



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

DOSIS OCUPACIONAL EN MÉDICOS CARDIÓLOGOS INTERVENCIONISTAS EN DIFERENTES CENTROS HOSPITALARIOS DE LA CIUDAD DE MEDELLÍN.

Wilinton Santiago Castrillón Giraldo

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Escuela de Física
Medellín, Colombia

2019

DOSIS OCUPACIONAL EN MÉDICOS CARDIÓLOGOS INTERVENCIONISTAS EN DIFERENTES CENTROS HOSPITALARIOS DE LA CIUDAD DE MEDELLÍN.

Wilinton Santiago Castrillón Giraldo

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:

Magister en Ciencias – Física

Director:

M.S.c Javier Morales Aramburo

Línea de investigación:

Dosimetría Individual.

Grupo de Investigación:

Física radiológica.

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Escuela de Física
Medellín, Colombia

2019

Agradecimientos.

Inicialmente agradezco a las instituciones médicas que hicieron parte de este trabajo, ya que sin su colaboración habría sido imposible ejecutarlo; además agradezco a todo el personal profesional en estas, en especial los médicos hemodinamistas, quienes con su gran carisma y experiencia contribuyeron en mi proceso de aprendizaje.

También agradezco a la Universidad Nacional y al grupo de Física Radiológica, ya que facilitaron los medios para realizar las labores de medición en esta investigación.

Agradezco a los profesores que me guiaron y enseñaron durante esta etapa de maestría, en especial a profesor Javier Morales quien como director de tesis siempre estuvo dispuesto a brindarme el apoyo, conocimiento y experiencia para avanzar en esta investigación de la mejor manera.

Agradezco a los compañeros de maestría, que de una forma u otra me brindaron su apoyo; y por ultimo a mis familiares y amigos, en especial a mi madre quien siempre estuvo ahí para apoyarme de todas las formas en que lo podía hacer.

Lista de figuras.

Figura 2.1: Espectro de rayos X

Figura 2.2: Esquema de emisión de rayos X por a) radiación de frenado b) radiación característica.

Figura 2.3: Esquema de atenuación de fotones X y Y por una lámina con espesor x .

Figura 2.4: Regiones de mayor probabilidad para la ocurrencia de los diferentes tipos de interacciones de los fotones X y Y con la materia.

Figura 2.5: Esquema del efecto fotoeléctrico.

Figura 2.6: Esquema del efecto Compton.

Figura 2.7: Esquema de la creación de pares.

Figura 2.8: Esquema arterial humano e ilustración de la navegación arterial del catéter en técnicas de CI.

Figura 2.9: Proyecciones angiográficas de: a) Arterias coronarias sanas contrastadas, b) Arteria coronaria derecha con múltiples lesiones, c) Stent ubicado en arteria coronaria, no contrastada

Figura 2.10: Esquema de los elementos principales del equipo de fluoroscopia.

Figura 2.11: Esquema del tubo de rayos X.

Figura 2.12: Esquema del proceso de formación de imágenes en los IIRX.

Figura 2.13: Distorsiones geométricas presentes en las imágenes de los IIRX, visualizados por medio de una rejilla de prueba con patrón cuadrado. a) Imagen normal, b) Distorsión tipo barril, c) Distorsión tipo S, d) Distorsión tipo cojín.

Figura 2.14: Artefactos presentes en la imagen de los IIRX. a) Resplandor de velo, b) Viñetas.

Figura 2.15: Esquema del proceso de generaciones imágenes en detectores de panel plano de: a) Tipo indirecto, b) Tipo directo.

Figura 2.16: Gráfica de la eficiencia cuántica de detección en función de la dosis de radiación para detectores de panel plano e IIRX.

Figura 2.17: Tomas realizadas por un equipo de fluoroscopio del mismo paciente en modo: a) fluoscopia, b) Adquisición.

Figura 2.18: Esquema de la producción de video a una tasa de 30 cuadros/seg para los modos de emisión de rayos X continua y pulsada en los equipos de fluoroscopio.

Figura 2.19: A la izquierda el esquema del proceso de producción de imágenes con angiografía de substracción digital ASD, a la derecha secuencia de las imágenes de arterias cerebrales generadas usando ASD.

Figura 2.20: A la izquierda el esquema del proceso de producción de imágenes con mapa de ruta, a la derecha imágenes del catéter a través de un vaso a) Con mapa de ruta, b) sin mapa de ruta.

Figura 2.21: Objetos de prueba para calidad de imagen en fluoroscopia a) Test digital TG18CQ, b) Radiografía de test físico TOR18FG.

Figure 2.22: Esquema de posiciones relativas del simulador y cámara de ionización para las pruebas de tasa de dosis y CAE.

Figura 2.23: Esquema de los efectos directos e indirectos de la radiación al DNA.

Figura 2.24: Factores de peso por radiación WR para diferentes tipos de radiación, incluyendo la curva de WR para neutrones en función de la energía cinética.

Figura 2.25: Factores de ponderación para órganos y tejidos WT y suma ponderada para cada grupo.

Figura 2.26: Esquema de posiciones comunes de dosímetros para realizar el monitoreo de Hp(3).

Figura 2.27: Esquema del modelo físico de bandas de los dosímetros TLD, a) Excitación electrónica, b) Desexcitación electrónica

Figura 2.28: a) Perfil de tiempo de temperatura TTP configurado en el software comando WinREMS del lector HARSAW 3500 b) Representación gráfica del perfil de temperatura en función de la adquisición en los 200 canales.

Figura 2.29: Curva de brillo proporcionada por el software comando WinREMS del lector HARSAW 3500 para la lectura de un dosímetro de TLD100.

Figura 2.30: Curvas de calibración para a) Hp(3) y b) Hp(10).

Figura 3.1: a) Dosímetros de TLD100 LiF:MgTi, b) Lector HARSHAW 3500, c) Mufla.

Figura 3.2: Paquetes de dosímetros utilizados para realizar las medidas de dosis Hp(3), Hp(10) y en protector de tiroides.

Figura 3.3: Posición de las bolsas con dosímetros para las medidas de Hp(3).

Figura 3.4: Posición relativa del médico hemodinamista durante una intervención coronaria.

Figura 3.5: Formato de recolección de datos para cada procedimiento estudiado.

Figura 4.1. Correlación entre los valores de Hp(3) de ojo derecho e izquierdo con el Hp(10) sobre el protector tiroideo en el médico principal.

Figura 4.2. Correlación entre el Hp(3) de ojo derecho e izquierdo del médico principal y el K_a,r en procedimiento de CI.

Figura 4.3. Correlación entre el Hp(3) de ojo derecho e izquierdo del médico principal y el PKA en procedimiento de CI.

Figura 4.4. Distribución de tasas de Hp(3) para ojo derecho e izquierdo en función del tiempo de fluoroscopia – cinegrafía.

Figura 4.5. Gráfica de comparación del nivel de Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo para vías arteriales radial y femoral.

Lista de tablas

Tabla 2.1: Algunos efectos tisulares en piel.

Tabla 2.2: Efectos de la radiación al cristalino del ojo.

Tabla 2.3: Límites de dosis anuales para diferentes tejidos y órganos de personas ocupacionalmente expuestas a la radiación ionizante propuestos por la ICRP.

Tabla 3.1: Instituciones médicas, carácter y tipo de tecnología empleada en su respectiva sala de Hemodinamia.

Tabla 4.1: Distribución de las medidas dosimétricas en los diferentes centros clínicos en la ciudad de Medellín.

Tabla 4.2: Dosis equivalente promedio/procedimiento en cristalino de ojo derecho e izquierdo de cada médico en CI.

Tabla 4.3: Hp(3) promedio/procedimiento en cristalino del ojo derecho e izquierdo en los seis médicos en este trabajo y valores reportados por Vano (et al 1998).

Tabla 4.4: Dosis equivalente/procedimiento en cristalino izquierdo de: cada uno de los seis médicos en este trabajo y cada uno de los nueve reportados por Principi et al (2015).

Tabla 4.5: Valores promedio de: tiempo total de fluroscopia, Ka,r , PKA y dosis efectiva en los médicos de la institución 1 en intervenciones coronarias.

Tabla 4.6: Valores promedio de: tiempo, Ka,r , PKA y dosis efectiva recibida por los médicos según la vía arterial por la cual se realizó el procedimiento coronario - diagnóstico.

Tabla 4.7: Valores promedio de los parámetros dosimétricos y la dosis efectiva por procedimiento en este estudio y en la literatura.

Tabla 4.8: Valores promedio para Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo, Hp(10) en tiroides y la relación de dosis Hp(3)/Hp(10)Tiroides para ojo derecho e izquierdo.

Tabla 4.9: Valores promedio de tasa de PKA y tasa de Hp(3) al cristalino derecho e izquierdo por procedimiento en las instituciones 1 y 2.

Tabla 4.10: Valores promedio de tasa de Hp(3) al cristalino derecho e izquierdo por procedimiento en las instituciones 1 y 3.

Tabla 4.11: Valores promedio de tiempo y Hp(3) para el cristalino derecho e izquierdo, para procedimientos de tipo diagnóstico y terapéutico.

Tabla 4.12: Valores promedio de PKA y Hp(3) sobre ojo derecho e izquierdo, para procedimientos diagnósticos por vía radial y femoral.

Tabla 4.13: Valores promedio, mínimos y máximos del Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo de médicos en CI en la ciudad de Medellín.

Tabla 4.14: Valores promedio de Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo de médicos en CI según el uso de la mampara plomada.

Tabla 4.15: Carga máxima de trabajo anual en médicos de CI con el uso de las lentes plomadas y el uso correcto de la mampara plomada.

Lista de abreviaturas y siglas

IAEA: International Atomic Energy Agency
ICRP: International Commission on Radiological Protection
AAPM: Asociación Americana de Físicos en Medicina
RI: Radiología intervencionista
CI: Cardiología intervencionista
Hp(3): Equivalente de dosis personal a 3 mm de profundidad
Hp(10): Equivalente de dosis personal a 10 mm de profundidad
OSL: OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE
TLD: Thermoluminescencedosimeter
DNA: Acido desoxirribonucleico
LET: Transferencia lineal de energía
SAR: Síndrome agudo a la radiación
IIIRX: Intensificador de imagen de rayos X
CAE: Control automático de exposición
LiF:MgT: Fluoruro de Litio dopado con Magnesio y Titanio
TTP: Perfil de tiempo de temperatura
LMRI-ISO-N80: Calidad de haz de rayos X utilizada para la calibración de los dosímetros utilizados.
CsI:TI : Yoduro de cesio dopado con talio
ZnCdS:Ag : Zinc, Cadmio, Azufre, Plata , composición de elementos químicos para formar el fosforo de salida en un intensificador de imágenes de rayos X.
CCD: Charge-coupled device (dispositivo acoplado de carga)
FOV: Field of view (campo de visión)
TPD: Transistores de película delgada
CBCT: Cone beam CT (tomografía computarizada de haz cónico)
ECD: Eficiencia cuántica de detección
ASD: Angiografía de substracción digital
TG18CQ: Tets digital para calidad de imagen en radiodiagnóstico.
TOR18FG: Test físico para calidad de image en fluoroscopia.
SNR: Relación señal ruido.
DICOM: Digital Imaging and Communication On Medicine
PMMA: Acrílico de la polimerización del metacrilato de metilo.
CAE: Control automático de exposición.

IMC: Índice de masa corporal.

PKA: Producto KERMA en aire-área.

Ka,r: KERMA en aire en el punto de referencia intervencionista.

Hc: Dosis equivalente en cristalino

Contenido.

1. Introducción.....	13
2. Marco teórico.....	16
2.1 Aplicaciones de las radiaciones ionizantes en medicina.....	16
2.2 Interacción de los fotones con la materia.....	18
2.3 Cardiología Intervencionista (CI).....	22
2.4 Producción de imágenes en CI.....	24
2.5 Control de calidad en equipos de fluoroscopia.....	36
2.6 Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.....	45
2.7 Dosimetría ocupacional debido a exposiciones externas.....	48
2.7.1 Magnitudes operativas para la vigilancia radiológica individual.....	51
2.7.2 Métodos de dosimetría individual para el cristalino en CI.....	52
2.7.3 Métodos de dosimetría individual para cuerpo entero en CI.....	53
2.7.4 Dosimetría de TLD y Calibración.....	54
3. Materiales y metodología.....	59
3.1 Preparación de los dosímetros.....	60
3.2 Método de evaluación de la dosis ocupacional en cristalino.....	61
3.3 Método de evaluación de la dosis efectiva ocupacional.....	61
3.4 Recolección de datos.....	62
3.5 Procesamiento de la información.....	63
4. Resultados y discusión.....	64
4.1 Evaluación de la dosis ocupacional en cristalino.....	64
4.2 Evaluación de la dosis efectiva ocupacional.....	67
4.3 Correlación entre Hp(3) en cristalino y Hp(10) en tiroides	69
4.4 Correlación entre Hp(3) en cristalino y las magnitudes dosimétricas Ka,r y PKA.....	71

4.5 Verificación del Software de optimización de dosis “CLARITY” en equipos de angiografía utilizando como indicador la tasa de Hp(3).....	73
4.6 Comparación entre las tasas de Hp(3) en el médico intervencionista para equipos de diferentes marcas.....	75
4.7 Riesgo de irradiación en las etapas de diagnóstico y terapia en casos de CI por medio del Hp(3) y la tasa de Hp(3).....	76
4.8 Respuesta del Hp(3) a la ejecución de procedimientos diagnósticos en CI por diferentes vías arteriales.....	79
4.9 Hp(3) Como indicador del número de intervenciones cardiacas anuales por médico.....	80
5. Conclusiones.....	84
Referencias bibliográficas.....	86

1. Introducción.

Los rayos X descubiertos por Wilhelm Röntgen hace ya más de 100 años se han utilizado en gran cantidad de aplicaciones en diferentes áreas de la ciencia por su principal propiedad de penetrar la materia, entre ellas se encuentra la medicina, que desde aquel momento ha utilizado y desarrollado este gran descubrimiento para realizar diferentes prácticas. Sin embargo a pesar de su gran utilidad, al transcurrir el tiempo a partir de la implementación, se observó que diferentes efectos dañinos eran comunes entre las personas que estaban expuestas a este tipo de radiación, por lo que se notó la necesidad de crear mecanismos de protección para las personas involucradas en este tipo de tecnología. En los años 1925 y 1957, surgen La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) respetivamente; organismos internacionales que mediante el diseño de normas, protocolos, sugerencias y estableciendo límites de dosis según sea el caso de exposición, velan por la protección de las personas contra los efectos de la radiación ionizante; este tipo de recomendaciones tiempo después se unificarían y transformarían en la rama científica llamada protección radiológica, la cual actualmente se basa en tres pilares fundamentales: justificación, optimización y límite de dosis, cuyo objetivo principal apunta en dirección de efectuar una buena práctica radiológica por parte de las instituciones o personas que utilizan este tipo de radiación profesionalmente, donde para ello es indispensable realizar los debidos controles de dosis por medio de la dosimetría.

