



DOSIMETRÍA EN CRISTALINO EN EXPOSICIÓN OCUPACIONAL EN PROCEDIMIENTOS DE ANGIOGRAFÍA

Juan Daniel Molina Pabón

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y EXACTAS

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Santiago de Cali, 2023



Dosimetría en cristalino en exposición ocupacional en procedimientos de angiografía

Juan Daniel Molina Pabón

Trabajo de grado como requisito parcial para optar al título de:
Físico

Director:

M.Sc. Físico Médico. Edison De Jesús Salazar Hurtado
Imágenes diagnósticas
Clínica Imbanaco

Codirectora:

Dra. Ligia Edith Zamora Alfonso
Metalurgia Física y Teoría de Transiciones de Fase
Universidad del Valle

FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y EXACTAS

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Santiago de Cali, 2023

A Jimena, Jorge, Angélica y Teo.

Agradecimientos

Agradezco infinitamente a mis padres por ser el pilar fundamental en mi crianza y por ser el soporte emocional en mi vida. A mi madre, quien con su amor y comprensión siempre impulsó mi desarrollo personal y profesional. A mi padre, quien, por la distancia, sacrificó tantos momentos importantes para brindarme una educación excelente. Hoy puedo decirles con absoluta certeza que su esfuerzo no fue en vano.

A mi abuela materna, que me enseñó a valorar y disfrutar cada momento de mi vida y quien estuvo presente aconsejándome con la sabiduría que da el haber vivido ocho décadas. Siempre estás presente en mis recuerdos.

A mi familia en general, por todo el apoyo brindado durante mi vida y por mostrarme que el camino de la educación siempre será el indicado.

Agradezco a mis directores, el M.Sc. Físico Médico Edison Salazar Hurtado y la Dra. Ligia Edith Zamora, quienes con paciencia y entusiasmo me brindaron el conocimiento necesario para abordar y desarrollar este trabajo. De igual manera, agradezco al M.Sc. Físico Médico Harley Alejo Martínez por su acompañamiento y por compartir su conocimiento en este campo de la física.

Agradezco a la Clínica Imbanaco por brindarme la oportunidad de llevar a cabo mi práctica en sus instalaciones, lo cual fue fundamental para la realización de este trabajo de grado.

Agradezco a mis amigos con los cuales compartí a lo largo de mi carrera, en especial a aquellos que eran parte del grupo de estudio de física GEF. Quiero expresar mi gratitud a Isabella, Alejandro y Sebastián por haber llenado con recuerdos inolvidables los mejores años que he vivido.

Resumen

La exposición crónica a la radiación en procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia ha mostrado evidencia de aumentar el riesgo de cataratas a los médicos intervencionistas y personal asistencial. Por ello, es esencial desarrollar métodos para estimar las dosis recibidas en el cristalino. En este trabajo se reconstruyó la dosis equivalente en cristalino para 7 especialistas y 3 colaboradores del servicio de angiografía de la Clínica Imbanaco mediante un modelo de medición de radiación dispersa. Se midieron las tasas de dosis equivalente ambiental $H^*(10)$ en distintas posiciones y distancias respecto a la fuente de radiación en la sala para los procedimientos clínicos de cardiología, neurointervencionismo y periférico vascular. Además, se realizaron medidas con láminas de diferentes espesores de PMMA que reprodujeron de forma aproximada diferentes tipos de procedimientos intervencionistas y espesores de pacientes. Se caracterizaron los procedimientos en términos de la energía y los tiempos de fluoroscopia, también se recolectaron datos del número de procedimientos realizados en un período de un año para cada profesional. Finalmente, se compararon las dosis reportadas con dosimetría personal calibrada en Hp(3) y las calculadas con este método, se obtuvieron dosis inferiores al límite de 20 mSv/año siendo la máxima dosis 13,185mSv para la evaluación con dosímetro y $15,4 \pm 1,59$ mSv para la estimación con el método propuesto. Sin embargo, hay diferencias significativas entre ambos métodos para los TOEs que tenían poca adherencia al uso del dosímetro. Por otro lado, para los TOEs que hicieron uso del dosímetro durante el periodo evaluado, se lograron estimar dosis mucho más aproximadas. El método de reconstrucción puede ser útil para estimar dosis en cristalino de forma aproximada y complementaria al uso del dosímetro personal.

Palabras clave— Dosis en cristalino, estimación de dosis, angiografía, dosimetría, PMMA, cataratas

Abstract

Chronic exposure to radiation in fluoroscopy-guided interventional procedures has shown evidence of increasing the risk of cataracts among interventional physicians and assisting personnel. Therefore, it is essential to develop methods for estimating the doses received by the lens of the eye. In this study, the equivalent dose in the lens was reconstructed for 7 specialists and 3 collaborators from the angiography department at Clínica Imbanaco using a scattered radiation measurement model. Equivalent environmental dose rates $H^*(10)$ were measured at different positions and distances from the radiation source in the room for clinical procedures in cardiology, neurointervention, and peripheral vascular interventions. Additionally, measurements were taken using sheets of different thicknesses of PMMA that approximately reproduced various types of interventional procedures and patient thicknesses. The procedures were characterized in terms of fluoroscopy energy and times, and data were collected on the number of procedures performed over a one-year period for each professional. Finally, the reported doses were compared with personally calibrated Hp(3) personal dosimetry doses and those calculated using this method. Doses were found to be below the 20 mSv/year limit, with the maximum dose being 13.185 mSv for the dosimeter evaluation and 15.4 ± 1.59 mSv for the estimation using the proposed method. However, significant differences exist between both methods for individuals who had low adherence to dosimeter usage. On the other hand, for workers who consistently used the dosimeter during the evaluation period, the estimated doses were much more accurate. The reconstruction method can be valuable for providing approximate lens dose estimates and can complement the use of personal dosimeters.

Keywords— Eye lens dose, angiography, dosimetry, PMMA, cataracts

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Objetivos	3
1.1.1. Objetivo general	3
1.1.2. Objetivos específicos	3
2. Marco Teórico	5
2.1. Bases físicas	5
2.1.1. Generación de rayos X	5
2.1.2. Tubo de rayos X	7
2.1.3. Interacción de la radiación con la materia	9
2.1.4. Atenuación de los rayos X	11
2.1.5. Dosímetros de luminiscencia y detectores de silicio	12
2.2. Protección radiológica y cantidades dosimétricas	15
2.2.1. Fundamentos de protección radiológica	15
2.2.2. C cantidades dosimétricas	17
2.2.3. Reconstrucción de dosis	19
2.3. Radiología intervencionista	20
2.3.1. Procedimientos	20
2.3.2. Equipo	22
2.3.3. Factores que influyen en la dosis	22
3. Metodología	25
3.1. Materiales y especificaciones técnicas	25
3.1.1. Angiografo Artis Zee Biplane	25
3.1.2. RaySafe X2	26
3.1.3. Laminas de PMMA	27
3.1.4. Mampara y falda protectora	27
3.1.5. Dosímetros personales de cristalino Hp(3)	28
3.2. Control de calidad	29
3.3. Caracterización de procedimientos	31
3.3.1. Selección de procedimientos	31
3.3.2. Medición en procedimientos médicos y montaje	32
3.3.3. Medición con PMMA	34

3.4. Estimación de dosis equivalente en cristalino	35
4. Resultados y análisis	37
4.1. Caracterización de los principales procedimientos	37
4.2. Evaluación de la dosis de radiación mediante dosímetro de cristalino OSL calibrado en Hp(3)	40
4.3. Resultados de las mediciones y estimaciones de la dosis equivalentes en cristalino . .	41
4.3.1. Medidas en procedimientos clínicos y con PMMA	41
4.3.2. Estimación de la dosis equivalente en cristalino	42
5. Conclusiones	47
5.1. Perspectivas	47
A. Tablas	49
Índice de figuras	53
Índice de tablas	55
Referencias	57

Introducción

El descubrimiento de los rayos X en 1885 por Wilhelm Conrad Röntgen [1] marcó el inicio de diversas aplicaciones en diferentes campos. En medicina, particularmente en radiología, se han logrado avances significativos en técnicas respaldadas por tecnologías que hacen uso de esta forma de radiación. Una de estas aplicaciones es en intervencionismo radiológico, el cual se define como: Procedimientos que comprenden intervenciones diagnósticas y terapéuticas guiadas, por acceso percutáneo o de otro tipo, generalmente realizados bajo anestesia local y/o sedación, con imágenes fluoroscópicas (radiografías continuas) utilizadas para localizar la lesión/sitio de tratamiento, monitorear el procedimiento, y controlar y documentar la terapia [2].

Dentro de una sala de angiografía, tanto los especialistas como los colaboradores están expuestos a radiación dispersa, la cual surge debido a la interacción del haz primario de rayos X con el paciente. Estas exposiciones se clasifican como *exposiciones ocupacionales* según los lineamientos establecidos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), ya que resultan de la labor clínica desarrollada. Desde la década de 1960, se han emitido recomendaciones y límites fundamentales sobre protección radiológica para trabajadores ocupacionalmente expuestos (TOEs), pacientes y público general. Uno de los límites, es el del cristalino del ojo, que fue establecido en 150 mSv/año en exposiciones ocupacionales [3], sin embargo, reportes en de estudios epidemiológicos [4][5][6][7][8] evidencian que, una dosis absorbida de 0,5 Gy está fuertemente relacionada con aparición de opacidades y diversos tipos de cataratas en individuos expuestos a radiación ionizante. Por lo anterior, la ICRP fijo un nuevo límite de 20 mSv/año para el cristalino [9].

En la literatura se ha reportado que algunos TOEs que trabajan en angiografía podrían llegar a superar el nuevo límite anual de dosis en cristalino y se ha comprobado el aumento de aparición de cataratas frente a grupos de control no radio expuestos [10][11][12][13][14], por lo tanto, es de vital importancia el monitoreo de las dosis para los TOEs involucrados en esta área de trabajo. En Colombia existen antecedentes de estudios de dosis en cristalino en angiografía o intervencionismo. Se han hecho revisiones bibliográficas para las dosis de radiación en cardiología intervencionista [15][16], también se han caracterizado niveles de radiación ambiental en intervencionismo con arco en C [17], de igual manera se han evaluado las dosis con dosímetros TLD calibrados en Hp(3)[18] para los médicos cardiólogos intervencionistas y también se han hecho recomendaciones sobre el uso de los elementos de protección radiológica en intervencionismo [19]. Todo lo anterior está encaminado al desarrollo de prácticas más seguras y una mayor vigilancia, lo cual favorece a todas las personas que se exponen a radiaciones de tipo ocupacional en este tipo de prácticas médicas. Por

otra parte, internacionalmente se han publicado numerosos estudios acerca de las evaluaciones de los límites en el cristalino mediante dosimetría personal, sin embargo, son pocos los estudios que hacen referencia al monitoreo de las tasas de dosis en los sitios de trabajo, se destaca la publicación *Eye Lens Exposure to Radiation in Interventional Suites: Caution Is Warranted* [20] esta puede ser una muy buena guía para tener en cuenta factores que afectan las estimaciones de dosis en cristalino.

Mediante la ley 16 de 1960 Colombia en calidad de país miembro del Organismo Internacional de Energía Atómica aprueba e implementa la normativa de seguridad establecida por dicho organismo mediante la resolución 482 de 2018 y la resolución 3100 de 2019, esto incluye el uso de dosímetros personales de cuerpo entero y cristalino, además de la utilización de elementos de radioprotección con plomo o equivalentes para atenuación.

Con todo lo anterior mencionado, el planteamiento del problema a abordar en este trabajo es: La estimación de dosis en cristalino mediante un método distinto y complementario al dosímetro personal, que proporcione información aproximada de las dosis anuales que reciben todos los TOEs involucrados en una sala de angiografía. Esto con el propósito de tener un criterio adicional en situaciones de pérdida de la información, por ejemplo en los periodos de trabajo anteriores al 2018, donde no estaba reglamentado el uso del dosímetro de cristalino.

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo general

Evaluar la dosis de radiación por fotones de rayos X en exposiciones ocupacionales del personal en procedimientos de angiografía.

1.1.2. Objetivos específicos

- Caracterizar los procedimientos médicos más comunes que exigen mayores niveles de radiación en Angiografía en términos de la energía de los fotones dispersos, del tiempo de exposición y de factor geométrico del campo.
- Evaluar las dosis de radiación mediante dosimetría de cristalino con TLD calibrado en Hp(3).
- Realizar medidas de radiación dispersa con equipo Ray Safe en las altura promedio del cristalino, en los puntos de interés.
- Comparar las estimaciones realizadas mediante los métodos anteriores indicando las respectivas incertidumbres.

Marco Teórico

2.1. Bases físicas

2.1.1. Generación de rayos X

La generación de rayos X, en los métodos habitualmente usados, es producto de la interacción de electrones de alta energía con la materia, el mecanismo se basa en una fuente de electrones emitidos hacia un blanco de un material específico (generalmente tungsteno), el electrón interactúa con el núcleo por la acción de fuerzas eléctricas y dependiendo de la distancia a la que se encuentre de este, el fotón de rayos X que se emitirá por el frenado o "bremsstrahlung" será de mayor o menor energía (ver Figura 2.1), entonces, a mayores distancias habrá mayor probabilidad de interacción de Coulomb, pero será más débil por ende el fotón de rayos X que se genera será menos energético y viceversa.

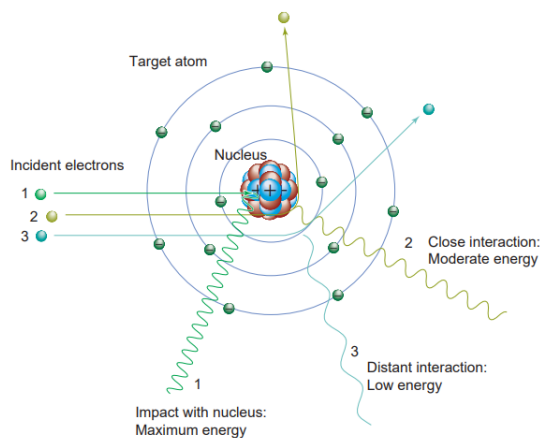


Figura 2.1: Radiación emitida por el frenado de electrones interactuantes con el núcleo [21].

Cuando los electrones incidentes colisionan con suficiente energía con los electrones de las capas

K, L o M de los átomos del blanco, pueden arrancarlos y generar vacantes (ver Figura 2.2). Los electrones de capas más externas pasarán a ocupar la vacante generada mediante saltos entre capas, al pasar de una capa a otra debe haber una compensación en la energía, por lo que se emitirán rayos X característicos con una energía correspondiente a la diferencia de energías de las capas involucradas, esto está dado como:

$$E_{rayox} = \Delta E = E_{vacante} - E_{transicion} \quad (2.1)$$

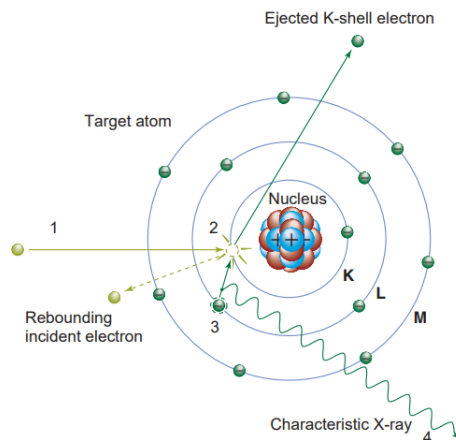


Figura 2.2: Fotón de rayos X característico generado por salto de electrón hacia otra capa [21].

Las energías de las capas son intrínsecas al elemento en cuestión, ya que dependen del número atómico Z , aquí se puede observar un ejemplo para el hidrógeno y el tungsteno en cada una de sus capas:

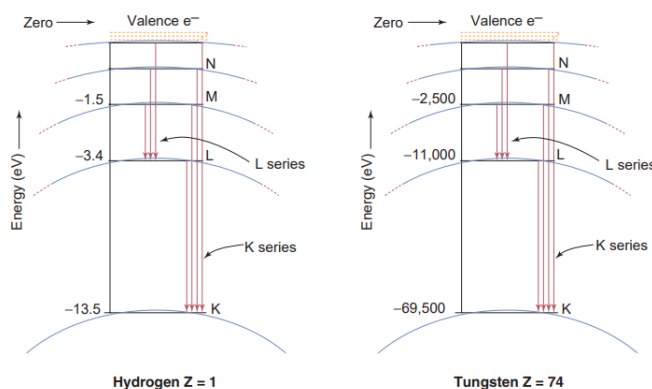


Figura 2.3: Comparación de las capas y sus energías según el número atómico [21].

El espectro de rayos X se compone de una parte continua (bremsstrahlung) y una parte discreta (radiación característica), a los rayos menos energéticos se les aplica una filtración, ya que no contribuyen a la calidad de la imagen. El espectro de tungsteno tiene la forma:

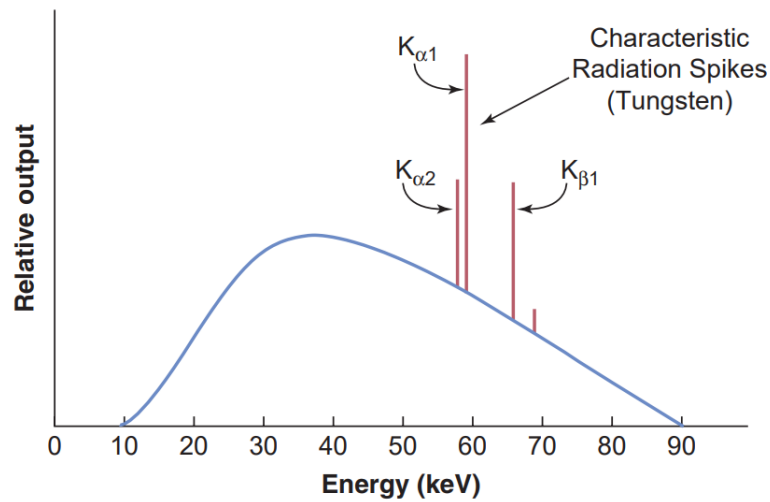


Figura 2.4: Espectro de rayos X para el tungsteno [21].

