomendaciones emitidas en 1991 en la Publicación 60.

Por ello, fue necesario actualizar los valores de ECC establecidos en 1999 [KKS⁺99]. Dichos valores se calcularon usando la ecuación 3.2, los factores de ponderación de la tabla 2.2 y los coeficientes de conversión de kerma en aire a dosis al órgano (DCC) reportados en la tabla 1 del trabajo de Kicken et al [KKS⁺99], como:

$$\begin{aligned}
ECC_{\text{región}} = & 0.08DCC_{\text{gónadas}} + 0.04 (DCC_{\text{vejiga}} + DCC_{\text{hígado}} + DCC_{\text{esófago}} + DCC_{\text{tiroides}}) \\
& + 0.12 (DCC_{\text{médula ósea}} + DCC_{\text{colon}} + DCC_{\text{pulmón}} + DCC_{\text{estómago}} + DCC_{\text{mama}}) \\
& + 0.01 (DCC_{\text{superficie del hueso}} + DCC_{\text{cerebro}} + DCC_{\text{piel}}) \\
& + 0.12 \left(\frac{1}{13} \sum DCC_{\text{resto de los tejidos}} \right)
\end{aligned}$$

Los nuevos valores de los coeficientes de conversión a dosis efectiva por región se muestran en la tabla 3.3.

Tabla 3.3: Valores de ECC en Sv/Gy calculados con los factores de ponderación por tejido (w_T) reportados en el ICRP-103.

Coeficientes de conversión de dosis efectiva por región							
Cabeza	Cuello	Tórax	Abdomen	Muslos	Piernas	Brazo	Mano
0.008	0.042	0.19	0.25	0.012	0.002	0.001	0.001

El cálculo de la dosis efectiva se realizó usando la ecuación 3.1 y los valores de ECC de la tabla 3.3:

$$\begin{aligned}
E = & 0.008(H_{\text{cristalino derecho}} + H_{\text{cristalino izquierdo}}) + 0.042H_{\text{tiroides}} \\
& + 0.19H_{\text{debajo de mandil}} + 0.001(H_{\text{mano derecha}} + H_{\text{mano izquierda}}) \\
& + 0.25H_{\text{gónadas}} + 0.002(H_{\text{rodilla derecha}} + H_{\text{rodilla izquierda}})
\end{aligned} \quad (3.3)$$

3.10. Comparación con el límite de dosis efectiva anual

En el Departamento de Terapia Endovascular se atienden alrededor de dos o tres aneurismas por semana, lo que implica cerca de 150 al año [DV07]. Para realizar las estimaciones de dosis efectiva anual se supuso que cada miembro del personal participó en 25 procedimientos terapéuticos y 125 procedimientos diagnósticos. Esta se calculó como:

$$E_{\text{anual}} = \frac{125 \cdot E_{\text{acumulada, diagnósticos}}}{15} + \frac{25 \cdot E_{\text{acumulada, terapéuticos}}}{5} \quad (3.4)$$

No sólo se estimó la proyección de dosis a un año utilizando los valores ECC calculados en este trabajo (basados en el ICRP-103) sino también los reportados por Kickens (basados en el ICRP-60), con la finalidad de poder comparar ambos valores.

Es importante mencionar que las incertidumbres corresponden a desviaciones estándar del promedio de las dosis para los procedimientos en los que participaron cada uno de los miembros del personal. Debido a esto, algunas de las incertidumbres podrían ser del mismo orden o mayores que las estimaciones de dosis.

Capítulo 4

Resultados

4.1. Estudios

En la tabla 4.1 se muestran los procedimientos de fluoroscopia en los cuales se realizaron mediciones en el personal, así como la fecha, el fluoroscopio utilizado, y el lote de dosímetros con el que se midió.

Tabla 4.1: Tipo de estudios en los cuales se realizaron mediciones.

No. Procedimiento	Fecha	Equipo de Fluoroscopia	Lote	Tipo de procedimiento
1	02-abr-19	Axiom Artis DBA	Baja	Terapéutico
2	03-abr-19	Axiom Artis DBA	Alta	Diagnóstico
3	04-abr-19	Axiom Artis DBA	Baja	Diagnóstico
4	12-abr-19	Axiom Artis DBA	Alta	Diagnóstico
5	26-abr-19	Axiom Artis DBA	Baja	Diagnóstico
6	06-may-19	Axiom Artis DBA	Alta	Diagnóstico
7	13-may-19	Artis Zeego	Baja	Diagnóstico
8	29-may-19	Artis Zeego	Alta	Diagnóstico
9	07-ago-19	Artis Zeego	Baja	Terapéutico
10	08-ago-19	Artis Zeego	Alta	Diagnóstico
11	14-ago-19	Artis Zeego	Alta	Terapéutico
12	14-ago-19	Artis Zeego	Baja	Terapéutico
13	20-ago-19	Artis Zeego	Alta	Diagnóstico
14	29-ago-19	Artis Zeego	Baja	Diagnóstico
15	03-sep-19	Artis Zeego	Alta	Diagnóstico
16	05-sep-19	Artis Zeego	Baja	Diagnóstico
17	10-sep-19	Artis Zeego	Alta	Terapéutico
18	24-sep-19	Artis Zeego	Alta	Diagnóstico
19	15-oct-19	Axiom Artis DBA	Alta	Diagnóstico
20	23-oct-19	Artis Zeego	Alta	Diagnóstico

4.2. Calidad del haz

Como se mencionó, antes de comenzar con la caracterización de la calidad del haz, es primordial verificar que la cámara de ionización se encuentre estabilizada, para ello se midió la carga colectada para 39 irradiaciones idénticas.

En figura 4.1 se muestra la gráfica de la carga colectada por la cámara de ionización Exradin A12 en función del número de irradiaciones, así como la incertidumbre asociada a cada una de las mediciones, solo se incluyen las medidas a partir de la irradiación 12 debido a que a partir de esta se estabilizó la cámara de ionización. Además, se calculó el valor de la carga promedio, este fue de $39.75 \text{ pC} \pm 0.22\%$. Debido a que el 92% de los datos caían dentro de los límites establecidos (es decir, en el intervalo $[39.66, 39.83] \text{ pC}$) podemos concluir que la CI se encontraba estabilizada y por ende lista para comenzar con la caracterización del haz.

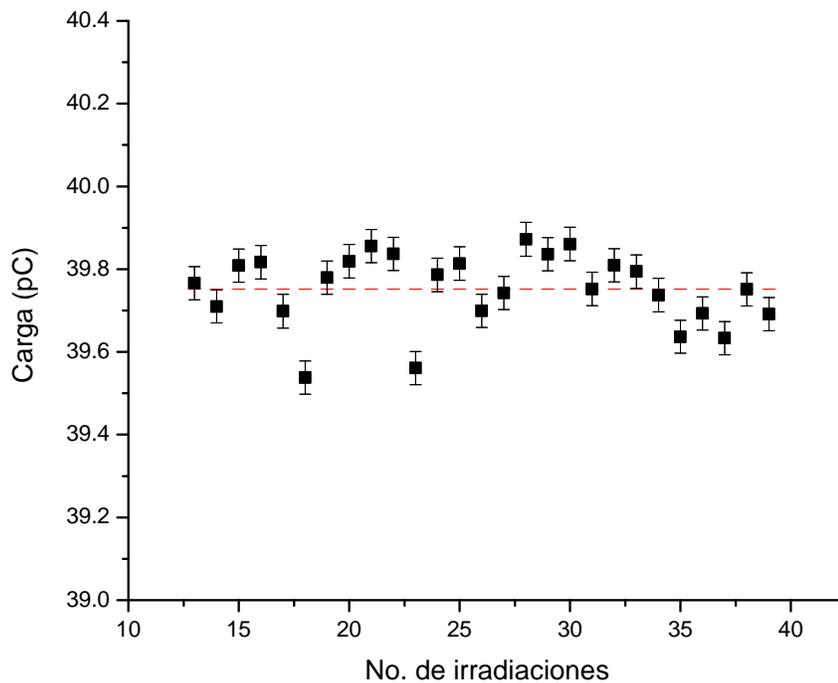


Figura 4.1: Curva de estabilización de la cámara de ionización Exradin A12

A continuación, se muestra la curva de atenuación de rayos X en función del grosor de aluminio (Fig. 4.2), a estos datos se les aplicó un ajuste exponencial, el cual está descrito por la ecuación:

$$Q = 3.66098 + 33.98364e^{-0.15627x} \quad (4.1)$$

Con Q en pC y x en mm de Al.

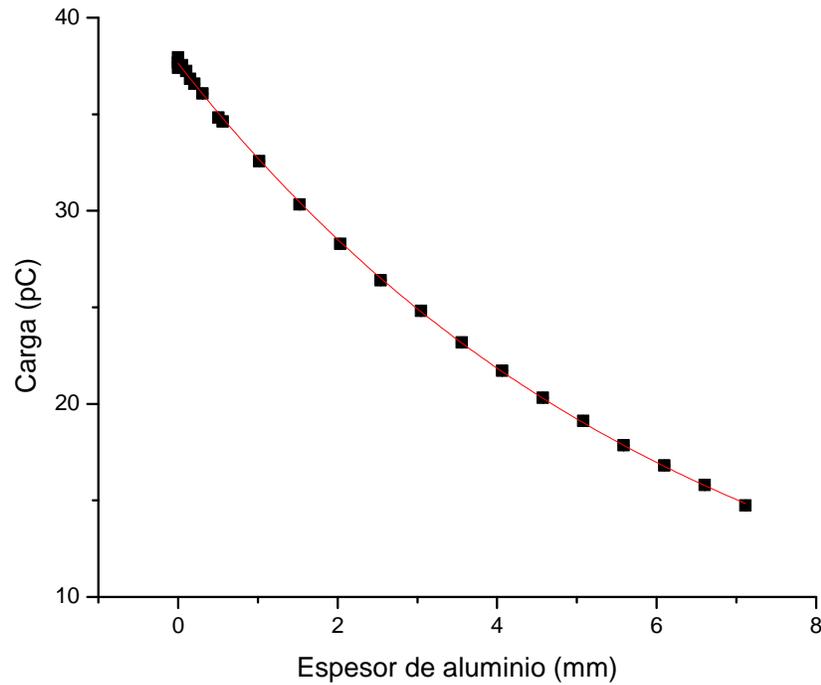


Figura 4.2: Carga colectada por la cámara de ionización en función del espesor del material absorbedor.

Usando la ecuación 4.1 se puede calcular la primera capa hemirreductora simplemente despejando la variable x , dado que el kerma es proporcional a la carga se tiene que:

$$\frac{1}{2} Q_0 = 3.66098 + 33.98364e^{-0.15627(\text{CHR})}$$

$$\Rightarrow \text{CHR} = -\frac{\ln\left(\frac{\frac{1}{2} Q_0 - 3.66098}{33.98364}\right)}{0.15627}$$

Donde Q_0 corresponde a la carga colectada sin filtración añadida. Entonces:

$$\text{CHR} = -\frac{\ln\left(\frac{\frac{1}{2}(37.4779) - 3.66098}{33.98364}\right)}{0.15627} = 5.20 \pm 0.21 \text{ mmAl}$$

Ya que conocemos el valor de la CHR, podemos calcular el coeficiente lineal de atenuación (μ) con la ecuación 2.11:

$$\text{CHR} = \frac{\ln(2)}{\mu}$$

$$\Rightarrow \mu = \frac{\ln(2)}{\text{CHR}} = \frac{\ln(2)}{0.520 \text{ cm}}$$

$$\mu = 1.33 \pm 0.05 \text{ cm}^{-1}$$

Y dividiendo el coeficiente lineal de atenuación entre la densidad del aluminio podemos obtener el coeficiente másico de atenuación para dicho material:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Al} = \frac{1.33 \text{ cm}^{-1}}{2.699 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}} = 0.49 \pm 0.02 \frac{\text{cm}^2}{\text{g}}$$

Finalmente, la energía efectiva del haz utilizado se determinó graficando la energía como función del coeficiente másico de atenuación para el aluminio utilizando datos publicados por el NIST [NIST04]. A continuación, se muestra la gráfica en escala logarítmica (Fig. 4.3) y la ecuación utilizada para determinar la energía efectiva:

$$E_{efectiva} = 10^{-1.50048 - 0.33167 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right) + 0.12191 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^2 - 0.36463 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^3} \quad (4.2)$$

Con $E_{efectiva}$ en MeV y (μ/ρ) en cm^2/g .

Sustituyendo el coeficiente másico de atenuación del aluminio previamente calculado en la ecuación 4.2 se obtiene:

$$E_{efectiva} \approx 0.04199 \text{ MeV} = 41.99 \pm 0.01 \text{ keV}$$

De lo anterior podemos observar que los valores estimados experimentalmente concuerdan con los proporcionados por el programa SpekCalc versión 2 (sección 3.8) al realizar la simulación del espectro de rayos X utilizado en este trabajo.

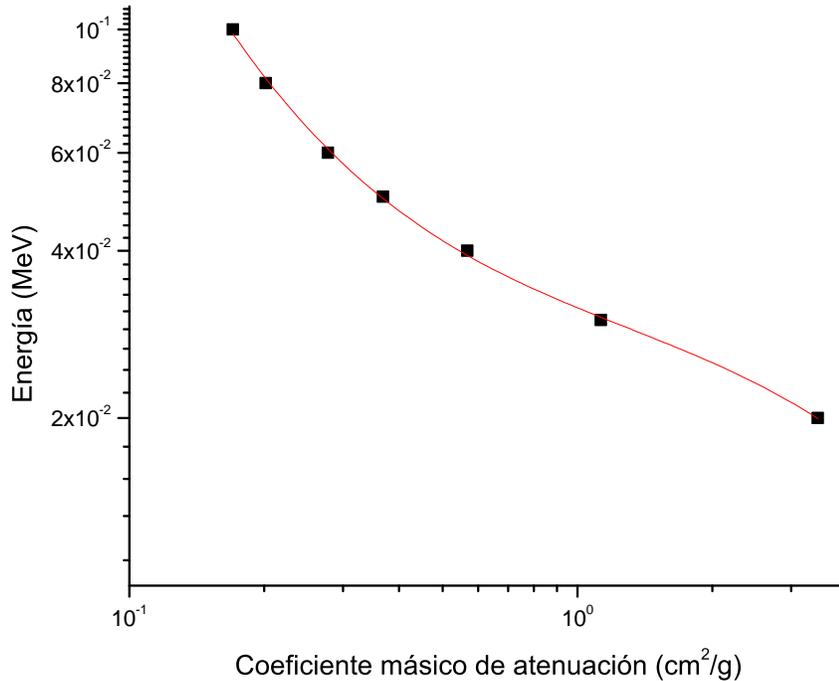


Figura 4.3: Energía efectiva en función del coeficiente másico de atenuación.

4.3. Dosimetría termoluminiscente

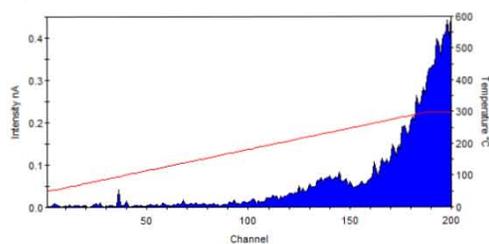
4.3.1. Caracterización de los dosímetros

El promedio total para la señal leída de los 389 dosímetros irradiados fue de 1200.16 nC \pm 18.28 %. De este se seleccionaron dos sublotos de cien dosímetros cada uno, uno de respuesta alta y otro de baja, con un promedio de la señal de 1230.49 nC \pm 2.90 % y 1208.96 nC \pm 3.87 %, respectivamente.