Actualmente en medicina existen múltiples técnicas de diagnóstico y terapia que implementan los rayos X, por ejemplo la radiología intervencionista (RI) que gracias a sus bondades en comparación con la cirugía convencional ha tenido un aumento considerable en los últimos años, esta consiste en el transporte de un catéter a través de alguna de las arterias del paciente hasta el órgano o tejido de interés, para luego a través de este realizar la intervención terapéutica si es el caso, ocasionando que el procedimiento sea complejo y extenso; ya que estos elementos son manipulados por el médico en base a las imágenes en tiempo real proporcionadas por el equipo de fluoroscopia, es una de las técnicas donde más se expone a la radiación, tanto pacientes, causando lesiones como quemaduras en piel, alopecia, eritemas etc, como personal ocupacional, generando a lo largo de su carrera profesional altas probabilidades de desarrollo de cáncer y efectos tisulares como la opacidad en el

cristalino del ojo como lo expone en los trabajos de Picano et al (2011) y Canevaro et al (2009); debido a esta razón la ICRP recomendó reducir el límite de la medida del equivalente de dosis personal Hp(3) (magnitud recomendada por la ICRU para monitorear la dosis ocupacional debido a exposiciones externas en el cristalino del ojo) de 150mSv/año a 20mSv/año en su publicación 118 del año 2012 [3], sin embargo con muy poca aplicación por parte de la mayoría de los países de Latinoamérica, esta medida dosimétrica no es exigida por los entes de control estatal en cada nación. En Colombia, dado que esta medida se implanta a partir del presente año (año 2019), se realiza la investigación en la que se basa este trabajo, sobre los niveles de Hp(3) en médicos dedicados a la cardiología intervencionista CI, una de las ramas de la RI donde los procedimientos poseen altos grados de complejidad y las cargas de trabajo son más altas, por ende los médicos dedicados a esta especialidad obtienen dosis en cabeza por año entre dos y tres veces más que los radiólogos según Picano et al (2011).

El objetivo principal de esta investigación fue evaluar la dosis ocupacional en cristalino de cardiólogos intervencionistas en diferentes centros hospitalarios de la ciudad de Medellín, por medio de la recolección de una muestra suficiente de dosis equivalente Hp(3) en ojo derecho e izquierdo de estos médicos, para determinar los niveles de esta cantidad con respecto al límite de dosis propuesto por la ICRP y tratar de mejorar los comportamientos y rutinas médicas, en busca de optimizar la práctica radiológica.

Además también se tuvo como objetivos específicos:

- Determinar si variables como la vía del catéter (radial o femoral) y el tipo de equipo de angiografía en los procedimientos de CI son variables que influyen considerablemente o no, en la dosis al cristalino del médico intervencionista.
- Encontrar el número máximo de procedimientos, que médicos dedicados a la especialidad de CI pueden realizar anualmente según la forma de proceder medicamente en las instituciones estudiadas, sin superar el límite anual de dosis ocupacional para el cristalino.
- Mostrar cuantitativamente mediante los valores de dosis ocupacionales de los cardiólogos, la efectividad de elementos de radio-protección, como la mampara suspendida del techo y los lentes plomados.

- Evaluar la correlación entre $H_p(3)$ en las regiones del ojo y valores de $H_p(10)$ en la región de la tiroides, para ojo derecho e izquierdo; bastante utilizada en dosimetría comercial al cristalino.

Para realizar las medidas dosimétricas planteadas en los objetivos de esta investigación existen diferentes tipos de tecnologías, entre las que se encuentran dosimetría de película, la cual consiste en medir dosis a partir del ennegrecimiento de una película radio-sensible previamente calibrada, sin embargo siendo una de las más antiguas presenta diversos inconvenientes a la hora de ser utilizada; otro tipo de dosimetría es la reciente OSL en la cual se procesa la información a partir de una estimulación óptica al dosímetro, no obstante al ser de las tecnologías más recientes también es de las más costosas; también se implementa la dosimetría de TDL, la cual fue utilizada para realizar las medidas en las que se basa esta tesis, donde los dosímetros son calentados bajo una perfil de temperatura para obtener la información sobre la dosis, está siendo una tecnología con largo tiempo en el mercado tiene costos moderados y gracias al pequeño tamaño de los dosímetros permite un buen grado de comodidad al ser ubicados cerca de los ojos del médico para una buena medición del $H_p(3)$; así mismo existen otras formas de realizar dosimetría, sin embargo con múltiples desventajas a la hora de ubicar los sensores cerca al cristalino.

Como se muestra a lo largo de este escrito, además de ser una rama de la protección radiológica y la física médica, la dosimetría es un trabajo con relevantes consideraciones en el proceso de medida, de tipo: físicas, como la respuesta de los materiales a los campos de radiación electromagnética; y metrológicas, como la trazabilidad de las magnitudes operacionales empleadas para las medidas, garantizada a través de la calibración de los instrumentos en un laboratorio metrológico con patrón secundario para este tipo de cantidad.

2. Marco teórico.

2.1 Aplicaciones de las radiaciones ionizantes en medicina.

Si bien existe radiación de baja energía como las ondas de radio y la luz visible, también podemos encontrar en el espectro electromagnético radiación con altas energías como los rayos X y Gamma, que debido a su corta longitud de onda tienen la capacidad de atravesar objetos y a su vez ionizarlos, ya que poseen la energía suficiente para extraer electrones de sus átomos y alterar su neutralidad; sin embargo, en la naturaleza no solo la radiación electromagnética de alta energía tiene la capacidad de ionizar la materia, además, la emisión nuclear de radiación en general, que consiste en la emisión de partículas cargadas y sin carga por parte de núcleos pesados inestables, también poseen este efecto; así pues, se puede clasificar la radiación ionizante como radiación electromagnética y radiación nuclear.

Por lo general, los rayos X y Gamma, únicos en el espectro electromagnético con la capacidad de ionizar, se modelan como partículas individuales denominadas fotones, los cuales se caracterizan por su energía, dada por la ecuación 2.1.

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

Donde h es la constante de Planck y ν es la frecuencia de los fotones; la energía generalmente está dada en electronvoltios (eV) para todo tipo de radiación ionizante.

Producción de radiación ionizante en aplicaciones médicas.

En la producción de los rayos X empleados en aplicaciones médicas, se utilizan electrones, los cuales son acelerados hasta adquirir altas energías cinéticas para hacerlos colisionar contra algún material blanco (metales formados de átomos con un alto número atómico Z) y de este modo producir rayos X mediante dos mecanismos, radiación de frenado o Bremsstrahlung y producción de rayos X característicos, formando un espectro de rayos X (Figura 2.1).

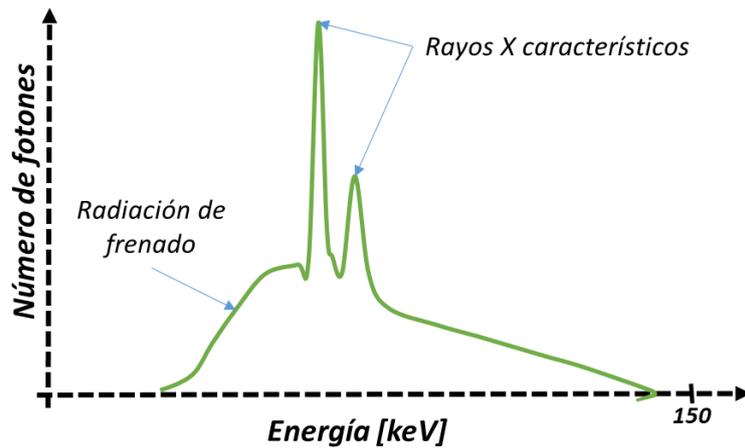


Figura 2.1: Espectro de rayos X

La radiación de frenado son rayos X producidos cuando los electrones pasan cerca al núcleo del blanco y se desvían, ocasionando que la reducción de velocidad abrupta (desaceleración) genere radiación electromagnética (Figura 2.2a), donde el cambio de energía cinética del electrón es la energía del fotón emitido, que puede tomar un valor aleatorio hasta máximo el valor de la energía cinética del electrón.

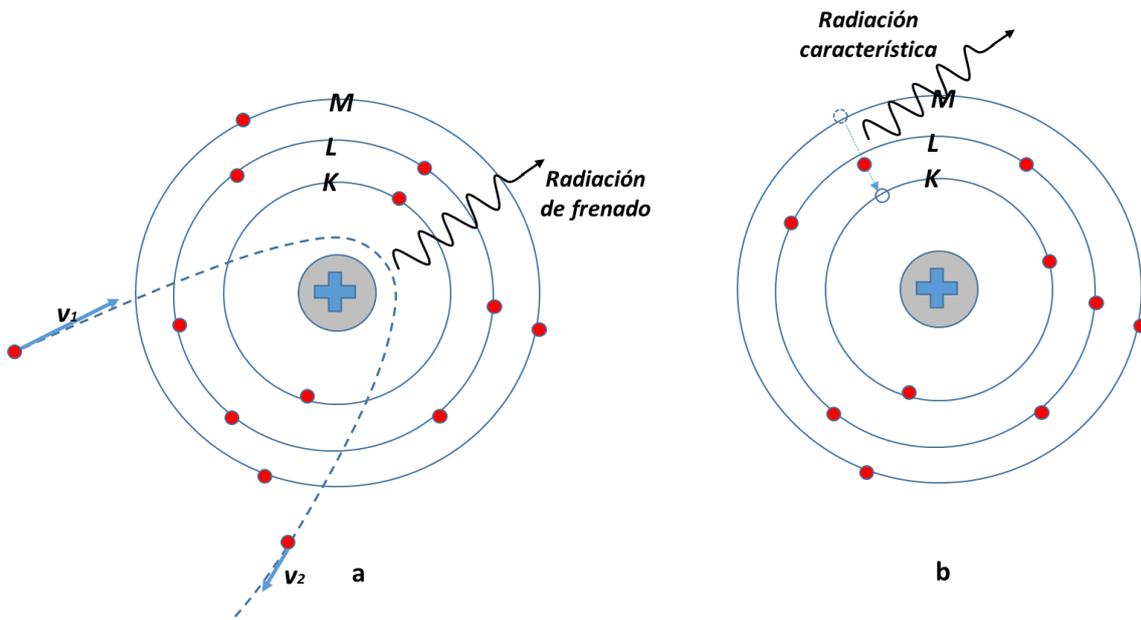


Figura 2.2: Esquema de emisión de rayos X por a) radiación de frenado b) radiación característica.

Los rayos X característicos se generan cuando un electrón con la suficiente energía de ionización interactúa con un electrón de la capa K de alguno de los átomos del blanco, expulsando el electrón y dejando una vacante que posteriormente será ocupada por otro electrón de la capa L o M que pasan mediante una transición a la capa K, emitiendo

fotones con energías que dependen del gap entre capas, propios de cada elemento [4] (Figura 2.2b).

2.2 Interacción de los fotones con la materia.

Cuando los fotones X o γ viajan a través de un medio material no tienen una distancia definida para realizar una interacción ya que este es un efecto netamente probabilístico, en lugar de ello se utiliza el camino libre medio " λ " para caracterizar este fenómeno, que se define como la distancia promedio que recorren los fotones antes de realizar una interacción, la cual está relacionada con el coeficiente de atenuación lineal " μ " mediante la expresión 2.2, este es la probabilidad de interacción de los fotones por unidad de longitud y depende de la energía de los fotones y del tipo de material por el cual están atravesando.

$$\mu = \frac{1}{\lambda} \quad (2.2)$$

Por ende, si un haz de fotones con una intensidad dada incide sobre una lámina, al atravesarla, la intensidad del haz se reducirá y dependerá tanto del espesor de la lámina como de su composición atómica; ahora bien, si suponemos un haz de fotones monoenergéticos viajando paralelos entre sí, al atravesar una lámina de un espesor " x " con un coeficiente de atenuación " μ " (Figura 2.3), la intensidad del haz se puede determinar por la ecuación 2.3.