2.1.2. Tubo de rayos X

Los componentes principales del tubo de rayos X, el cátodo, el ánodo, el rotor/estator, la envoltura de vidrio o metal, el puerto del tubo, los enchufes de los cables y la carcasa del tubo, se ilustran a continuación:

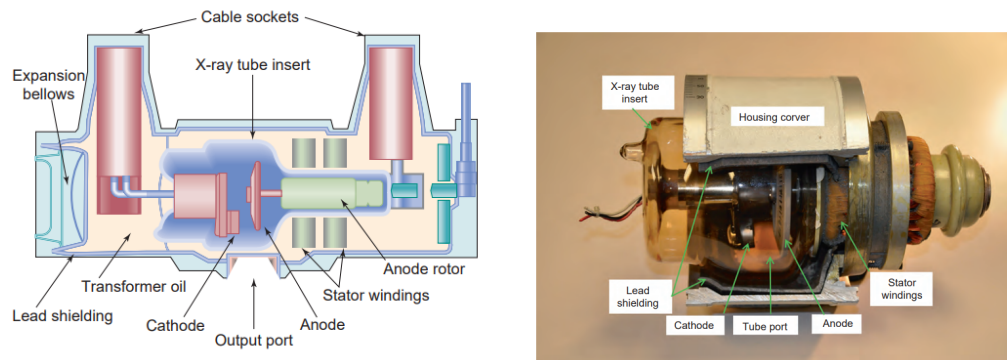


Figura 2.5: Componentes de un tubo de rayos X [21]

La producción de rayos X empieza aplicando una corriente eléctrica al **cátodo**, que es el electrodo negativo, este se compone de un filamento o varios filamentos y una copa de enfoque. El filamento está hecho de alambre de tungsteno enrollado en forma de hélice, y está conectado eléctricamente al circuito, que proporciona una tensión de aproximadamente 10 V y una corriente variable de hasta 7.000 mA (7 A). La mayoría de los tubos de rayos X para diagnóstico por imagen tienen dos filamentos de diferentes longitudes, cada uno situado en una ranura mecanizada en la copa de enfoque, como se muestra a continuación:

Cuando se energiza, el circuito del filamento calienta el filamento a través de la resistencia eléctrica y el proceso de emisión termoiónica libera electrones de la superficie del filamento a una velocidad determinada por la corriente del filamento y la temperatura del filamento. El calor generado por la

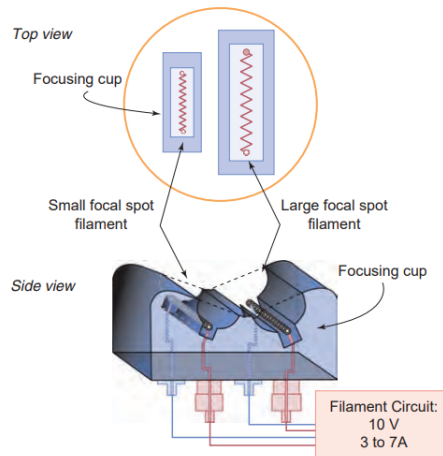


Figura 2.6: Diferentes filamentos del cátodo de un tubo de rayos X [21].

resistencia al flujo de electrones en el filamento eleva la temperatura hasta un punto en el que los electrones pueden abandonar la superficie. Sin embargo, los electrones fluyen del cátodo al ánodo solo cuando la tensión del tubo se aplica entre estos electrodos.

El **ánodo** es el electrodo blanco de metal que se mantiene en una gran diferencia de potencial positiva respecto al cátodo. Los electrones que golpean el ánodo depositan la mayor parte de su energía como calor, con solo una pequeña fracción emitida como rayos X. Esta es, sin embargo, la fracción importante y su energía está definida por el material del ánodo y por el voltaje de aceleración (cátodo - ánodo) que define la energía máxima que pueden tener los rayos X producidos y por lo tanto la mínima longitud de onda de la radiación producida.

Los ánodos tienen dos tipos de configuraciones, estacionaria y rotatoria, la mayoría de equipos para radiodiagnostico cuentan con el tipo de configuración rotatoria, ya que este diseño difunde el calor sobre un área mucho más grande que el diseño de ánodo estacionario, lo que permite corrientes de tubo más grandes y mayores duraciones de exposición. Se muestran a continuación los componentes principales:

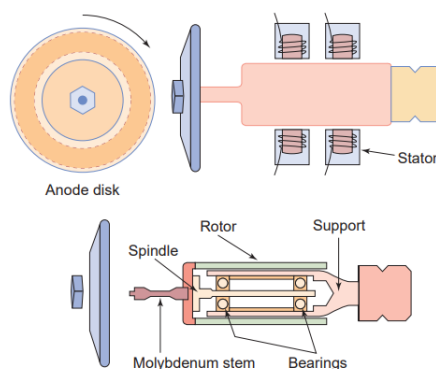


Figura 2.7: Ánodo rotatorio y sus principales componentes [21].

El ánodo rotatorio cuenta con un disco de tungsteno anclado a un motor de inducción por medio de un vástago de molibdeno (este es un mal conductor de calor que aisló el disco del calor generado por los rodamientos del ensamble). El motor se divide en rotor y estator, el primero está compuesto por un núcleo laminado de cobre y hierro, el segundo es un electroimán que induce un campo magnético sobre el rotor y produce la rotación del ensamble. Cabe mencionar que los rodamientos del rotor requieren de lubricantes especiales no volátiles y resistente al calor debido al vacío del tubo de rayos X.

2.1.3. Interacción de la radiación con la materia

Al atravesar la materia, los fotones penetrarán sin interacción, se dispersarán o serán absorbidos. Existen cuatro tipos principales de interacciones de los fotones de rayos X y gamma con la materia: a) dispersión Rayleigh, b) dispersión Compton, c) absorción fotoeléctrica y d) producción de pares.

Dispersión Rayleigh

Esta interacción se produce principalmente con rayos X de muy baja energía, como los utilizados en mamografía (15 a 30 keV). Durante el evento de dispersión Rayleigh, el campo eléctrico de la onda electromagnética del fotón incidente interactúa con todo el átomo, haciendo que todos sus electrones oscilen en fase. La nube de electrones del átomo irradia inmediatamente esta energía, emitiendo un fotón de la misma energía pero en una dirección ligeramente diferente, el esparcimiento de los rayos X es en este caso coherente y elástico.. En esta interacción, los electrones no son expulsados y, por tanto, no se produce ionización.

Este tipo de interacción tiene una baja probabilidad de ocurrir en el rango de energía de diagnóstico, en los tejidos blandos, la dispersión Rayleigh representa menos del 5 % de las interacciones de rayos X por encima de 70 keV y, como máximo, solo representa alrededor del 10 % de las interacciones a 30 keV.

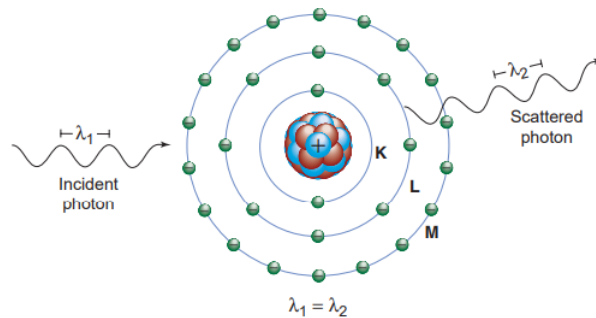


Figura 2.8: Dispersión de Rayleigh [21].

Dispersión de Compton

La dispersión Compton (también llamada dispersión inelástica o no clásica) es la interacción predominante de fotones de rayos X y gamma en el rango de energía de diagnóstico con los tejidos blandos. Lo más probable es que esta interacción se produzca entre los fotones y los electrones de la capa externa ("valencia"). El electrón es expulsado del átomo, y el fotón disperso se emite con una cierta reducción de energía con respecto al fotón incidente (ver Figura 2.23). La energía del fotón disperso puede calcularse a partir de la energía del fotón incidente, E_0 , y del ángulo (con respecto

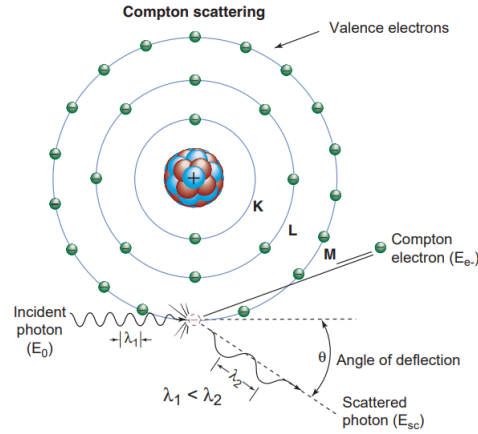


Figura 2.9: Dispersión de Compton [21].

a la trayectoria incidente) del fotón dispersado:

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511 \text{ keV}} (1 - \cos(\theta))}$$

Las leyes de conservación de la energía y el momento limitan el ángulo de dispersión y la transferencia de energía. Por ejemplo, la máxima transferencia de energía al electrón Compton (y, por tanto, la reducción máxima de la energía del fotón incidente) se produce con una dispersión (retrodispersión) de fotones de 180 grados.

Efecto Fotoeléctrico

En el efecto fotoeléctrico, toda la energía del fotón incidente se transfiere a un electrón, que es expulsado del átomo. La energía cinética del fotoelectrón expulsado (E_{pe}) es igual a la energía del fotón incidente (E_0) menos la energía de enlace del electrón orbital (E_b).

$$E_{pe} = E_0 - E_b$$

Para que se produzca la absorción fotoeléctrica, la energía del fotón incidente debe ser mayor o igual que la energía de enlace del electrón expulsado. Tras una interacción fotoeléctrica, el átomo se ioniza, con una vacante de electrones en su interior. Esta vacante será ocupada por un electrón de una capa con energía de enlace más baja. Esto crea otra vacante que, a su vez, es ocupada por un electrón de una capa con una energía de enlace aún menor. Así, se produce una cascada de electrones hacia el interior. La diferencia de energía de enlace se libera en forma de rayos X característicos (Figura 2.10). La probabilidad de absorción fotoeléctrica por unidad de masa es aproximadamente proporcional a $\frac{Z^3}{E^3}$ donde Z es el número atómico y E es la energía del fotón incidente. La dispersión Compton predomina en la mayoría de las energías de fotones terapéuticos y de diagnóstico en materiales con un número atómico bajo, como los tejidos y el aire. La absorción fotoeléctrica es el principal modo de interacción de los rayos X de diagnóstico con los receptores de imagen y el blindaje contra la radiación, los cuales tienen números atómicos mucho más altos que los tejidos.

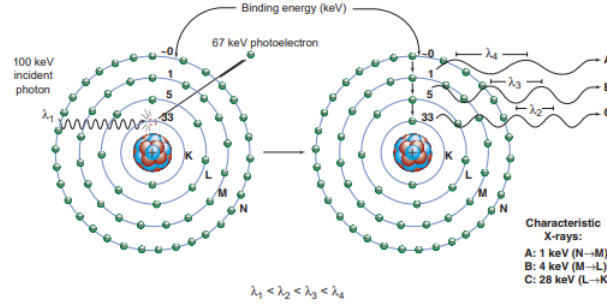


Figura 2.10: Efecto fotoeléctrico [21].

2.1.4. Atenuación de los rayos X

La atenuación es la reducción de la intensidad de un haz de rayos X a medida que atraviesa la materia. La atenuación puede deberse a la absorción (en este proceso, la energía se transfiere de los fotones a los átomos del blanco o del material irradiado) o por desviación de los fotones del haz (dispersión). Las medidas de atenuación de un haz monoenergético (monocromático) de rayos X o gamma dependen del número de fotones que inciden en un material, del número de fotones transmitidos a través del absorbedor y del espesor del absorbente.

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.2)$$

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

Donde I_0 =intensidad del haz en un absorbedor de espesor cero, x =espesor del absorbedor, I =intensidad del haz transmitido a través del absorbedor de espesor de x , μ coeficiente de atenuación, N = número de fotones transmitidos, y N_0 = número de fotones incidentes.

El coeficiente de atenuación lineal total es igual a la suma de las interacciones individuales y sus valores transversales:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad (2.4)$$

Donde τ =contribución fotoeléctrica, σ =contribución Compton y clásica y κ =contribución de producción de pares.

El coeficiente de atenuación lineal es comúnmente expresado en términos de la masa ($\frac{\mu}{\rho}$) y es llamado **coeficiente de atenuación másico** que es la tasa de interacciones de fotones por unidad de área de masa y es independiente del estado físico del material. A continuación se muestran las contribuciones de las interacciones en la atenuación según las energías de los rayos X en aire: Varios factores afectan la atenuación. Los factores incluyen la energía del haz, el número de fotones que atraviesa el medio atenuante o absorbedor, la densidad del absorbedor y el número atómico del absorbedor. Así, diferentes materiales como agua, grasa, hueso y aire tienen diferentes coeficientes de atenuación lineal. En la figura 2.12 se observa como se comportan distintos materiales en atenuación:

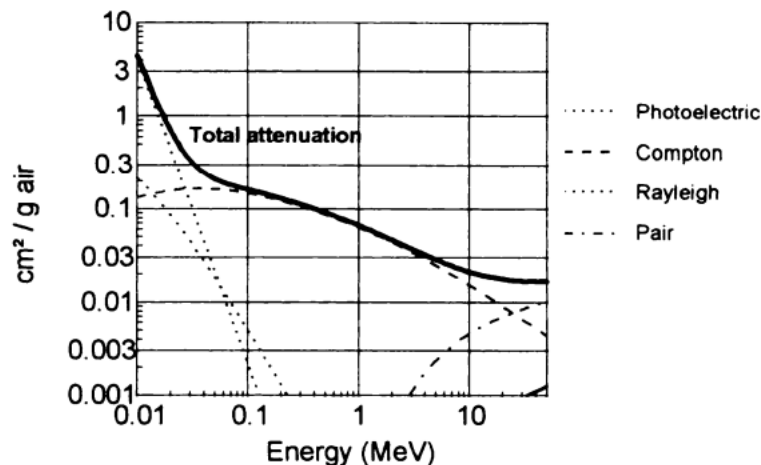


Figura 2.11: Contribuciones de los distintos tipos de interacciones en la atenuación total, tomado de [22].

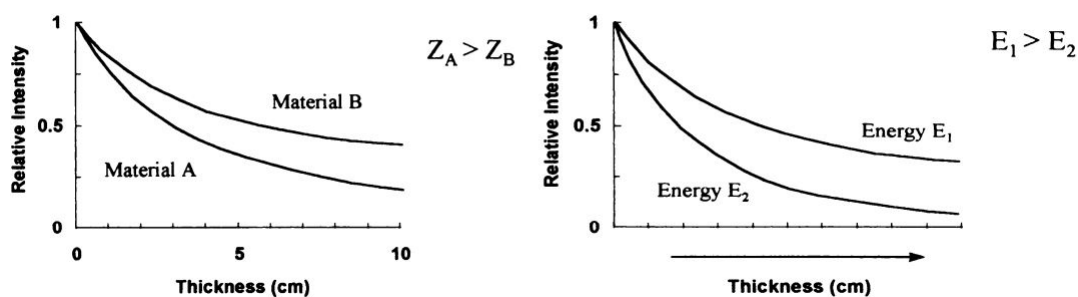


Figura 2.12: Atenuación de distintos materiales con diferente número atómico Z y a distintas energías, tomado de [22].

2.1.5. Dosímetros de luminiscencia y detectores de silicio

Dosímetros de luminiscencia

La dosimetría de luminiscencia es la medida de la dosis absorbida de la radiación ionizante basada en la emisión de fotones visibles por un fósforo. La dosimetría de luminiscencia puede referirse a la termoluminiscencia (TL), la luminiscencia ópticamente estimulada (OSL) u otros tipos de procesos de emisión de fotones. En un aislante cristalino perfecto, las bandas de conducción y valencia están separadas por una diferencia de energía de varios eV, y no hay niveles de energía intermedios dentro de esta brecha de energía. Los detectores de luminiscencia se crean agregando impurezas a estos cristales, introduciendo así niveles de energía dentro de la brecha de energía. Durante la exposición a la radiación ionizante, las ionizaciones generadas dentro del material del detector promueven una cantidad de electrones a la banda de conducción, dejando huecos en la banda de valencia. Estos electrones y huecos pueden moverse en sus respectivas bandas de energía hasta que se recombinan o son capturados por defectos (indicados por “trampa de electrones” y “trampa de huecos”) Figura 2.14 [23].