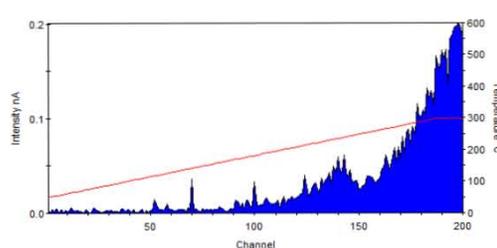
4.3.2. Curvas de brillo

En la figura 4.4 se muestran 10 diferentes curvas de brillo de los dosímetros TLD-100, utilizados por un anestesiólogo y un médico residente en diferentes regiones anatómicas (ojo derecho, debajo del mandil plomo equivalente, sobre el mandil plomo equivalente, rodilla izquierda y rodilla derecha) durante un procedimiento diagnóstico. En ocho de las curvas de brillo se puede observar que el pico principal abarca los canales del 100 al 160 aproximadamente, a excepción de las curvas correspondientes a la región debajo del mandil (Fig. 4.4.c y 4.4.d) donde no se observa la presencia de un pico predominante debido a la atenuación de los rayos X en el mandil plomo equivalente.

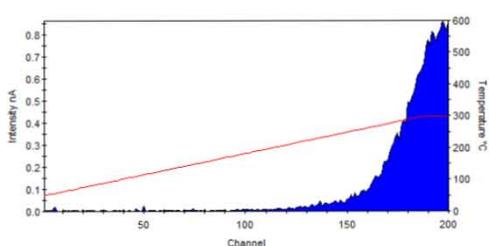
a) Ojo derecho, anesthesiólogo



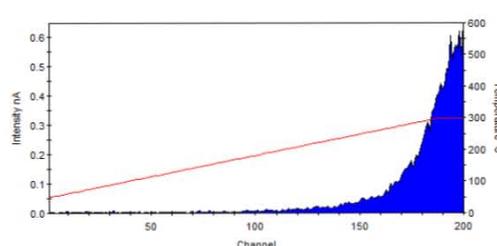
b) Ojo derecho, médico



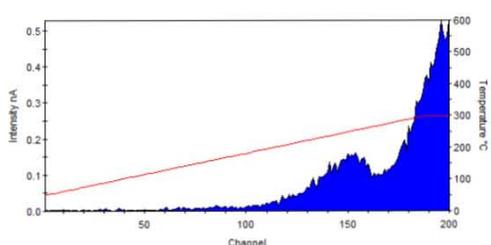
c) Debajo del mandil, anesthesiólogo



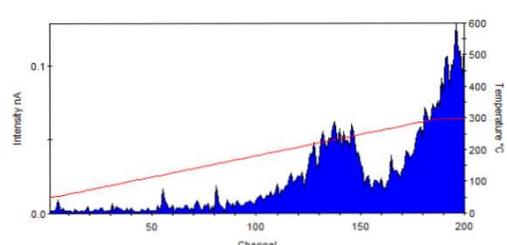
d) Debajo del mandil, médico



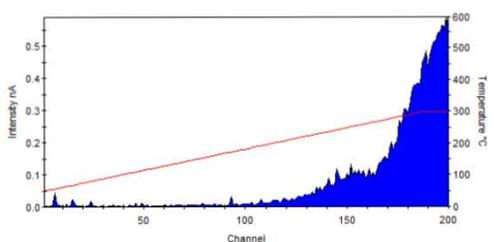
e) Sobre el mandil, anesthesiólogo



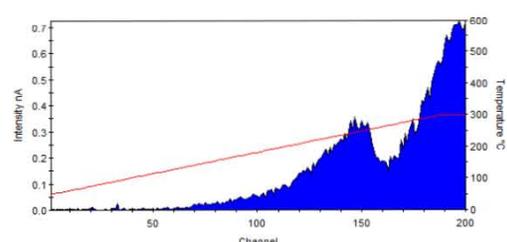
f) Sobre el mandil, médico



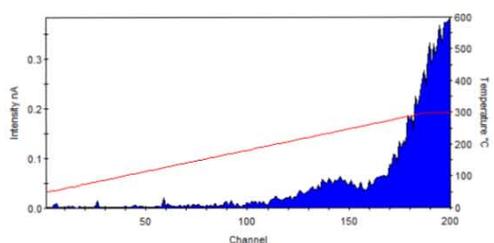
g) Mano izquierda, anesthesiólogo



h) Mano izquierda, médico



i) Rodilla izquierda, anesthesiólogo



j) Rodilla izquierda, médico

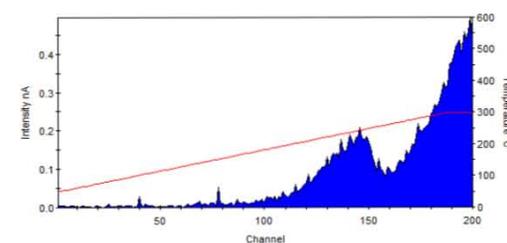


Figura 4.4: Curvas de brillo de los TLD-100 colocados en un anesthesiólogo (columna izquierda) y un médico residente (columna derecha) en las siguientes regiones anatómicas: a, b) ojo derecho, c, d) debajo del mandil, e, f) sobre el mandil, g, h) mano izquierda, i, j) rodilla izquierda. Nótese que los límites en escala del eje y, corresponden a la intensidad termoluminiscente, son diferentes para cada curva.

4.4. Calibración de los dosímetros TL

4.4.1. Kerma en el seno del aire

Para obtener el coeficiente de calibración de la cámara Exradin A12, para la calidad de haz recreado con el tubo de rayos X de la sala de irradiaciones del IFUNAM, se tiene un ajuste de la curva de coeficientes de calibración del NIST en términos de la energía efectiva proporcionado por Salas [Sal18]. La curva de estos coeficientes en función de la energía efectiva esta descrita por la ecuación:

$$CC = 4.30219 + 4.13586 \exp\left(-\frac{E_{efectiva} - 7.44505}{4.99024}\right) \quad \left[\times 10^7 \frac{\text{Gy}}{\text{C}} \right] \quad (4.3)$$

Sustituyendo el valor de la energía efectiva, previamente calculado en la sección 4.2, se obtiene:

$$CC = 4.30219 + 4.13586 \exp\left(-\frac{41.99 \text{ keV} - 7.44505}{4.99024}\right) = 43062653.14 \pm 86598.86 \frac{\text{Gy}}{\text{C}}$$

Para obtener el kerma en el seno del aire multiplicaremos el coeficiente de calibración por la carga colectada promedio estimada en la sección 4.2:

$$\begin{aligned} K_{\text{aire en el seno aire}} &= CC \cdot C_{\text{colectada}} \\ \Rightarrow K_{\text{aire en el seno aire}} &= \left(43062653.1417 \frac{\text{Gy}}{\text{C}}\right) (39.7518 \text{ pC}) = 1.71 \pm 0.01 \text{ mGy} \end{aligned}$$

Finalmente, la tasa de kerma está dada por:

$$\begin{aligned} \dot{K}_{\text{aire en el seno aire}} &= \frac{K_{\text{aire en el seno aire}}}{t_{\text{irradiación}}} \\ \Rightarrow \dot{K}_{\text{aire en el seno aire}} &= \frac{1.17 \text{ mGy}}{30 \text{ s}} = 0.06 \pm 0.01 \frac{\text{mGy}}{\text{s}} \end{aligned}$$

4.4.2. Curvas de calibración

En la figura 4.5 se muestran las curvas de calibración Kerma en aire-Respuesta TL para los lotes de respuesta alta y baja. La curva consiste en dieciséis valores diferentes de kerma en aire, de 0 a 8.55 mGy. En ambas gráficas se puede observar que la relación que existe entre ambos parámetros es lineal.

La ecuación de la curva de calibración del lote de respuesta alta es:

$$K_{\text{aire en el seno aire}} = -0.04078 + 0.29739 \cdot \text{Respuesta TL} \quad (4.4)$$

Y la del lote de respuesta baja es:

$$K_{\text{aire en el seno aire}} = 0.0658 + 0.27243 \cdot \text{Respuesta TL} \quad (4.5)$$

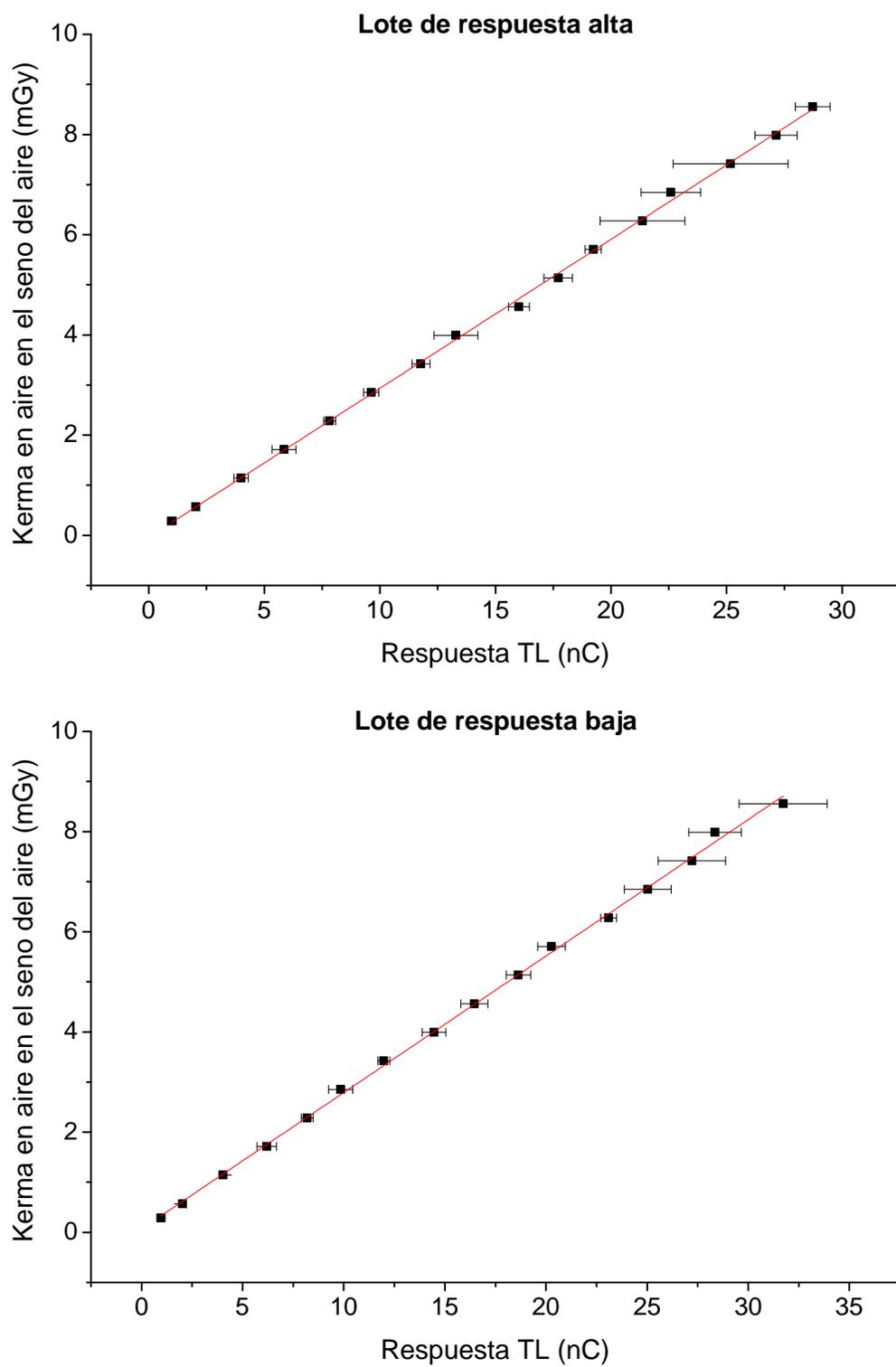


Figura 4.5: Kerma en aire en el seno de aire como función de la Respuesta TL de los lotes de dosímetros utilizados en este trabajo.

4.5. Correcciones por retrodispersión

En la tabla 4.2 se muestran los factores de retrodispersión calculados mediante PENELope y sus respectivas incertidumbres asociadas.

Tabla 4.2: Factores de retrodispersión para cada región anatómica estimados mediante el código Monte Carlo PENELope.

Factores de retrodispersión	
Ojo	$1.22 \pm 3.01\%$
Tiroides sin collarín plomo equivalente	$1.43 \pm 2.82\%$
Tiroides con collarín plomo equivalente	$1.15 \pm 1.45\%$
Tórax sobre mandil	$1.15 \pm 4.02\%$
Mano	$1.14 \pm 3.09\%$
Rodilla	$1.17 \pm 3.12\%$

4.6. Dosis recibida por el personal

4.6.1. Dosis equivalente

En esta sección se muestran diferentes gráficas comparando la dosis equivalente recibida por el personal en las diferentes regiones anatómicas vigiladas (Fig. 3.5), con el objetivo de identificar qué miembros del personal reciben mayor cantidad de dosis durante los procedimientos de intervención (Fig. 4.6), qué impacto tiene el uso de materiales plomo equivalente (Figs. 4.7, 4.8 y 4.10 y Tabla 4.3) y cuáles son los órganos o tejidos más expuestos. Finalmente se estimó la dosis equivalente promedio por estudio según el tipo de procedimiento realizado en el departamento (Fig. 4.9 y Tablas 4.4-4.5).

En el apéndice B se muestran los valores de la dosis equivalente a cada región vigilada de todos los miembros del personal médico, así como el número de cuadros por procedimiento.