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

Donde $I(x)$ representa la intensidad del haz de fotones luego de atravesar la lámina e I_0 la intensidad del haz incidente en la lámina (Figura 2.3).

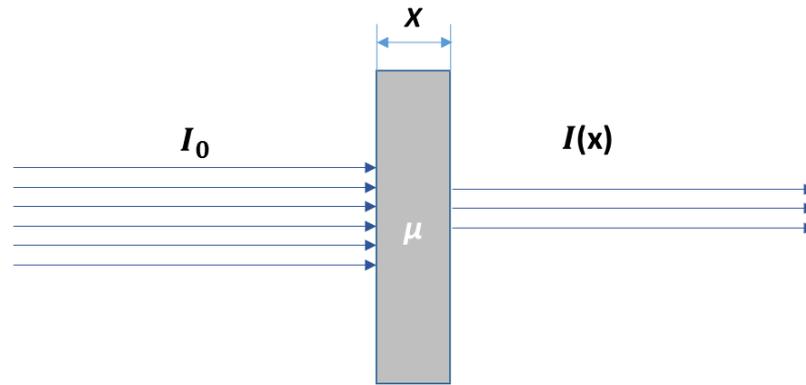


Figura 2.3: Esquema de atenuación de fotones X y γ por una lámina con espesor x .

Ahora bien si se piensa este fenómeno a una escala atómica, las interacciones más relevantes por las cuales el haz de fotones se ve atenuado se clasifican en: efecto fotoeléctrico, efecto Compton, y producción de pares, cuya probabilidad de ocurrencia depende de la energía del fotón y del número atómico Z del material atenuador, como se puede apreciar en la Figura 2.4, donde cada región tienen un efecto dominante.

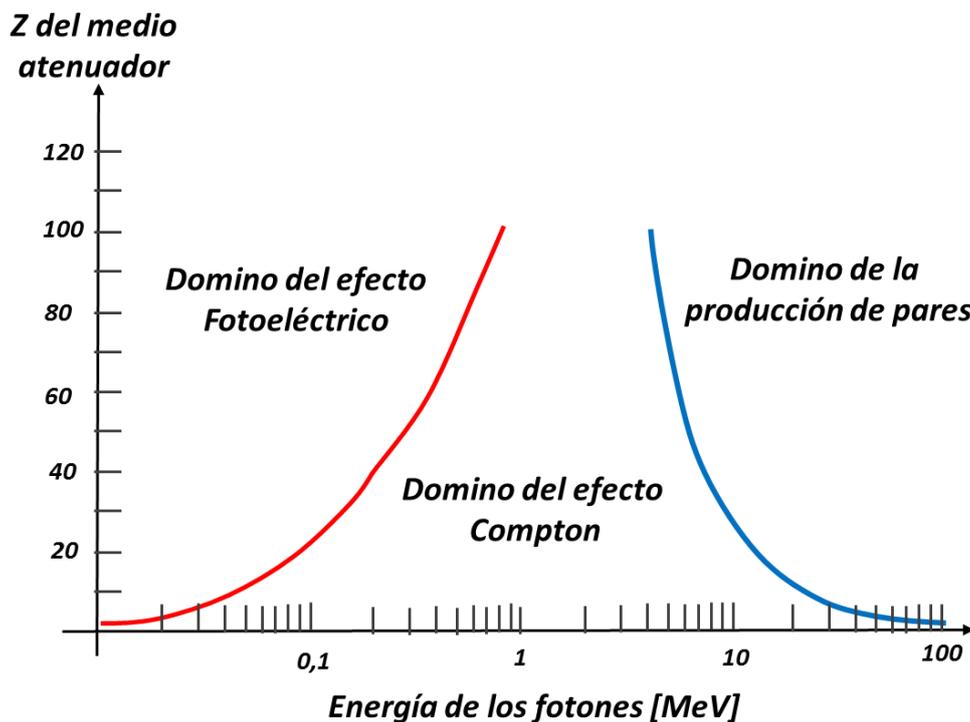


Figura 2.4: Regiones de mayor probabilidad para la ocurrencia de los diferentes tipos de interacciones de los fotones X y γ con la materia.

Efecto fotoeléctrico: Se puede dar cuando un fotón que posee una energía superior a la energía de ligadura de algún electrón al átomo blanco, incide sobre este, tras la

colisión el fotón desaparece y el electrón es liberado, ionizando el átomo, (Figura 2.5), dejando una vacante en la capa, que posteriormente será rellenada por otro electrón de una capa superior generando otro fotón, como se explicó anteriormente.

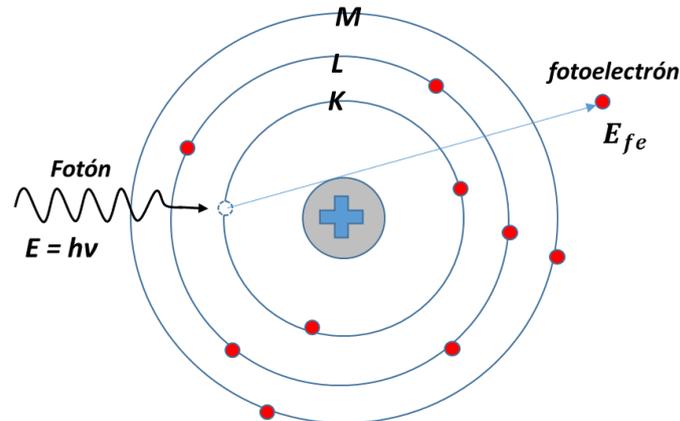


Figura 2.5: Esquema del efecto fotoeléctrico.

Por ende, la energía cinética del fotoelectrón liberado E_{fe} , es la diferencia entre la energía del fotón incidente E y la energía de ligadura entre el electrón y el núcleo atómico E_L , (ecuación 2.4).

$$E_{fe} = E - E_L \quad (2.4)$$

Efecto Compton: Esta interacción se da generalmente entre fotones y electrones débilmente ligados al átomo o electrones libres (Figura 2.6), el fotón incide y parte de su energía es transferida al electrón mediante la colisión, posteriormente el fotón es deflactado con menos energía.

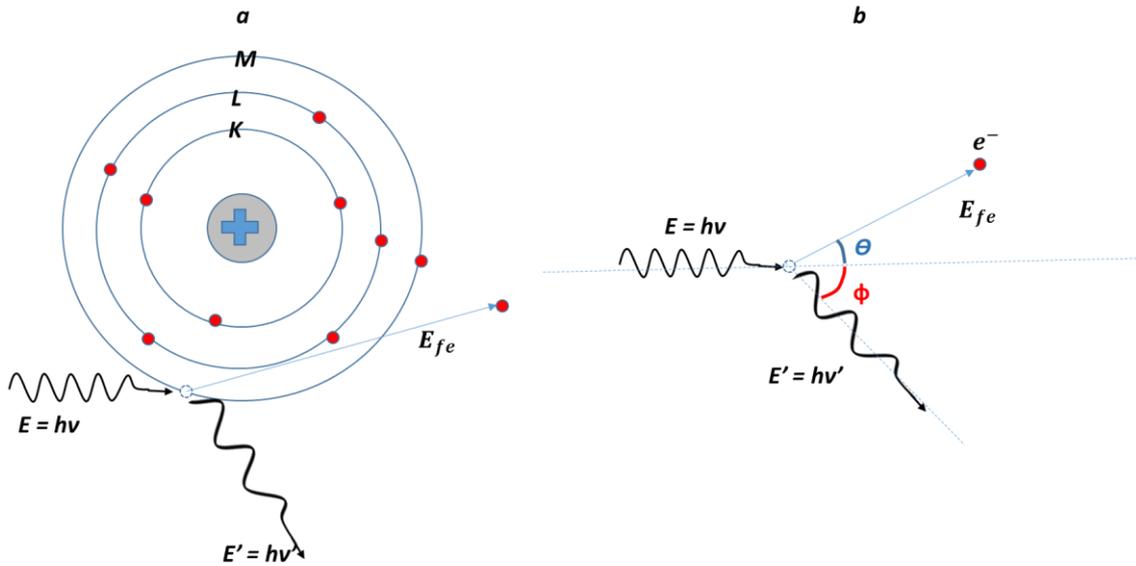


Figura 2.6: Esquema del efecto Compton.

Usando la conservación del momento y la energía se encuentra la expresión 2.5, para la energía del fotón emergente.

$$E' = hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (2.5)$$

Donde E' representa la energía del fotón deflecionado, m_e la masa del electrón, c la velocidad de la luz y θ el ángulo de dispersión del fotón; ahora bien, considerando que la energía de ligadura del electrón es despreciable, la energía cinética de fotoelectrón liberado E_{fe} en este caso es la diferencia entre la energía del fotón incidente E y la energía del fotón deflecionado (ecuación 2.6).

$$E_{fe} = E - E' \quad (2.6)$$

Tanto el electrón puesto en movimiento por efecto fotoeléctrico como por efecto Compton, tiene la posibilidad de interactuar con otros electrones de átomos pertenecientes al medio material, por lo tanto tienen cierta probabilidad de ionizar otros átomos además del afectado por el fotón incidente.

Producción de pares: Este fenómeno solo se da para fotones gamma, en otras palabras fotones de altas energías, debido a que la conservación de la energía exige

que el fotón posea como mínimo 2 veces la energía de la masa en reposo del electrón (1.022MeV), ya que cuando el fotón pasa cerca de un núcleo atómico se puede dar la desaparición del fotón para la creación de un para electrón – positrón (Figura 2.7). [4]

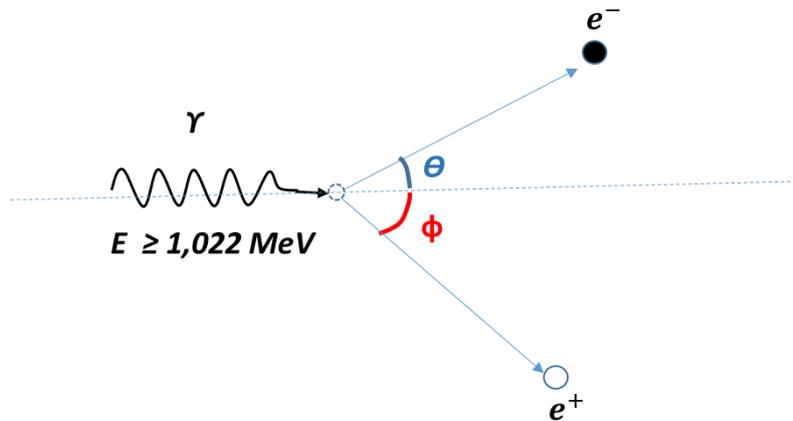


Figura 2.7: Esquema de la creación de pares.

2.3 Cardiología Intervencionista (CI).

La cardiología intervencionista CI es una de las ramas de la radiología donde se diagnostican y/o se tratan en su gran mayoría patologías en las arterias coronarias o patologías del corazón; esta técnica consiste en llevar una serie de instrumentos médicos por medio de un catéter hasta este órgano, por lo general guiado a través de la arteria radial (Figura 2.8 B) o la arteria femoral (Figura 2.8 A).

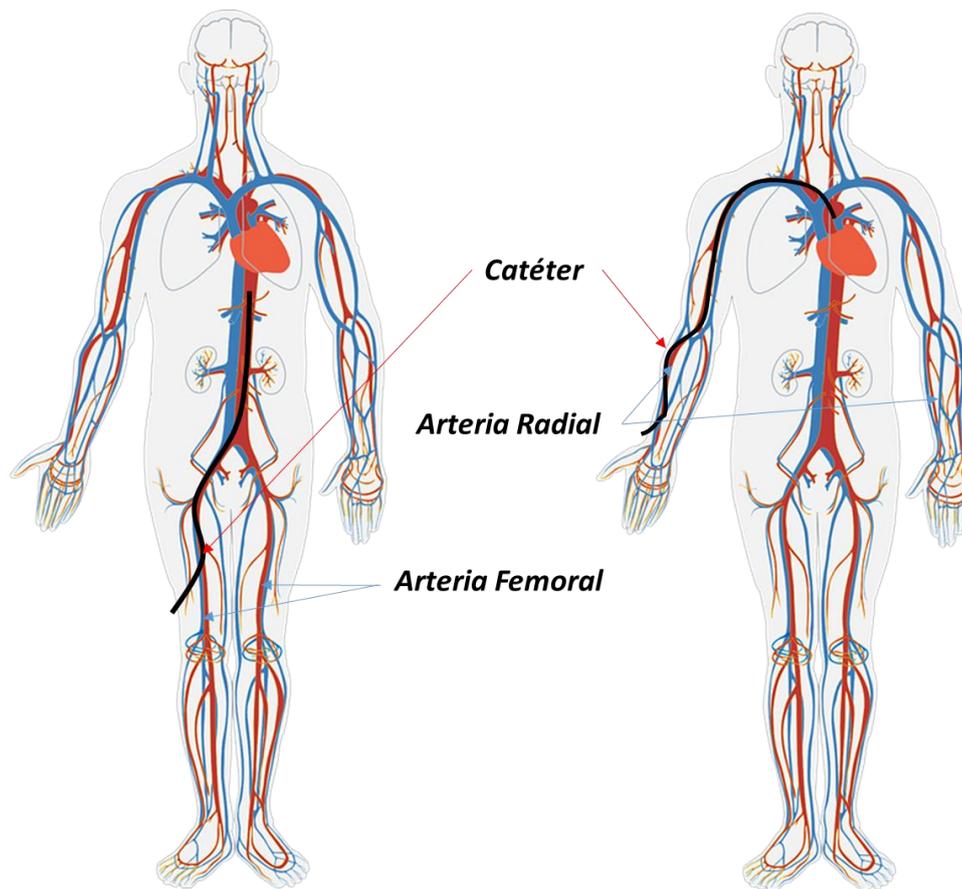


Figura 2.8: Esquema arterial humano e ilustración de la navegación arterial del catéter en técnicas de CI.