Los dosímetros termoluminiscentes se leen aumentando la temperatura del detector mientras se monitorea la señal emitida, ya sea creando un gráfico de curva de brillo de señal frente a temperatura

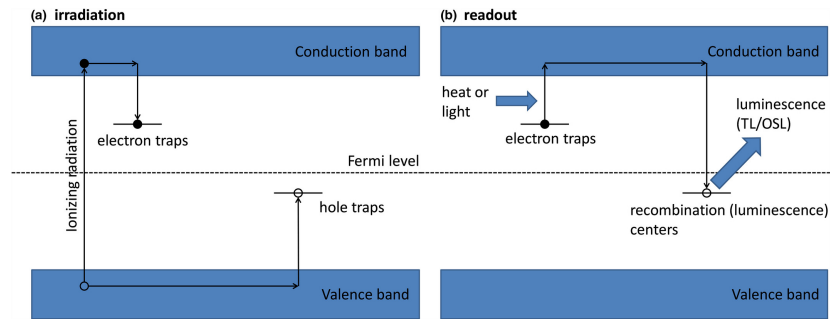


Figura 2.13: Esquema del arreglo y funcionamiento de los dosímetros TLD y OSL[23].

o registrando la señal total para una parte del proceso de calentamiento. Las diferentes trampas de captura tienen diferentes profundidades dentro de la brecha energética que requieren diferentes temperaturas para su liberación. A medida que se calienta el detector, estos centros de captura se estimulan secuencialmente, dando lugar a una serie de picos. Por otra parte, los dosímetros luminiscentes estimulados ópticamente se pueden leer usando luz, ya sea de intensidad constante (técnica de onda continua) o de intensidad variable (técnica pulsada). La señal OSL disminuirá exponencialmente a medida que se vacíen los centros de captura. De manera simple, las trampas se pueden clasificar en tres tipos: trampas de poca profundidad que son inestables a temperatura ambiente, trampas de profundidad media que pueden liberarse mediante la exposición a la luz en el espectro visible y trampas de profundidad profunda que una vez llenas son muy difíciles de liberar.[23]

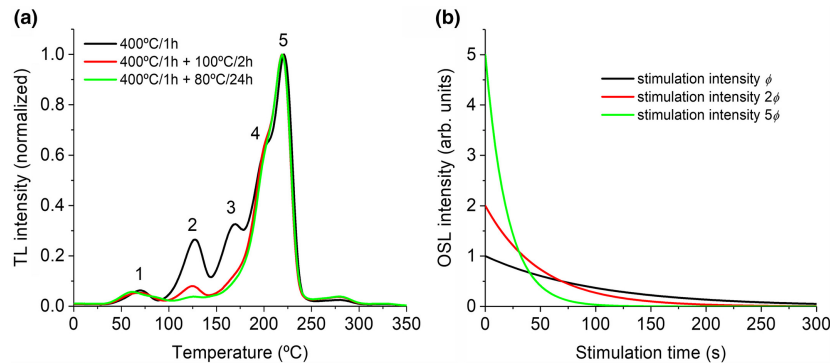


Figura 2.14: (a) Curvas termoluminiscentes de LiF: Mg, Ti (TLD-100) sometidas a diferentes tratamientos de recocido previo a la irradiación. Los picos 1 a 5 corresponden a diferentes centros de captura (que producen señales a diferentes temperaturas); el pico 5 se produce a la temperatura de señal máxima. (b) curvas luminiscentes estimuladas ópticamente que resultan de un fósforo hipotético que contiene solo un tipo de centro de recombinación y solo un tipo de defecto ópticamente activo con una sección transversal de fotoionización bien definida e iluminado con luz monocromática constante con intensidad ϕ , 2ϕ , o 5ϕ . [23].

Detectores de semiconductores

Un cristal de un material semiconductor puede utilizarse como detector de radiaciones. Se coloca un voltaje entre dos terminales situados en lados opuestos del cristal. Cuando la radiación ionizante

interactúa con el detector, los electrones del cristal pasan a un estado de excitación, lo que permite que fluya una corriente eléctrica. Desgraciadamente, la corriente inducida por la radiación, a menos que sea muy grande, queda enmascarada por una corriente mayor inducida por la tensión aplicada. Para reducir la magnitud de la corriente inducida por tensión, de modo que pueda detectarse la señal de interacciones de radiación, el cristal semiconductor se dopa con una cantidad de impurezas para que actúe como un diodo.

Un diodo semiconductor consiste en un cristal de material semiconductor con una región de material

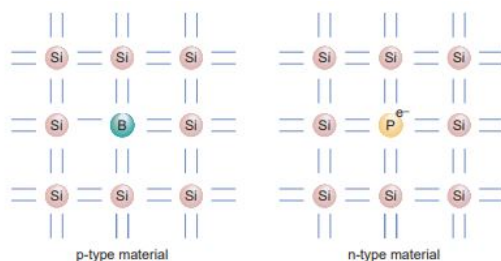


Figura 2.15: Impurezas de tipo P y de tipo N en un cristal de Silicio [21]

de tipo n que forma una unión con una región de material de tipo p. Si se aplica una tensión externa con la polaridad positiva en el lado de tipo p del diodo y la polaridad negativa en el lado de tipo n, los agujeros en el material de tipo p y los electrones móviles de la banda de conducción del material tipo n son atraídos a la unión. Allí, los electrones móviles caen en la banda de valencia para llenar los huecos. La aplicación de una tensión externa se denomina polarización directa y permite corriente con poca resistencia. Por otro lado, si se aplica una tensión externa con la polaridad opuesta, es decir, con la polaridad negativa en el lado de tipo p del diodo y la polaridad positiva en el lado de tipo n, los huecos del material de tipo p y los electrones móviles de la banda de conducción del material de tipo n se alejan de la unión. Cuando un diodo está polarizado inversamente, fluye muy poca corriente eléctrica. Un diodo semiconductor de polarización inversa puede

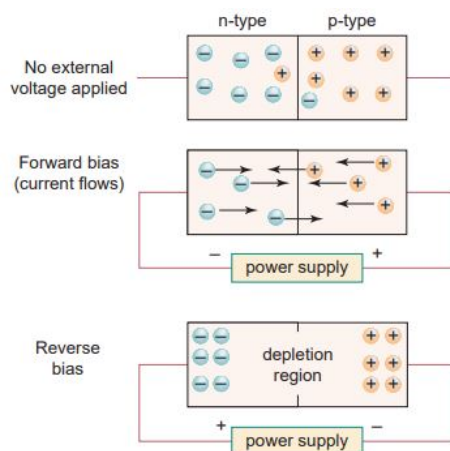


Figura 2.16: Diodo de semiconductores con corrientes polarizadas de forma distinta [21]

utilizarse para detectar luz visible y la radiación UV o la radiación ionizante. Los fotones de luz o de ionización y excitación producidos por la radiación ionizante pueden excitar electrones de

baja energía en la región de agotamiento del diodo a bandas de mayor energía, produciendo pares agujero-electrón. El campo eléctrico en la región de agotamiento barre los huecos hacia el lado de tipo p y los electrones de la banda de conducción hacia el lado de tipo n, provocando un impulso momentáneo de corriente tras la interacción.

2.2. Protección radiológica y cantidades dosimétricas

2.2.1. Fundamentos de protección radiológica

La Comisión Internacional de Protección Radiológica [24] define 3 tipos de exposiciones a la radiación:

Exposición ocupacional: Toda exposición a radiaciones de los trabajadores ocurrida como resultado de su trabajo.

Exposición médica: Ocurre en procedimientos diagnósticos, intervencionistas, y terapéuticos. La exposición es intencional y para el beneficio directo del paciente.

Exposición pública: La exposición del público comprende todas las exposiciones que no sean exposiciones ocupacionales ni exposiciones médicas de pacientes.

Las exposiciones a radiación ionizante tienen 2 tipos de efectos biológicos sobre los seres humanos, que son los **efectos tisulares o deterministas**, los cuales tienen un umbral de dosis (Figura 2.17) para el que se tiene evidencia de que puede haber daño por la radiación (defecto serio del funcionamiento o muerte) a una población crítica de células en un tejido dado sea continuo antes de que la lesión se exprese de una forma clínicamente relevante.

Los otros tipos de efectos son los llamados **efectos estocásticos**, los cuales no tienen un umbral de dosis para su posible aparición, por ejemplo, el cáncer y enfermedades hereditarias (por daño en el ADN). Este tipo de efectos deben ser analizados mediante estudios epidemiológicos. Para dosis bajas ($<100\text{mGy}$) no se tiene claro la inducción de este tipo de efectos, por lo tanto, la ICRP sustenta el sistema de protección radiológica en el **modelo lineal sin umbral** (LNT por sus siglas en inglés), el cual mediante extrapolación [25] de lo que sucede para altas dosis supone que, a dosis por debajo de alrededor de 100 mSv, un aumento dado en la dosis producirá un incremento directamente proporcional de la probabilidad de desarrollar un cáncer o efectos heredables atribuibles a la radiación[24].

Daño	Dosis umbral en piel (Gy)	Semanas de aparición
Eritema transitorio temprano	2	< 1
Depilación temporal	3	3
Eritema principal	6	1.5
Depilación permanente	7	3
Descamación seca	10	4
Fibrosis invasiva	10	
Atrofia dérmica	11	>14
Telangiectasia	12	>52
Descamación húmeda	15	4
Eritema tardío	15	6-10
Necrosis dérmica	18	>10
Ulceración secundaria	20	>6

Figura 2.17: Efectos biológicos tisulares con sus respectivos umbrales de dosis y tiempos de aparición[26]

Al conocer de antemano el riesgo que conlleva la exposición a radiación ionizante, la ICRP introduce los principios de protección radiológica [24], que son:

Justificación: Cualquier decisión que altere la situación de exposición a radiación debería producir más beneficio que daño.

Optimización: La probabilidad de recibir exposiciones, el número de personas expuestas, y la magnitud de las dosis individuales deberían mantenerse tan bajas como sea razonablemente alcanzable, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.

Límite de dosis: En situaciones de exposición planificada para fuentes reguladas, que no consistan en exposiciones médicas de pacientes, la dosis total de cualquier individuo no debería exceder los límites pertinentes recomendados por la Comisión.

Los límites establecidos por la ICRP para las dosis equivalentes y dosis efectivas anuales se muestran en la Figura 2.18. El límite de dosis para el cristalino fue reducido a 20 mSv/año [9] debido a evidencia de aparición de cataratas y opacidades para dosis absorbidas de 0,5 Gy.

Tipo de límite	Ocupacional	Público
Dosis efectiva	20 mSv por año promediada en periodos definidos de 5 años ^a	1 mSv en un año ^f
Dosis equivalente anual en:		
Cristalino ^b	150 mSv	15 mSv
Piel ^{c,d}	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv	---

^a Los límites de dosis efectivas son para la suma de las dosis efectivas de relevancia procedentes de exposiciones externas en el periodo de tiempo especificado y la dosis efectiva comprometida de la incorporación de radionucleidos en el mismo periodo. Para adultos, la dosis efectiva comprometida se calcula para un periodo de 50 años tras la incorporación, mientras que para niños se calcula para el periodo de hasta 70 años de edad.

^b Este límite está actualmente siendo revisado por un Grupo de Trabajo de la ICRP.

^c La limitación de dosis efectiva proporciona una protección suficiente para la piel frente a efectos estocásticos.

^d Promediado en un área de 1 cm² de piel, independientemente del área expuesta.

^e Con la condición adicional de que la dosis efectiva no debe exceder los 50 mSv en ninguno de los años individuales. En el caso de la exposición ocupacional de mujeres embarazadas se aplican restricciones adicionales.

^f En circunstancias especiales, se puede permitir un nivel superior de dosis efectiva en un único año, a condición de que la media durante 5 años no exceda 1 mSv por año.

Figura 2.18: Límites de dosis equivalente y efectiva anuales para las exposiciones ocupacionales y públicas [24]

2.2.2. Cantidades dosimétricas

Las cantidades dosimétricas para protección de radiaciones ionizantes son definidas por la Comisión Internacional de Protección Radiológica [24] y la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas [27].

Cantidades físicas básicas

- Fluencia (Φ): Cociente de dN por da , donde dN es el número de partículas incidente sobre una pequeña esfera de sección recta da [24]:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.5)$$

- Kerma (K): Es el cociente entre la suma de las energías cinéticas E_{tr} de todas las partículas cargadas liberadas por las partículas no cargadas en una masa dm de materia y la masa dm de esa materia [24]

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.6)$$

La unidad para el kerma es el Gray ($Gy = \frac{J}{kg}$).

- Dosis absorbida (D): Es la cantidad de energía media impartida por la radiación ionizante a la masa y está dada por:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.7)$$

La unidad SI de la dosis absorbida es Jkg^{-1} y su nombre especial es el gray (Gy). La dosis absorbida se deriva del valor medio de la magnitud estocástica de energía impartida, ϵ , y no refleja las fluctuaciones aleatorias de los sucesos de interacción en el tejido. Si bien está definido en cualquier punto en la materia, su valor se obtiene como el promedio en un elemento de masa dm y por ende para muchos átomos o moléculas de materia. La dosis absorbida es una magnitud medible y existen estándares primarios para determinar su valor [24].

Cantidades de protección

Para especificar los límites de exposición son empleadas las magnitudes de protección, para garantizar que la incidencia de efectos estocásticos a la salud se mantiene por debajo de niveles inaceptables y que son evitadas reacciones tisulares. 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 . 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[24].

- Dosis equivalente (H_T): La magnitud de protección, dosis equivalente en un órgano o tejido, H_T está entonces definida por

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.8)$$

W_R es el factor de ponderación para una radiación R ; $D_{T,R}$ es la dosis absorbida promedio, el subíndice T se refiere a un órgano o tejido específico y el subíndice R se refiere al tipo de radiación ionizante (figura 2.19). Esta magnitud dosimétrica es empleada para evaluar cuánto daño biológico se espera de la dosis absorbida y su unidad es el Sievert ($Sv = J/kg$).

Tipo de radiación	Factor de ponderación de la radiación w_R
Fotones	1
Electrones ^a y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa ,Fragmentos de fisión, Iones pesados	20
Neutrones	Una función continua de la energía del neutrón (ver Figura 1 y Ecuación. 4,3)

Todos los valores están relacionados a la radiación incidente en el cuerpo o, para las fuentes de radiación internas, emitidas por radionucleido(s) incorporado(s).

^a Tener en cuenta el tema especial de los electrones Auger discutido en el párrafo 116 y en el Apartado B.3.3 del Anexo B

Figura 2.19: Valores del factor de ponderación W_R según el tipo de radiación y el rango de energía. Tomado de [24].

- Dosis efectiva (E): Es el promedio ponderado de la dosis equivalente de cada tejido expuesto:

$$E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.9)$$

donde W_T es el factor de ponderación para el tejido T y $\sum W_T = 1$. La suma se realiza sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo humano considerados sensibles a la inducción de

efectos estocásticos. Estos valores de W_T se escogen para representar las contribuciones de órganos individuales y de tejidos al detrimento total de la radiación para efectos estocásticos. La unidad de dosis efectiva es J kg⁻¹ o sievert (Sv)[24].

Cantidades operacionales

Son cantidades medibles que permiten estimar las cantidades de protección para monitoreo personal y de área: 1) Dosis equivalente ambiental ($H^*(d)$), 2) Dosis equivalente direccional ($H'(d, \Omega)$) y 3) Dosis equivalente personal ($H_p(d)$). La unidad de todas las cantidades es el Sievert (Sv). Están basadas en el concepto de dosis equivalente H , que en un punto del tejido para todos los tipos de radiación, está dada por:

$$H = Q \cdot D \quad (2.10)$$

Donde D es la dosis absorbida y Q es el factor de calidad, una cantidad en función de la transferencia de energía lineal L de partículas cargadas en un medio [27]

Transferencia de energía lineal

La transferencia de energía lineal está dada por la siguiente relación :

$$L = \frac{dE_L}{dl} \quad (2.11)$$

Donde dE_L es la cantidad de energía promedio transferida localmente por la radiación incidente a un medio por unidad de longitud dl recorrida a través de este y su unidad es keV/ μ m. De la ecuación se deduce que la radiación que presenta un valor de LET grande transfiere una cantidad de energía considerable en una longitud corta y por ende generar mayor ionización que radiación con menor LET. Con base en lo anterior, se pueden clasificar los tipos de radiación ionizante según su valor de transferencia de energía lineal (figura 2.20).

$$\left[\begin{array}{l} \text{Decreasing LET:} \\ \text{Fission Products} > \text{Alpha Particles} > \text{Deuterons} > \text{Protons} > \\ \text{Low-energy x-Rays and Beta Particles} > \text{High-energy} \\ \text{x-Rays and Beta Particles} > \\ \text{Gamma Radiation and High-energy Beta Particles} \end{array} \right]$$

Figura 2.20: Clasificación de los tipos de radiación ionizante según la transferencia de energía lineal que producen en orden descendente de mayor a menor. Tomado de [28].

2.2.3. Reconstrucción de dosis

Para realizar reconstrucciones de dosis, el Consejo Nacional de Protección y Mediciones Radiológicas (NCRP por sus siglas en inglés) en su publicación 163 sugiere seguir una serie de recomendaciones:

1. Definición de escenarios de exposición:

- descripción de las personas o poblaciones objeto de estudio, incluidas sus características relevantes, sus actividades relevantes en lugares en los que podría haberse producido exposición a la radiación, y el tiempo pasado en esos lugares
- descripción de las fuentes de exposición a la radiación

2. Identificación de las vías de exposición:

Son las vías asociadas de exposición de los órganos y tejidos a la radiación ionizante emitida por fuentes externas (es decir, fuentes situadas en el cuerpo o fuera de él) y fuentes internas (es decir, fuentes, específicamente radionucleidos, situadas dentro del cuerpo). Por ejemplo, las vías de exposición de fuentes externas pueden incluir la irradiación por objetos contaminados, dispositivos generadores de radiación o medios ambientales contaminados (aire, agua y suelo)

3. Desarrollo y aplicación de métodos de estimación de dosis:

La estimación de la dosis debe basarse siempre en una combinación de los datos disponibles y la modelización. Como regla general, cuanto más cerca estén los datos disponibles que pueden utilizarse para estimar la dosis de la localización de los individuos expuestos y los tiempos de exposición, más estrechamente relacionados estarán los datos con una estimación de la dosis en un órgano.

La validación de modelos puede variar en complejidad, desde comparaciones detalladas de predicciones de modelos con datos relevantes que no se utilizaron para desarrollar un modelo o estimar sus parámetros, hasta juicios cualitativos, a menudo basados en la experiencia, sobre la idoneidad de un modelo.