4.6.1.1. Dosis equivalente como función del número de cuadros

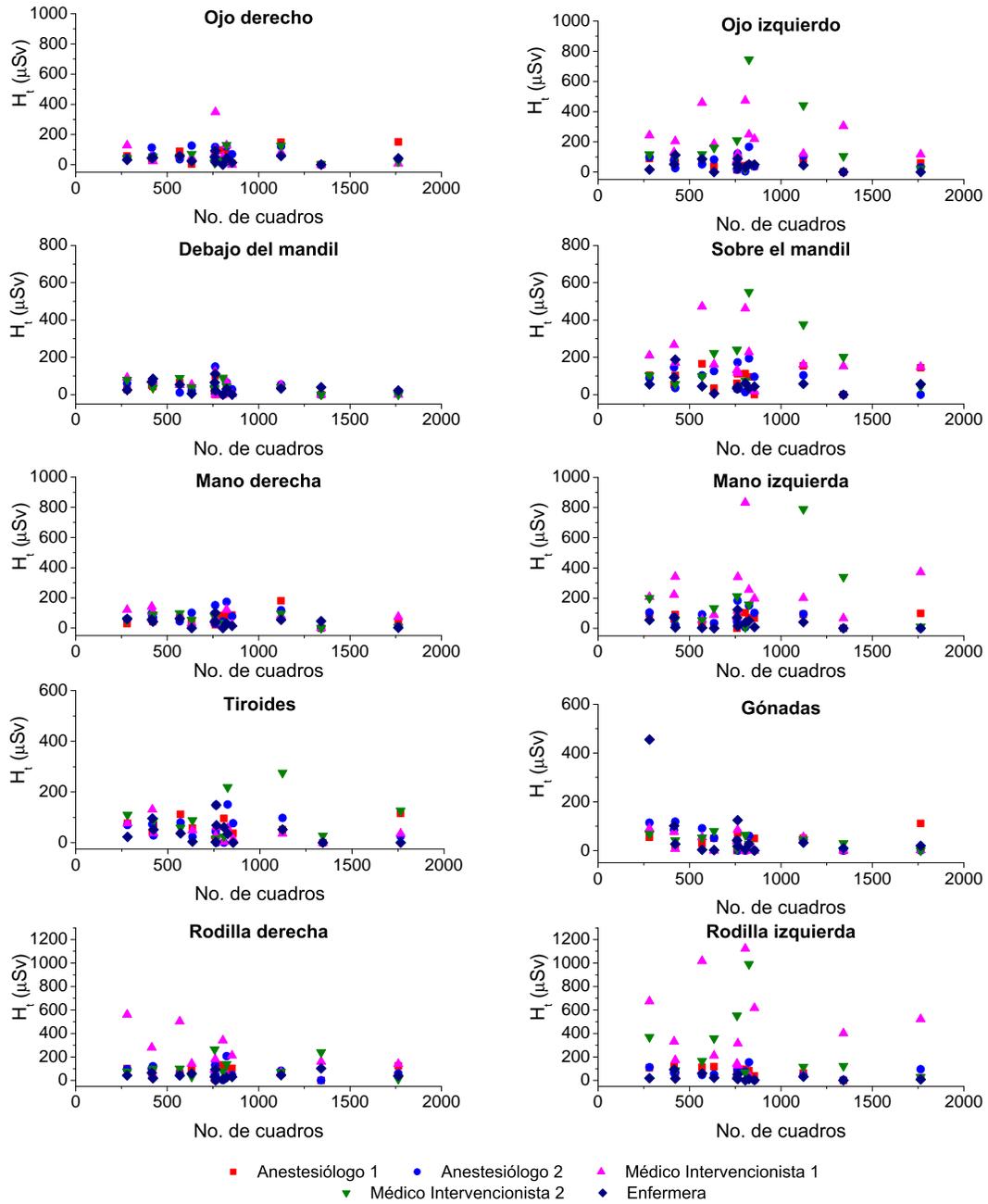


Figura 4.6: Dosis equivalente en diferentes regiones para el personal en función del número de imágenes tomadas en los estudios de fluoroscopia.

4.6.1.2. Impacto del material plomo equivalente usado por el personal

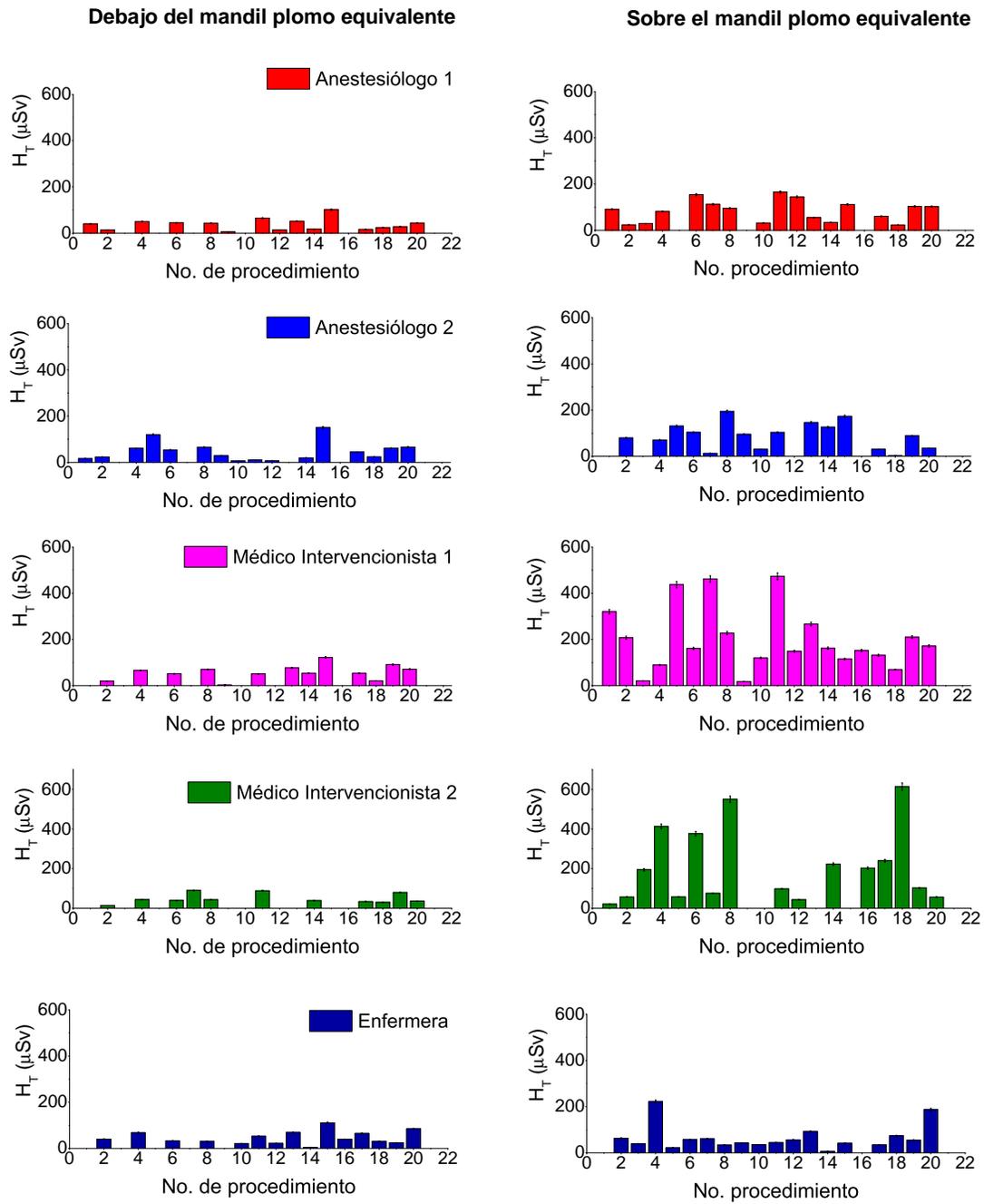


Figura 4.7: Dosis equivalente para el personal en la región de tórax sobre y debajo del mandil plomo equivalente en función del número de procedimiento.

Tabla 4.3: Dosis equivalente promedio por procedimiento al tórax sobre y debajo del mandil plomo equivalente. El factor de protección se calculó haciendo el cociente de la dosis equivalente a tórax sobre mandil entre la del debajo del mandil.

Miembro del personal	H_T al tórax debajo del mandil (μSv)	H_T al tórax sobre el mandil (μSv)	$f_{\text{protección}}$
Anestesiólogo 1	28 ± 27	75 ± 51	2.7
Anestesiólogo 2	39 ± 41	71 ± 62	1.8
Médico intervencionista 1	38 ± 38	198 ± 134	5.2
Médico intervencionista 2	34 ± 31	208 ± 187	6.2
Enfermera	35 ± 32	59 ± 56	1.7

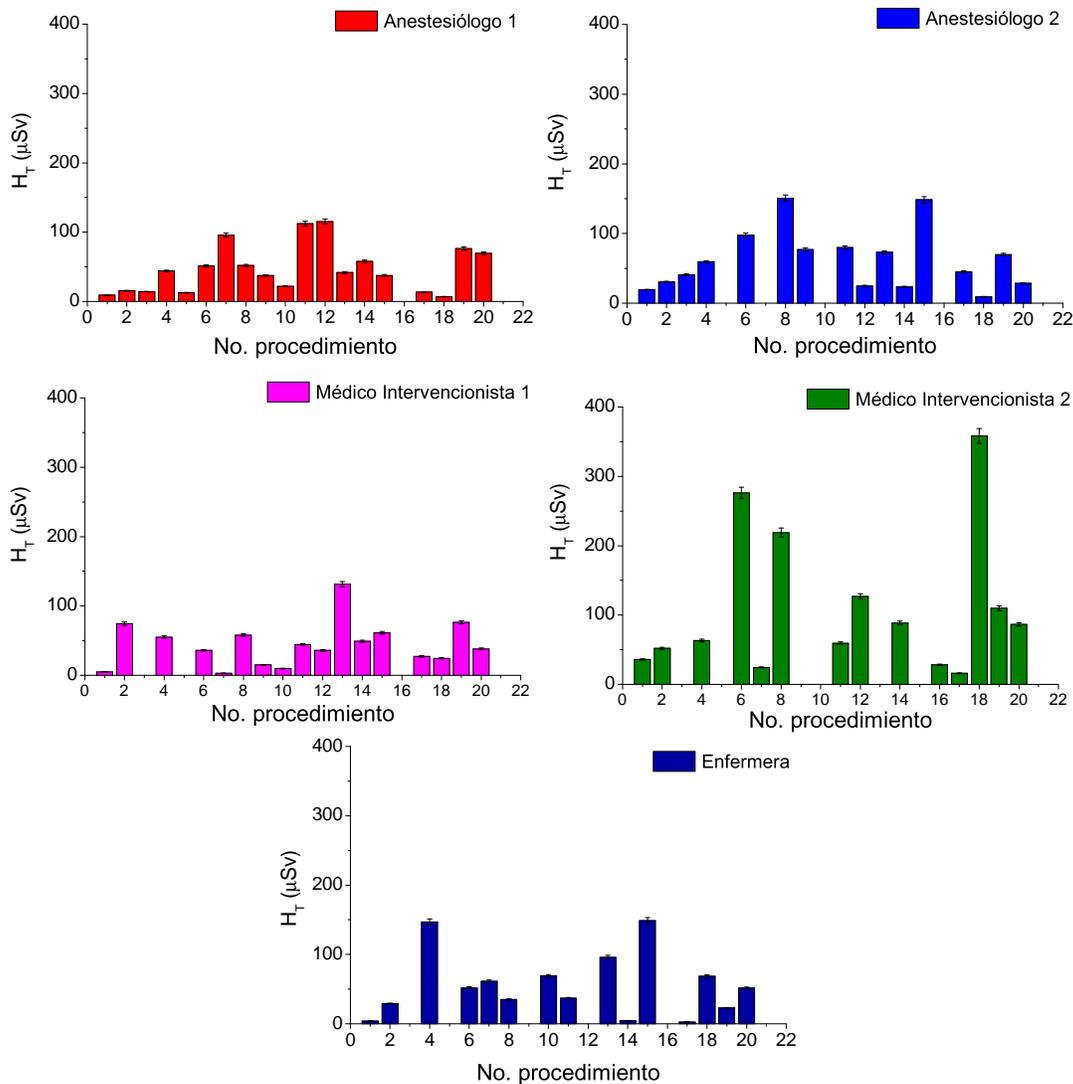


Figura 4.8: Dosis equivalente para el personal en la región de tiroides en función del número de procedimiento.

4.6.1.3. Comparación de la dosis equivalente promedio recibida en procedimientos terapéuticos y diagnósticos

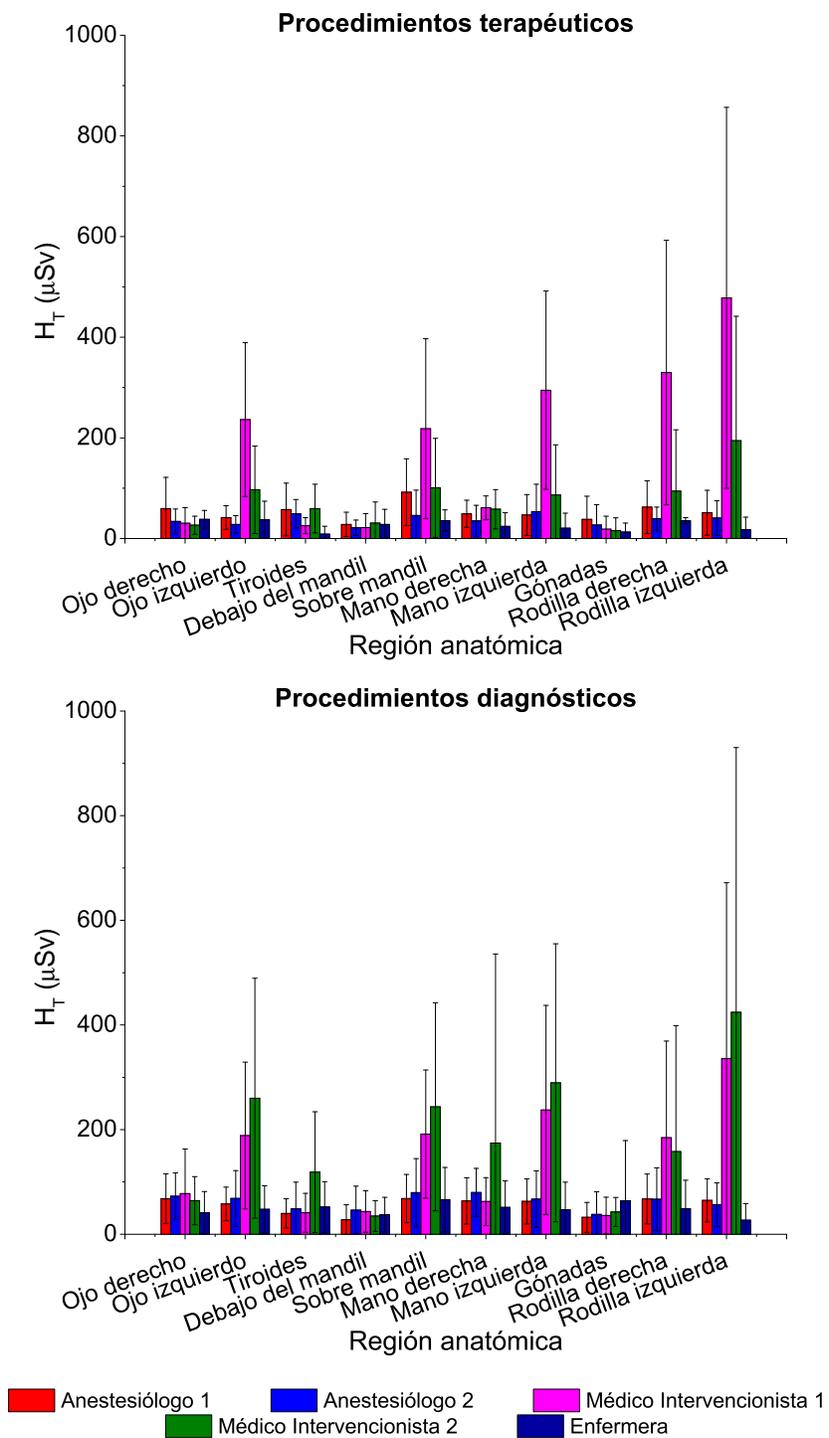


Figura 4.9: Dosis equivalente promedio por región anatómica según el tipo de procedimiento.