En la mayoría de los casos el médico hemodinamista inicia el procedimientos con una evaluación diagnóstica, se le conoce como coronariografía, esta consiste en evaluar las arterias coronarias desde diferentes proyecciones usando fluoroscopia de alta tasa de dosis, también llamada modo cine, y un agente de contraste (usualmente yodo) suministrado a las arterias a través del catéter, para formar una serie de imágenes de alta calidad (las cuales son almacenadas) y descartar, o en su defecto hallar cualquier tipo de lesión en estos conductos cardiacos (Figura 2.9 A); en caso de encontrar vasos con lesiones como obstrucciones y calcificaciones (Figura 2.9 B) se procede a una segunda etapa de tipo terapéutica, compuesta por lo general de angioplastias y posicionamiento de stents dentro de las arterias (Figura 2.9 C), en esta fase los elementos son guiados por el médico la mayoría del tiempo en modo de baja tasa de dosis o también llamado modo fluoroscopia, lo que reduce considerablemente la cantidad de radiación empleada por el equipo de angiografía.

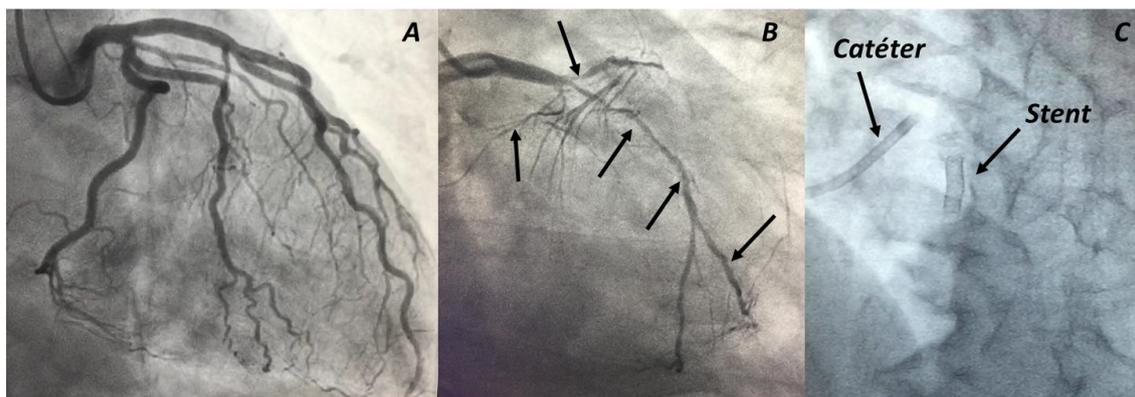


Figura 2.9: Proyecciones angiográficas de: a) Arterias coronarias sanas contrastadas, b) Arteria coronaria derecha con múltiples lesiones, c) Stent ubicado en arteria coronaria, no contrastada

Por lo general en las técnicas de CI solo se realiza una pequeña incisión en el paciente para introducir el catéter, presentando así múltiples ventajas con respecto al tratamiento quirúrgico, como disminución en riesgos, dolor y tiempo de recuperación al paciente, además de una reducción considerable en los costos médicos y hospitalarios; sin embargo es una de las técnicas donde más induce dosis de radiación a pacientes y profesionales (Picano et al 2011, Canevaro et al 2009, Vaño et al 1998) por la forma y el equipo de imágenes utilizado para ejecutar la técnica, por lo que además de las consideraciones medicas es de extrema necesidad cumplir con todas recomendaciones de protección radiológica.

2.4 Producción de imágenes en CI.

Los equipos de fluoroscopia son equipos utilizados en medicina, que proporcionan imágenes en tiempo real de cualquier parte del cuerpo, lo que permite tanto el estudio anatómico de órganos y tejidos como la motricidad de los mismos, siendo esta característica de gran importancia para realizar exploraciones en órganos como el corazón o el flujo del torrente sanguíneo a través de las arterias, los cuales poseen altos grados de movimiento.

Estos equipos se componen de 4 elementos fundamentales, el generador, el tubo de rayos X, un receptor de imagen, el cual puede ser tipo intensificador de imagen IIRX o de panel plano y por ultimo un sistema de televisión para la visualización de la secuencia de imágenes en forma de video proporcionas por el equipo (Figura 2.10).

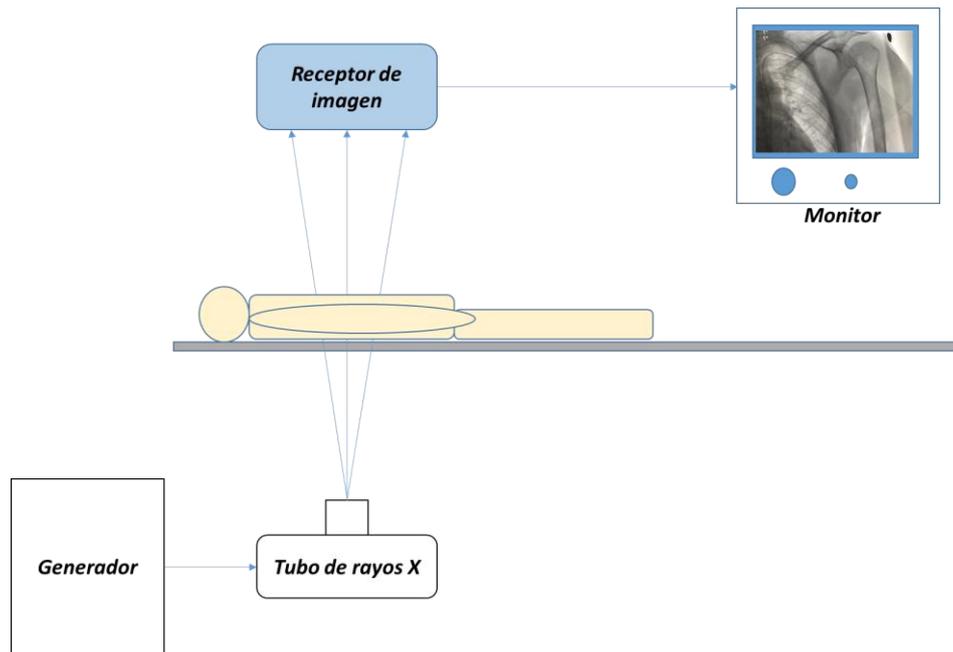


Figura 2.10: Esquema de los elementos principales del equipo de fluoroscopia.

El generador debe ser de alta capacidad, ya que es el encargado de suministrar la potencia eléctrica a todo el equipo, por lo tanto deben estar diseñados para soportar altas cargas de trabajo sin que se vean afectados parámetros como el kV o mA en el tubo de rayos X; usualmente los generadores de estos equipos son unidades trifásicas o multi-pulso.

Tubo de rayos X.

Dado que el tubo de rayos X de los equipos de fluoroscopia están sometido a prolongados tiempos de exposición deben tener una enorme capacidad de disipación de calor, por lo que la cámara de vidrio que mantiene el vacío está sumergida en aceite refrigerante contenido en un carcasa externa (Figura 2.11), este diseño permite disipar las grandes cantidades de calor procedentes de la generación de los rayos X, ya que solo cerca de un 1% de la energía empleada en la producción de estos rayos es convertida en fotones y el resto en calor.

Para la producción de los rayos X, en el interior de la cámara de vacío de vidrio se encuentra un ánodo y un cátodo, el cátodo está cerca de un filamento de tungsteno llamado foco, cumple la función de liberar los electrones por efecto termoiónico para posteriormente ser acelerados hasta el ánodo (pista rotante de un metal de alto Z) por medio de una diferencia de potencial (kV), de manera que al impactar se generen rayos X por los mecanismos de Bremsstrahlung y producción de rayos X característicos,

mencionados en la sesión 2.1. Dado que los equipos de fluoroscopia tienen funciones características, el tubo tienen ciertos agregados en sus diseños; por lo general los tubos utilizados poseen tres focos de diferentes tamaños para un mayor rango en el ajuste de la resolución; por otro lado entre el ánodo y el cátodo existe una rejilla rotante para interrumpir el flujo de electrones y permitir la técnica de fluorscopia pulsada, donde la velocidad de rotación de la pista depende de la tasa de pulsos/segundo seleccionada por el operario del equipo; además de la filtración permanente, su diseño permite un ajuste automático en la filtración agregada en el colimador, por medio del sistema de control automático de exposición CAE , la cual incluye diferentes espesores de filtros de cobre y aluminio con el objetivo de optimizar las dosis al paciente. El esquema del tubo de rayos X se puede apreciar en la Figura 2.11.

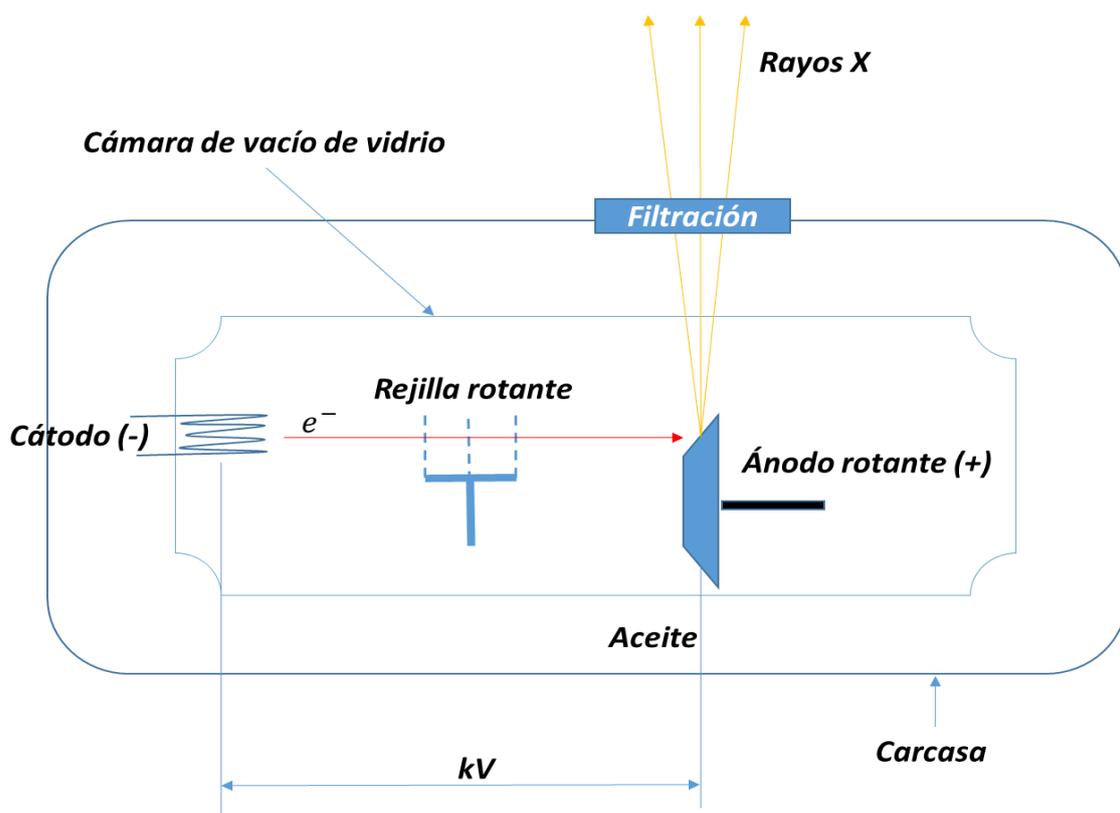


Figura 2.11: Esquema del tubo de rayos X.

Receptores de imagen.

Cumplen el papel de formar la imagen anatómica con los rayos X que atraviesan el paciente y son modulados por la diferencias de atenuación entre los tejidos.

Intensificador de imagen de rayos X (IIRX).

Cuando los fotones de baja intensidad llegan al IIRX se realiza un proceso de varias etapas para obtener la imagen final como muestra el esquema de la Figura 2.12. A la entrada del IIRX se encuentra una rejilla anti-dispersora, esta tiene como función detener los rayos que fueron dispersados por el efecto Compton en el paciente, que suben el fondo de la imagen y disminuyen el contraste, problema bastante grave en las exploraciones que se realizan con los equipos de fluoroscopia, ya que las regiones anatómicas que generalmente se estudian poseen coeficientes de atenuación muy semejantes, provocando que el contraste de por sí sea bajo. Luego de que el haz de fotones X atraviesa la rejilla anti-dispersora y la ventana de acceso del tubo de vacío del IIRX, inciden en el fósforo de entrada generalmente de CsI:TI que convierte los rayos X en luz, la cual en el fotocátodo libera electrones por efecto fotoeléctrico, distribuidos espacialmente dependiendo de la distribución de los rayos X causada por la atenuación del paciente. Los electrones liberados en el fotocátodo son acelerados por una diferencia de potencial de entre 25 y 30 keV (entre fotocátodo y ánodo) y son enfocados mediante los electrodos (lentes electrónicas) ubicados lateralmente en el tubo de vacío hasta un fósforo de salida usualmente de ZnCdS:Ag, que convierte los electrones en luz, formando la imagen, esta es llevada por un sistema de lentes ópticas hasta una cámara de video o lo más utilizado actualmente un sensor de CCD, para ser desplegada en un sistema de video y de ser requerido almacenada digitalmente.