4. Evaluación de las incertidumbres en las estimaciones de dosis:

El propósito esencial de un análisis de incertidumbre es proporcionar un rango creíble dentro del cual exista un alto grado de confianza de que se encuentra la dosis real para un individuo o población. Todas las incertidumbres, incluidas las incertidumbres en los escenarios de exposición y las incertidumbres en los datos y modelos utilizados para estimar la dosis, deben considerarse y tenerse en cuenta de manera apropiada en una reconstrucción de dosis.

5. Presentación y análisis de los resultados:

Al presentar los resultados de una reconstrucción de dosis, deben documentarse o referenciarse los supuestos, datos y modelos clave, debe abordarse la incertidumbre y deben describirse las conclusiones y limitaciones clave.

2.3. Radiología intervencionista

2.3.1. Procedimientos

La imagen médica se ha beneficiado del auge de la innovación en los últimos 50 años, lo que ha permitido un rápido desarrollo en el campo de la radiología intervencionista. La angiografía se utiliza para obtener imágenes de los detalles anatómicos y estructurales del sistema vascular detectando el contraste inyectado en un vaso sanguíneo y proyectándolo en una serie de radiografías para delinear la pared interna del vaso y mostrar el flujo. La angiografía, que comenzó siendo una herramienta de

diagnóstico, experimentó una transformación tecnológica en el siglo pasado y se convirtió también en la base de la terapia intervencionista [29].

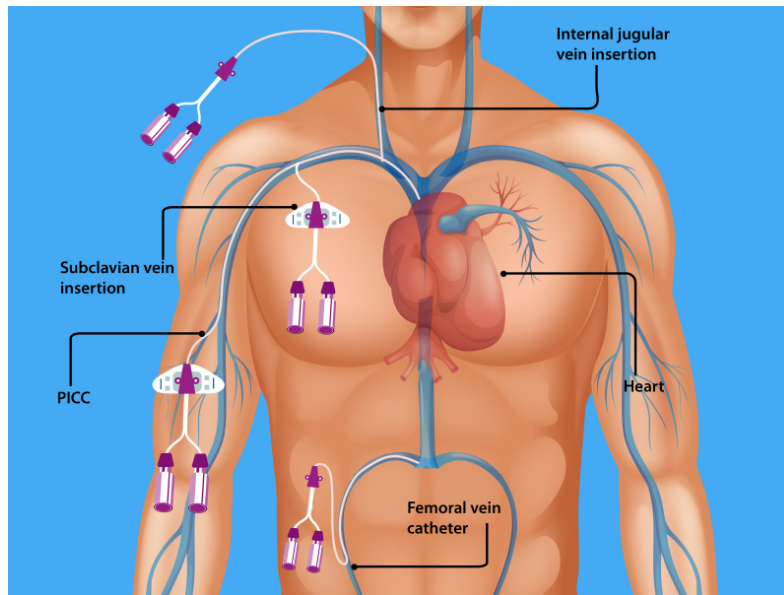


Figura 2.21: Diferentes vías de acceso en procedimientos de angiografía Tomado de [30].

Los principales procedimientos son:

- Neuroangiografía:
 - La enfermedad extracraneal incluyen fístula carótida cavernosa, estenosis carotídea extracraneal, epistaxis y síndrome de robo de la subclavia.
 - Las indicaciones de enfermedad intracraneal son hemorragia subaracnoidea sin antecedentes de trauma, malformaciones arteriovenosas cerebrales y aneurismas, vasoespasmismo cerebral, accidente cerebrovascular agudo y prueba WADA.
- Cardiovascular:
 - Aneurisma y disección de aorta torácica y abdominal
 - Diagnóstico y tratamiento de la enfermedad de las arterias coronarias.
 - Enfermedad vascular periférica
 - Malformaciones vasculares
- Electrofisiología
 - Mapeo electrofisiológico
- Intervenciones no vasculares
 - Nefrostomía y stent uretral
 - Colangiografía transhepática
 - Vertebroplastias

- Bloqueos
- Drenajes
- Biopsias guiadas por fluoroscopia
- Oncología Inervencionista
 - Embolización y quimioembolización de tumores

2.3.2. Equipo

Los procedimientos antes mencionados se realizan con equipos llamados angiografos. Los tubos generadores de rayos X de estos equipos funcionan bajo los mismos principios mostrados en la anterior sección y tienen rangos de voltajes de 40-125 kV y corrientes de hasta 1000 mA. Generalmente, las salas de radiología intervencionista cuentan con todos los elementos mostrados en la figura 2.22

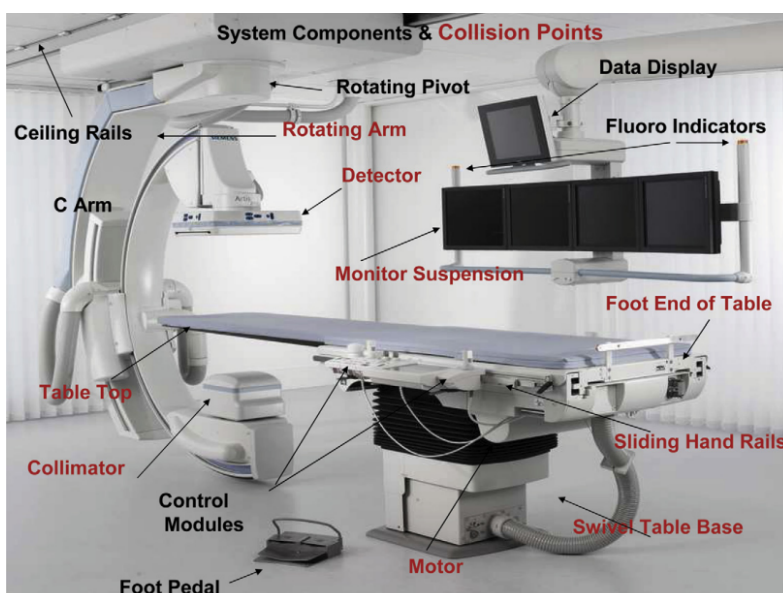


Figura 2.22: Equipo utilizado en radiología intervencionista (angiografía). Tomado de [31].

En la actualidad los equipos modernos de angiografía usan detectores de paneles planos (FPD), estos están formados por un conjunto de DELs (Elementos de detección) que consisten en una capa de centelleo, que suele estar compuesta de CsI activado con talio. La capa de centelleo atenúa los rayos X incidentes y produce luz. La capa de centelleo de CsI está hecha de muchos cristales en forma de aguja, que se agrupan para cubrir la superficie del DEL. Estas estructuras en forma de aguja ayudan a dirigir la luz hacia el fotodiodo situado debajo. La cantidad de luz producida está directamente relacionada con la cantidad de flujo de rayos X que incide sobre el DEL y mediante la lectura de cada DEL fila por fila, se obtiene una imagen electrónica de los rayos X que inciden sobre el FPD. [32]

2.3.3. Factores que influyen en la dosis

Son muchos los factores que influyen en las dosis de radiación que reciben los pacientes y por ende pueden influir en las dosis recibidas por los TOEs, en [33] se recopilan algunos de estos factores

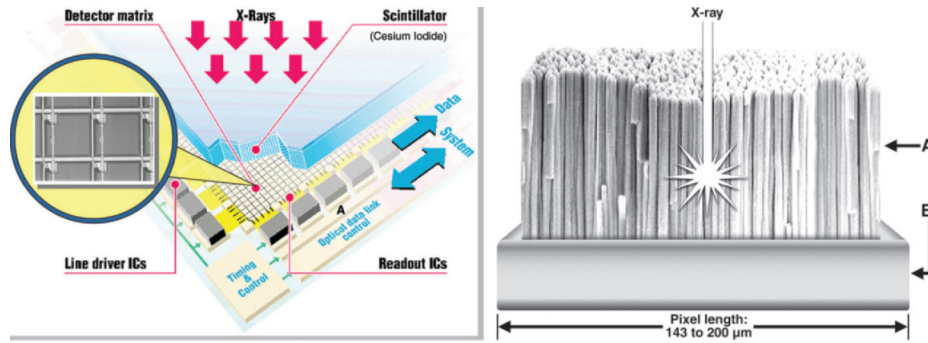


Figura 2.23: Detector de paneles planos (FPD) y vista de elemento de detección (DEL) individual [32].

basados en reportes de la literatura para PTCA:

- **La complejidad de procedimiento:** depende la anatomía del paciente y de la gravedad de la lesión [34]
- **Formación del personal médico:**[35] Padovani et al. resalta que la experiencia del operador también influye en la dosis de radiación de los pacientes, ya que generalmente algunos cardiólogos que realizan estos procedimientos tienen conocimientos insuficientes en física de la radiación, tecnología de radiación y protección radiológica.
- **Tipo, desempeño del angiografo y receptor de imagen** [36] Encontró que los sistemas de angiografía que cuentan con detector de imagen plano reducen la tasa de dosis del paciente hasta un 40 % en comparación con los sistemas que cuentan con intensificador de imagen.
- **Tiempo total de fluoroscopia y de adquisición:** A mayor tiempo de exposición; mayor dosis adsorbida tanto en pacientes (radiación primaria) como al personal médico que se encuentre en la sala de intervención (radiación dispersa)

Metodología

El desarrollo de este trabajo se llevó a cabo en la sala biplano del servicio de Angiografía de la sede principal de la Clínica Imbanaco, ubicada en la ciudad de Cali, Colombia. En este servicio se realizan procedimientos diagnósticos y terapéuticos, los cuales son ejecutados por un equipo de 13 médicos especialistas, seis anestesiólogos, cuatro instrumentadores, dos tecnólogos y cuatro circulantes. Con el propósito de llevar a cabo un seguimiento más detallado de los registros laborales y la utilización de dispositivos de radiovigilancia, se seleccionaron solo seis médicos de diversas especialidades, un anestesiólogo, un instrumentador, un tecnólogo y un circulante. Esta selección se basó en los informes que registraban las dosis más elevadas entre los TOEs, suministrados por la empresa externa encargada de la monitorización dosimétrica en esta institución.

3.1. Materiales y especificaciones técnicas

3.1.1. Angiografo Artis Zee Biplane

El Angiógrafo utilizado de la marca Siemens, modelo Artis Zee Floor Biplane (Figura 3.1), permite realizar procedimientos ya sea en Radiología Intervencionista, Cardiología Intervencionista, Neuro-radiología o Cirugía [37]. Los tubos con los que contaba el angiografo son de la marca Siemens Medical Solutions, modelo MEGALIX Cat Plus 125/20/40/80-122GW para detectores de 30x40 cm. Algunas de las características se muestran en la tabla 3.1.1

MEGALIX Cat Plus 125/20/40/80-122GW			
Voltaje máximo	125		
Punto focal	0.3	0.6x0.6	1.0
Angulo del anodo	12°		
Máximo calor contenido en el anodo	2500000J		
Rotación del anodo	150Hz		
Filtración total	≥2.5mm Al		
Radiación de fuga	< 0.44 mGy/h (para 125 kV, a un 1 m)		

Tabla 3.1: Principales características técnicas de los tubos de rayos X del Angiógrafo Artis Zee Biplane tomado de [38]



Figura 3.1: Angiógrafo Siemens Artis Zee Biplane, Clínica Imbanaco

3.1.2. RaySafe X2

Para las mediciones de radiación dispersa se utilizó un equipo RaySafe X2 el cual consta de una base o monitor y varios tipos de sensores, en este caso se usó el sensor Survey (Figura 3.2) que se basa en una matriz de diodos de silicio con compensación de energía. El sensor es capaz de medir dosis, tasa de dosis, energía media y el tiempo, así como la forma de onda de la tasa de dosis.



Figura 3.2: Equipo RaySafe X2 con sensor Survey

Sensor Survey			
	Rango	Resolución	Incertidumbre
H*(10)	0nSv-9999Sv	1nSv	10 %
Tasa H*(10)	0 μ Sv/h-150mSv/h		10 % o 0,3 μ Sv/h
Kerma en aire	0nGy-9999Gy	1nGy	5 % o 10 %
Tasa de kerma en aire	0 μ Gy/h-100mGy/h		5 % o 10 %
Energía media	30-120keV		10 %
Tiempo	0,1-9999s	0,01s	

Tabla 3.2: Rangos e incertidumbres del sensor Survey X2 dadas por el fabricante [39]

3.1.3. Laminas de PMMA

Como objeto dispersor se utilizaron 5 laminas de PMMA (Polimetil Metacrilato) de la marca General Electric 5151579-2, con dimensiones de 30x30 cm y espesores variables de 1, 2 y 5 cm.



Figura 3.3: Laminas de PMMA

3.1.4. Mampara y falda protectora

Para las mediciones se consideraron elementos de protección, ya que durante los procedimientos médicos reales generalmente se utiliza la mampara para atenuar la radiación que se dispersa desde la cintura hacia arriba y la falda protectora del equipo se utiliza para atenuar la radiación en la parte baja. La mampara usada es de la marca Mavig con referencia OT50001, con dimensiones de 60x76 cm, hecha de acrílico y con una equivalencia de plomo de 0,5 mm. Por otra parte, la falda protectora de marca Kenex con referencia 312/DS-039/5, tiene dimensiones de 137x75 cm y una equivalencia en plomo de 0,5mm.



Figura 3.4: Elementos de protección en Angiografía (mampara y falda protectora) Tomadas de [40][41]

3.1.5. Dosímetros personales de cristalino Hp(3)

Los dosímetros que utilizaron los especialistas y colaboradores en el periodo enero-diciembre de 2022 son los AWST-OSL-AD 01 fabricados por Miron Technologies. Debido a un cambio en el proveedor de dosimetría en la institución se reemplazaron los dosímetros de tecnología TLD por OSL

AWST-OSL-AD 01

Rangos de energía	16 keV a 7 MeV
Angulo de incidencia	0° a $\pm 60^\circ$ (o 180° a $\pm 120^\circ$)
Temperatura de funcionamiento	-10°C a 40°C
Humedad relativa	10 % a 90 % (max. 30g/cm ³ H ₂ O)
Periodo de seguimiento	Máximo 3 meses

Tabla 3.3: Rangos y especificaciones de los dosímetros personales [42]



Figura 3.5: Dosímetros de cristalino AWST-OSL-AD 01

3.2. Control de calidad

El control de calidad de los equipos de rayos X consiste en una serie de procedimientos y pruebas realizadas para asegurar que el equipo funcione correctamente y produzca imágenes precisas y confiables. Mantener la calidad de los equipos de rayos X es crucial para lograr una precisión diagnóstica, proteger la seguridad del paciente y cumplir con los estándares regulatorios. Previo a la toma de medidas se hizo el control de calidad del equipo, según el documento IAEA-TECDOC-1958 Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS) [43], también se tomó como referencia el ARCAL XLIX [44]. Las pruebas realizadas se encuentran a continuación:

1. Prueba: Levantamiento Radiométrico

Objetivo: Evaluar las condiciones ambientales del servicio en términos de protección radiológica y verificar los niveles de exposición ocupacional y del público.

Conformidad: Si

2. Prueba: Radiación de fuga

Objetivo: Evaluar la radiación de fuga de la coraza del tubo de rayos x

Conformidad: Si

3. Prueba: Exactitud y repetibilidad del valor nominal de la tensión del tubo

Objetivo: Evaluar la exactitud y repetibilidad de la tensión del tubo de rayos X

Conformidad: Si

4. Prueba: Capa Hemirreductora

Objetivo: Evaluar la filtración total del haz

Conformidad: Si

5. Prueba: Repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire y Rendimiento del tubo

Objetivo: Evaluar el valor, la repetibilidad y la linealidad del rendimiento del tubo de rayos X

Conformidad: Si

6. Prueba: Repetibilidad y linealidad de la tasa de kerma en aire y Rendimiento del tubo

Objetivo: Evaluar el valor, la repetibilidad y la linealidad del rendimiento del tubo de rayos

X

Conformidad: Si

6. Prueba: Sistema de colimación, tamaño de la imagen y distorsión

Objetivo: Evaluar la simetría de los colimadores, la coincidencia del tamaño del campo de radiación medido con el tamaño nominal, la coincidencia del tamaño del campo con el de su imagen en el monitor y su distorsión. Observar si el campo de radiación está centrado

Conformidad: Si

7. Prueba: Tasa de dosis en la entrada del detector de imagen en modo fluoroscopia y en modo cine

Objetivo: Comprobar que la dosis en la superficie de entrada del detector de imagen, cuando el equipo se encuentra en una secuencia de cine o de fluoroscopia, permanece constante para distintos espesores de paciente.

Conformidad: Si

8. Prueba: Resolución espacial de alto contraste

Objetivo: Evaluar la resolución espacial del sistema a partir de la medición de los grupos de pares de líneas por milímetro (pl/mm) visibles en la imagen.

Conformidad: Si

9. Prueba: Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Objetivo: Evaluar la sensibilidad del sistema para objetos de bajo contraste.

Conformidad: Si

10. Prueba: Variación de la tasa de kerma en aire en la superficie de entrada y calidad de la imagen (en función de la frecuencia del pulso, los modos de operación, el grosor del paciente y el tamaño de campo)

Objetivo: Evaluar el desempeño del equipo al modificar parámetros relevantes de funcionamiento, frecuencia del pulso, modos de operación, grosor del paciente y tamaño de campo.

Conformidad: Si

11. Prueba: Constancia de la tasa de kerma

Objetivo: Comprobar que la tasa de kerma en la entrada del maniquí cumpla con los valores especificados.

Conformidad: Si

12. Prueba: Verificación de la tasa de kerma en aire en el punto de referencia intervencionista

Objetivo: Verificar los valores de las tasas de kerma en aire indicados por el equipo en el punto de referencia intervencionista.

Conformidad: Si

3.3. Caracterización de procedimientos

3.3.1. Selección de procedimientos

Para la caracterización de los procedimientos se eligieron las cinco técnicas radiológicas nominales más comunes de cada especialidad que posee el angiografo Tabla 3.3.1, en cada especialidad se realizan procedimientos específicos los cuales se dividen a continuación:

Neurología: Angiografía Cerebral Diagnostica Dx y Angiografía Cerebral Terapéutica Tx.