Tabla 4.4: Dosis equivalente promedio del personal en μSv y diferencia porcentual de la dosis recibida por el personal con respecto a la dosis promedio recibida por el médico 1 en procedimientos terapéuticos. La diferencia porcentual se calculó como:

$$\frac{H_{T,\text{miembro del personal}} \cdot 100\%}{H_{T,\text{médico 1}}} - 100\%$$

Región	Anestesiólogo 1	Anestesiólogo 2	Médico 1	Médico 2	Enfermera
Ojo derecho	59 ± 62 (↑ 95 %)	33 ± 24 (↑ 11 %)	30 ± 30	26 ± 17 (↓ 13 %)	38 ± 17 (↑ 25 %)
Ojo izquierdo	41 ± 23 (↓ 82 %)	27 ± 17 (↓ 88 %)	236 ± 152	96 ± 87 (↓ 59 %)	37 ± 37 (↓ 84 %)
Tiroides	57 ± 52 (↑ 126 %)	49 ± 28 (↑ 93 %)	25 ± 15	59 ± 48 (↑ 134 %)	8 ± 15 (↓ 66 %)
Debajo del mandil	28 ± 24 (↑ 30 %)	21 ± 15 (0 %)	21 ± 28	30 ± 41 (↑ 43 %)	28 ± 29 (↑ 30 %)
Sobre mandil	92 ± 66 (↓ 58 %)	45 ± 50 (↓ 79 %)	218 ± 178	100 ± 98 (↓ 54 %)	35 ± 21 (↓ 84 %)
Mano derecha	49 ± 26 (↓ 20 %)	34 ± 31 (↓ 43 %)	60 ± 23	58 ± 39 (↓ 5 %)	24 ± 27 (↓ 60 %)
Mano izquierda	46 ± 40 (↓ 84 %)	53 ± 54 (↓ 82 %)	294 ± 197	86 ± 99 (↓ 71 %)	20 ± 29 (↓ 93 %)
Gónadas	38 ± 46 (↑ 103 %)	26 ± 40 (↑ 43 %)	18 ± 25	15 ± 25 (↓ 17 %)	12 ± 17 (↓ 31 %)
Rodilla derecha	62 ± 52 (↓ 81 %)	39 ± 23 (↓ 88 %)	329 ± 262	94 ± 121 (↓ 71 %)	35 ± 6 (↓ 89 %)
Rodilla izquierda	51 ± 44 (↓ 89 %)	40 ± 34 (↓ 91 %)	478 ± 378	194 ± 247 (↓ 59 %)	17 ± 24 (↓ 96 %)

Tabla 4.5: Dosis equivalente promedio del personal en μSv y diferencia porcentual de la dosis recibida por el personal respecto a la dosis promedio recibida por el médico 1 en procedimientos diagnósticos. La diferencia porcentual se calculó como:

$$\frac{H_{T,\text{miembro del personal}} * 100\%}{H_{T,\text{médico 1}}} - 100\%$$

Región	Anestesiólogo 1	Anestesiólogo 2	Médico 1	Médico 2	Enfermera
Ojo derecho	68 ± 47 (↓ 12 %)	72 ± 44 (↓ 7 %)	77 ± 85	64 ± 45 (↓ 17 %)	41 ± 40 (↓ 47 %)
Ojo izquierdo	58 ± 32 (↓ 69 %)	68 ± 53 (↓ 64 %)	188 ± 140	260 ± 229 (↑ 38 %)	47 ± 44 (↓ 75 %)
Tiroides	39 ± 27 (↓ 3 %)	48 ± 50 (↑ 19 %)	41 ± 37	118 ± 115 (↑ 189 %)	52 ± 48 (↑ 27 %)
Debajo del mandil	27 ± 28 (↓ 36 %)	46 ± 45 (↑ 6 %)	43 ± 39	34 ± 29 (↓ 20 %)	37 ± 33 (↓ 14 %)
Sobre mandil	68 ± 46 (↓ 64 %)	79 ± 64 (↓ 58 %)	191 ± 122	243 ± 198 (↑ 27 %)	66 ± 61 (↓ 65 %)
Mano derecha	63 ± 44 (↑ 2 %)	79 ± 46 (↑ 28 %)	62 ± 45	174 ± 361 (↑ 179 %)	51 ± 50 (↓ 18 %)
Mano izquierda	62 ± 43 (↓ 74 %)	67 ± 53 (↓ 72 %)	237 ± 199	289 ± 265 (↑ 22 %)	46 ± 52 (↓ 80 %)
Gónadas	32 ± 28 (↓ 10 %)	38 ± 43 (↑ 7 %)	35 ± 35	42 ± 27 (↑ 19 %)	63 ± 115 (↑ 79 %)
Rodilla derecha	67 ± 47 (↓ 63 %)	66 ± 60 (↓ 64 %)	184 ± 184	158 ± 240 (↓ 14 %)	48 ± 54 (↓ 74 %)
Rodilla izquierda	64 ± 41 (↓ 81 %)	56 ± 41 (↓ 83 %)	335 ± 336	424 ± 506 (↑ 26 %)	26 ± 31 (↓ 92 %)

4.6.1.4. Dosis equivalente a cristalino recibida por médicos intervencionistas

En la figura 4.10 se muestra la comparación de la dosis equivalente promedio a cristalino para tres médicos residentes de segundo año del departamento de Terapia Endovascular, de estos sólo el médico A hace uso de lentes plomados durante los procedimientos.

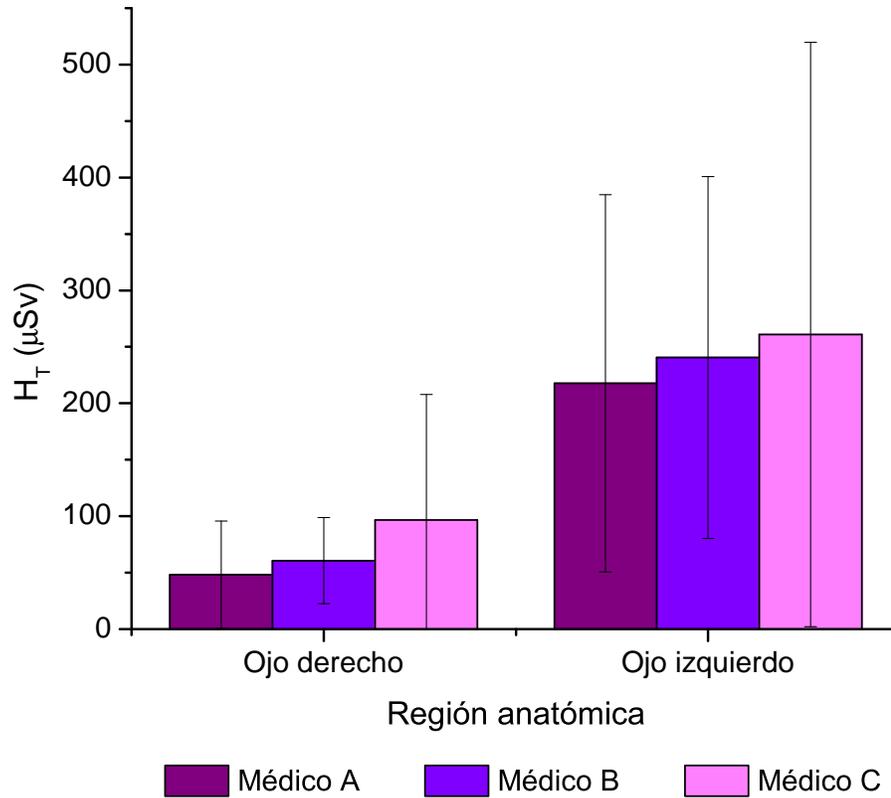


Figura 4.10: Dosis equivalente promedio al cristalino por procedimiento de tres médicos intervencionistas, de los cuales sólo el médico A hace uso de lentes plomados.

4.6.2. Dosis efectiva

En esta sección se muestran las estimaciones de la dosis efectiva del personal por cada uno de los veinte procedimientos en los que se realizaron mediciones, estos se clasificaron según el tipo de estudio realizado en diagnósticos y terapéuticos (Fig. 4.11). Finalmente se calculó y graficó la dosis acumulada de quince procedimientos diagnósticos y cinco procedimientos terapéuticos (Fig. 4.12).

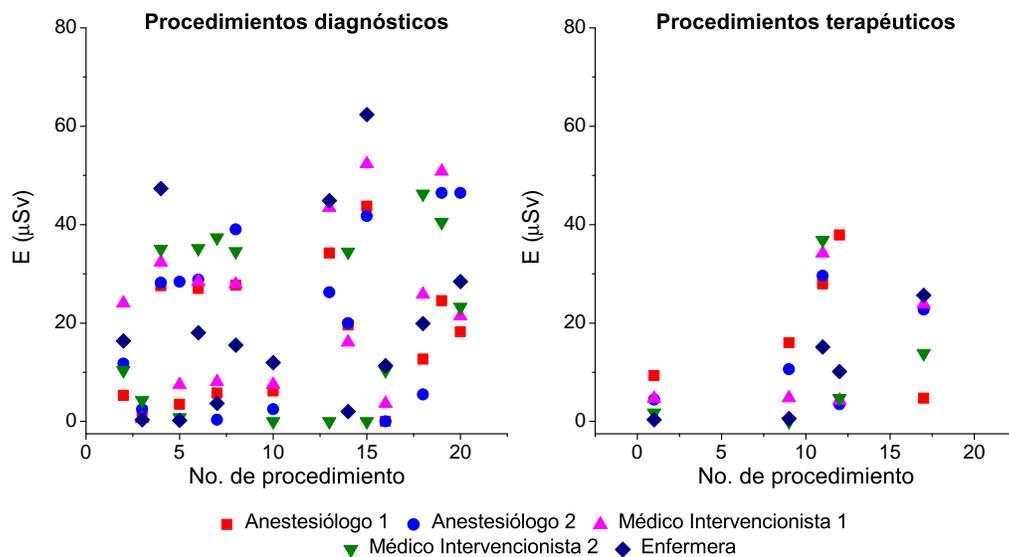


Figura 4.11: Dosis efectiva por procedimiento calculada para el personal según el tipo de procedimiento llevado a cabo en el departamento.

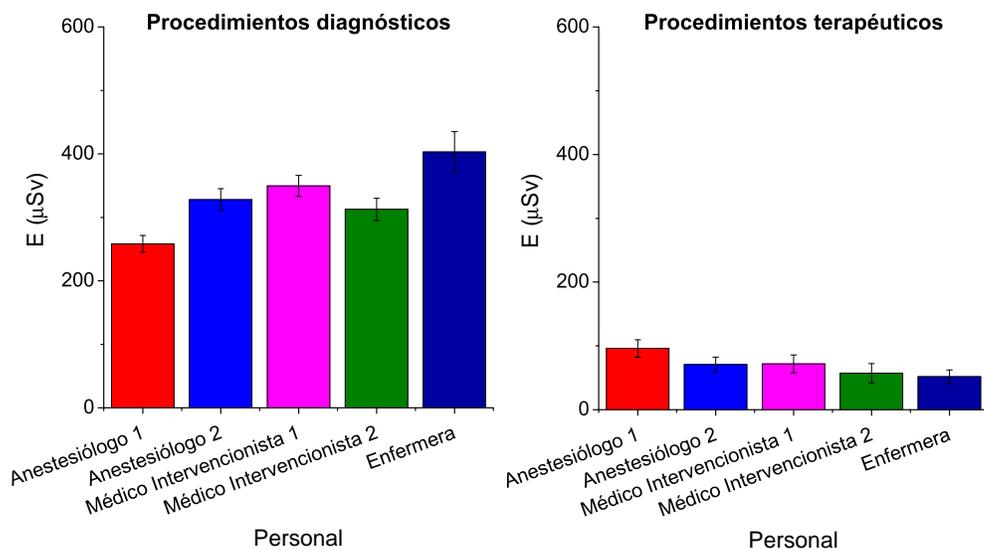


Figura 4.12: Dosis efectiva acumulada recibida por el personal según el tipo de procedimiento.

4.7. Comparación con el límite de dosis efectiva anual

En la tabla 4.7 se muestran los valores de la dosis efectiva proyectada a un año calculados usando los factores de ponderación por tejido dados en el ICRP-60 y el ICRP-103 (ver la tabla 4.6).

Tabla 4.6: Factores de ponderación por tejido (w_T) reportados en el ICRP-60 y en el ICRP-103.

Órgano	w_T	
	ICRP-60	ICRP-103
Gónadas	0.20	0.08
Médula ósea	0.12	0.12
Colon	0.12	0.12
Pulmón	0.12	0.12
Estómago	0.12	0.12
Mamas	0.05	0.04
Hígado	0.05	0.12
Esófago	0.05	0.04
Tiroides	0.05	0.04
Piel	0.01	0.04
Superficie ósea	0.01	0.01
Cerebro		0.01
Glandulas salivales		0.01
Resto	0.05	0.12

Tabla 4.7: Dosis efectiva anual del personal.

Miembro del personal	Dosis efectiva anual (mSv)	
	ICRP-60	ICRP-103
Anestesiólogo 1	2.89 ± 0.21	2.63 ± 0.18
Anestesiólogo 2	3.23 ± 0.24	3.09 ± 0.20
Médico intervencionista 1	3.41 ± 0.26	3.27 ± 0.21
Médico intervencionista 2	3.25 ± 0.23	2.89 ± 0.22
Enfermera	4.20 ± 0.41	3.62 ± 0.32

Capítulo 5

Discusión de resultados

5.1. Dosis recibida por el personal

5.1.1. Dosis equivalente

5.1.1.1. Dosis equivalente como función del número de cuadros

Sabemos que la estimación de la dosis equivalente recibida por el personal depende de diferentes factores que pueden ser o no controlados. A la dosis equivalente contribuyen las debidas al tiempo de fluoroscopia (aproximadamente igual al tiempo que dura el procedimiento) y al de cine (proporcional al número de cuadros). Por trabajos previos y por la práctica, se sabe que contrario a la intuición, no existe correlación entre la dosis recibida por el personal y la duración del estudio [Jua04]. En el presente, se exploró la relación que existía entre la dosis y el número de cuadros o imágenes tomadas durante los procedimientos de intervención.

En general, para las regiones vigiladas no se encontró correlación entre la dosis y el número de cuadros (ver la Fig. 4.6). Esto puede deberse a que la contribución a la dosis equivalente debida al tiempo de fluoroscopia no es despreciable con respecto a la de cine. Por otro lado, se puede observar que en algunas regiones la dosis recibida por los anestesiólogos es del mismo orden que la recibida por los médicos intervencionistas, tal es el caso del ojo derecho, región de tórax debajo del mandil, mano derecha, tiroides y gónadas.

5.1.1.2. Impacto del material plomo equivalente usado por el personal

Debido a que en la sección anterior se encontraron similitudes entre la dosis recibida por los anestesiólogos y la recibida por los médicos intervencionistas en la región del tórax debajo del mandil, pero no en la región sobre el mandil plomo equivalente, se realizó una comparación entre ambas regiones.

Las gráficas de la figura 4.7 muestran que los médicos intervencionistas reciben una mayor dosis al tórax sobre el mandil lo cual es congruente ya que ellos son los que se

encuentran más cerca del tubo de rayos X y del paciente durante todo el procedimiento de intervención, por lo que se exponen a más radiación dispersa. Por otro lado, en la tabla 4.3 se puede observar claramente la importancia del uso de mandiles plomo equivalente durante los procedimientos de fluoroscopia. Se puede apreciar que a pesar de que el personal de anestesiología y enfermería usan mandil, la dosis recibida por los mismos se reduce en un factor de entre 1.7 a 2.7 mientras que para los residentes de la especialidad el factor de protección es de 5.2 y 6.2. Esto podría deberse a que los anesthesiólogos no cuentan con mandiles propios, sino que hacen uso de los proporcionados por el instituto, mientras que los médicos intervencionistas cuentan con su propio material de protección (mandil plomo equivalente, protector de tiroides plomo equivalente y, en algunos casos, lentes plomados).