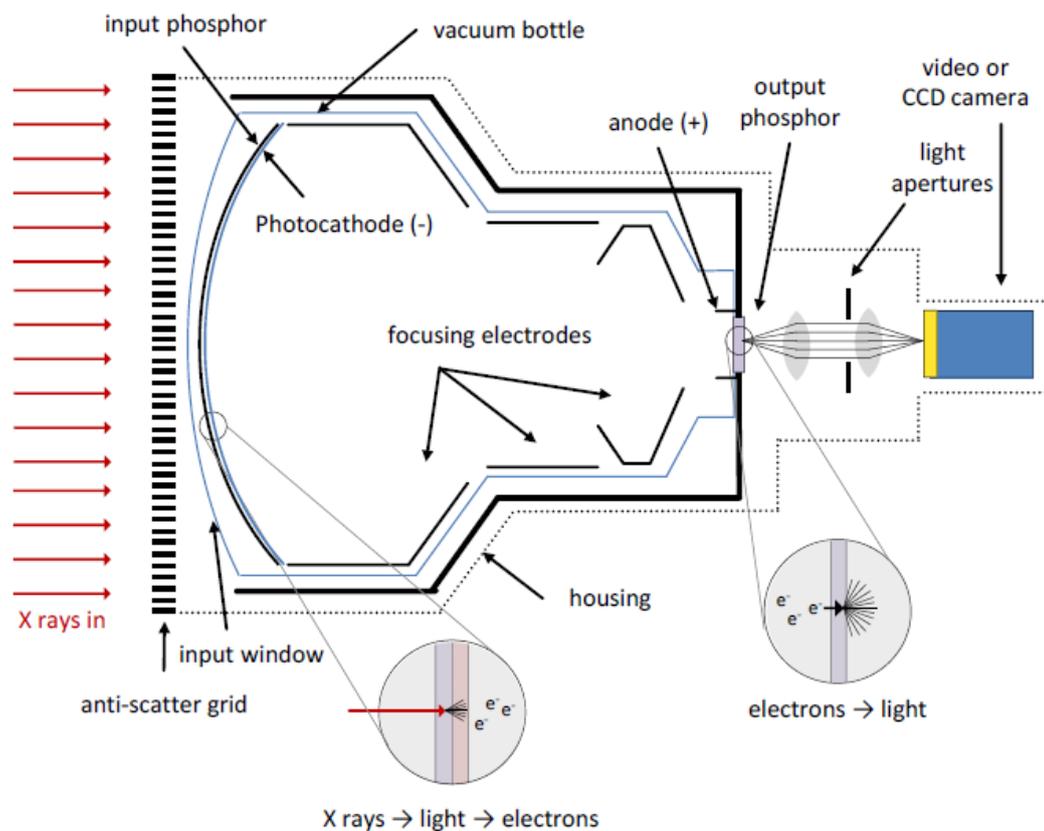


Figura 2.12: Esquema del proceso de formación de imágenes en los IIRX.

Tomado de:[4] D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment, I.D. McLean, K.H. Ng, et al, *Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014.

La intensificación de la imagen se da por dos mecanismos en el IIRX, el primero es por la ganancia en la energía cinética de los electrones entre el fotocátodo y el fosforo de salida, los valores típicos de la ganancia electrónica son cercanos a 50; el segundo mecanismo se da por la ganancia de minimización y es el resultado de la reducción de una imagen “grande” en el fosforo de entrada a una “pequeña” enfocada en el fosforo de salida, el valor de esta ganancia depende del FOV utilizado en la exploración, Por lo tanto la ganancia de brillo o ganancia total de sistema es el resultado en conjunto de las dos ganancias, con un rango de entre 2500 y 7000 dependiendo del FOV[4].

Los receptores de imagen del tipo IIRX presentan algunos problemas como distorsiones geométricas (Figura 2.13 B, C, D), las cuales se identifican fácilmente proyectando la imagen de una rejilla con patrón cuadrado (Figura 2.13 A); la distorsión tipo barril (Figura 2.13 B) y tipo cojín (Figura 2.13 D) son deformaciones de la imagen cerca de los bordes,

se deben a la curvatura en el fosforo de entrada en el IIRX y es más severa para FOV grandes; la distorsión de tipo S (Figura 2.13 C) hace que la imagen se curve y es debido a la presencia de campos magnéticos generados por corrientes en cables cerca del IIRX, que alteran la trayectoria de los electrones en movimiento dentro del intensificador.

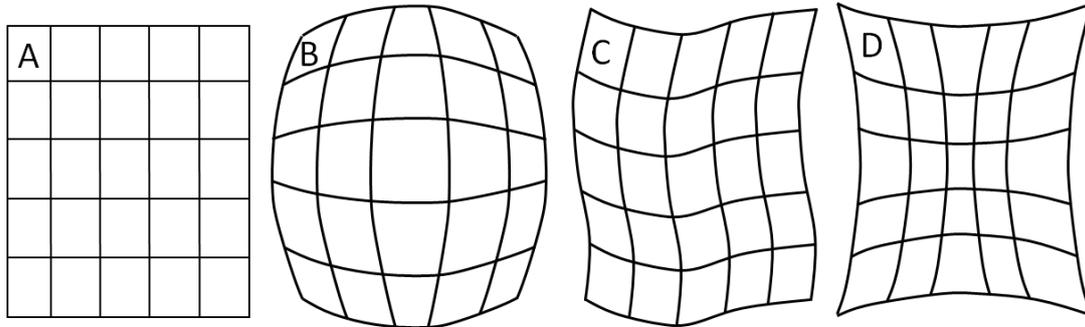


Figura 2.13: Distorsiones geométricas presentes en las imágenes de los IIRX, visualizados por medio de una rejilla de prueba con patrón cuadrado. a) Imagen normal, b) Distorsión tipo barril, c) Distorsión tipo S, d) Distorsión tipo cojín.

Tomado de: [7] J Morales, J Puerta. Et al. "Bases físicas de la radiación ionizante". Universidad Nacional de Colombia. Medellín 2019

Además en los IIRX también se presentan artefactos como resplandor de velo y viñetas en la imagen; el resplandor de velo es una pérdida de contraste debido a la dispersión de luz en el fosforo de salida (Figura 2.14 a), por lo que los nuevos sistemas incorporan un acople de fibra óptica para solucionar este problema; las viñetas son un oscurecimiento en los bordes de la imagen (Figura 2.14 b), son generadas por el deterioro de la cámara de video y por el uso de las lentes para la distribución de la imagen, por lo que se utiliza una apertura de luz para restringir el tamaño de la imagen en las lentes y reducir este efecto (Figura 2.12).

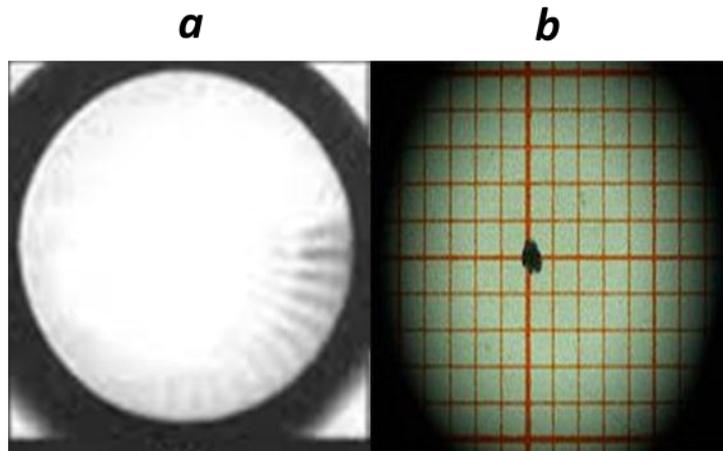


Figura 2.14: Artefactos presentes en la imagen de los IIRX. a) Resplandor de velo, b) Viñetas.

Detectores de panel plano.

Existen dos tipos de detectores de panel plano, de detección indirecta y de detección directa. Los detectores indirectos utilizan una lámina centelladora generalmente fabricada de yoduro de cesio (CsI), para convertir los rayos X incidentes en luz visible y generar cargas eléctricas a partir de esta en una segunda capa construida de fotodiodos, los cuales ceden la carga producida a una tercera capa acoplada de transistores de película delgada (TPD) (Figura 2.15a). En los detectores de detección directa se eliminan el paso de conversión de rayos X a luz, en lugar de ello se utiliza una capa gruesa hecha de algún semiconductor, usualmente de selenio amorfo o silicio amorfo, para generar pares de cargas (electrón- hueco) cuando los rayos X inciden; las cuales son llevadas hasta el arreglo de TPD por medio de un campo eléctrico (Figura 2.15 b). En ambos casos las cargas son almacenadas en un conjunto de capacitores distribuidos por cada elemento del arreglo de TPD, donde la carga es proporcional a la cantidad de radiación que ha incidido en la región correspondiente a los elementos individuales del arreglo, así la profundidad en la escala de grises de cada pixel en la imagen de un detector de panel plano está dada por la cantidad de carga en cada capacitor de la matriz de TDP.

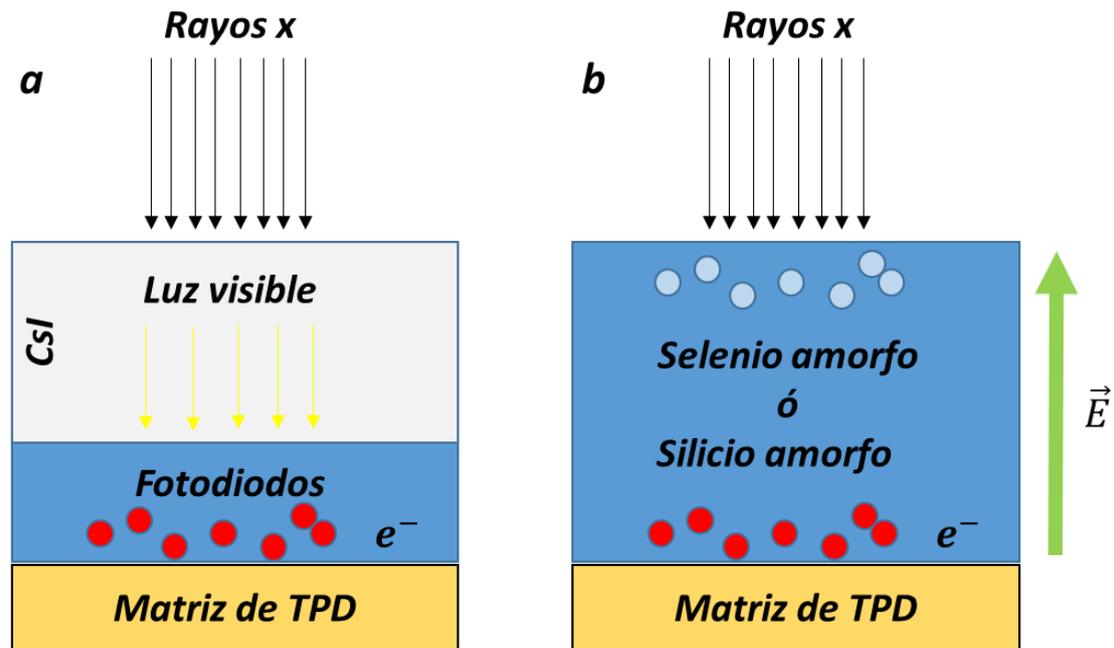


Figura 2.15: Esquema del proceso de generaciones imágenes en detectores de panel plano de: a) Tipo indirecto, b) Tipo directo.

Los detectores de panel plano poseen diversas ventajas en comparación con los IIRX, como la ausencia de distorsiones geométricas y artefactos de tipo resplandor de velo y viñetas, además posee áreas de entrada de mayor tamaño, lo que permite FOVs más grandes a pesar de tener perfiles menos voluminosos y permiten técnicas modernas de procesamiento digital de imágenes como angiografía rotacional y la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT); no obstante sabiendo que la eficiencia cuántica de detección “ECD” define la eficiencia con la que un sistema de imágenes convierte los cuantos de rayos X incidentes en el detector en datos de imágenes, los detectores de panel plano en comparación con los IIRX presentan una ECD mucho menor para bajas dosis a la entrada del detector (Figura 2.16), provocando que en rangos bajos de dosis se genere más cantidad de ruido cuántico en las imágenes construidas por este tipo de sistemas.

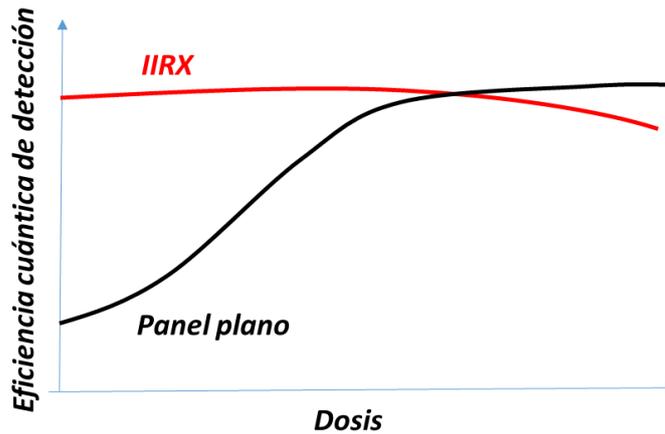


Figura 2.16: Gráfica de la eficiencia cuántica de detección en función de la dosis de radiación para detectores de panel plano e IIRX.