Cardiología: Cateterismo Cardíaco Dx, Cateterismo Cardíaco Tx, Biopsia, Implante de Marcapasos.

Cardiología Pediátrica: Cateterismo Pediátrico Dx, Cateterismo Pediátrico Tx, Cierre de CIA, Cierre de CIV, Cierre de ductus, Pericardiocentesis.

Electrofisiología: Estudio electrofisiológico Dx (EEF Dx), EEF Tx, ENSITE.

DSA Cuerpo: Aortograma + Arteriografía MIIS Dx, Aortograma + Arteriografía MIIS Tx, Arteriografía MISS Dx, Arteriografía MISS Tx, Arteriografía MISS Tx, Arteriografía pulmonar Dx, Arteriografía pulmonar Tx, Arteriografía Vasos Abdominales Dx, Arteriografía Vasos Abdominales Tx, Bloqueos, Cavografía - Flebografía Dx, Cavografía - Flebografía Tx, Implante Cateter Venoso Central, Implante Cateter Hemodialisis, Implante de Filtro de Vena Cava, Punción Lumbar, Quimioembolización.

Protocolos seleccionados								
Protocolo	kV-FL	mA-FL	kV-Adq	mA-Adq	Cu(mm) Fl	Cu(mm)Ad	p/s	i/s
<i>Neurología</i>	70,0	40,0	84,5	309,0	0,2	0,1	10	4
<i>Cardiología</i>	75,4	65,9	77,3	367,3	0,1	0,2	15	10
<i>Cardiología pediátrica</i>	72,4	65,9	67,4	443,6	0,3	0,1	15	30
<i>Electrofisiología</i>	81,0	100,0	77,3	367,3	0,6	0,1	15	10
<i>DSA Cuerpo</i>	70,0	41,5	81,7	319,9	0,2	0,1	10	4

Tabla 3.4: Técnicas de los procedimientos más comunes en angiografía

3.3.2. Medición en procedimientos médicos y montaje

- Los puntos de medición se eligieron siguiendo las recomendaciones de la guía de seguridad general GSG.7. Estas ubicaciones se seleccionaron para representar la ocupación de los trabajadores en función de las actividades operativas previstas [45].
- Las posiciones seleccionadas se determinaron con relación al eje central del haz primario de rayos X de la siguiente manera:
 - Punto A = 0.5m (médico principal).
 - Punto B = 0.95m (instrumentador).
 - Punto C = 1.80m (tecnólogo).
 - Punto D = 3.10m (circulante).
 - Punto E = 3.00m (anestesiólogo).
- Se consideró la variación en la ubicación de los TOES según el tipo de procedimiento, como se puede notar en 3.6, la figura de la derecha muestra que para los procedimientos de marcapasos el médico principal y el instrumentador se ubican al lado contrario.

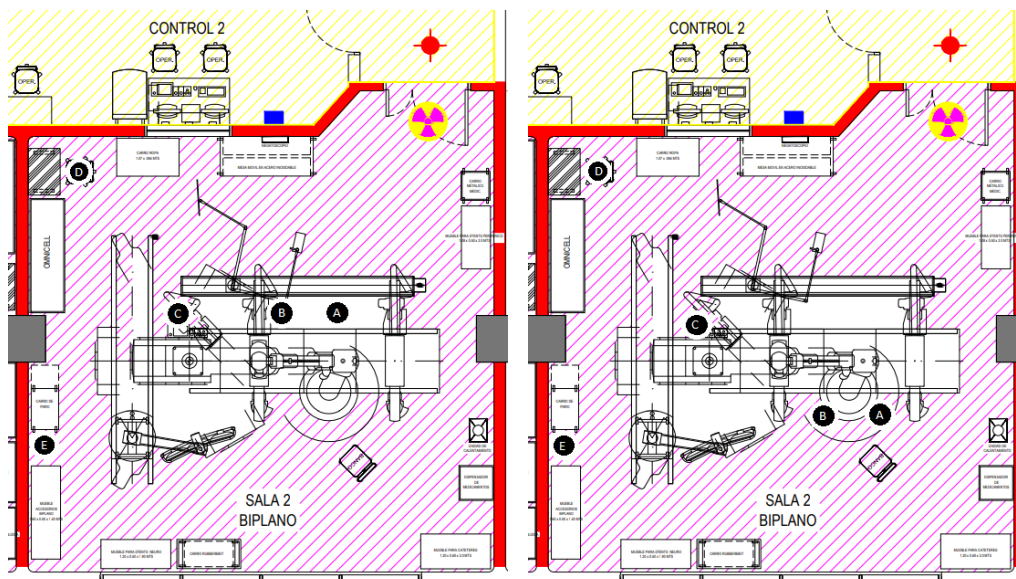


Figura 3.6: Puntos de medición seleccionados en la sala de Angiografía

- Se empleó un atril metálico graduable y utilizando los accesorios del RaySafe se adaptó el sensor a las distintas alturas de los puestos de trabajo 3.7. En promedio, la altura fue de 1.65m para los TOES que normalmente estaban de pie y de 1.30m para aquellos que generalmente se encontraban sentados.
- Los datos de tiempo de fluoroscopia, tiempo de adquisición y número de procedimientos realizados por especialistas se recolectaron de las bases de datos almacenadas en el angiógrafo y de los libros de registro de la sala.



Figura 3.7: Puntos de medición seleccionados en la sala de Angiografía

- Se calcularon las incertidumbres combinadas, es decir, la incertidumbre propia del instrumento más la desviación estándar de las medidas, como lo indica la guía para expresión de incertidumbres de medidas [46]. Se agruparon los datos en intervalos para poder estimar la desviación estándar agrupada. Esto se determinó con el fin de que no se viera afectada la estimación por las distintas técnicas que pueden variar entre pacientes sometidos al mismo estudio.

3.3.3. Medición con PMMA

La finalidad de medir utilizando láminas de PMMA como objeto dispersor (Figura 3.8) fue tratar de reproducir las tasas de dosis recibidas por los TOES en procedimientos médicos. La metodología empleada fue la siguiente:

- Se seleccionaron los protocolos antes mencionados con los que se realizan los distintos procedimientos médicos.
- Se fijó la distancia PMMA-Detector en 25 cm, que en promedio es la que se utiliza en la práctica clínica y se utilizó un ángulo del angiografo de 0°.
- Los elementos de protección (mampara y falda) se ubicaron de tal manera que fuera lo más similar a la práctica para la posición de los médicos principales.
- Utilizando distintos espesores de PMMA 5-15 cm se hicieron exposiciones en modo de fluoroscopia y modo de adquisición.
- Sobre cada punto se ubicó el montaje y se midieron las tasas de dosis que más tuvieran cercanía a la práctica real, privilegiando la similitud con las tasas de dosis del modo adquisición, ya que son mucho más altas.
- El uso de los dos tubos de rayos X en forma simultanea, se tuvo en cuenta únicamente para las medidas en el protocolo de Neurología, que es donde comunmente se utilizan al tiempo.



Figura 3.8: Medición de tasa de dosis con laminas de PMMA

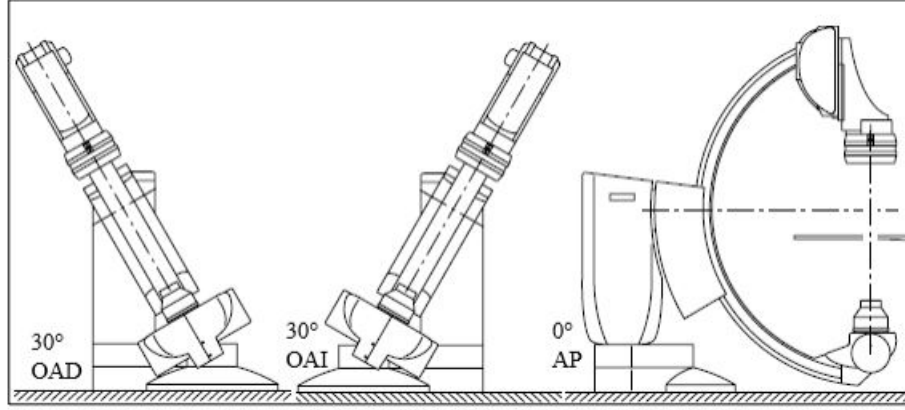


Figura 3.9: Ángulos comunes empleados en angiografía, tomado de [47]

3.4. Estimación de dosis equivalente en cristalino

Teniendo en cuenta el número de procedimientos que realizó cada especialista, las tasas de dosis ambiental $H^*(10)$ que se midieron con el sensor, los tiempos de fluoroscopia y los tiempos adquisición para cada procedimiento, se propone el siguiente modelo para estimar la dosis ambiental total en los puntos de medición en un año:

$$H^*(10)_{sp,cp} = \sum_{i=1}^n f_i [(D_i t_i)_{fl} + (D_i t_i)_{Adq}] \quad (3.1)$$

Donde $H^*(10)_{sp,cp}$ es la dosis ambiental sin elementos de protección o con elementos de protección, f_i es el numero de procedimientos del tipo i , D_i es la tasa de dosis medida en procedimientos con PMMA con el protocolo del procedimiento de tipo i y t_i es el valor del tercer cuartil del tiempo de fluoroscopia y adquisición para el procedimiento de tipo i .

Para la conversión de la dosis ambiental a dosis equivalente en cristalino se utilizaron las tablas reportadas en el ICRP 116 [48] que relacionan la dosis ambiental con el kerma en aire según la energía y el ángulo de incidencia. Se asumió un ángulo de incidencia de 0° y se usaron las energías caracterizadas para los procedimientos. Con el kerma hallado, se calculó la dosis en cristalino haciendo uso de las tablas reportadas en [49], donde se establece la relación del kerma en aire con la dosis máxima absorbida por el cristalino del ojo para distintas formas de irradiación.

Resultados y análisis

4.1. Caracterización de los principales procedimientos

Se presentan a continuación los resultados de las energías promedio de los fotones dispersos, estas fueron medidas para los principales procedimientos de cada especialidad:

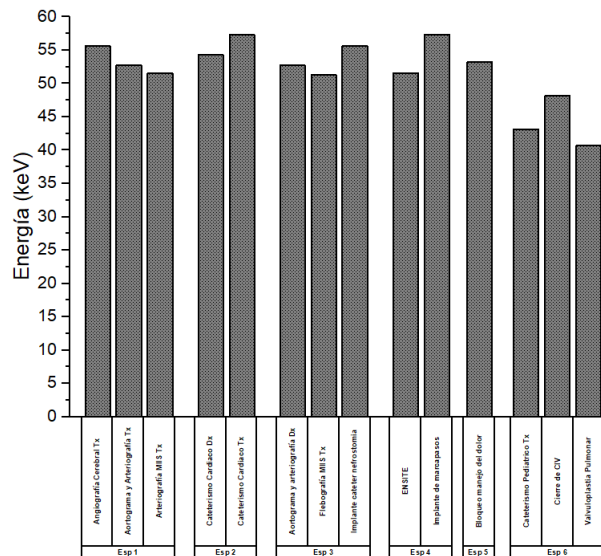


Figura 4.1: Caracterización de fotones dispersos en términos de la energía promedio en principales procedimientos de Angiografía por especialista

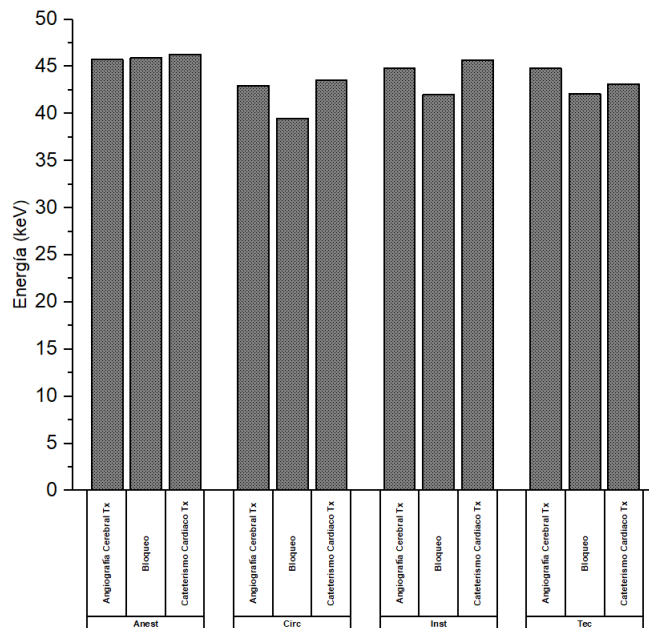


Figura 4.2: Caracterización de fotones dispersos en términos de la energía promedio en principales procedimientos de Angiografía por colaborador

Como se puede observar en las figuras 4.1 y 4.2, las energías medias de los fotones dispersos varían según las posiciones de los TOES, siendo la posición de los médicos principales la que mayor energía recibe a la altura del cristalino, esto podría deberse a que en la mayoría de procedimientos se utiliza la mampara y la falda protectora en esta posición, por lo que los fotones que logran atravesar estos elementos son, en promedio, más energéticos. Este resultado es acorde con lo reportado en la literatura [50]. Por otra parte, se observa que las energías a las que se exponen todas las personas involucradas en la sala superan los 40 keV (independiente del tipo de procedimiento que se lleve a cabo), además, la radiación incide desde el frente para cada persona, por lo que es pertinente el monitoreo mediante dosímetros personales a la altura del cristalino [51], de esta manera se corroboran las asignaciones de los dosímetros al personal expuesto y se valida la importancia del uso de los mismos.

En las figuras 4.3 y 4.4 se presentan los resultados de los valores típicos de tiempo de fluoroscopia y adquisición (modo cine) para los procedimientos más comunes de varias especialidades. Los estudios que han reportado valores típicos de tiempos de exposición en la literatura no hacen distinción entre modos de fluoroscopia y adquisición, toman el tiempo de fluoroscopia total, que es el tiempo de toda la exposición, sin embargo, para propósitos prácticos de estimación de dosis subsiguiente, en este trabajo se ha determinado dividir ambos modos. Los resultados obtenidos son comparables con los valores reportados por EUCLID (European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels), UK (Reino Unido), US (Estados Unidos), ES (España), DE (Alemania), CH (Suiza) y KR (Korea) recopilados en [52] [53], en la tabla 4.1 se muestran los tiempos que fueron comparables.

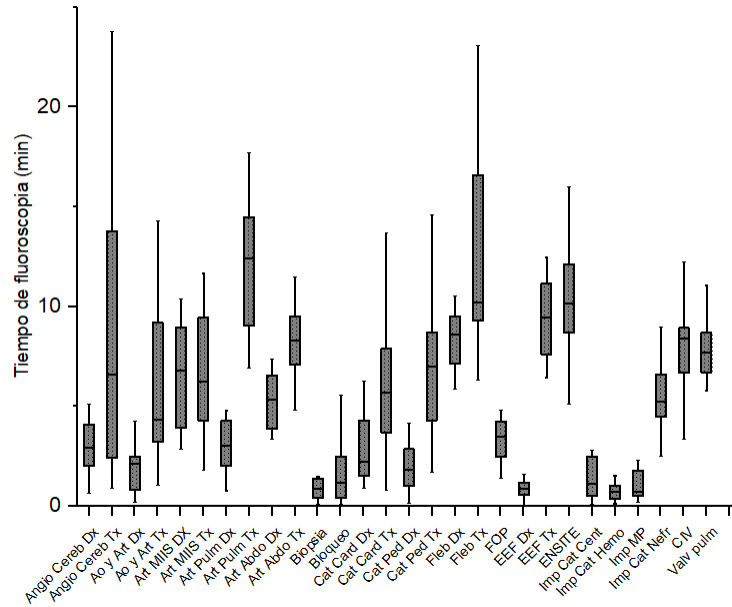


Figura 4.3: Valores típicos de los tiempos de fluoroscopia en los procedimientos más comunes de angiografía en la Clínica Imbanaco

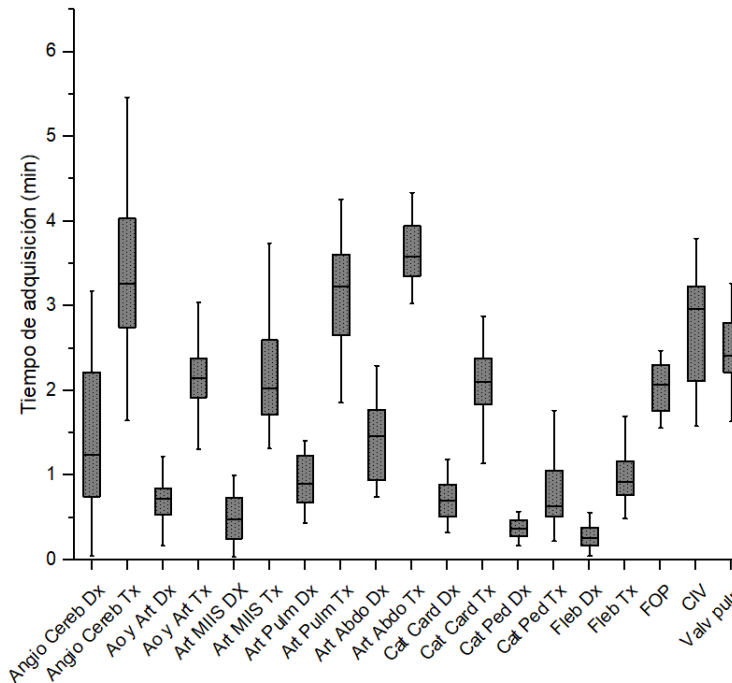


Figura 4.4: Valores típicos de los tiempos de adquisición en los procedimientos más comunes de angiografía en la Clínica Imbanaco

Los tiempos de fluoroscopia no proporcionan por si solos un indicativo sobre las dosis suministrada porque no evalúa la intensidad de los rayos X [52], se deben analizar otros parametros

Comparación de tiempos de fluoroscopia

Procedimiento					
Marcapasos	UK (5,96min)	US (15min)	FI (5min)	Imbanaco (1,8min)	
Cateter nefrostomia	UK (6,73min)	KR (3,93min)	Imbanaco (6,6min)		
Cateterismo cardiaco Tx	UK (11,25min)	CH (7min)	FI (15min)	Imbanaco (10,7min)	
Arteriografia pulmonar	US (10min)	Imbanaco (18,11min)			
Arteriografia de MIIS Dx	CH (8min)	ES (4min)	Imbanaco (9,7min)		
Angiografia cerebral	CH (15min)	Imbanaco (13,8min)			
ENSITE	CH (20min)	FI (12min)	Imbanaco (12,1min)		
Cateterismo cardiaco Dx	FI (4min)	Imbanaco (4,3min)			
Cateter venoso central	KR (0,9min)	Imbanaco (2,52min)			
Arteriografia MIIS Tx	EUCLID (13min)	DE (31min)	ES (30min)	Imbanaco (11,77min)	
Cavografia-Flebografia Tx	EUCLID (10min)	US (25min)	ES (21,4min)	DE (17min)	CH (25min) Imbanaco (17,77min)

Tabla 4.1: Comparación de valores tipicos de tiempo de fluoroscopia para algunos procedimientos obtenidos en la Clínica Imbanaco con valores reportados en la literatura [52] y [53]

en conjunto, sin embargo, estos valores si son un indicativo de que tan optimizadas estan las prácticas en una institución.