Cabe aclarar que los factores de protección del personal de anestesia y enfermería pueden variar ya que el personal no siempre hace uso del mismo material de protección.

Por lo mencionado anteriormente, la tiroides es una región de interés en este estudio, ya que los anesthesiólogos no cuentan con protectores plomo equivalente para proteger esta glándula. En la figura 4.8, se muestran las gráficas de la dosis equivalente recibida por los anesthesiólogos y los médicos intervencionistas en cada procedimiento para esta región, se puede observar que las dosis recibidas para los anesthesiólogos y el médico 1 se encuentran en el intervalo de 0 a 150 μSv .

El que los anesthesiólogos tengan una estimación de la dosis equivalente similar al médico 1 en la tiroides es una situación preocupante, ya que, si bien la dosis promedio recibida por procedimiento es del orden de 45 μSv , esta podría reducirse en un factor de 12 en el caso de usar collarín plomo equivalente de 0.5 mm. [KKS⁺99].

En la figura 4.8, también se puede observar que la dosis equivalente a la tiroides recibida por el médico 2 es mayor, en algunos procedimientos, que la recibida por el médico 1. Esto se puede observar claramente al comparar la dosis equivalente recibida por ambos miembros del personal en los procedimientos 6,8,14,18 y 20. Dichos procedimientos tienen una característica en común, todos son procedimientos diagnósticos, como se puede observar en la tabla 4.1. En la siguiente sección se explora de manera más detallada el por qué de estos resultados.

5.1.1.3. Comparación de la dosis equivalente promedio recibida en procedimientos terapéuticos y diagnósticos

La colocación del personal durante los procedimientos de intervención es otro factor importante el cual podría estar influyendo en la dosis. Por la figura 3.6 se puede inferir que la dosis equivalente recibida por los médicos intervencionistas deberá ser mayor en su lado izquierdo, contrario a los anesthesiólogos, donde su lado derecho sería el más expuesto.

Para los procedimientos diagnósticos (Fig. 4.9), quien recibió mayor cantidad de dosis equivalente en las regiones de: ojo izquierdo, tiroides, tórax sobre mandil, manos y rodilla izquierda fue el médico 2. Esto podría deberse a que las personas en quienes se realizaron las mediciones fueron residentes de primer año en la especialidad de Endovascular, por lo que se les permite practicar en los casos más sencillos, como lo son las angiografías y no tan frecuentemente en los procedimientos terapéuticos debido al nivel de complejidad de estos. Watson et al. encontraron un decremento estadísticamente significativo en la dosis para los procedimientos realizados en el segundo año de la especialidad comparados con los del primer año. Por lo que sugieren que el personal, principalmente los residentes de primer año, deben ser constantemente monitoreados e instruidos en buenas prácticas de seguridad radiológica [WRB97].

Para los procedimientos terapéuticos (Fig. 4.9), se puede observar que para las regiones de: ojo izquierdo, tórax sobre mandil, mano izquierda y rodillas quien recibió mayor dosis equivalente fue el médico 1, seguido del médico 2. En cuanto a las regiones de: ojo derecho, tiroides y gónadas quien recibió mayor cantidad de dosis equivalente fue el anestesiólogo 1. Estos resultados coinciden con la hipótesis planteada por Anastasian et al. en la que los autores sugieren que la exposición a la radiación al ojo sin protección del anestesiólogo podría estar en el mismo intervalo que la que recibe el médico radiólogo; mientras que, por otro lado, la misma investigación muestra que la dosis a cristalino recibida por el anestesiólogo es mayor en procedimientos terapéuticos [ASM⁺11].

5.1.1.4. Dosis a cristalino recibida por los médicos intervencionistas

En la figura 4.10 se muestra la dosis equivalente promedio a cristalino por procedimiento de tres médicos residentes de segundo año, de los cuales sólo el médico A hace uso de lentes plomados. En ella se puede observar claramente que la posición es un factor importante ya que su lado izquierdo es el más afectado. Además, la dosis del médico A para ambos cristalininos comparada con los otros dos médicos, quienes no hacen uso de lentes plomados, es menor. Esto coincide con el trabajo de van Rooijen et al. en donde evaluaron la reducción de la dosis equivalente al cristalino durante procedimientos de radiología intervencionista cuando se usan lentes de protección. En ese trabajo encontraron que el uso de lentes plomados reduce la dosis en un factor de 2.1 para el ojo izquierdo. Además, concluyeron que la eficacia de los lentes en la práctica depende principalmente de factores geométricos y, por ende, de la posición del médico con respecto a la fuente [vR⁺14].

Cabe mencionar que en este trabajo no se tomaron en cuenta las diferentes posiciones angulares de la cabeza con respecto al tubo de rayos X para evaluar el efecto que este parámetro pueda tener en la reducción de la dosis equivalente al cristalino. Se ha demostrado que al usar lentes plomados y tener la cabeza a 45° con respecto al tubo de rayos X, se reducirá la dosis equivalente recibida por ambos cristalininos [vR⁺14].

5.1.2. Dosis efectiva

Normalmente se hace uso de sólo un dosímetro personal para el monitoreo individual. Si la exposición a la radiación es uniforme, entonces las lecturas del dosímetro pueden proporcionar aproximaciones aceptables del equivalente de dosis personal ¹. Sin embargo, en los hospitales, debido a los componentes directos y dispersos de la radiación ionizante, la exposición a la radiación a la que se somete el personal es no uniforme, lo cual dificulta aún más la evaluación del equivalente de dosis personal, así como de la dosis efectiva [DEF⁺08].

Faulkner y Marshall [FM93] concluyeron que, con el uso de un sólo dosímetro es imposible estimar con precisión la dosis efectiva para todas las condiciones de fluoroscopia. Derivaron la dosis efectiva (E) de mediciones realizadas con dosimetría termoluminiscente sobre un maniquí Rando-Alderson. El maniquí se expuso a radiación dispersa de 70 a 110 kVp de rayos X y se cubrió con un mandil plomo equivalente. Se encontró que al usar el dosímetro sobre el mandil se sobreestimaba el valor de E por un factor de 2 a 60; mientras que, si este se usaba debajo del mandil, el dosímetro subestimaba E en un factor de siete.

Kicken y Bos evaluaron las contribuciones a la dosis efectiva debido a regiones del cuerpo no protegidas por el mandil plomo equivalente y así como por regiones protegidas, en este caso el collarín de tiroides, de los operadores y asistentes en procedimientos de radiología vascular intervencionista, concluyendo que las dosis a la cabeza, la tiroides sin protección, los brazos, las manos y las piernas contribuyen significativamente a E [KB95]. Otro estudio demostró que el uso de múltiples dosímetros en regiones no protegidas como la cabeza, los brazos, las manos y las piernas, proporcionan información adicional sobre la dosis a órganos desprotegidos, i.e la piel y el cristalino [DEF⁺08]. Por ello, diferentes autores han propuesto el uso de múltiples dosímetros con el objetivo de obtener un valor más preciso de la dosis efectiva [NMC94, KB95].

Por todo lo expuesto anteriormente, las estimaciones de dosis efectiva realizadas en este trabajo presentan una ventaja sobre aquellos trabajos donde se efectuaron aproximaciones de E mediante dosimetría única o doble, ya que en este trabajo se consideraron diez regiones anatómicas. Además, las aproximaciones se realizaron usando los factores de ponderación por tejido reportados en el ICRP-103, por lo que los valores de dosis estimados se encuentran actualizados con respecto a los trabajos anteriores.

En la figura 4.11, se puede observar que la dosis efectiva para cada miembro del personal varía bastante de un procedimiento a otro, estas variaciones son consecuencia de diferentes variables. Por un lado, se tienen factores que no pueden ser controlados como la experiencia clínica del personal, tipo de procedimiento que se esté llevando a cabo y el material de protección que se esté utilizando. Por otro lado, los coeficientes ECC (Tabla 3.3) utilizados en la ecuación 3.3 afectan directamente a la estimación

¹El equivalente de dosis personal, $H_p(d)$, es el equivalente de dosis en tejido blando, por debajo de un punto especificado del cuerpo y a una profundidad apropiada, d [DEF⁺08].

de la dosis, ya que estos dependen de la radiosensibilidad del órgano o tejido por lo que aquellos miembros del personal quienes recibieron mayor cantidad de dosis equivalente a tiroides, gónadas y tórax debajo del mandil tendrán una estimación de dosis efectiva mayor.

En la figura 4.12 se puede apreciar que, para procedimientos diagnósticos, quien tiene mayor dosis acumulada es el personal de enfermería. Esto podría atribuirse a que la dosis equivalente promedio medida para dicho miembro del personal fue un 79 % mayor que la dosis equivalente promedio del médico intervencionista 1 en la región de gónadas, como se puede observar en la tabla 4.5. En cambio, para procedimientos terapéuticos, quien tiene mayor dosis acumulada es el anesthesiólogo 1, debido a que la dosis equivalente promedio para tiroides y gónadas fue un 126 % y 103 % mayor respecto a la del médico 1 (Tabla 4.4), y como se observa en la ecuación 3.3, dichos órganos son los que contribuyen más a la dosis efectiva.

5.2. Comparación con el límite de dosis efectiva anual

Los límites de dosis generalmente se expresan en términos de la dosis efectiva puesto que esta se relaciona con los efectos estocásticos [DEF⁺08].

En México, el límite anual de la dosis efectiva para el personal ocupacionalmente expuesto es de 50 mSv [RGdSR88]. De la tabla 4.7 se puede observar para todo el personal la dosis efectiva anual es menor que el 10 % del límite establecido. En el caso del personal de anestesiología se sobreestima la dosis efectiva dado que no se encuentra trabajando todo el año en el departamento de Terapia Endovascular, sino que realiza rotaciones por diferentes departamentos en el instituto.

En cuanto a la comparación de la dosis proyectada a un año calculada con los valores w_T de las publicaciones 60 y 103 del ICRP, se puede observar que la dosis efectiva calculada con los valores del ICRP-60 es mayor entre un 4 a 13 % con respecto a la calculada con los del ICRP-103.

Capítulo 6

Conclusiones

En este trabajo, se estimó la dosis equivalente recibida en diez regiones anatómicas (cristalinos, tiroides, tórax debajo del mandil, tórax sobre el mandil, manos, gónadas y rodillas) así como la dosis efectiva de dos médicos intervencionistas, dos anestesiólogos y una persona de enfermería durante veinte procedimientos de fluoroscopia en el Departamento de Terapia Endovascular del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía "Manuel Velasco Suárez".

Se evaluaron cuatro variables: número de imágenes tomadas durante los procedimientos de intervención, colocación del personal, blindaje y tipo de procedimiento. Para la primera, no se encontró correlación con la dosis equivalente recibida por el personal, ya que la contribución a la dosis equivalente debido al tiempo de fluoroscopia no es despreciable con respecto a la de cine.

En cuanto a la colocación del personal con respecto al tubo de rayos X y el paciente, se encontró que este factor influye directamente en la dosis recibida por el personal. Los resultados demostraron que el lado más expuesto de los médicos intervencionistas fue el izquierdo mientras que fue el lado derecho para personal de anestesiología, lo cual era de esperarse debido a la colocación del personal durante procedimientos.

Con respecto al blindaje, se calcularon los factores de protección proporcionados por los mandiles plomo equivalente utilizados por los miembros del personal. Se encontró que el $f_{protección}$ de los mandiles usados por el personal de anestesia y enfermería oscila entre 1.7 y 2.7 mientras que los de los médicos intervencionistas fueron de 5.2 y 6.2. Lo anterior se debe a que los residentes de la especialidad cuentan con su propio material protector, contrario a los anestesiólogos y el personal de enfermería quienes hacen uso del material proporcionado por el instituto.

Igualmente se evaluó la importancia del uso de collarín y lentes plomados, debido a que los anestesiólogos no cuentan con ninguno de los anteriores durante los procedimientos de intervención. Se encontró que la dosis a tiroides y ojo derecho del anestesiólogo se encuentra en el mismo intervalo que la que reciben los médicos intervencionistas.

Al comparar la dosis equivalente recibida por tipo de procedimiento, se pudo ratificar que quienes suelen recibir mayor cantidad de dosis son aquellos que participan en procedimientos diagnósticos y, además, se encuentran en su primer año de la especialidad puesto que desconocen o tienen poca noción sobre protección radiológica.

La dosis efectiva del personal se evaluó por procedimiento y por tipo de estudio (diagnósticos o terapéuticos). Se observó que los valores de dosis varían significativamente de un procedimiento a otro puesto que están siendo afectados por diferentes factores como: la distancia, blindaje, complejidad del procedimiento, etc.

Por otro lado, se encontró que la dosis efectiva acumulada por tipo de procedimiento fue mayor para el personal de enfermería y para el anestesiólogo 1, para procedimientos diagnósticos y terapéuticos respectivamente. Lo anterior se le atribuye a que recibieron dosis equivalente mayores a tiroides y gónadas comparadas con las recibidas por el médico intervencionista 1.

Finalmente, los valores de la proyección de dosis efectiva a un año muestran que el personal cuenta con buenas nociones de protección radiológica puesto que dichos valores están entre el 4 y 9% del límite nacional establecido.