Técnicas de cinegrafía y fluoroscopia.

Los equipos de fluoroscopia poseen dos modos de operación, modo fluoroscopia y modo de adquisición o modo cine, cuya diferencia principal es la tasa de dosis con la cual las tomas son realizadas. El modo fluoroscopia es usado generalmente cuando no se requiere que las imágenes posean gran calidad, habitualmente es utilizado por el cirujano para guiar elementos médicos a través de diferentes vías del cuerpo del paciente al órgano o tejido deseado, en este modo las tomas no son almacenadas, sin embargo tiene la ventaja de reducir la tasa de dosis al paciente en gran porcentaje. El modo de adquisición o modo cine se usa para realizar evaluaciones de los tejidos u órganos en gran detalle, por ejemplo, cuando se aplican técnicas de contraste en las arterias del paciente, además las tomas son archivadas digitalmente para revisiones posteriores, no obstante las tasas de dosis utilizadas en este modo son mucho mayores que en modo fluoroscopia, para reducir el ruido y aumentar la calidad de imagen; en la Figura 2.17 se puede observar la diferencia entre una imagen obtenida en modo fluoroscopia (Figura 2.17 a) y una imagen similar del mismo paciente obtenida en modo cine (Figura 2.17 b).

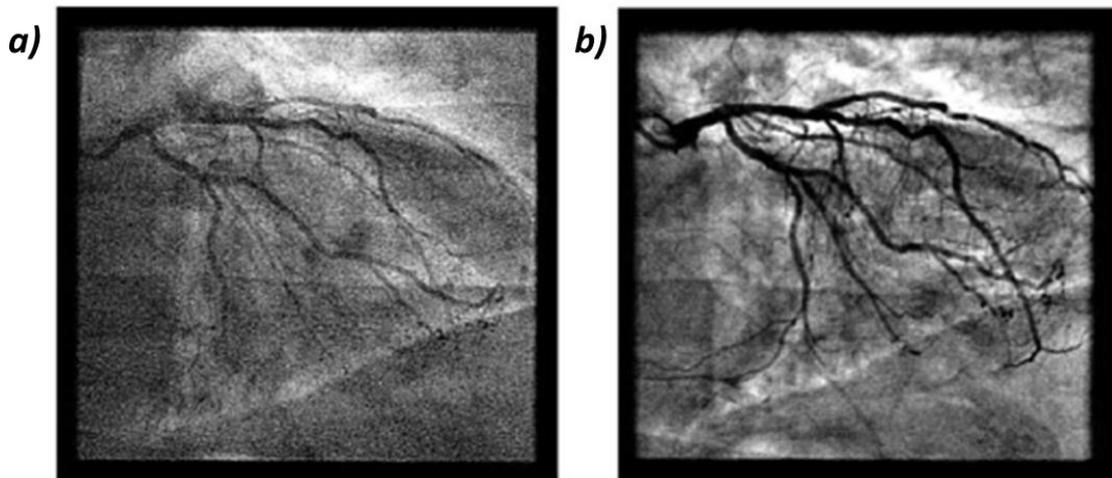


Figura 2.17: Tomas realizadas por un equipo de fluoroscopia del mismo paciente en modo: a) fluoscopia, b) Adquisición.

Modos de emisión de rayos X de los equipos de fluoroscopia.

Los tubos de rayos X de los equipos de fluoroscopia emiten fotones en forma continua y en forma pulsada; cuando la emisión del haz es en forma continua el receptor de imagen forma las imágenes de igual manera, sin embargo el sistema de video refresca la pantalla a una tasa de entre 25 y 30 cuadros/seg, produciendo borrosidad en las estructuras anatómicas en movimiento como el corazón, además se produce una mayor exposición al paciente, debido a que recibe radiación durante todo el intervalo de tiempo que el sistema televisivo tarda en refrescar la imagen en la pantalla (Figura 2.18); por estas razones la mayoría de los sistemas actuales operan en emisión pulsada, en la cual se interrumpe el haz de rayos X a tasas desde 7.5 hasta 60 pulsos/seg según el órgano y el tipo de paciente en estudio y con duraciones del pulso de entre 3 y 10ms. Las interrupciones del haz de rayos X en la emisión pulsada se pueden producir mediante mecanismos en el generador, sin embargo debido a las capacitancias que poseen los cables de alta potencia del mismo, las cuales generan dosis innecesaria al paciente y adicionan borrosidad a la imagen, actualmente se emplea una rejilla controlada cerca del filamento en el tubo (Figura 2.11) para interrumpir el flujo de electrones entre el ánodo y el cátodo y producir los pulsos en el haz a una frecuencia deseada; así este tipo de emisión, ocasiona ventajas como la reducción en la borrosidad en la imagen por los cortos tiempos de los pulsos y genera una disminución considerable en la dosis al paciente ya que la emisión de radiación solo se da en una porción del intervalo de tiempo que el sistema tarda en refrescar la imagen en panta, contrario a lo que sucede en la emisión continua (Figura 2.18).

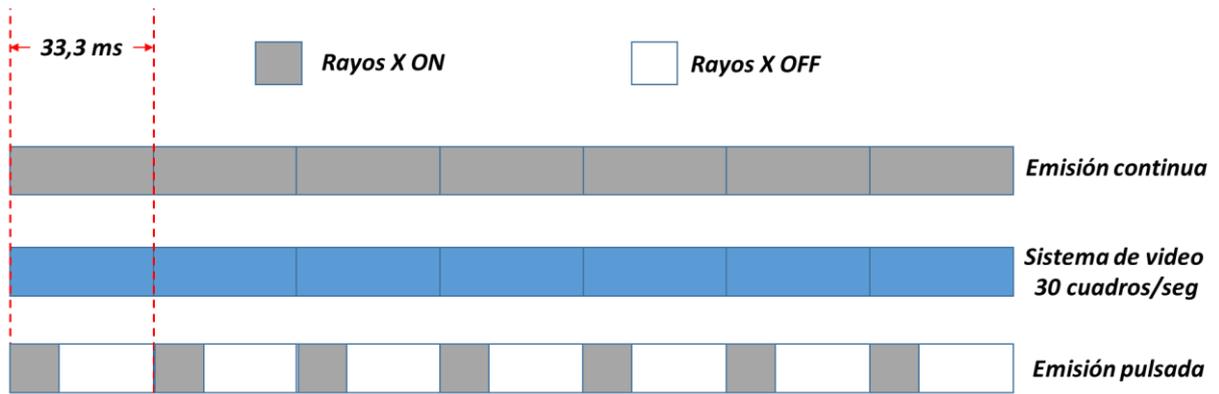


Figura 2.18: Esquema de la producción de video a una tasa de 30 cuadros/seg para los modos de emisión de rayos X continua y pulsada en los equipos de fluoroscopia.

Sistema de control automático de exposición CAE.

El sistema de CAE se encarga de evitar las fluctuaciones de brillo en pantalla, ya que tiene como función mantener la tasa de dosis constante en el intensificador de imagen o panel plano independientemente de variables como: el espesor del paciente o la región anatómica que se esté estudiando en el momento, la energía del tubo de rayos X, la distancia foco detector, etc. Para poder llevar a cabo esta función el equipo controla parámetros como el kilovoltaje, miliamperaje y en algunos equipos adicionalmente el ancho de pulso y filtración; es decir, se ocupa de mantener los parámetros adecuados para una buena visualización de las imágenes del video y además adecua la tasa dosis para optimizar el proceso de formación de las mismas.

Fluoroscopia digital.

También llamada fluoroscopia computarizada, consiste en la digitalización de la señal de la imagen proporcionada en el panel plano o en su defecto por la cámara en el IIRX, para que computadoras con alta capacidad de procesamiento realicen en tiempo real diversas operaciones matemáticas en las imágenes con el objetivo de mejorarlas, además también permite el uso de herramientas digitales para facilitar los procedimientos.

Dado que las imágenes fluoroscópicas son ruidosas, algoritmos digitales como el filtrado recursivo reducen el ruido cuántico del detector de imagen y el ruido inherente a la cámara de video mediante promedios entre las imágenes realizadas, lo que permite una disminución en el nivel del ruido sin una aumento en la dosis al paciente, sin embargo, para este tipo de filtros digitales se requiere que los cambios por cuadro en las imágenes

sean pequeños, además, en regiones anatómicas donde el movimiento es rápido, este tipo de filtro puede inducir retrasos en el video de la exploración.

Una herramienta digital muy utilizada en los procedimientos intervencionistas es la angiografía de sustracción digital (ASD), empleada para reducir el ruido anatómico y aumentar el contraste de los vasos sanguíneos con el fin de obtener una imagen de muy alta calidad; esta técnica consiste en la toma de una imagen mascara sin contraste, es decir solo incluye el fondo anatómico, que posteriormente es restada a cada imagen (fotograma) de una toma en modo cine mientras el vaso sanguíneo es rellenado por un agente de contraste, generalmente yodo (Figura 2.19), a pesar de la gran calidad de imagen que genera esta herramienta, las imágenes pueden presentar artefactos por el movimiento del paciente en la captura de las imágenes . Pese a la alta calidad de imagen que produce el uso de esta herramienta, el elevado costo en dosis al paciente hace que solo sea utilizada en casos de extrema necesidad.

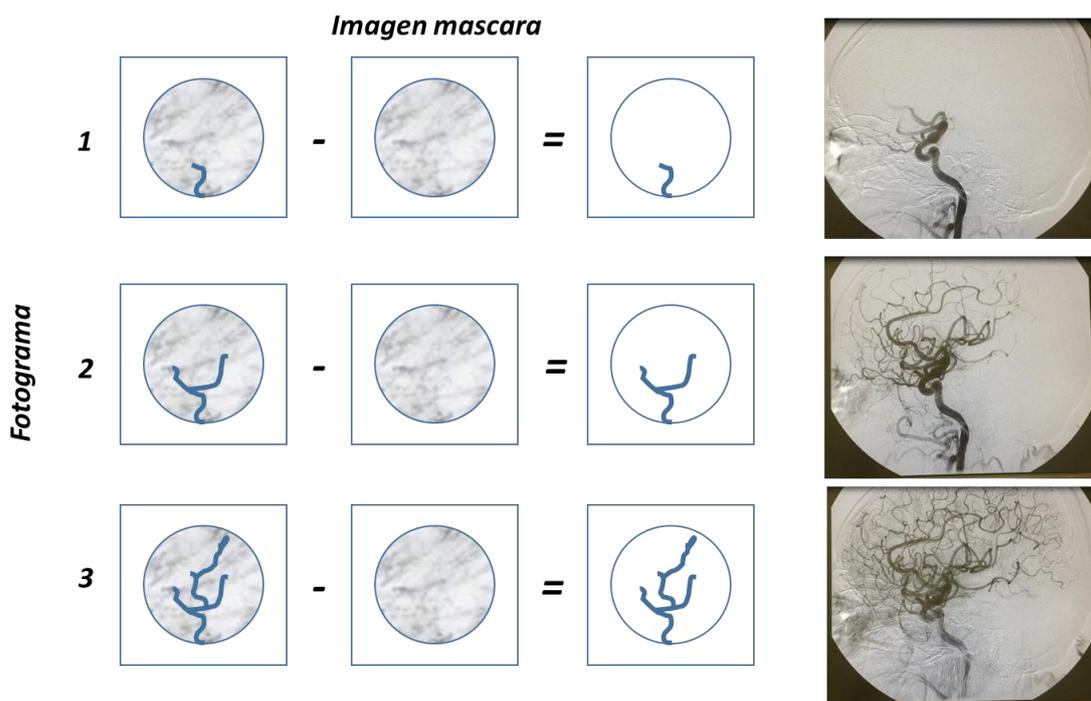


Figura 2.19: A la izquierda el esquema del proceso de producción de imágenes con angiografía de sustracción digital ASD, a la derecha secuencia de las imágenes de arterias cerebrales generadas usando ASD.

Otra herramienta muy utilizada en intervencionismo y similar a la ASD es la llamada mapa de ruta, que es usada para brindar apoyo en la navegación de catéteres a través de vasos sanguíneos tortuosos por medio de la creación de una mapa de la anatomía vascular, a diferencia de la ASD la imagen mascara se toma con el vaso lleno de

contraste, a la que posteriormente se le resta cada fotograma de una toma realizada en modo fluoroscopia mientras el catéter navega, para así obtener el mapa del vaso y la posición exacta del catéter a través de él (Figura 2.20). Debido a que los fotogramas para generar el video son realizados en modo fluoroscopia, esta técnica utiliza muy bajas dosis en comparación con la ASD, por otro lado usualmente las imágenes son invertidas en la escala de grises.