4.2. Evaluación de la dosis de radiación mediante dosímetro de cristalino OSL calibrado en Hp(3)

La figura 4.5 muestran las dosis recibidas por los médicos especialistas y colaboradores en el periodo enero-diciembre de 2022, la información de las lecturas de los dosímetros fue suministrada por la empresa encargada de la dosimetria personal de la institución. Se evidencia una subestimación en las dosis de los especialistas, ya que hay registros de procedimientos realizados en los periodos de tiempo en los que las lecturas tienen valor de 0 mSv, además al ser comparados con los registros de los demás colaboradores en los mismos periodos no tienen coincidencia. Las subestimaciones pueden corresponder a una baja adherencia del uso del dosímetro, perdida y uso incorrecto. *Niklason et. al*, en un estudio hecho con 28 intervencionistas de 17 instituciones, encontró que casi la mitad de los intervencionistas rara vez o nunca utilizaron los dosímetros personales [54]; *Vaño et. al* en un estudio hecho con nueve cardiólogos y ocho practicantes, reporta que entre el 20 % y 30 % de los cardiólogos olvidó enviar sus dosímetros personales al servicio de dosimetría para su procesamiento [12]. Dada la frecuencia con la que se presenta este tipo de perdida de la información, se deben monitorear los puestos de trabajo para poder estimar una dosis aproximada mediante otros métodos.

Varios estudios que evaluaron las dosis ocupacionales en intervencionismo mediante dosímetros personales a lo largo del tiempo, mostraron que los intervencionistas pueden superar el límite de 20 mSv/año para el cristalino [12] [13] [14], en el caso de este trabajo las dosis evaluadas mediante dosimetría de cristalino no superan el límite para ningún TOE, están en un rango de 0,17-13,18 mSv/año. La menor dosis corresponde al especialista que más procedimientos realiza y la mayor dosis la tiene el circulante. Las dosis del circulante y el anestesiólogo podrían ser comparables al estar a una distancia similar 3,10 m y 3,00m respectivamente, sin embargo, la dosis del circulante es mayor por 3,82 mSv/año, esto puede deberse a una carga de trabajo mayor, inhomogeneidades del campo en la dirección del puesto de trabajo del circulante, uso incorrecto del dosímetro y/o menor adherencia. La dosis reportada para el tecnólogo tiene la particularidad de ser más baja que las dosis, por ejemplo, del circulante y el anestesiólogo que se encuentran a una mayor distancia, esto es debido a que la posición que comúnmente adopta el tecnólogo está alineada con las posiciones del

especialista y el instrumentador lo cual generaría un apantallamiento extra que atenúa la radiación dispersa.

Nótese que el reporte de dosimetría tiene perdidas de la información en los meses de junio a noviembre, donde no se muestra mes a mes cada dosis recibida. Esto podría representar un problema si hay dosis muy elevadas, ya que no hay manera de investigar el periodo y lo que conllevo al incremento.

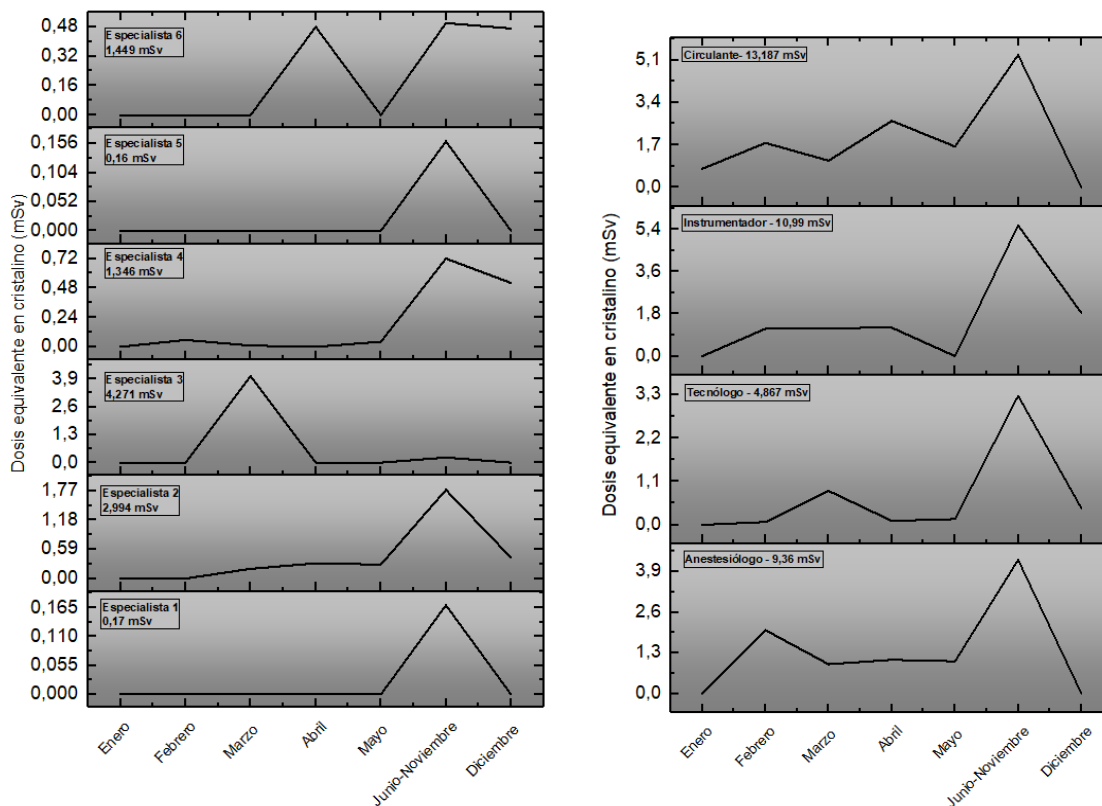


Figura 4.5: Reporte de dosis mediante dosímetro OSL calibrado en Hp(3). La figura izquierda muestra la dosis anual para especialistas; la figura derecha muestra la dosis para los demás colaboradores

4.3. Resultados de las mediciones y estimaciones de la dosis equivalentes en cristalino

4.3.1. Medidas en procedimientos clínicos y con PMMA

Se observa en la figura 4.6 las comparaciones entre las medidas recolectadas en la práctica clínica y las recolectadas con las láminas de PMMA. En el apéndice A, se encuentran detalladas las desviaciones porcentuales de estas medidas. Las diferencias están en un rango de 4-55,17 % para las tasas de dosis de fluoroscopia y para adquisición 1,67-43,36 %, esto se traduce en incrementos o disminuciones en el cálculo de la dosis. Estas diferencias se deben a que no se contaba con láminas de espesores específicos que recrearan con mayor exactitud

las tasas de dosis en procedimientos clínicos, por ende se recolectaron los datos que más se aproximaban, teniendo en cuenta de que hubiera mayor aproximación para las tasas de dosis en modo adquisición, que son las que más contribuyen al total de la dosis. Cabe resaltar el impacto que tiene el uso de la mampara en las dosis. La tabla de resultados del apéndice A muestra que para el protocolo DSA cuerpo medido utilizando mampara, la tasa de dosis disminuye en un 97,4 % para la posición del especialista. Es de vital importancia su uso.

4.3.2. Estimación de la dosis equivalente en cristalino

Las dosis calculadas para los especialistas mediante el modelo propuesto se muestran en la Figura 4.7, se evidencia que con este método tampoco se superaría el nuevo límite de 20 mSv/año para ningún TOE. La mayor dosis ($15,4 \pm 1,6$ mSv al año) corresponde al especialista 1, que realiza procedimientos mixtos de neurología y periférico vascular. Esta estimación de dosis es más coherente con la carga de trabajo de 554 procedimientos anuales, además, los tiempos de fluoroscopia, adquisición y las tasas de dosis son las más elevadas en esta especialidad. Cuando se compara el valor reportado por la empresa de dosimetría, hay una diferencia del, 8958,8 %, lo que corroboraría la baja adherencia que se tuvo en el periodo de tiempo evaluado.

La dosis obtenida para el especialista 2 es la más cercana al valor reportado en la dosimetría personal. Está sobrestimada en 16,23 % es decir, 0,486 mSv/año respecto a la reportada con el dosímetro personal, esto puede deberse a la baja o nula adherencia con el uso del dosímetro en el primer mes del periodo evaluado, también se le podría atribuir al sensor de medición, el cual tiene un área efectiva mucho mayor, por lo que podría tomar valores de dosis mayores al cubrir un mayor espacio. Esta dosis se mantiene por debajo de 10 mSv/año, lo cual es coherente con lo reportado en la literatura para esta especialidad[55][56][57], al igual que la dosis hallada para el especialista 6 que realiza procedimientos de cardiología pediátrica. Para este último tiene una diferencia sobrestimada de 455,55 % respecto al reporte del dosímetro. Las dosis obtenidas para los especialistas 3, 4 y 5 tienen diferencias frente al reporte del dosímetro del 47,27 %, 75,33 % y 1150 % respectivamente, estas diferencias se atribuyen, como ya se mencionó, al poco uso de la dosimetría de cristalino, ya que existen registros de procedimientos hechos en los periodos en los que los reportes tienen valores de 0 mSv o cercanos.

Las estimaciones de las dosis para los demás (TOEs) no pudieron realizarse de manera mensual debido a la falta de registros individuales de los participantes presentes en la sala durante cada procedimiento. Como solución, se optó por asignar porcentajes a las dosis totales calculadas para las distintas posiciones de los participantes en la sala, considerando una aproximación basada en la carga de trabajo total de 2883 procedimientos. Esta aproximación se basó en información proporcionada por el propio personal y también se consideró la proporción de las dosis reportadas mediante dosímetro personal en el cristalino. Los porcentajes asignados fueron los siguientes: 65 % para el anestesiólogo, 50 % para el tecnólogo, 35 % para el instrumentador y 60 % para el circulante.

En la tabla 4.3.2 se evidencia que, para el anestesiólogo, el tecnólogo y el instrumentador hay sobrestimaciones del 23,77 %, 12,46 % y 24,02 % respecto a las lecturas de la dosimetría, estos valores pueden ser mayores por el área efectiva del sensor de medición que es mucho mayor que el área efectiva del dosímetro de cristalino. También podría ocurrir que la diferencia se deba a una subestimación del dosímetro personal, ya que para los TOEs mencionados se encontraron periodos de tiempo en los que las dosis fueron nulas o muy bajas de acuerdo a

4.3. RESULTADOS DE LAS MEDICIONES Y ESTIMACIONES DE LA DOSIS EQUIVALENTES EN CRISTALINO

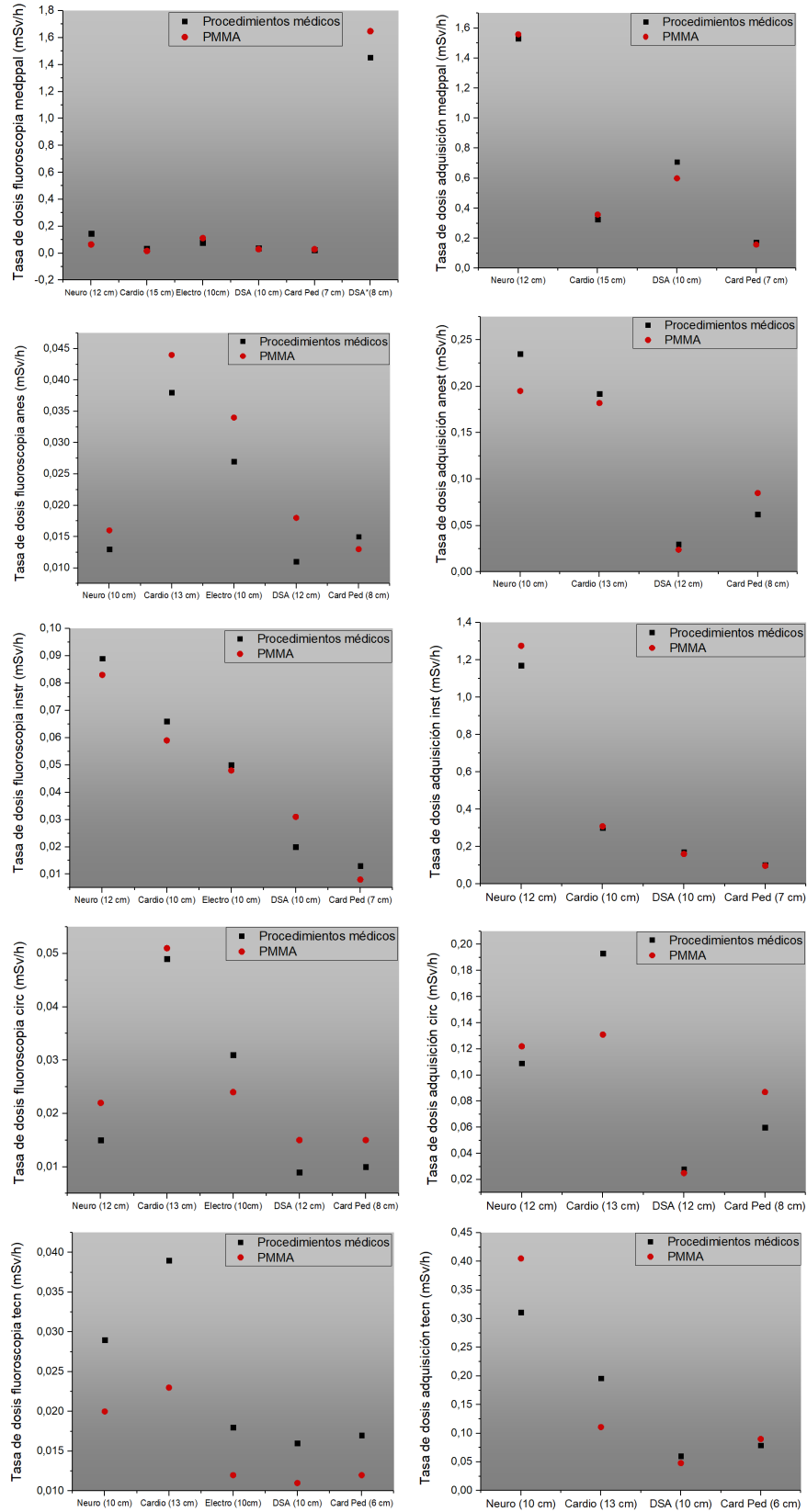


Figura 4.6: Comparación de tasas de dosis medidas en procedimientos médicos y tasas de dosis medidas con espesores de PMMA

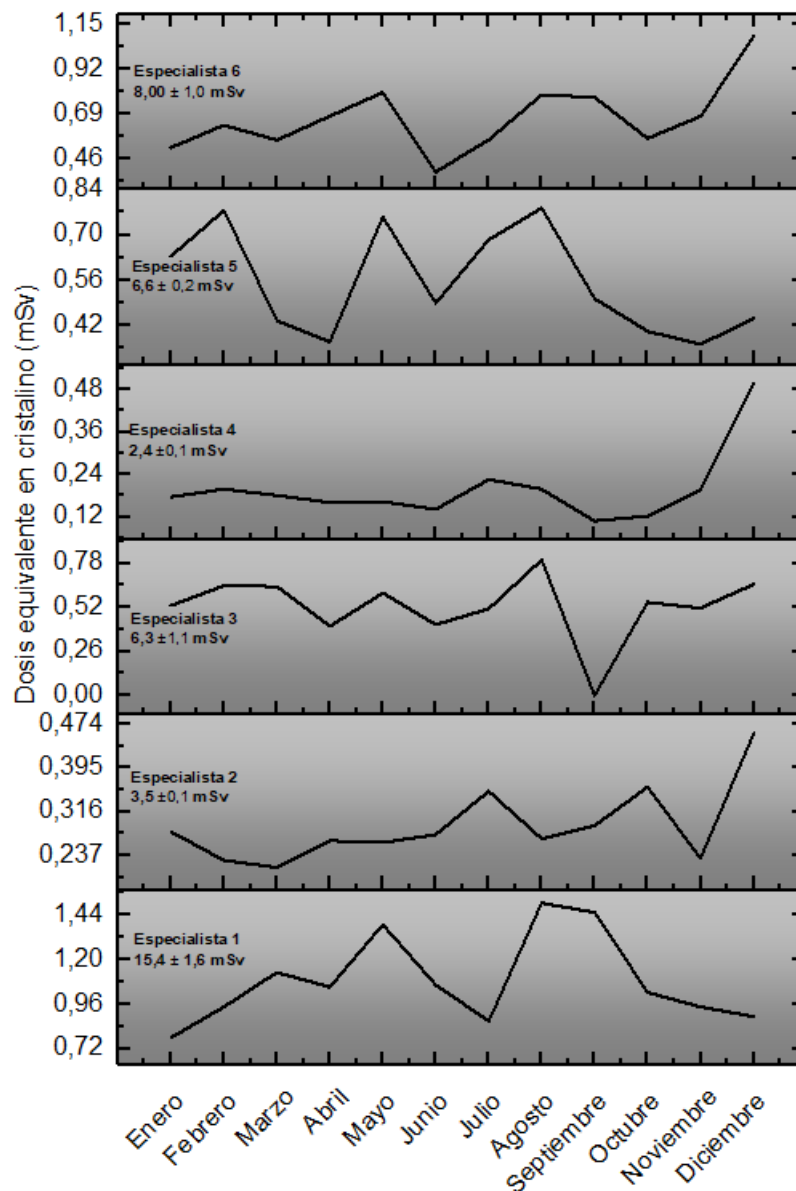


Figura 4.7: Dosis anuales en cristalino calculadas a partir del método propuesto

las tasas de dosis medidas. Por otra parte, la dosis del circulante esta subestimada con una diferencia del 28,03 %, esto podría deberse a las funciones que cumple el TOE en la sala que implican constante movimiento y por lo tanto variaciones en las tasas de dosis al estar más cerca o más alejado al objeto dispersor en determinados momentos. En este trabajo solo se midió en el punto más frecuente donde los TOEs desempeñaban sus labores, la estimación podría ser refinada teniendo en cuenta más posiciones frecuentes. También cabe aclarar que las sobreestimaciones y subestimaciones que existen en el calculo se pueden deber a las diferencias en las tasas de dosis medidas con PMMA, que podrían ser refinadas teniendo más espesores de este material que generen dispersión de forma más ajustada.