Bibliografía

- [ASM⁺11] Z.H. Anastasian, D. Strozyk, P.M. Meyers, S. Wang, and M.F. Berman. Radiation exposure of the anesthesiologist in the neurointerventional suite. *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, 114(3):512–520, 2011.
- [Att86] F.H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. A Wiley-Interscience publication. Wiley, 1986.
- [AUK⁺15] T. Arii, S. Uchino, Y. Kubo, S. Kiyama, and S. Uezono. Radiation exposure to anaesthetists during endovascular procedures. *Anaesthesia*, 70(1):47–50, 2015.
- [Azo12] J. Azorín. La termoluminiscencia y sus aplicaciones. Disponible en: <https://www.fis.unam.mx/pdfs/seminariosBiofisica/\trrmoluminiscencia.pdf>, 2012.
- [BdFM11] A. Brosed and Sociedad Española de Física Médica. *Fundamentos de Física Médica (Vol. 2)*. Sociedad Española de Física Médica, 2011.
- [BSLB12] J.T. Bushberg, A.J. Seibert, E.M. Leidholdt, and J.M. Boone. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams Wilkins, Philadelphia, PA, 2012.
- [CBsf] C.A. Correa and M.A. Bisauta. Evaluation of personal integrating dosimeters. Disponible en: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/39/117/39117955.pdf, s.f.
- [CJ09] H. Cember and T. Johnson. *Introduction to health physics*. McGraw-Hill, 2009.
- [CJULPJ12] R.N. Cherry Jr., A.C. Upton, G.M. Lodde, and S.W. Porter Jr. *Radia-ciones Ionizantes riesgos Generales*. Chantal Dufresne, BA, España, 2012.
- [DEF⁺08] J.W.E. Dijk, L. Ebben, Y. Franken, T.W.M. Grimbergen, W.A. Hummel, P.J.H. Kicken, F.W. Schultz, G. Voorhout, J. Zoetelief, and D. Zweers. Code of Practice for Personal Dosimetry of Professionals

- wearing Protective Clothing during Radiological Procedures. *Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie*, NCS-publicatie 19, oktober 2008, 01 2008.
- [Del12] P.J.D. Dellmans. Protección radiológica. Disponible en: <https://www.csn.es/documents/10182/914805/Protecci%C3%B3n%20radiol%C3%B3gica>, 2012.
- [DV07] L. Del Villar. El Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía Manuel Velasco Suárez. *Médicos de México*, (73):30–31, 2007.
- [Est18] R. Estévez. *Dosimetría radiológica*. Edifarm, 2018.
- [FM93] K. Faulkner and N.W. Marshall. The relationship of effective dose to personnel and monitor reading for simulated fluoroscopic irradiation conditions. *Health physics*, 64(5):502–508, 1993.
- [GdBBR⁺98] I. Gamboa de Buen, A.E. Buenfil, C. Ruiz, M. Rodríguez-Villafuerte, A. Flores, and M.E. Brandan. Thermoluminescent response and relative efficiency of tld-100 exposed to low-energy x-rays. *Physics in medicine and biology*, 43:2073–83, 09 1998.
- [IAEA05] International Atomic Energy Agency. *Radiation Oncology Physics a Handbook for teachers and students*. Non-serial Publications. IAEA, Vienna, 2005.
- [ICoRP07] International Commission on Radiological Protection. *ICRP Publication 103*, volume 37. 2007.
- [IKSN10] S. Ismail, F. Khan, N. Sultan, and M. Naqvi. Radiation exposure to anaesthetists during interventional radiology. *Anaesthesia*, 65(1):54–60, 2010.
- [JKM⁺01] D.R. Johnson, J. Kyriou, E.J. Morton, A. Clifton, M. Fitzgerald, and E. Macsweeney. Radiation protection in interventional radiology. *Clinical radiology*, 56(2):99–106, 2001.
- [Jua04] K.M. Juarez. Protección radiológica en estudios de fluoroscopia intervencionista, 2004. Tesis de Maestría en Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México.
- [KB95] P.J. Kicken and A.J. Bos. Effectiveness of lead aprons in vascular radiology: results of clinical measurements. *Radiology*, 197(2):473–478, 1995.
- [KKS⁺99] P.J.H. Kicken, G.J. Kemerink, F.W. Schultz, J. Zoetelief, J.J. Broerse, and J.M.A. Van Engelsehoven. Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part 2: Assessment of effective dose. *Radiation protection dosimetry*, 82(2):105–114, 1999.

- [KKVE99] P.J.H. Kicken, G.J. Kemerink, and J.M.A. Van Engelshoven. Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part 1: assessment of entrance doses. *Radiation protection dosimetry*, 82(2):93–103, 1999.
- [MBN15] R. Moura and F.A. Bacchim Neto. *Proteção radiológica aplicada à radiologia intervencionista*. SciELO, Brasil, 2015.
- [MV11] M.E. Mondragón-Villanueva. Anestesia en neurorradiología intervencionista. *Revista Mexicana de Anestesiología*, 34(S1):142–145, 2011.
- [NIST04] NIST. Coeficientes de atenuación másico del aluminio. Disponible en: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ElemTab/z13.html>, 2004.
- [NMC94] L.T. Niklason, M.V. Marx, and H. Chan. The estimation of occupational effective dose in diagnostic radiology with two dosimeters. *Health physics*, 67(6):611–615, 1994.
- [NOM02] NOM 008-SCFI-2002 Sistema General de Unidades de Medida. Publicada en el Diario Oficial de la Federación, 2002.
- [NOM13] NOM 001-NUCL-2013 Factores para el cálculo del equivalente de dosis. Publicada en el Diario Oficial de la Federación, 2013.
- [P⁺05] E.B. Podgorsak et al. *Radiation Oncology Physics*. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [P⁺10] E.B. Podgorsak et al. *Radiation physics for medical physicists*. Springer, 2010.
- [RGdSR88] Reglamento General de Seguridad Radiológica. Publicado en el Diario Oficial de la Federación, 1988.
- [Riv11] T. Rivera. Termoluminiscencia en dosimetría médica. Disponible en: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/009/43009447.pdf, 2011.
- [SAG] Annals of the ICRP. Disponibles en: <https://journals.sagepub.com/page/ani/collections/complete-issue-pdfs>.
- [Sal18] A. Salas. Establecimiento de las condiciones de referencia para la transferencia de calibración entre cámaras de ionización de un laboratorio primario al IFUNAM para los rayos-x de bajas energías., 2018. Tesis de Licenciatura, Facultad de Ciencias, UNAM.
- [Sel00] J. Selman. *The fundamentals of imaging physics and radiobiology*. Charles C Thomas Publisher LTD, 2000.

- [Smi88] H. Smith. La comisión internacional de protección radiológica: Reseña histórica. Disponible en: https://www.iaea.org/sites/default/files/30302094244_es.pdf, 1988.
- [Spr87] P. Sprawls. *Physical principles of medical imaging*. Aspen Publishers, 1987.
- [SSH⁺09] J.O. Schorge, J.I. Shaffer, L.M. Halvorson, B.L. Hoffman, K.D. Bradshaw, and F.G. Cunningham. *Williams gynecologia*. McGraw-Hill, 2009.
- [Tay97] John Taylor. *Introduction to error analysis, the study of uncertainties in physical measurements*. 1997.
- [Tur07] J.E. Turner. *Atoms, radiation and radiation protection*. Wiley-VCH Verlag GmbH Co. KGaA, Weinheim, 2007.
- [Vaz00] D. Vazquez. *Dosimetría termoluminiscente de la radiación ionizante en monitores de computadoras*. Universidad Autónoma de Nuevo León, 2000.
- [VCG⁺12] F. Vanhavere, E. Carinou, G. Gualdrini, I. Clairand, M. Sans, M. Ginjaume, D. Nikodemova, J. Jankowski, J.M. Bordy, A. Rimpler, et al. Oramed: optimization of radiation protection of medical staff. *EURADOS report*, 2:2012, 2012.
- [VPC12] V. Vivolo, M. Potiens, and E. Correa. Determination of the Effective Energy in X-rays Standard Beams, Mammography Level. *Radioproteção (S. João da Talha)*, 05 2012.
- [vR⁺14] B.D. van Rooijen et al. Efficacy of radiation safety glasses in interventional radiology. *Cardiovascular and interventional radiology*, 37(5):1149–1155, 2014.
- [WRB97] L.E. Watson, M.W. Riggs, and P.D. Bourland. Radiation exposure during cardiology fellowship training. *Health physics*, 73(4):690–693, 1997.

Apéndice A

Propagación de incertidumbres

Considérese las mediciones x, \dots, z con sus respectivas incertidumbres $\delta x, \dots, \delta z$ y que los valores medidos se usan para calcular la función $q(x, \dots, z)$. Si las incertidumbres en x, \dots, z son independientes y aleatorias, entonces la incertidumbre en q es [Tay97]:

$$\delta q = \sqrt{\left(\frac{\delta q}{\delta x} \delta x\right)^2 + \dots + \left(\frac{\delta q}{\delta z} \delta z\right)^2} \quad (\text{A.1})$$

Las incertidumbres de los cálculos realizados en la sección 4.2 y 4.4.1 se muestran a continuación.

Capa hemirreductora

La ecuación para el cálculo de la capa hemirreductora, derivada de la ecuación 4.1, tiene la forma:

$$\text{CHR} = -\frac{\ln\left(\frac{\frac{1}{2}(Q_0) - A}{y}\right)}{R} \quad (\text{A.2})$$

Donde:

$$Q_0 = 37.47798 \pm 0.03765 \text{ pC}$$

$$A = 3.66098 \pm 0.42313 \text{ pC}$$

$$y = 33.98364 \pm 0.40332 \frac{1}{\text{pC}}$$

$$R = 0.15627 \pm 0.00326 \frac{1}{\text{mmAl}}$$

Y sus derivadas parciales son:

$$\frac{\delta \text{CHR}}{\delta Q_0} = \frac{1}{R(2A - Q_0)}$$

$$\frac{\delta \text{CHR}}{\delta y} = \frac{1}{Ry}$$

$$\frac{\delta \text{CHR}}{\delta A} = -\frac{2}{R(2A - Q_0)}$$

$$\frac{\delta \text{CHR}}{\delta R} = \frac{\ln\left(\frac{Q_0 - 2A}{2y}\right)}{R^2}$$

De tal forma que la incertidumbre de la ecuación A.2 está dada por la siguiente ecuación:

$$\delta \text{CHR} = \sqrt{\left(\frac{\delta \text{CHR}}{\delta Q_0} \cdot \delta Q_0\right)^2 + \left(\frac{\delta \text{CHR}}{\delta y} \cdot \delta y\right)^2 + \left(\frac{\delta \text{CHR}}{\delta A} \cdot \delta A\right)^2 + \left(\frac{\delta \text{CHR}}{\delta R} \cdot \delta R\right)^2}$$

$$\Rightarrow \delta \text{CHR} = 0.21$$

$$\therefore \text{CHR} = 5.20 \pm 0.21 \text{ mmAl}$$

Coeficiente lineal de atenuación

El coeficiente lineal de atenuación está dado por la ecuación:

$$\mu = \frac{\ln(2)}{\text{CHR}} \quad (\text{A.3})$$

Donde:

$$\text{CHR} = 5.20 \pm 0.21 \text{ mmAl}$$

Y su derivada es:

$$\frac{\delta \mu}{\delta(\text{CHR})} = -\frac{\ln(2)}{(\text{CHR})^2}$$

De tal forma que la incertidumbre de la ecuación A.3 está dada por:

$$\delta \mu = \sqrt{\left(\frac{\delta \mu}{\delta(\text{CHR})} \cdot \delta(\text{CHR})\right)^2}$$

$$\Rightarrow \delta \mu = 0.05$$

$$\therefore \mu = 1.33 \pm 0.05 \text{ cm}^{-1}$$

Coeficiente másico atenuación

El coeficiente másico de atenuación se obtuvo al dividir el coeficiente lineal de atenuación entre la densidad del material, en este caso del aluminio:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Al} = \frac{1.33 \pm 0.05 \text{ cm}^{-1}}{2.699 \pm 0.001 \frac{g}{cm^3}} \quad (\text{A.4})$$

Sus derivadas parciales son:

$$\frac{\delta}{\delta\mu} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{Al} = \frac{1}{\rho}$$

$$\frac{\delta}{\delta\rho} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{Al} = -\frac{\mu}{\rho^2}$$

Entonces, la incertidumbre asociada al coeficiente másico de atenuación está dada por:

$$\delta \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{Al} = \sqrt{\left(\frac{\delta}{\delta\mu} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{Al} \cdot \delta\mu \right)^2 + \left(\frac{\delta}{\delta\rho} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{Al} \cdot \delta\rho \right)^2}$$

$$\Rightarrow \delta \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{Al} = 0.02$$

$$\therefore \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{Al} = 0.49 \pm 0.02 \frac{cm^2}{g}$$

Energía efectiva

La ecuación para estimar la energía efectiva (ecuación 4.2) tiene la forma:

$$E_{efectiva} = 10^{-I - B_1 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right) + B_2 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^2 - B_3 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^3} \quad (A.5)$$

Y sea:

$$u = -I - B_1 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right) + B_2 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^2 - B_3 \cdot \log_{10}\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^3$$

Donde:

$$I = 1.50048 \pm 0.00825$$

$$B_1 = 0.33167 \pm 0.02527$$

$$B_2 = 0.12191 \pm 0.03645$$

$$B_3 = 0.36463 \pm 0.07405$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho} \right) = 0.49 \pm 0.02$$

Cuyas derivadas parciales son:

$$\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta I} = -10^u \cdot \ln(10)$$

$$\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta B_1} = -10^u \cdot \ln(10) \cdot \log_{10}(u)$$

$$\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta B_2} = 10^u \cdot \ln(10) \cdot \log_{10}(u^2)$$

$$\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta B_3} = -10^u \cdot \ln(10) \cdot \log_{10}(u)^3$$

$$\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta \left(\frac{\mu}{\rho} \right)} = \frac{10^u}{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)} (-B_1 + 2B_2 - 3B_3)$$

De tal forma que la incertidumbre asociada a la ecuación A.4 está dada por:

$$\delta E_{efectiva} = \left\{ \left(\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta I} \cdot \delta I \right)^2 + \left(\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta B_1} \cdot \delta B_1 \right)^2 + \left(\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta B_2} \cdot \delta B_2 \right)^2 + \left(\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta B_3} \cdot \delta B_3 \right)^2 + \left(\frac{\delta E_{efectiva}}{\delta \left(\frac{\mu}{\rho} \right)} \cdot \delta \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \right)^2 \right\}^{1/2}$$

$$\Rightarrow \delta E_{efectiva} \approx 0.01$$

$$\therefore E_{efectiva} = 41.99 \pm 0.01 \text{ keV}$$

Coeficiente de calibración de la cámara Exradin A12

La ecuación 4.3 tiene la forma:

$$CC = A + 4.13586 \exp \left(-\frac{E_{efectiva} - 7.44505}{B} \right) \quad (\text{A.6})$$

Donde:

$$A = 4.30219 \pm 0.00864 \frac{\text{Gy}}{\text{C}}$$

$$E_{efectiva} = 41.99 \pm 0.01 \text{ keV}$$

$$B = 4.99024 \pm 0.10374 \text{ keV}$$

Cuyas derivadas parciales son:

$$\frac{\delta CC}{\delta A} = 1$$

$$\frac{\delta CC}{\delta E_{efectiva}} = -\frac{4.13586}{B} \exp \left(\frac{7.44505 - E_{efectiva}}{B} \right)$$

$$\frac{\delta CC}{\delta B} = \frac{4.13586(7.44505 - E_{efectiva})}{B^2} \exp \left(\frac{7.44505 - E_{efectiva}}{B} \right)$$

Entonces, la incertidumbre asociada al coeficiente de calibración de la cámara de ionización está dada por:

$$\delta CC = \sqrt{\left(\frac{\delta CC}{\delta A} \cdot \delta A \right)^2 + \left(\frac{\delta CC}{\delta E_{efectiva}} \cdot \delta E_{efectiva} \right)^2 + \left(\frac{\delta CC}{\delta B} \cdot \delta B \right)^2}$$

$$\Rightarrow \delta CC = 5952501.72$$

$$\therefore CC = 43062653.14 \pm 86598.86 \frac{\text{Gy}}{\text{C}}$$

O bien,

$$\delta CC = 43062653.14 \frac{\text{Gy}}{\text{C}} \pm 0.20 \%$$

Kerma en aire en el seno del aire

El kerma en aire en el seno del aire se obtuvo mediante la ecuación:

$$K_{\text{aire en el seno del aire}} = CC \cdot C_{\text{colectada}} \quad (\text{A.7})$$

Donde:

$$CC = 43062653.14 \pm 86598.86 \frac{\text{Gy}}{\text{C}}$$

$$C_{\text{colectada}} = 39.75 \pm 0.09 \text{ pC}$$

Sus derivadas son:

$$\frac{\delta K_{\text{aire en el seno del aire}}}{\delta CC} = C_{\text{colectada}}$$

$$\frac{\delta K_{\text{aire en el seno del aire}}}{\delta C_{\text{colectada}}} = CC$$