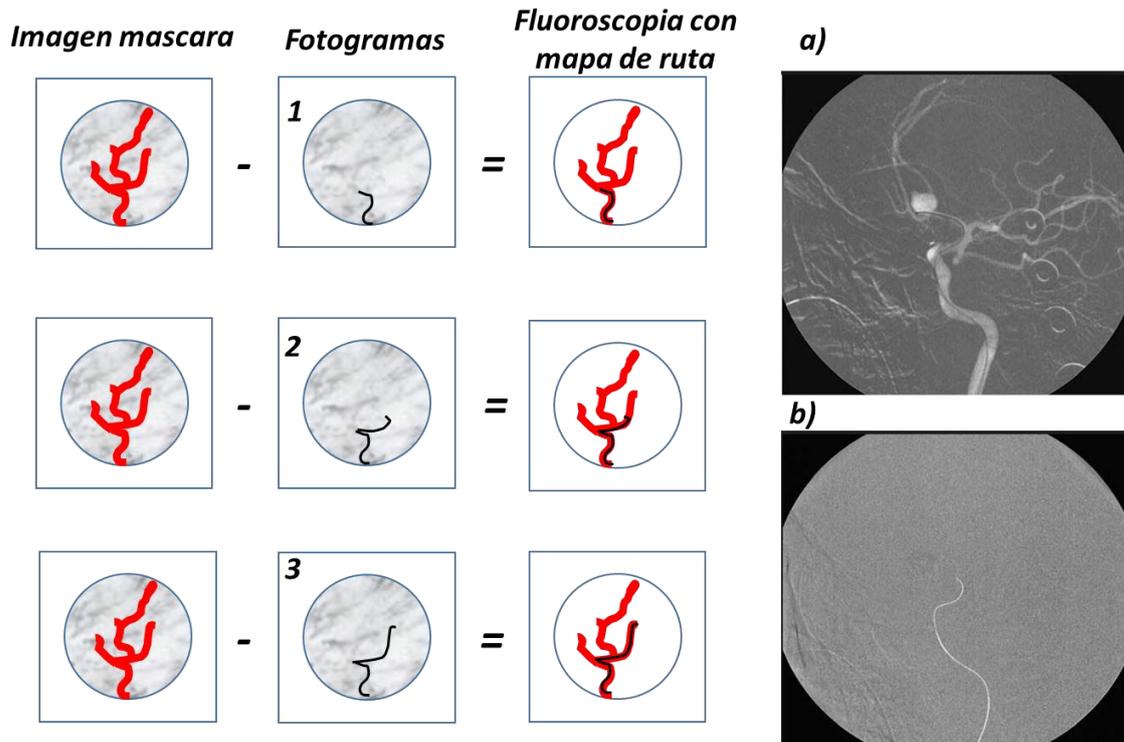


Figura 2.20: A la izquierda el esquema del proceso de producción de imágenes con mapa de ruta, a la derecha imágenes del catéter a través de un vaso a) Con mapa de ruta, b) sin mapa de ruta.

2.5 Control de calidad en equipos de fluoroscopia.

Como se mencionó en la sección anterior, un fluoroscopio está compuesto por varios elementos fundamentales formando una cadena: el generador, que se encarga de suministrar la potencia eléctrica al equipo, el tubo que produce los rayos X, el receptor de imagen que tiene como objetivo registrar la imagen con los rayos que han atravesado el paciente, este puede ser un intensificador de imagen o un panel plano, y por último un sistema televisivo con uno o varios monitores para visualizar la imagen en tiempo real del órgano o tejido. Debido a la importancia de dichos elementos, un control de calidad se basa en un conjunto de medidas que se realizan a estos, empezando por la calidad del monitor y finalizando en generador y el tubo, midiendo los parámetros físicos

y geométricos del el haz de rayos X que este emite; estas medidas se realizan con el objetivo de verificar el correcto funcionamiento del equipo y/o determinar posibles fallas para solucionarlas y así optimizar las condiciones de seguridad radiológica tanto para pacientes como personal ocupacionalmente expuesto.

Pruebas de calidad de imagen

Debido a que el producto final del equipo es una serie de imágenes mostradas por el monitor, estas deben cumplir con ciertas características de resolución espacial, contraste, uniformidad y niveles de ruido tolerables, además no deben presentar artefactos ni deformaciones considerables.

Ya que la falta de cualquiera de las características de imagen mencionadas en el anterior párrafo puede atribuirse a cualquier parte de la cadena de la imagen fluoroscópica se debe iniciar por examinar la parte final del sistema, el monitor; para evaluarlo existen dos tipos de herramientas de prueba, físicas y digitales, pero si lo que se requiere es conocer solo el estado del monitor se recomienda implementar un test digital como el TG18CQ de la AAPM (Figura 2.21a) y basta con abrir la imagen en formato DICOM desde cualquier tipo de memoria en el monitor del equipo y realizar las medidas pertinentes sobre el test desplegado para determinar el estado de la pantalla según lo establece el protocolo de uso del mismo.

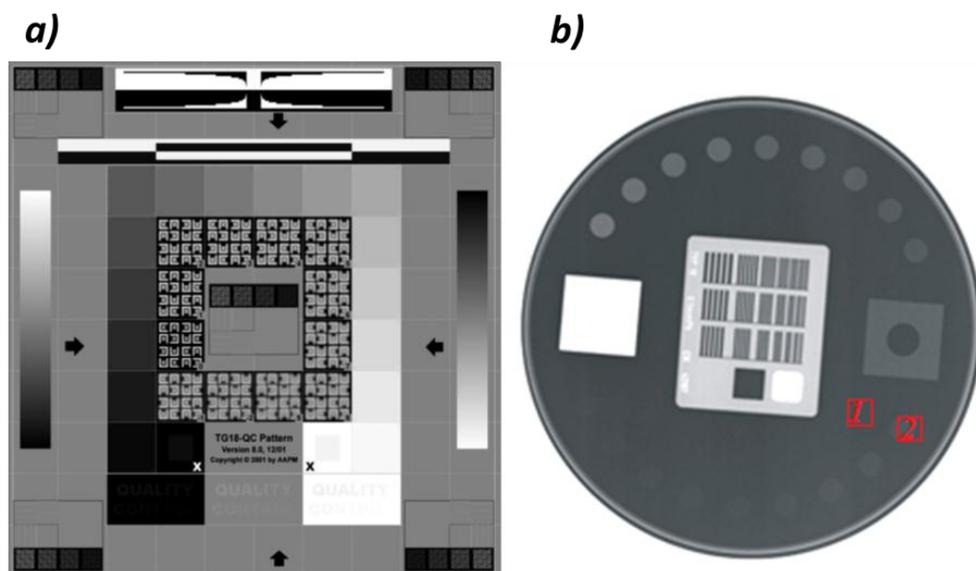


Figura 2.21: Objetos de prueba para calidad de imagen en fluoroscopia a) Test digital TG18CQ, b) Radiografía de test físico TOR18FG.

Del mismo modo es posible utilizar un simulador físico como el TOR18FG cuya proyección radiográfica se observa en la Figura 2.21b, en esta prueba se evalúa la imagen como un todo, ya que al ser una proyección la calidad de imagen depende del haz de rayos X emitida por el tubo, el estado del intensificador de imagen o en su defecto el panel plano y además de la pantalla de visualización, este test tiene una distribución de objetos en su cuerpo que permiten evaluar la características de la imagen, sin embargo si se encuentra alguna inconformidad se deben realizar una serie de pruebas más exhaustivas para determinar en qué parte de la cadena de fluoroscópica está el origen del problema.

Para evaluar la resolución espacial el TOR18FG posee en su región central grupos de líneas con una densidad dada en líneas por milímetro [Pl/mm], la resolución se determina por el grupo de líneas más finas que el equipo puede resolver y que sea observado en pantalla; por otro lado para evaluar el contraste se debe verificar si las estructuras de la herramienta de prueba dedicadas a esta son visibles en la imagen, en el caso del TOR18FG son los discos ubicados en la parte inferior de la Figura 2.21b, los cuales presentan valores de atenuación muy próximos al medio que los contiene.

La uniformidad en la imagen se evalúa midiendo el valor en la escala de grises en regiones laterales, y comparándola con el valor de la región central. Para realizar esta prueba se deben utilizar un test con condiciones de homogeneidad en las regiones antes mencionadas como el TG18CQ que posee 5 rectángulos distribuidos en centro y esquinas con las características necesarias para realizar esta prueba.

Para cuantificar el ruido se utiliza la relación señal-ruido SNR, calculada a partir de una imagen de una test físico como el TOR18FG en formato DICOM y proyectada en modo cine, midiendo el valor de pixel medio (VM) con sus respectivas desviaciones estándar (DS) en las regiones 1 y 2 mostradas en la Figura 2.21b, donde la región 1 corresponde al fondo del test y la región 2 está al interior del círculo N° 1 de bajo contraste; estos valores son utilizados para el cálculo de SNR mediante la ecuación 2.7 [8].

$$SNR = \frac{VM1-VM2}{\sqrt{\frac{DS1^2+DS2^2}{2}}} \quad (2.7)$$

El grado de distorsión geométrica de un intensificador de imagen, se calcula a partir de una proyección radiográfica de una rejilla con un patrón constante, este valor se calcula

de acuerdo a la ecuación 2.8, donde cada variable es medida de la imagen resultante en pantalla.

$$\left(\frac{\text{Diagonal media del cuadrado mayor inscrito en la imagen}}{\text{numero de cuadros} \cdot \text{diagonal media del cuadro central}} - 1 \right) * 100 \% \quad (2.8)$$

Por ultimo para examinar artefactos en equipos con panel plano, basta con proyectar la imagen de un test físico como el TOR18FG o una placa uniforme de cualquier material y evaluar si su imagen presenta anomalías, aunque también pueden ser generadas por razones ajenas al panel plano.

Pruebas de dosis.

En los equipos de fluoroscopia dedicados a intervencionismo se tienen como indicadores de dosis: el PKA , medido en el equipo por una cámara de ionización generalmente a la salida del tubo con un área determinada, dosis en el punto de referencia intervencionista, este punto está ubicado a 15cm del isocentro del arco hacia el punto focal del tubo, es el indicador más relacionado con la dosis en piel para procedimientos guiados por fluoroscopia, sin embargo se tienen gran dificultad a la hora de realizar su medición; también se suele utilizar el número de proyección realizadas en modo de alta tasa de dosis o modo cine y el tiempo total, que está compuesto por la suma entre el tiempo de fluoroscopia y el tiempo de cine.

A diferencia de las imágenes convencionales de rayos X los procedimientos guiados por fluoroscopia no tienen un tiempo exacto para finalizar el diagnóstico o en su defecto la terapia, por lo que no se habla de una dosis en la superficie a la entrada en piel sino de una tasa de dosis, para evaluar esta cantidad es necesario un simulador con una atenuación equivalente a un paciente, por lo general un bloque de PMMA (acrílico de la polimerización del metacrilato de metilo) con un espesor de 20cm y una cámara de ionización o detector de estado sólido calibrados en la variable de dosis, la cual se ubica entre simulador y el tubo en la posición 2 como se muestra en la Figura 2.22. Los límites de tasa de dosis de entrada en piel del paciente se clasifican según el modo de fluoroscopia y el espesor del simulador; además de no superar los límites de exposición, la tasa de dosis debe tener una constancia en el tiempo, por lo cual en cada control de calidad se debe llevar el registro de las mediciones para compararlas a las iniciales.

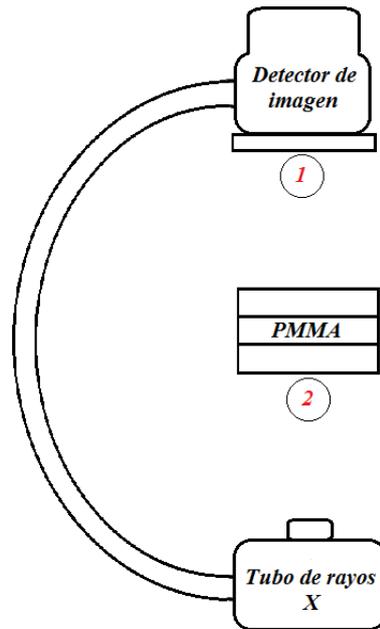


Figure 2.22: Esquema de posiciones relativas del simulador y cámara de ionización para las pruebas de tasa de dosis y CAE.

Para formar cada imagen del video el equipo de fluoroscopia invierte una cantidad de dosis, conocida como “dosis por imagen al paciente” y su medición también hace parte del control de calidad, al igual que la prueba descrita en el párrafo anterior se requiere un simulador con atenuación equivalente a paciente y una cámara de ionización o detector de estado sólido calibrados en la variable de dosis y ubicados de igual forma (Figura 2.22, punto 2), sobre los cuales se hace una toma, de manera que con la tasa de pulsos, el tiempo de la toma y la dosis medida se calcule la dosis por imagen, esta cantidad no debe superar ciertos límites que depende de la especialidad para la cual está diseñado el equipo, además debe estar en un rango de variación con respecto al valor proporcionado por el fabricante.

Por último, para finalizar las pruebas de dosis en el control de calidad a equipos de fluoroscopia es necesario verificar el sistema de medida de dosis que el equipo posee, ya sea el PKA, el valor de K_a,r o ambos. Esta prueba tiene como objetivo evaluar la diferencia entre los valores mostrados por el equipo y el valor real medido por la cámara de ionización o detector previamente calibrados y verificar que estén dentro del rango de tolerancia.

Prueba de fluoroscopia pulsada.

Esta prueba consiste en evaluar la duración y frecuencia de los pulsos, para realizar estas pruebas se requiere un multímetro radiológico con alta resolución temporal; ya que cada fabricante de equipos fluoroscópicos tiene sus propios parámetros, los valores encontrados deben estar en los rangos especificados por el fabricante, en el caso de equipos dedicados a cardiología, los pulsos tienen una duración de entre 3 y 8 ms con frecuencias de 7.5 hasta 30 o incluso 60 Cuadros/seg.

Pruebas del sistema de control automático de exposición (CAE).