TOE	Dosis anual en cristialino (mSv)
Anestesiólogo	$11.6 \pm 1, 2$
Tecnólogo	$5.6 \pm 1, 1$
Instrumentador	$13.63 \pm 1, 5$
Circulante	$9.49 \pm 1, 0$

Tabla 4.2: Resultados de las estimaciones de dosis para los TOEs

El método propuesto permite mostrar mes a mes el valor de la dosis, incluso procedimiento por procedimiento, esto podría ser un complemento vital al uso del dosímetro ya que se pueden presentar perdidas de la información como se mostro en el anterior apartado de evaluación de la dosis con dosímetro. Además se pueden establecer comparativos con los reportes de dosis en la literatura donde comunmente las dosis estan expresadas por procedimiento y no de forma anual o mensual. En la tabla A.1 que se muestra en el apendice, se muestran las dosis por procedimiento en algunas especialidades, estas se compararon con valores recopilados en la literatura [55] mostrando similitud para los rangos y promedios.

Conclusiones

Se lograron evaluar las dosis en cristalino de los trabajadores ocupacionalmente expuestos en las salas de angiografía de la Clínica Imbanaco, con dosimetría personal y con los datos obtenidos de mediciones de las tasas de dosis, los valores típicos de tiempos de fluoroscopia y adquisición y el número de procedimientos por cada TOE. Con base en esto se concluye que:

- Se caracterizaron los principales procedimientos que se realizan en las salas de angiografía, obteniendo resultados dentro de los rangos de valores reportados en la literatura para los valores típicos de tiempos de fluoroscopia (1,8-18,11 min). Así mismo, los valores de energía promedio sobre las distintas posiciones son los esperados ($> 40keV$), esto corrobora la asignación e importancia del dosímetro de cristalino en angiografía.
- Las dosis en el cristalino para los TOEs evaluados no superan el nuevo límite de 20mSv/año con ninguno de los métodos utilizados. Los reportes de dosimetría mostraron dosis en rangos de (0,17-13,18 mSv/año) y con el modelo propuesto (2,4-15,4 mSv/año), sin embargo, no se descarta la posibilidad de que este límite sea superado, ya que puede haber una mayor carga de trabajo, lo que incrementaría las dosis.
- El método propuesto es útil para estimar la dosis en cristalino de forma aproximada y complementaria al uso del dosímetro, pues en los casos en los que se reporta mayor adherencia los valores son cercanos y se observan menores diferencias entre los métodos.

5.1. Perspectivas

El cálculo de las dosis con el método propuesto puede refinarse mucho más si se cuentan con espesores de PMMA que sean de menor espesor, ya que se puede tener mayor reproducibilidad de las tasas de dosis en los procedimientos médicos reales. Así mismo, se puede mejorar la estimación de la dosis considerando más ángulos del angiógrafo que se utilicen en cada tipo de protocolo y procedimiento. También se deberían tener en cuenta otros angulos de incidencia sobre el sensor y usar los factores de corrección correspondientes, ya que solo se consideró un ángulo en forma AP. Por otra parte, como recomendación se sugiere el uso de elementos de protección adicionales, como gafas protectoras, puesto que estas contribuyen a la atenuación aproximadamente del 98 % a 100 kV según lo reportado por algunos fabricantes, sin embargo, en el servicio de angiografía solo los tecnólogos cuentan con estas.

Apéndice A

Tablas

Comparación dosis en cristalino por procedimiento

Publicación	Tipo de procedimiento	Dosis por procedimiento μSv
Efstathopoulos[56]	RI Mixta	47 (promedio) 0-557(rango)
Efstathopoulos[56]	CI Mixta	13 (promedio) 0-61(rango)
Vanhavere[13]	Angiografía/angioplastia carotídea y cerebral	50(promedio)
Vanhavere[13]	Embolización	200(promedio)
Vanhavere[13]	Angiografía/angioplastia de miembros inferiores	50(promedio)
Vanhavere[13]	Angiografía/angioplastia de miembros inferiores	50(promedio)
Vanhavere[13]	Angiografía renal	50(promedio)
Vanhavere[13]	CA/PTCA	50(promedio)
Vanhavere[13]	Ablación RF	40(promedio)
Vanhavere[13]	Marcapasos	50-60 (promedio)
Jacob[58]	Angiografía cerebral	50-60 (promedio)
O'connor[59]	RI Mixta	55(promedio)16,5-143,2(Rango)
Principi[60]	CI Mixta Médicos	42-251(Rango)
Principi[60]	CI Mixta Enfermeros	11-24(Rango)
Aarsnes[61]	TAVI	50-60(Mediana)
Morcillo[62]	RI mixta pediátricos y adultos	70-180(Rango)
Pekkarinen[55]	RI mixta médicos	10(Promedio) 7,3-16(Rango)
Pekkarinen[55]	CI mixta médicos	6,8(Promedio) 0-23(Rango)
Pekkarinen[55]	RI mixta tecnólogos	4,2(Promedio) 3,2-4,8(Rango)
Pekkarinen[55]	CI mixta tecnólogos y enfermeros	1,9(Promedio) 0,82-3,07(Rango)
Imbanaco	Neurología	61-121(Rango)
Imbanaco	Cardiología adultos	6,4-48(Rango)
Imbanaco	Cardiología pediátricos	12-24(Rango)
Imbanaco	Electrofisiología	15-21(Rango)
Imbanaco	DSA	16-60(Rango)

Tabla A.1: Comparación de los valores de dosis en cristalino por procedimiento obtenidos con los reportados en la literatura

Protocolo	TOE	Número de medidas	Tasa de dosis en procedimientos médicos (mSv/h)	Distancia (m)	Mampara	Espesor de PMMA (cm)	Tasa de dosis medida (mSv/h)	Diferencias porcentuales %
			Fluoroscopia	Adquisición			Fluoroscopia	Adquisición
Neurología	Especialista	21	0,145±0,015	1,532±0,060	0,5	Si	0,065±0,003	1,558±0,003
	Anestesiólogo	18	0,013±0,013	0,235±0,028	3,6	No	0,016±0,003	0,195±0,003
	Instrumentador	10	0,089±0,010	1,171±0,065	0,95	No	0,084±0,003	1,275±0,003
	Tecnólogo	24	0,029±0,011	0,311±0,075	1,8	No	0,02±0,003	0,405±0,003
	Circulante	10	0,015±0,008	0,109±0,011	3,65	No	0,022±0,003	0,121±0,003
Cardiología	Especialista	45	0,035±0,015	0,326±0,096	0,5	Si	0,017±0,003	0,364±0,003
	Anestesiólogo	39	0,038±0,019	0,192±0,037	3,6	No	0,042±0,003	0,182±0,003
	Instrumentador	14	0,066±0,031	0,302±0,033	0,95	No	0,059±0,003	0,309±0,003
	Tecnólogo	19	0,039±0,007	0,196±0,032	1,8	No	0,023±0,003	0,111±0,003
	Circulante	13	0,049±0,010	0,193±0,012	3,65	No	0,051±0,003	0,131±0,003
Cardiología pediátrica	Especialista	16	0,024±0,013	0,172±0,025	0,5	Si	0,029±0,003	0,158±0,003
	Anestesiólogo	17	0,015±0,004	0,062±0,004	3,6	No	0,013±0,003	0,085±0,003
	Instrumentador	11	0,013±0,003	0,103±0,031	0,95	No	0,010±0,003	0,098±0,003
	Tecnólogo	10	0,017±0,005	0,079±0,034	1,8	No	0,012±0,003	0,089±0,003
	Circulante	6	0,010±0,003	0,060±0,004	3,65	No	0,015±0,003	0,087±0,003
Electrofisiología	Especialista	11	0,078±0,012		0,5	Si	0,112±0,003	
	Anestesiólogo	5	0,027±0,003		3,6	No	0,034±0,003	
	Instrumentador	5	0,050±0,011		0,95	No	0,048±0,003	
	Tecnólogo	8	0,018±0,007		1,8	No	0,012±0,003	
	Circulante	11	0,031±0,014		3,65	No	0,024±0,003	
DSA Cuerpo	Especialista	22	0,038±0,009	0,709±0,100	0,5	Si	0,030±0,003	0,599±0,003
	Especialista Bloqueo	13	1,453±0,086		0,5	No	1,648±0,003	
	Anestesiólogo	9	0,011±0,003	0,030±0,016	3,6	No	0,015±0,003	0,025±0,003
	Instrumentador	11	0,022±0,004	0,170±0,030	0,95	No	0,030±0,003	0,161±0,003
	Tecnólogo	16	0,016±0,005	0,060±0,030	1,8	No	0,011±0,003	0,048±0,003
Circulante	12	0,009±0,005	0,028±0,010	3,65	No	0,015±0,003	0,025±0,003	

Tabla 1.2: Resultados de las mediciones en procedimientos médicos y con laminas de PMMA

Siglas

Dx Diagnóstico. 49

IAEA Organismo Internacional de Energía Atómica. 49

ICRP Comisión Internacional de Protección Radiológica. 49

ICRU Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas. 49

TOE Trabajadores ocupacionalmente expuestos. 49

Tx Terapéutico. 49

Índice de figuras

2.1. Radiación emitida por el frenado de electrones interactuantes con el núcleo [21]. . . .	5
2.2. Fotón de rayos X característico generado por salto de electrón hacia otra capa [21]. .	6
2.3. Comparación de las capas y sus energías según el número atomico [21].	6
2.4. Espectro de rayos X para el tungsteno [21].	7
2.5. Componentes de un tubo de rayos X [21].	7
2.6. Diferentes filamentos del catodo de un tubo de rayos X [21].	8
2.7. Ánodo rotatorio y sus principales componentes [21].	8
2.8. Dispersión de Rayleigh [21].	9
2.9. Dispersión de Compton [21].	10
2.10. Efecto fotoelectrico [21].	11
2.11. Contribuciones de los distintos tipos de interacciones en la atenuación total, tomado de [22].	12
2.12. Atenuación de distintos materiales con diferente número atomico Z y a distintas energías, tomado de [22].	12
2.13. Esquema del arreglo y funcionamiento de los dosímetros TLD y OSL[23].	13
2.14. (a) Curvas termoluminiscentes de LiF: Mg, Ti (TLD-100) sometidas a diferentes tratamientos de recocido previo a la irradiación. Los picos 1 a 5 corresponden a diferentes centros de captura (que producen señales a diferentes temperaturas); el pico 5 se produce a la temperatura de señal máxima. (b) curvas luminiscentes estimuladas ópticamente que resultan de un fósforo hipotético que contiene solo un tipo de centro de recombinación y solo un tipo de defecto ópticamente activo con una sección transversal de fotoionización bien definida e iluminado con luz monocromática constante con intensidad ϕ , 2ϕ , o 5ϕ .[23].	13
2.15. Impurezas de tipo P y de tipo N en un cristal de Silicio [21]	14
2.16. Diodo de semiconductores con corrientes polarizadas de forma distinta [21]	14
2.17. Efectos biológicos tisulares con sus respectivos umbrales de dosis y tiempos de aparición[26]	16
2.18. Límites de dosis equivalente y efectiva anuales para las exposiciones ocupacionales y públicas [24]	17
2.19. Valores del factor de ponderación W_R según el tipo de radiación y el rango de energía. Tomado de [24].	18
2.20. Clasificación de los tipos de radiación ionizante según la transferencia de energía lineal que producen en orden descendente de mayor a menor. Tomado de [28].	19

2.21. Diferentes vías de acceso en procedimientos de angiografía Tomado de [30].	21
2.22. Equipo utilizado en radiología intervencionista (angiografía). Tomado de [31].	22
2.23. Detector de paneles planos (FPD) y vista de elemento de detección (DEL) individual [32].	23
3.1. Angiógrafo Siemens Artis Zee Biplane, Clínica Imbanaco	26
3.2. Equipo RaySafe X2 con sensor Survey	26
3.3. Laminas de PMMA	27
3.4. Elementos de protección en Angiografía (mampara y falda protectora) Tomadas de [40][41]	28
3.5. Dosímetros de cristalino AWST-OSL-AD 01	28
3.6. Puntos de medición seleccionados en la sala de Angiografía	32
3.7. Puntos de medición seleccionados en la sala de Angiografía	33
3.8. Medición de tasa de dosis con laminas de PMMA	34
3.9. Ángulos comunes empleados en angiografía, tomado de [47]	35
4.1. Caracterización de fotones dispersos en términos de la energía promedio en principales procedimientos de Angiografía por especialista	37
4.2. Caracterización de fotones dispersos en términos de la energía promedio en principales procedimientos de Angiografía por colaborador	38
4.3. Valores típicos de los tiempos de fluoroscopia en los procedimientos más comunes de angiografía en la Clínica Imbanaco	39
4.4. Valores típicos de los tiempos de adquisición en los procedimientos más comunes de angiografía en la Clínica Imbanaco	39
4.5. Reporte de dosis mediante dosímetro OSL calibrado en Hp(3). La figura izquierda muestra la dosis anual para especialistas; la figura derecha muestra la dosis para los demás colaboradores	41
4.6. Comparación de tasas de dosis medidas en procedimientos médicos y tasas de dosis medidas con espesores de PMMA	43
4.7. Dosis anuales en cristalino calculadas a partir del método propuesto	44

Índice de tablas

3.1. Principales características técnicas de los tubos de rayos X del Angiógrafo Artis Zee Biplane tomado de [38]	25
3.2. Rangos e incertidumbres del sensor Survey X2 dadas por el fabricante [39]	27
3.3. Rangos y especificaciones de los dosímetros personales [42]	28
3.4. Técnicas de los procedimientos más comunes en angiografía	31
4.1. Comparación de valores típicos de tiempo de fluoroscopia para algunos procedimientos obtenidos en la Clínica Imbanaco con valores reportados en la literatura [52] y [53]	40
4.2. Resultados de las estimaciones de dosis para los TOEs	45
A.1. Comparación de los valores de dosis en cristalino por procedimiento obtenidos con los reportados en la literatura	49
1.2. Resultados de las mediciones en procedimientos médicos y con laminas de PMMA	50

Referencias

- [1] W. C. Röntgen. Über eine neue Art von Strahlen: vorläufige Mitteilung. *Sitzungsber. Phys. Med. Gesell.*, 1895.
- [2] J. Valentin. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. *Annals of the ICRP*, 30(2):7–67, 2000. ISSN 0146-6453. doi: 10.1016/S0146-6453(01)00004-5.
- [3] P. J. Mountford and D. H. Temperton. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP) 1990. *European Journal of Nuclear Medicine*, 19(2):77–79, 1992. ISSN 0340-6997. doi: 10.1007/BF00184120.
- [4] E. Nakashima, K. Neriishi, and A. Minamoto. A REANALYSIS OF ATOMIC-BOMB CATARACT DATA, 2000–2002: A THRESHOLD ANALYSIS. *Health Physics*, 90(2):154, Feb. 2006. ISSN 0017-9078. doi: 10.1097/01.HP.0000175442.03596.63. URL https://journals.lww.com/health-physics/abstract/2006/02000/a_reanalysis_of_atomic_bomb_cataract_data,.6.aspx.
- [5] K. Neriishi, E. Nakashima, A. Minamoto, S. Fujiwara, M. Akahoshi, H. K. Mishima, T. Kitaoka, and R. E. Shore. Postoperative Cataract Cases among Atomic Bomb Survivors: Radiation Dose Response and Threshold. *Radiation Research*, 168(4):404–408, 2007. ISSN 0033-7587. URL <https://www.jstor.org/stable/4540745>.
- [6] B. V. Worgul, Y. I. Kundiyeu, N. M. Sergiyenko, V. V. Chumak, P. M. Vitte, C. Medvedovsky, E. V. Bakhanova, A. K. Junk, O. Y. Kyrychenko, N. V. Musijachenko, S. A. Shylo, O. P. Vitte, S. Xu, X. Xue, and R. E. Shore. Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures. *Radiation Research*, 167(2):233–243, Feb. 2007. ISSN 0033-7587. doi: 10.1667/rr0298.1.
- [7] E. Vano, N. J. Kleiman, A. Duran, M. M. Rehani, D. Echeverri, and M. Cabrera. Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiation Research*, 174(4):490–495, 2010. ISSN 00337587, 19385404. URL <http://www.jstor.org/stable/40864092>.
- [8] O. Ciraj-Bjelac, M. M. Rehani, K. H. Sim, H. B. Liew, E. Vano, and N. J. Kleiman. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern? *Catheterization and Cardiovascular Interventions: Official Journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*, 76(6):826–834, Nov. 2010. ISSN 1522-726X. doi: 10.1002/ccd.22670.