De tal forma que la incertidumbre asociada a la ecuación A.7 está dada por:

$$\delta K_{\text{aire en el seno del aire}} = \left\{ \left(\frac{\delta K_{\text{aire en el seno del aire}}}{\delta CC} \cdot \delta CC \right)^2 + \left(\frac{\delta K_{\text{aire en el seno del aire}}}{\delta C_{\text{colectada}}} \cdot \delta C_{\text{colectada}} \right)^2 \right\}^{1/2}$$

$$\Rightarrow \delta K_{\text{aire en el seno del aire}} = 0.005$$

$$\therefore K_{\text{aire en el seno del aire}} = 1.71 \pm 0.01 \text{ mGy}$$

Apéndice B

Dosis equivalente recibida por el personal

El número de cuadros y la dosis equivalente (μSv) por procedimiento se muestran en la siguiente tabla:

No. de procedimiento	No. de cuadros	Región	Anestesiólogo 1	Anestesiólogo 2	Médico 1	Médico 2	Enfermera
1	-	Ojo derecho	Amb.	Amb.	18.28 ± 0.71	19.92 ± 0.77	26.15 ± 1.01
		Ojo izquierdo	25.9 ± 1.00	6.07 ± 0.23	305.57 ± 11.83	36.72 ± 1.42	Amb.
		Tiroides	9.02 ± 0.35	19.44 ± 0.75	4.87 ± 0.19	36.00 ± 1.39	4.00 ± 0.15
		Debajo del mandil	39.91 ± 1.54	16.09 ± 0.62	Amb.	Amb.	Amb.
		Sobre mandil	90.60 ± 3.51	Amb.	320.30 ± 12.40	21.00 ± 0.81	Amb.
		Mano derecha	22.19 ± 0.86	Amb.	74.47 ± 2.88	50.53 ± 1.96	Amb.
		Mano izquierda	13.16 ± 0.51	3.77 ± 0.15	240.44 ± 9.31	2.11 ± 0.08	Amb.
		Gónadas	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.
		Rodilla derecha	Amb.	Amb.	702.82 ± 27.20	Amb.	-
		Rodilla izquierda	Amb.	30.43 ± 1.18	92.05 ± 3.56	29.32 ± 1.13	Amb.
2	-	Ojo derecho	25.08 ± 0.73	48.20 ± 1.40	36.39 ± 1.06	44.43 ± 1.29	34.43 ± 1.00
		Ojo izquierdo	27.38 ± 0.79	68.85 ± 2.00	174.43 ± 5.06	53.20 ± 1.54	43.93 ± 1.27
		Tiroides	15.52 ± 0.45	30.42 ± 0.88	74.35 ± 2.16	52 ± 1.51	28.96 ± 0.84

		Debajo del mandil	13.48 ± 0.39	23.04 ± 0.67	19.83 ± 0.58	14.09 ± 0.41	40.35 ± 1.17
		Sobre mandil	23.00 ± 0.67	79.70 ± 2.31	207.60 ± 6.02	56.60 ± 1.64	63.50 ± 1.84
		Mano derecha	28.60 ± 0.83	51.05 ± 1.48	67.98 ± 1.97	39.21 ± 1.14	32.02 ± 0.93
		Mano izquierda	26.32 ± 0.76	79.21 ± 2.30	291.84 ± 8.46	-	48.68 ± 1.41
		Gónadas	4.70 ± 0.14	17.39 ± 0.50	54.17 ± 1.57	18.43 ± 0.53	23.22 ± 0.67
		Rodilla derecha	14.79 ± 0.43	16.92 ± 0.49	201.37 ± 5.84	22.22 ± 0.64	10.34 ± 0.30
		Rodilla izquierda	18.46 ± 0.54	7.61 ± 0.22	588.29 ± 17.06	24.96 ± 0.72	21.11 ± 0.61
3	-	Ojo derecho	121.23 ± 4.69	44.67 ± 1.73	14.26 ± 0.55	27.05 ± 1.05	8.77 ± 0.34
		Ojo izquierdo	53.85 ± 2.08	2.46 ± 0.10	33.2 ± 1.28	444.92 ± 17.22	30.25 ± 1.17
		Tiroides	14.34 ± 0.55	40.77 ± 1.58	Amb.	-	Amb.
		Debajo del mandil	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.
		Sobre mandil	28.90 ± 1.12	Amb.	21.00 ± 0.81	194.90 ± 7.54	39.50 ± 1.53
		Mano derecha	30.88 ± 1.20	59.12 ± 2.29	Amb.	40.44 ± 1.57	18.51 ± 0.72
		Mano izquierda	Amb.	41.67 ± 1.61	20.79 ± 0.80	330.35 ± 12.78	12.54 ± 0.49
		Gónadas	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.
		Rodilla derecha	Amb.	58.29 ± 2.26	44.44 ± 1.72	9.74 ± 0.38	Amb.
		Rodilla izquierda	24.02 ± 0.93	57.09 ± 2.21	19.57 ± 0.76	69.66 ± 2.70	Amb.
4	-	Ojo derecho	71.72 ± 2.08	69.51 ± 2.02	94.59 ± 2.74	139.92 ± 4.06	159.51 ± 4.63
		Ojo izquierdo	59.67 ± 1.73	69.43 ± 2.01	71.8 ± 2.08	439.59 ± 12.75	167.21 ± 4.85
		Tiroides	44.06 ± 1.28	59.3 ± 1.72	55.13 ± 1.6	63.04 ± 1.83	146.70 ± 4.25
		Debajo del mandil	50.26 ± 1.46	60.87 ± 1.77	66.00 ± 1.91	43.91 ± 1.27	68.17 ± 1.98
		Sobre mandil	81.40 ± 2.36	70.50 ± 2.04	89.30 ± 2.59	413.40 ± 11.99	222.00 ± 6.44
		Mano derecha	66.84 ± 1.94	87.89 ± 2.55	71.05 ± 2.06	146.58 ± 4.25	200.61 ± 5.82
		Mano izquierda	82.11 ± 2.38	55.18 ± 1.6	92.63 ± 2.69	473.16 ± 13.72	194.21 ± 5.63
		Gónadas	53.39 ± 1.55	43.83 ± 1.27	56.87 ± 1.65	64.26 ± 1.86	95.57 ± 2.77
		Rodilla derecha	58.03 ± 1.68	47.09 ± 1.37	91.79 ± 2.66	108.80 ± 3.16	206.32 ± 5.98
		Rodilla izquierda	43.16 ± 1.25	49.06 ± 1.42	66.5 ± 1.93	894.70 ± 25.95	101.37 ± 2.94
5	281	Ojo derecho	152.30 ± 5.89	116.23 ± 4.50	52.87 ± 2.05	20.74 ± 0.80	16.97 ± 0.66
		Ojo izquierdo	127.30 ± 4.93	148.85 ± 5.76	459.92 ± 17.80	72.54 ± 2.81	8.52 ± 0.33
		Tiroides	12.66 ± 0.49	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.
		Debajo del mandil	Amb.	119.22 ± 4.61	Amb.	Amb.	Amb.
		Sobre mandil	-	130.80 ± 5.06	437.30 ± 16.92	57.20 ± 2.21	22.10 ± 0.86

		Mano derecha	109.91 ± 4.25	104.82 ± 4.06	33.25 ± 1.29	55.26 ± 2.14	Amb.
		Mano izquierda	139.12 ± 5.38	113.07 ± 4.38	392.63 ± 15.19	8.68 ± 0.34	Amb.
		Gónadas	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.
		Rodilla derecha	114.36 ± 4.43	Amb.	582.14 ± 22.53	-	Amb.
		Rodilla izquierda	116.07 ± 4.49	Amb.	861.20 ± 33.33	-	Amb.
6	416	Ojo derecho	36.64 ± 1.06	113.28 ± 3.29	54.84 ± 1.59	-	44.75 ± 1.30
		Ojo izquierdo	76.07 ± 2.21	76.56 ± 2.22	130.25 ± 3.78	-	51.72 ± 1.50
		Tiroides	41.75 ± 1.21	72.80 ± 2.11	131.04 ± 3.80	-	95.74 ± 2.78
		Debajo del mandil	51.22 ± 1.49	-	77.04 ± 2.23	-	69.13 ± 2.00
		Sobre mandil	54.90 ± 1.59	146.10 ± 4.24	266.50 ± 7.73	-	92.40 ± 2.68
		Mano derecha	74.21 ± 2.15	97.19 ± 2.82	142.28 ± 4.13	-	55.00 ± 1.60
		Mano izquierda	61.32 ± 1.78	74.56 ± 2.16	221.93 ± 6.44	-	69.91 ± 2.03
		Gónadas	79.48 ± 2.3	84.61 ± 2.45	76.43 ± 2.22	-	101.30 ± 2.94
		Rodilla derecha	66.67 ± 1.93	101.11 ± 2.93	280.09 ± 8.12	-	64.87 ± 1.88
		Rodilla izquierda	116.41 ± 3.38	63.59 ± 1.84	331.88 ± 9.62	-	93.59 ± 2.71
7	422	Ojo derecho	37.95 ± 1.47	59.51 ± 2.3	22.95 ± 0.89	53.61 ± 2.07	45.90 ± 1.78
		Ojo izquierdo	62.70 ± 2.43	25.66 ± 0.99	203.44 ± 7.87	98.44 ± 3.81	111.97 ± 4.33
		Tiroides	69.51 ± 2.69	28.67 ± 1.11	38.09 ± 1.47	86.43 ± 3.34	51.48 ± 1.99
		Debajo del mandil	43.30 ± 1.68	66.09 ± 2.56	71.48 ± 2.77	36.61 ± 1.42	85.13 ± 3.29
		Sobre mandil	102.40 ± 3.96	35.50 ± 1.37	171.80 ± 6.65	56.10 ± 2.17	187.60 ± 7.26
		Mano derecha	42.89 ± 1.66	70.53 ± 2.73	107.54 ± 4.16	88.95 ± 3.44	42.37 ± 1.64
		Mano izquierda	91.05 ± 3.52	21.58 ± 0.84	340.96 ± 13.20	56.75 ± 2.20	5.18 ± 0.20
		Gónadas	18.26 ± 0.71	118.52 ± 4.59	7.13 ± 0.28	42.43 ± 1.64	26.78 ± 1.04
		Rodilla derecha	112.56 ± 4.36	120.94 ± 4.68	45.90 ± 1.78	98.72 ± 3.82	18.38 ± 0.71
		Rodilla izquierda	49.66 ± 1.92	68.29 ± 2.64	172.22 ± 6.66	87.01 ± 3.37	16.67 ± 0.65
8	569	Ojo derecho	88.77 ± 2.57	35.16 ± 1.02	58.11 ± 1.69	52.70 ± 1.53	57.05 ± 1.65
		Ojo izquierdo	70.66 ± 2.05	50.33 ± 1.46	459.02 ± 13.31	118.20 ± 3.43	85.98 ± 2.49
		Tiroides	112.17 ± 3.25	79.79 ± 2.31	44.43 ± 1.29	59.39 ± 1.72	36.87 ± 1.07
		Debajo del mandil	65.04 ± 1.89	10.70 ± 0.31	51.30 ± 1.49	88.61 ± 2.57	53.13 ± 1.54
		Sobre mandil	165.30 ± 4.79	103.20 ± 2.99	473.00 ± 13.72	97.90 ± 2.84	44.60 ± 1.29
		Mano derecha	68.07 ± 1.97	44.56 ± 1.29	80.70 ± 2.34	97.46 ± 2.83	62.19 ± 1.80
		Mano izquierda	53.95 ± 1.56	117.89 ± 3.42	591.14 ± 17.14	119.47 ± 3.46	25.35 ± 0.74

		Gónadas	29.22 ± 0.85	91.48 ± 2.65	54.52 ± 1.58	53.39 ± 1.55	3.30 ± 0.10
		Rodilla derecha	62.74 ± 1.82	52.14 ± 1.51	502.91 ± 14.58	100.77 ± 2.92	41.71 ± 1.21
		Rodilla izquierda	112.91 ± 3.27	47.18 ± 1.37	1016.92 ± 29.49	166.92 ± 4.84	60.6 ± 1.76
9	634	Ojo derecho	4.92 ± 0.19	125.66 ± 4.86	46.89 ± 1.81	71.15 ± 2.75	23.03 ± 0.89
		Ojo izquierdo	38.69 ± 1.50	82.21 ± 3.18	186.31 ± 7.21	161.39 ± 6.25	Amb.
		Tiroides	57.97 ± 2.24	23.50 ± 0.91	49.30 ± 1.91	88.52 ± 3.43	4.26 ± 0.16
		Debajo del mandil	17.30 ± 0.67	19.39 ± 0.75	53.57 ± 2.07	39.13 ± 1.51	5.04 ± 0.20
		Sobre mandil	34.10 ± 1.32	126.20 ± 4.88	162.20 ± 6.28	223.40 ± 8.65	6.30 ± 0.24
		Mano derecha	49.74 ± 1.92	101.67 ± 3.93	31.58 ± 1.22	54.21 ± 2.10	Amb.
		Mano izquierda	26.75 ± 1.04	34.91 ± 1.35	89.12 ± 3.45	133.60 ± 5.17	Amb.
		Gónadas	50.17 ± 1.94	51.39 ± 1.99	Amb.	80.43 ± 3.11	1.74 ± 0.07
		Rodilla derecha	97.61 ± 3.78	-	143.68 ± 5.56	33.08 ± 1.28	58.89 ± 2.28
		Rodilla izquierda	118.38 ± 4.58	51.37 ± 1.99	211.37 ± 8.18	359.32 ± 13.91	23.59 ± 0.91
10	760	Ojo derecho	34.43 ± 1.00	12.38 ± 0.36	6.89 ± 0.2	78.61 ± 2.28	40.49 ± 1.17
		Ojo izquierdo	32.38 ± 0.94	32.62 ± 0.95	31.31 ± 0.91	421.56 ± 12.23	44.34 ± 1.29
		Tiroides	6.92 ± 0.20	9.16 ± 0.27	24.52 ± 0.71	358.35 ± 10.39	68.35 ± 1.98
		Debajo del mandil	23.48 ± 0.68	21.04 ± 0.61	30.35 ± 0.88	30.43 ± 0.88	33.57 ± 0.97
		Sobre mandil	22.60 ± 0.66	2.60 ± 0.08	69.40 ± 2.01	613.90 ± 17.80	74.20 ± 2.15
		Mano derecha	62.72 ± 1.82	50.44 ± 1.46	25.79 ± 0.75	173.33 ± 5.03	83.51 ± 2.42
		Mano izquierda	26.14 ± 0.76	29.30 ± 0.85	93.95 ± 2.72	684.74 ± 19.86	51.05 ± 1.48
		Gónadas	26.00 ± 0.75	Amb.	71.30 ± 2.07	71.22 ± 2.07	37.04 ± 1.07
		Rodilla derecha	31.62 ± 0.92	21.71 ± 0.63	Amb.	858.03 ± 24.88	54.02 ± 1.57
		Rodilla izquierda	22.31 ± 0.65	17.01 ± 0.49	58.29 ± 1.69	1563.93 ± 45.35	18.29 ± 0.53
11	763	Ojo derecho	90.41 ± 2.62	117.62 ± 3.41	97.30 ± 2.82	-	92.79 ± 2.69
		Ojo izquierdo	94.84 ± 2.75	121.31 ± 3.52	118.11 ± 3.43	-	88.61 ± 2.57
		Tiroides	37.55 ± 1.09	148.32 ± 4.30	61.13 ± 1.77	-	148.52 ± 4.31
		Debajo del mandil	101.83 ± 2.95	150.26 ± 4.36	122.09 ± 3.54	-	110.78 ± 3.21
		Sobre mandil	111.80 ± 3.24	172.90 ± 5.01	115.60 ± 3.35	-	42.00 ± 1.22
		Mano derecha	90.35 ± 2.62	151.40 ± 4.39	59.47 ± 1.72	-	101.40 ± 2.94
		Mano izquierda	105.88 ± 3.07	183.16 ± 5.31	116.49 ± 3.38	-	122.81 ± 3.56
		Gónadas	71.13 ± 2.06	-	84.35 ± 2.45	-	124.78 ± 3.62
		Rodilla derecha	130.60 ± 3.79	131.03 ± 3.8	181.62 ± 5.27	-	93.33 ± 2.71