- [9] Authors on behalf of ICRP, F. A. Stewart, A. V. Akleyev, M. Hauer-Jensen, J. H. Hendry, N. J. Kleiman, T. J. Macvittie, B. M. Aleman, A. B. Edgar, K. Mabuchi, C. R. Muirhead, R. E. Shore, and W. H. Wallace. ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs—threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. *Annals of the ICRP*, 41(1-2):1–322, Feb. 2012. ISSN 1872-969X. doi: 10.1016/j.icrp.2012.02.001.
- [10] D. Borrego, C. M. Kitahara, S. Balter, and C. Yoder. Occupational Doses to Medical Staff Performing or Assisting with Fluoroscopically Guided Interventional Procedures. *Radiology*, 294(2):353–359, Feb. 2020. ISSN 0033-8419, 1527-1315. doi: 10.1148/radiol.2019190018. URL <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2019190018>.
- [11] A. Bitarafan Rajabi, F. Noohi, H. Hashemi, M. Haghjoo, M. Miraftab, N. Yaghoobi, F. Rastgou, H. Malek, H. Faghihi, H. Firouzabadi, S. Asgari, F. Rezvan, H. Khosravi, S. Soroush, and M. Khabazkhoob. Ionizing Radiation-Induced Cataract in Interventional Cardiology Staff. *Research in Cardiovascular Medicine*, 4(1):e25148, Jan. 2015. ISSN 2251-9572. doi: 10.5812/cardiovascmed.25148. URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4350158/>.
- [12] E. Vaño, L. Gonzalez, J. M. Fernandez, F. Alfonso, and C. Macaya. Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up. *The British Journal of Radiology*, 79(941):383–388, May 2006. ISSN 0007-1285. doi: 10.1259/bjr/26829723.
- [13] F. Vanhavere, E. Carinou, J. Domienik, L. Donadille, M. Ginjaume, G. Gualdrini, C. Koukourava, S. Krim, D. Nikodemova, N. Ruiz-Lopez, M. Sans-Merce, and L. Struelens. Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project. *Radiation Measurements*, 46(11):1243–1247, Nov. 2011. ISSN 1350-4487. doi: 10.1016/j.radmeas.2011.08.013. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350448711004264>.
- [14] N.-A. Merrachi, R. Bouchard-Bellavance, P. Perreault, P. Gilbert, G. Soulez, L. Bouchard, V. L. Oliva, M.-F. Giroux, L. Normandeau, and E. Therasse. Eye Lens Dosimetry in Interventional Radiology: Assessment With Dedicated Hp(3) Dosimeters. *Canadian Association of Radiologists Journal = Journal l'Association Canadienne Des Radiologistes*, 72(2):317–323, May 2021. ISSN 1488-2361. doi: 10.1177/0846537120911755.
- [15] W. Jaramillo-Garzón, J. Morales-Aramburo, A. Puerta-Ortiz, and W. Castrillón-Giraldo. Dosimetría personal y exposición ocupacional en Cardiología intervencionista. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27:52–60, Mar. 2020. ISSN 01205633. doi: 10.1016/j.rccar.2019.07.004. URL https://rccardiologia.com/previos/RCC%202020%20Vol.%2027/RCC_2020_27_S1/RCC_2020_27_S1_052-060.pdf.
- [16] A. E. Badel, J. S. Rico-Mesa, M. C. Gaviria, D. Arango-Isaza, and C. A. Hernández Chica. Radiación ionizante: revisión de tema y recomendaciones para la práctica. *Revista Colombiana de Cardiología*, 25(3):222–229, May 2018. ISSN 01205633. doi: 10.1016/j.rccar.2017.10.008. URL https://rccardiologia.com/previos/RCC%202018%20Vol.%2025/RCC_2018_25_3_MAY-JUN/RCC_2018_25_3_222-229.pdf.
- [17] D. J. A. Angarita, L. A. G. Sánchez, and K. M. C. Chacón. Niveles de radiación ambiental en radiología intervencionista en el Instituto Nacional de Cancerología. *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, (5):44–53, Dec. 2021. ISSN 2711-1326. doi: 10.32685/2590-7468/

- invapnuclear.5.2021.602. URL <https://revistas.sgc.gov.co/index.php/invapnuclear/article/view/602>.
- [18] C. G. W. Santiago. Dosis ocupacional en médicos cardiólogos intervencionistas en diferentes centros hospitalarios de la ciudad de medellín., 2019. URL <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/77003>.
- [19] J. F. Poveda B. and M. C. Plazas. Elementos de protección radiológica en salas de intervencionismo. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27:82–87, Mar. 2020. ISSN 0120-5633. doi: 10.1016/j.rccar.2020.01.002. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0120563320300024>.
- [20] E. Vano, L. Gonzalez, J. M. Fernández, and Z. J. Haskal. Eye Lens Exposure to Radiation in Interventional Suites: Caution Is Warranted. *Radiology*, 248(3):945–953, Sept. 2008. ISSN 0033-8419, 1527-1315. doi: 10.1148/radiol.2482071800. URL <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2482071800>.
- [21] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt, J. M. Boone, and E. J. Goldschmidt. The Essential Physics of Medical Imaging. *Medical Physics*, 30(7):1936–1936, July 2003. ISSN 00942405. doi: 10.1118/1.1585033. URL <http://doi.wiley.com/10.1118/1.1585033>.
- [22] M. H. McKetty. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation. *Radiographics*, 18(1):151–163, Jan. 1998. ISSN 0271-5333, 1527-1323. doi: 10.1148/radiographics.18.1.9460114. URL <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiographics.18.1.9460114>.
- [23] S. F. Kry, P. Alvarez, J. E. Cygler, L. A. DeWerd, R. M. Howell, S. Meeks, J. O’Daniel, C. Reft, G. Sawakuchi, E. G. Yukiara, and D. Mihailidis. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. *Medical Physics*, 47(2), Feb. 2020. ISSN 0094-2405, 2473-4209. doi: 10.1002/mp.13839. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.13839>.
- [24] The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. *Annals of the ICRP*, 37(2-4):1–332, 2007. ISSN 0146-6453. doi: 10.1016/j.icrp.2007.10.003.
- [25] J. Valentin. Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk. *Annals of the ICRP*, 35(4):1–140, 2005. ISSN 0146-6453. doi: 10.1016/j.icrp.2005.11.002.
- [26] J. A. Puerta-Ortiz and J. Morales-Aramburo. Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27:61–71, Mar. 2020. ISSN 0120-5633. doi: 10.1016/j.rccar.2020.01.005. URL <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-colombiana-cardiologia-203-articulo-efectos-biologicos-radiaciones-ion>.
- [27] D. J. Thomas. ICRU report 85: fundamental quantities and units for ionizing radiation. *Radiation Protection Dosimetry*, 150(4):550–552, July 2012. ISSN 0144-8420, 1742-3406. doi: 10.1093/rpd/ncs077. URL <https://academic.oup.com/rpd/article-lookup/doi/10.1093/rpd/ncs077>.
- [28] L’Annunziata. *Handbook of Radioactivity Analysis*. Elsevier, 2020. ISBN 9780128143971. doi: 10.1016/C2016-0-04811-8. URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/C20160048118>.

- [29] D. J. Omeh and E. Shlofmitz. Angiography. In *StatPearls*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), 2023. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557477/>.
- [30] D. Castro, L. M. Martin Lee, and B. S. Bhutta. Femoral Vein Central Venous Access. In *StatPearls*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), 2023. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459255/>.
- [31] J. Schaadt and B. Landau. Hybrid OR 101: A Primer for the OR Nurse. *AORN Journal*, 97(1):81–100, Jan. 2013. ISSN 0001-2092, 1878-0369. doi: 10.1016/j.aorn.2012.10.009. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1016/j.aorn.2012.10.009>.
- [32] E. L. Nickoloff. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Physics of Flat-Panel Fluoroscopy Systems: Survey of Modern Fluoroscopy Imaging: Flat-Panel Detectors versus Image Intensifiers and More. *RadioGraphics*, 31(2):591–602, Mar. 2011. ISSN 0271-5333, 1527-1323. doi: 10.1148/rg.312105185. URL <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.312105185>.
- [33] S. Petro Barón. Evaluación de dosis en pacientes sometidos a procedimientos de angiografía y angioplastia coronaria transluminal percutanea. June 2018. doi: 10.11144/Javeriana.10554.37990. URL <http://repository.javeriana.edu.co/handle/10554/37990>.
- [34] G. Bernardi, R. Padovani, G. Morocutti, E. Vao, M. R. Malisan, M. Rinuncini, L. Spedicato, and P. M. Fioretti. Clinical and technical determinants of the complexity of percutaneous transluminal coronary angioplasty procedures: Analysis in relation to radiation exposure parameters. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 51(1):1–9, Sept. 2000. ISSN 1522-1946, 1522-726X. doi: 10.1002/1522-726X(200009)51:1<1::AID-CCD1>3.0.CO;2-K. URL [https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1522-726X\(200009\)51:1<1::AID-CCD1>3.0.CO;2-K](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1522-726X(200009)51:1<1::AID-CCD1>3.0.CO;2-K).
- [35] R. Padovani, G. Bernardi, M. R. Malisan, E. Vañó, G. Morocutti, and P. M. Fioretti. Patient dose related to the complexity of interventional cardiology procedures. *Radiation Protection Dosimetry*, 94(1-2):189–192, 2001. ISSN 0144-8420. doi: 10.1093/oxfordjournals.rpd.a006469.
- [36] A. Trianni, G. Bernardi, and R. Padovani. Are new technologies always reducing patient doses in cardiac procedures? *Radiation Protection Dosimetry*, 117(1-3):97–101, 2005. ISSN 0144-8420. doi: 10.1093/rpd/nci747.
- [37] I. Siemens Medical Solutions USA. Artis zee with pure. Brochure, 2019.
- [38] S. AG. *Artis Zee Data sheet*. Siemens Medical Solutions, 2012. URL <http://gimágenes.com.ar/productos/nuevos/pdf/Hemodinamia%201.pdf>.
- [39] RaySafe X2 | RaySafe. URL <https://www.raysafe.com/products/x-ray-test-equipment/raysafe-x2>.
- [40] M. GmbH. Ot50001. Brochure, 2020.
- [41] K. E. ltd. Lower body x ray shield. Brochure, 2022.
- [42] M. Technologies. Augenlinsendosimeter. Brochure, 2022.

- [43] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD PARA RADIODIAGNOSTICO EN AMERICA LATINA Y EL CARIBE*. INTL ATOMIC ENERGY AGENCY, S.L., 2021. ISBN 9789203269216. OCLC: 1273675601.
- [44] Reporte de la Reunión de Coordinadores del Proyecto ARCAL. *Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, ARCAL XLIX*. ARCAL-IAEA, 2001.
- [45] IAEA. *Occupational Radiation Protection: General Safety Guide*. IAEA, Vienna, 2018. ISBN 9789201029171. OCLC: 1108531988.
- [46] J. C. for Guides in Metrology. Jcgm 100: Evaluation of measurement data - guide to the expression of uncertainty in measurement. Technical report, JCGM, 2008.
- [47] J. C. Zambrano Barragán. *Monitoreo de la tasa de dosis equivalente ambiental en procedimientos intervencionistas en el Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín*. bachelorThesis, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, July 2019. URL <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/13032>.
- [48] N. Petoussi-Henss, W. Bolch, K. Eckerman, A. Endo, N. Hertel, J. Hunt, M. Pelliccioni, H. Schlattl, and M. Zankl. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. *Annals of the ICRP*, 40(2-5):1–257, Apr. 2010. ISSN 0146-6453, 1872-969X. doi: 10.1016/j.icrp.2011.10.001. URL <http://journals.sagepub.com/doi/10.1016/j.icrp.2011.10.001>.
- [49] C. Sneha. ICRU report 95 – Operational quantities for external radiation exposure. *Radiation Protection and Environment*, 44(2):116, 2021. ISSN 0972-0464. doi: 10.4103/rpe.rpe_38_21. URL <http://www.rpe.org.in/text.asp?2021/44/2/116/329138>.
- [50] M. Nowak, P. Carbonez, M. Krauss, F. R. Verdun, and J. Damet. Characterisation and mapping of scattered radiation fields in interventional radiology theatres. *Scientific Reports*, 10(1):18754, Oct. 2020. ISSN 2045-2322. doi: 10.1038/s41598-020-75257-5. URL <https://www.nature.com/articles/s41598-020-75257-5>.
- [51] I. A. E. Agency. Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye. Text, International Atomic Energy Agency, 2013. URL <https://www.iaea.org/publications/10628/implications-for-occupational-radiation-protection-of-the-new-dose-limit-for-the-lens-of->
- [52] M. Y. Lee, J. Kwon, G. W. Ryu, K. H. Kim, H. W. Nam, and K. P. Kim. Review of National Diagnostic Reference Levels for Interventional Procedures. *Progress in Medical Physics*, 30(4): 75–88, Dec. 2019. doi: 10.14316/pmp.2019.30.4.75. URL <https://www.progmedphys.org/journal/view.html?doi=10.14316/pmp.2019.30.4.75>.
- [53] A. A. Schegerer, G. Frija, G. Paulo, W. Jaschke, V. Tsapaki, J. Repussard, and J. Damlakis. Radiation dose and diagnostic reference levels for four interventional radiology procedures: results of the prospective European multicenter survey EUCLID. *European Radiology*, 31(12): 9346–9360, Dec. 2021. ISSN 1432-1084. doi: 10.1007/s00330-021-08029-y.
- [54] L. T. Niklason, M. V. Marx, and H. P. Chan. Interventional radiologists: occupational radiation doses and risks. *Radiology*, 187(3):729–733, June 1993. ISSN 0033-8419. doi: 10.1148/radiology.187.3.8497622.

- [55] A. Pekkarinen, C. Lindholm, M. Kortensniemi, and T. Siiskonen. Staff eye lens dose in interventional radiology and cardiology in Finland. *Physica Medica*, 98:1–7, June 2022. ISSN 1120-1797. doi: 10.1016/j.ejmp.2022.04.005. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179722019597>.
- [56] E. P. Efstathopoulos, I. Pantos, M. Andreou, A. Gkatzis, E. Carinou, C. Koukorava, N. L. Kelekis, and E. Brountzos. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. *The British Journal of Radiology*, 84(997):70–77, Jan. 2011. ISSN 0007-1285, 1748-880X. doi: 10.1259/bjr/83222759. URL <http://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr/83222759>.
- [57] C. J. Martin and J. S. Magee. Assessment of eye and body dose for interventional radiologists, cardiologists, and other interventional staff. *Journal of Radiological Protection: Official Journal of the Society for Radiological Protection*, 33(2):445–460, June 2013. ISSN 1361-6498. doi: 10.1088/0952-4746/33/2/445.
- [58] S. Jacob, L. Donadille, C. Maccia, O. Bar, S. Boveda, D. Laurier, and M.-O. Bernier. Eye lens radiation exposure to interventional cardiologists: a retrospective assessment of cumulative doses. *Radiation Protection Dosimetry*, 153(3):282–293, Mar. 2013. ISSN 1742-3406. doi: 10.1093/rpd/ncs116.
- [59] U. O'Connor, C. Walsh, A. Gallagher, A. Dowling, M. Guiney, J. M. Ryan, N. McEniff, and G. O'Reilly. Occupational radiation dose to eyes from interventional radiology procedures in light of the new eye lens dose limit from the International Commission on Radiological Protection. *The British Journal of Radiology*, 88(1049):20140627, May 2015. ISSN 0007-1285, 1748-880X. doi: 10.1259/bjr.20140627. URL <http://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr.20140627>.
- [60] S. Principi, C. Delgado Soler, M. Ginjaume, M. Beltran Vilagrasa, J. J. Rovira Escutia, and M. A. Duch. Eye lens dose in interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry*, 165(1-4):289–293, July 2015. ISSN 0144-8420, 1742-3406. doi: 10.1093/rpd/ncv051. URL <https://academic.oup.com/rpd/article-lookup/doi/10.1093/rpd/ncv051>.
- [61] A. Aarsnes, G. Dahle, E. Fosse, K. A. Rein, L. Aaberge, and A. C. T. Martinsen. EVALUATION OF OCCUPATIONAL RADIATION DOSE IN TRANSCATHETER AORTIC VALVE IMPLANTATION. *Radiation Protection Dosimetry*, 179(1):9–17, Apr. 2018. ISSN 0144-8420, 1742-3406. doi: 10.1093/rpd/ncx184. URL <https://academic.oup.com/rpd/article/179/1/9/4210248>.
- [62] A. B. Morcillo, L. Alejo, C. Huerga, J. Bayón, A. Marín, E. Corredoira, J. R. Novo, T. Hernández, M. D. Ponce, G. Garzón, E. Vañó, and E. Guibelalde. Occupational doses to the eye lens in pediatric and adult noncardiac interventional radiology procedures. *Medical Physics*, 48(4):1956–1966, Apr. 2021. ISSN 0094-2405, 2473-4209. doi: 10.1002/mp.14753. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.14753>.