12	764	Rodilla izquierda	88.46 ± 2.57	88.46 ± 2.57	128.63 ± 3.73	-	51.28 ± 1.49
		Ojo derecho	72.13 ± 2.79	82.30 ± 3.19	348.61 ± 13.49	-	16.56 ± 0.64
		Ojo izquierdo	34.67 ± 1.34	23.85 ± 0.92	30.90 ± 1.20	-	24.43 ± 0.95
		Tiroides	22.10 ± 0.86	Amb.	9.74 ± 0.38	-	68.87 ± 2.67
		Debajo del mandil	Amb.	6.43 ± 0.25	Amb.	-	21.04 ± 0.81
		Sobre mandil	30.80 ± 1.19	30.40 ± 1.18	120.00 ± 4.64	-	35.20 ± 1.36
		Mano derecha	21.84 ± 0.85	29.47 ± 1.14	57.46 ± 2.22	-	42.37 ± 1.64
		Mano izquierda	23.33 ± 0.90	20.00 ± 0.77	339.65 ± 13.14	-	14.65 ± 0.57
		Gónadas	17.22 ± 0.67	Amb.	12.17 ± 0.47	-	18.43 ± 0.71
		Rodilla derecha	6.07 ± 0.23	49.15 ± 1.90	15.64 ± 0.61	-	Amb.
		Rodilla izquierda	26.58 ± 1.03	55.30 ± 2.14	314.70 ± 12.18	-	13.59 ± 0.53
		Ojo derecho	96.56 ± 2.80	14.51 ± 0.42	52.30 ± 1.52	30.49 ± 0.88	Amb.
		Ojo izquierdo	41.31 ± 1.20	3.85 ± 0.11	472.62 ± 13.71	19.75 ± 0.57	31.39 ± 0.91
		Tiroides	95.87 ± 2.78	Amb.	2.78 ± 0.08	24.43 ± 0.71	61.13 ± 1.77
13	805	Debajo del mandil	Amb.	Amb.	Amb.	90.43 ± 2.62	Amb.
		Sobre mandil	112.60 ± 3.27	12.90 ± 0.37	461.90 ± 13.40	75.50 ± 2.19	60.90 ± 1.77
		Mano derecha	82.72 ± 2.4	43.16 ± 1.25	15.88 ± 0.46	34.56 ± 1.00	Amb.
		Mano izquierda	103.68 ± 3.01	6.32 ± 0.18	832.54 ± 24.14	7.98 ± 0.23	37.46 ± 1.09
		Gónadas	Amb.	Amb.	Amb.	64.26 ± 1.86	5.22 ± 0.15
		Rodilla derecha	130.77 ± 3.79	2.91 ± 0.08	341.62 ± 9.91	79.66 ± 2.31	11.71 ± 0.34
		Rodilla izquierda	96.50 ± 2.80	75.21 ± 2.18	1121.97 ± 32.54	67.35 ± 1.95	Amb.
		Ojo derecho	70.33 ± 2.72	119.67 ± 4.63	128.11 ± 4.96	130.66 ± 5.06	42.79 ± 1.66
		Ojo izquierdo	48.69 ± 1.88	166.48 ± 6.44	248.52 ± 9.62	745.57 ± 28.85	51.07 ± 1.98
		Tiroides	52.10 ± 2.02	150.63 ± 5.83	58.00 ± 2.24	218.78 ± 8.47	35.04 ± 1.36
		Debajo del mandil	42.87 ± 1.66	65.57 ± 2.54	70.35 ± 2.72	43.83 ± 1.70	30.43 ± 1.18
		Sobre mandil	95.00 ± 3.68	193.90 ± 7.50	227.30 ± 8.80	550.40 ± 21.30	34.10 ± 1.32
		Mano derecha	86.84 ± 3.36	173.42 ± 6.71	123.25 ± 4.77	1310.79 ± 50.73	32.11 ± 1.24
		Mano izquierda	69.65 ± 2.70	150.7 ± 5.83	255.44 ± 9.89	157.81 ± 6.11	50.18 ± 1.94
Gónadas	58.70 ± 2.27	60.26 ± 2.33	27.83 ± 1.08	27.48 ± 1.06	27.13 ± 1.05		
15	855	Rodilla derecha	89.49 ± 3.46	206.50 ± 7.99	50.09 ± 1.94	139.57 ± 5.40	26.07 ± 1.01
		Rodilla izquierda	83.68 ± 3.24	154.87 ± 5.99	41.03 ± 1.59	990.94 ± 38.35	13.33 ± 0.52
		Ojo derecho	9.92 ± 0.29	68.93 ± 2.00	Amb.	-	14.10 ± 0.41

		Ojo izquierdo	37.62 ± 1.09	36.89 ± 1.07	220.00 ± 6.38	-	49.51 ± 1.44
		Tiroides	37.34 ± 1.08	76.78 ± 2.23	14.96 ± 0.43	-	Amb.
		Debajo del mandil	5.74 ± 0.17	28.61 ± 0.83	2.87 ± 0.08	-	Amb.
		Sobre mandil	Amb.	95.3 ± 2.76	17.60 ± 0.51	-	43.10 ± 1.25
		Mano derecha	86.32 ± 2.50	77.81 ± 2.26	23.68 ± 0.69	-	14.56 ± 0.42
		Mano izquierda	68.16 ± 1.98	101.84 ± 2.95	197.54 ± 5.73	-	7.37 ± 0.21
		Gónadas	49.39 ± 1.43	Amb.	Amb.	-	Amb.
		Rodilla derecha	103.50 ± 3.00	45.47 ± 1.32	212.14 ± 6.15	-	29.74 ± 0.86
		Rodilla izquierda	39.15 ± 1.14	2.31 ± 0.07	617.09 ± 17.9	-	2.22 ± 0.06
16	1123	Ojo derecho	149.18 ± 5.77	121.31 ± 4.69	81.64 ± 3.16	125.98 ± 4.88	57.95 ± 2.24
		Ojo izquierdo	83.03 ± 3.21	105.57 ± 4.09	121.48 ± 4.70	442.38 ± 17.12	45.41 ± 1.76
		Tiroides	51.33 ± 1.99	97.48 ± 3.77	36.00 ± 1.39	276.09 ± 10.68	51.74 ± 2.00
		Debajo del mandil	44.70 ± 1.73	53.83 ± 2.08	51.48 ± 1.99	39.91 ± 1.54	32.78 ± 1.27
		Sobre mandil	154.20 ± 5.97	103.60 ± 4.01	161.30 ± 6.24	376.90 ± 14.59	57.60 ± 2.23
		Mano derecha	180.35 ± 6.98	118.51 ± 4.59	81.75 ± 3.16	95.79 ± 3.71	54.91 ± 2.13
		Mano izquierda	92.46 ± 3.58	94.56 ± 3.66	200.96 ± 7.78	789.74 ± 30.56	40.96 ± 1.59
		Gónadas	50.96 ± 1.97	42.78 ± 1.66	55.13 ± 2.13	45.30 ± 1.75	32.26 ± 1.25
		Rodilla derecha	57.26 ± 2.22	83.08 ± 3.22	68.72 ± 2.66	72.82 ± 2.82	44.62 ± 1.73
		Rodilla izquierda	62.39 ± 2.41	42.99 ± 1.66	46.58 ± 1.80	116.41 ± 4.51	32.39 ± 1.25
17	-	Ojo derecho	47.05 ± 1.36	27.38 ± 0.79	68.36 ± 1.98	12.05 ± 0.35	50.74 ± 1.47
		Ojo izquierdo	13.93 ± 0.40	15.41 ± 0.45	80.08 ± 2.32	210.82 ± 6.11	50.82 ± 1.47
		Tiroides	13.78 ± 0.40	44.90 ± 1.3	27.22 ± 0.79	15.83 ± 0.46	2.26 ± 0.07
		Debajo del mandil	15.65 ± 0.45	44.61 ± 1.29	53.39 ± 1.55	34.09 ± 0.99	64.87 ± 1.88
		Sobre mandil	60.50 ± 1.75	30.40 ± 0.88	131.70 ± 3.82	240.30 ± 6.97	34.30 ± 0.99
		Mano derecha	36.14 ± 1.05	42.98 ± 1.25	51.32 ± 1.49	77.63 ± 2.25	42.11 ± 1.22
		Mano izquierda	Amb.	43.68 ± 1.27	72.89 ± 2.11	213.07 ± 6.18	70.53 ± 2.05
		Gónadas	Amb.	42.09 ± 1.22	37.83 ± 1.10	8.61 ± 0.25	41.48 ± 1.20
		Rodilla derecha	21.97 ± 0.64	39.23 ± 1.14	91.45 ± 2.65	263.93 ± 7.65	30.00 ± 0.87
		Rodilla izquierda	78.63 ± 2.28	28.29 ± 0.82	142.31 ± 4.13	552.39 ± 16.02	17.26 ± 0.50
18	1265	Ojo derecho	152.30 ± 4.42	116.23 ± 3.37	52.87 ± 1.53	20.74 ± 0.60	16.97 ± 0.49
		Ojo izquierdo	127.30 ± 3.69	148.85 ± 4.32	459.92 ± 13.34	72.54 ± 2.10	8.52 ± 0.25
		Tiroides	12.66 ± 0.37	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.

		Debajo del mandil	Amb.	119.22 ± 3.46	Amb.	Amb.	Amb.
		Sobre mandil	-	130.80 ± 3.79	437.30 ± 12.68	57.20 ± 1.66	22.10 ± 0.64
		Mano derecha	109.91 ± 3.19	104.82 ± 3.04	33.25 ± 0.96	55.26 ± 1.60	Amb.
		Mano izquierda	139.12 ± 4.03	113.07 ± 3.28	392.63 ± 11.39	8.68 ± 0.25	Amb.
		Gónadas	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.
		Rodilla derecha	114.36 ± 3.32	Amb.	582.14 ± 16.88	Amb.	Amb.
		Rodilla izquierda	116.07 ± 3.37	Amb.	861.2 ± 24.97	Amb.	Amb.
19	1342	Ojo derecho	Amb.	Amb.	Amb.	3.93 ± 0.11	Amb.
		Ojo izquierdo	Amb.	Amb.	305.41 ± 8.86	104.92 ± 3.04	Amb.
		Tiroides	Amb.	Amb.	Amb.	28.17 ± 0.82	Amb.
		Debajo del mandil	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.	39.83 ± 1.16
		Sobre mandil	Amb.	Amb.	152.00 ± 4.41	202.3 ± 5.87	Amb.
		Mano derecha	Amb.	Amb.	Amb.	Amb.	45.7 ± 1.33
		Mano izquierda	Amb.	Amb.	65.70 ± 1.91	340.53 ± 9.88	Amb.
		Gónadas	Amb.	Amb.	Amb.	30.00 ± 0.87	9.57 ± 0.28
		Rodilla derecha	Amb.	Amb.	160.85 ± 4.66	239.23 ± 6.94	102.05 ± 2.96
		Rodilla izquierda	Amb.	4.27 ± 0.12	401.37 ± 11.64	122.48 ± 3.55	Amb.
20	1764	Ojo derecho	151.48 ± 4.39	37.79 ± 1.10	7.87 ± 0.23	21.48 ± 0.62	42.30 ± 1.23
		Ojo izquierdo	59.75 ± 1.73	30.49 ± 0.88	116.72 ± 3.38	21.64 ± 0.63	Amb.
		Tiroides	115.38 ± 3.35	24.76 ± 0.72	35.74 ± 1.04	126.87 ± 3.68	Amb.
		Debajo del mandil	13.91 ± 0.4	7.30 ± 0.21	Amb.	Amb.	22.00 ± 0.64
		Sobre mandil	144.2 ± 4.18	Amb.	148.70 ± 4.31	43.40 ± 1.26	56.30 ± 1.63
		Mano derecha	32.63 ± 0.95	9.56 ± 0.28	74.65 ± 2.16	7.19 ± 0.21	2.19 ± 0.06
		Mano izquierda	98.95 ± 2.87	Amb.	371.49 ± 10.77	11.23 ± 0.33	Amb.
		Gónadas	111.48 ± 3.23	Amb.	1.30 ± 0.04	Amb.	19.57 ± 0.57
		Rodilla derecha	123.76 ± 3.59	59.66 ± 1.73	139.83 ± 4.06	12.56 ± 0.36	39.91 ± 1.16
		Rodilla izquierda	25.47 ± 0.74	95.13 ± 2.76	522.65 ± 15.16	28.89 ± 0.84	8.21 ± 0.24

Apéndice C

Recomendaciones de protección radiológica para el personal

Con base en los resultados encontrados en este estudio se proponen las siguientes recomendaciones:

- El personal del departamento debe estar familiarizado con los factores de protección radiológica: tiempo, distancia y blindaje, con el objetivo de minimizar la dosis de radiación recibida por el mismo.
- A pesar de que no se encontró relación entre la dosis recibida por el personal y el número de cuadros tomados durante los procedimientos de fluoroscopia, se le recomienda al personal trabajar bajo los tres principios fundamentales de seguridad radiológica: justificación, optimización y limitación de dosis, con la finalidad de proteger tanto a los pacientes como al personal ocupacionalmente expuesto de los efectos de la radiación ionizante.
- Debido a que el blindaje es la herramienta más efectiva para protección del personal durante los procedimientos de intervención, se recomienda ampliamente el uso del material plomo equivalente completo, es decir, mandil y collarín. En el caso que el instituto no pueda proporcionar collarines al personal de anestesia, es recomendable que estos maximicen su distancia con el tubo de rayos X y el paciente tanto como sea razonablemente posible.
- Se recomienda realizar exámenes de control de calidad periódicos a los mandiles del departamento, con el objetivo de verificar que estos se encuentran en condiciones óptimas para su uso durante los procedimientos de intervención.
- A los médicos intervencionistas se les sugiere hacer uso de lentes plomo equivalente, así como considerar los factores geométricos que influyen en la dosis a cristalino.
- Se recomienda la implementación de mamparas blindadas suspendidas en el techo, así como de cortinas plomadas debajo de la mesa para disminuir la exposición del personal a la radiación dispersa.

- Es altamente recomendado que todos los miembros del personal hagan uso de los dosímetros personales proporcionados por el departamento, puesto que el personal debe ser siempre monitoreado mientras estos se encuentran trabajando con radiación ionizante.
- Por último, se le sugiere al personal se mantenga actualizado con respecto a las normas de seguridad.