Para evaluar el sistema de CAE es importante realizar tres pruebas sin ningún orden específico, las cuales se realizan con un simulador de paciente con espesor variable, generalmente se utilizan placas de PMMA con espesores entre 10 y 20 cm y una cámara de ionización o detector de estado sólido calibrados en dosis, que se recomienda ubicar en la posición 1 según la Figura 2.22 para las pruebas del CAE mencionadas.

Una de las pruebas es la verificación de la tasa de dosis en el plano de entrada en el sistema de imagen, para esta prueba se sitúa el simulador de paciente de 20cm de PMMA como si fuese un paciente en condiciones habituales y se realiza la medida de tasa de dosis sobre el sistema de imagen (intensificador o panel) empleando el detector de radiación, los valores encontrados no deben diferir con respecto al valor inicial o proporcionado por el fabricante en más de 20%; ahora bien, este proceso se repite tres veces más para encontrar el coeficiente de repetibilidad y dar por terminada la segunda parte de la valoración del sistema de CAE, para este coeficiente se permite un valor máximo del 10%, lo que garantiza que la tasa de dosis en el sistema formador de imagen no tiene fluctuaciones espontáneas considerables que alteren el brillo de la imagen durante un estudio.

Por último se determina la compensación del CAE para diferentes espesores, en esta prueba se verifica que el sistema este respondiendo a los cambios de grosor, con el fin de verificar que la imagen no tenga fluctuaciones de brillo por cambios en el análisis de regiones del cuerpo anatómicamente más o menos voluminosas, para ello se utilizan placas de PMMA con espesores variables de entre 10 y 20 cm ubicados entre el tubo y el sistema de imagen y una cámara de ionización o detector con posición fija, ubicada lo más cerca posible al intensificador o panel para medir la tasa de dosis que este recibe

cada que se modifica el espesor del simulador, por ejemplo 10, 13, 15, 18 y 20 cm de PMMA , estas tasas de dosis no deben tener variaciones entre si superiores al 20%.

Prueba de filtración.

El objetivo de la prueba es verificar que los valores de la filtración total (inherente mas añadida) no estén por debajo de los límites mínimos permitidos según el kilovoltaje pico. Existen varias formas de realizar las medidas, la más cómoda es exponer un multímetro radiológico que posea la capacidad de medir filtración como el NOMEX de PTW y además que este calibrado en esta variable, sin embargo otro método útil aunque más engorroso es recolectar una serie de datos de dosis utilizando una cámara de ionización y un conjunto de filtros de aluminio de alta pureza ubicados entre el punto focal y la cámara de ionización para luego realizar los cálculos de la filtración que posee el equipo según la ecuación 2.9, donde el indicador es la capa hemirreductora (*CHR*).

$$CHR = -F \frac{\ln 2}{\ln \frac{D}{D_0}} \quad (2.9)$$

Donde **F** es el espesor del filtro utilizado, **D** es la dosis medida con filtro y **D₀** la dosis medida sin filtro.

Pruebas no invasivas para el generador.

Kilovoltaje.

Para vigilar el kV se debe comprobar mediante su medición que sea el mismo configurado en consola (manual o automáticamente) y además que este no cambie considerablemente después de cada pulsación, realizando las pruebas de exactitud y repetibilidad respectivamente. Para realizar estas pruebas es necesario un kilovoltmetro o un multímetro radiológico calibrados en esta variable, con el cual se deberán realizar 4 medidas para cada uno de 4 kilovoltajes diferentes, cubriendo en lo posible el rango de trabajo, por ejemplo 60, 80, 100 y 120 kV.

Rendimiento.

La corriente (mA) es otro parámetro de mucha importancia, ya que de este depende la cantidad de fotones del que se compone le haz de rayos X que emite el tubo y por ende

tiene una implicación directa en el ruido cuántico de la imagen, sin embargo este parámetro no es fácil de medir por lo que se acostumbra utilizar el rendimiento como un indicador del ajuste de la corriente del tubo y se define como el valor de dosis absorbida en aire sin retrodispersión por unidad de carga en el tiempo [$\mu\text{Gy/mAs}$] a 80kV y expresada a 1m de distancia del foco del tubo.

Para hallar el rendimiento es necesario una cámara de ionización o detector de estados sólido calibrados en dosis, el cual se debe ubicar bajo el haz sin ningún tipo de simulador, con el objetivo de medir la dosis absorbida en aire sin retrodispersión, recomendablemente a 1m del foco del tubo o en caso de realizar la medida en un punto diferente, expresarla a esta distancia por cálculos matemáticos; posteriormente el valor medido debe ser dividido por el producto entre la corriente [mA] y el tiempo de duración del disparo [seg] dados por el equipo, si este se realizó en modo de tiempo continuo, de lo contrario si la prueba se realiza en modo de fluoroscopia pulsada, se deberá medir la dosis por pulso y utilizar el tiempo del pulso para hacer los cálculos apropiados y evitar cálculos erróneos del rendimiento.

En equipos de fluoroscopia se debe comprobar que el valor del rendimiento sea constante en el tiempo respecto al valor de referencia otorgado por el fabricante con una tolerancia para la variación de hasta un 25%, además se debe investigar tanto en modo fluoroscopia como en modo de alta tasa de dosis o modo cine. Dado el caso en el que el rendimiento difiera en más del 25% con la referencia se deberá investigar las posibles causas como: filtración, deterioro del tubo, forma de la onda, entre otras. Además de medir el valor del rendimiento, también es necesario evaluar la repetibilidad del mismo, midiendo 4 veces este parámetro y comprobando que estos no difieren entre sí en más de un 10%.

Pruebas en la geometría del haz de rayos X.

Ya que en general los procedimientos guiados por fluoroscopia se limitan a una región específica del cuerpo sería innecesario irradiar órganos que no son objeto de estudio, por esta razón se debe comprobar que los parámetros geométricos del haz de radiación tengan las características necesarias para que esto no suceda.

En primer lugar el haz de rayos X debe incidir perpendicularmente al detector de imagen (intensificador o panel) con una tolerancia máxima de 1.5° , para realizar esta prueba se

utiliza un simulador cilíndrico, el cual es colocado sobre el detector para proyectar una imagen y según las especificaciones de su uso será calculada la perpendicularidad. Posteriormente se debe verificar que el tamaño del campo en la entrada del detector de imagen sea efectivamente el seleccionado en consola, para ello se utiliza una rejilla metálica de espacio conocido o una regla con patrones de plomo, que debe ser ubicada sobre el detector para medir el diámetro o la diagonal del campo de radiación y calcular las relaciones descritas en las ecuaciones 2.10 y 2.11 para campos circulares o rectangulares respectivamente.

$$\left(\frac{\text{Diámetro medido (visualizado)}}{\text{Diámetro nominal (seleccionado en consola)}} \right) \quad (2.10)$$

$$\left(\frac{\text{Diagonal media (visualizadas)}}{\text{Diagonal nominal (seleccionado en consola)}} \right) \quad (2.11)$$

Cualquiera sea el caso, las relaciones descritas por las ecuación 2.10 y 2.11 no deben tener valores menores a 0,85.

Por último se debe medir la coincidencia del campo de radiación con el área visualizada del detector, existen múltiples formas de realizar esta prueba, en una de ellas se requiere un chasis cargado, el cual se ubica sobre el detector para ser irradiado con el colimador del fluoroscopio en su máxima apertura y luego por medio del velado medir el área del campo de radiación y encontrar el valor del indicador dado por la ecuación 2.12.

$$\left(\frac{\text{Área del campo de radiación}}{\text{Área visualizada en la superficie de entrada del detector de imagen}} \right) \quad (2.12)$$

El valor encontrado en la anterior relación no deberá superar un 1.15, e indica que el área del campo de radiación debe ser aproximada al área útil del detector.

Todos los valores límites o de referencia para los indicadores en las pruebas de control de calidad son establecidos por entidades internacionales que regulan y guían las buenas prácticas radiológicas como la ICRP y la OIEA y son compilados en protocolos como el protocolo ARCAL, ESPAÑOL, INGLÉS entre otros.

2.6 Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes.

Cuando materia biológica como tejidos u órganos se ven irradiados, se puede producir ionización a nivel molecular, es decir moléculas como el DNA dentro de las células de las que se compone el tejido pueden ser alteradas por los efectos de la radiación; estos efectos se clasifican en:

Efecto directo.

Se da cuando la radiación causa un daño sobre el DNA sin procesos intermedios, en otras palabras la radiación generalmente incide directamente en la macromolécula modificándola (Figura 2.23); usualmente el tipo de radiación que causa un efecto directo sobre el DNA suele poseer una alta transferencia lineal de energía "LET", definida como la cantidad de energía media que la partícula imparte al medio por unidad de longitud y cuya unidad es el J/m o el keV/um, por ejemplo las partículas alfa.

Efecto indirecto.

En este tipo de efecto la radiación no incide directamente sobre el DNA, sino sobre el medio acuoso que lo contiene, generando mediante el mecanismo de radiolisis del agua, productos altamente reactivos químicamente como los radicales libres, que posteriormente interactúan con el DNA, causando al igual que de forma directa, diferentes tipos de daños a su estructura (Figura 2.23). La alteración indirecta se da con mayor probabilidad por la incidencia de radiación de bajo LET, como los fotones.

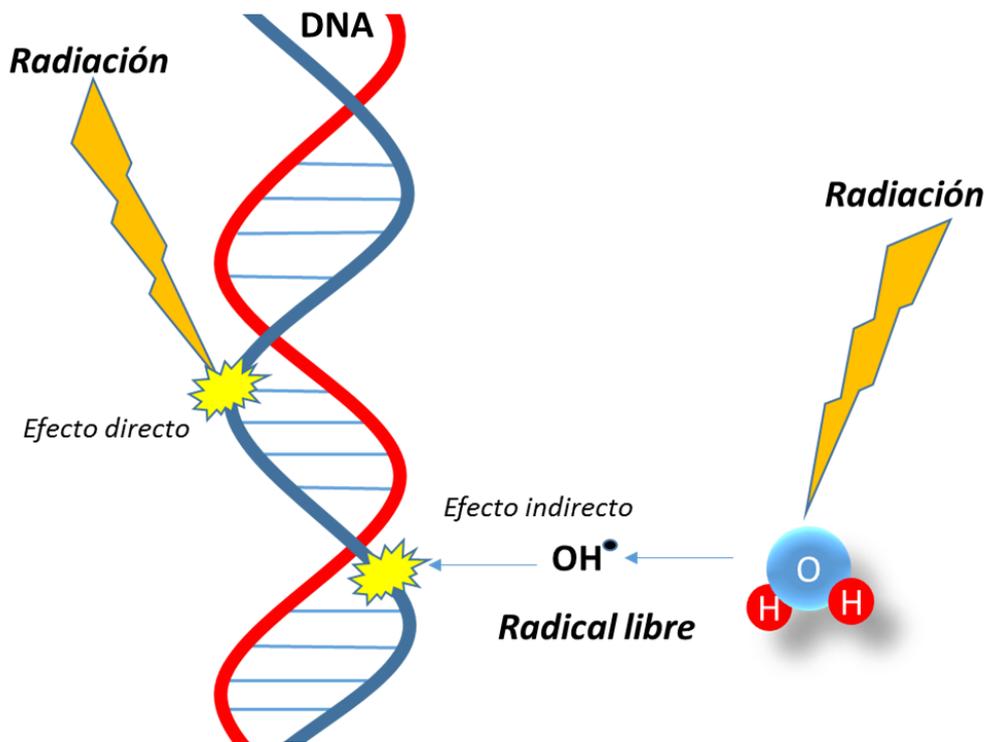


Figura 2.23: Esquema de los efectos directos e indirectos de la radiación al DNA.

Los daños causados al DNA por la radiación pueden ser: fracturas simples en una de las hélices, fracturas en ambas hélices, alteración de las bases nitrogenadas, oxidación de azúcares, formación de dímeros entre dos bases, formación de puentes entre las dos cadenas del DNA y rompimiento de los puentes de hidrógeno; sin embargo una vez dañado, las células pueden repararlo por mecanismos como la escisión, en el cual se detecta y corrige algunos daños que modifican el DNA; no obstante requieren ciertos periodos de tiempo para hacerlo, por lo que a altas tasas de dosis de radiación las células alcanzan la muerte ya que la capacidad de reparación no es suficiente.

Ahora bien, puede suceder que las células se reparen exitosamente y el individuo no se vea afectado en forma alguna, o que no lo hagan, conllevando al individuo a sufrir posteriormente efectos negativos a un nivel macroscópico, los cuales pueden ser de tipo somáticos (en el individuo expuesto) como el cáncer o tipo hereditarios (en la progenie del individuo expuesto); estos efectos se clasifican en:

Efectos estocásticos.

Estos aparecen en el individuo expuesto como consecuencia del daño de muy pocas células por radiación ionizante, las cuales no tuvieron una reparación óptima, presentándose la mutación en las mismas y generando consecuencias cancerígenas o hereditarias. Sin embargo estos efectos son de tipo probabilista, es decir no existe un umbral a partir del cual se presenten con certeza; para estos efectos la gravedad de la lesión no depende de la dosis, sin embargo la probabilidad de aparición sí.

Efectos tisulares.

Este tipo de efectos aparecen en individuos expuestos a altas cantidades de radiación, causando que un gran número de células muera sin la posibilidad de ser compensadas por los mecanismos de reproducción de células sanas. Los efectos tisulares al contrario de los efectos estocásticos siempre se manifiestan clínicamente a partir de un umbral de dosis, aumentando la gravedad de la lesión con el aumento de la dosis. Cuando la irradiación del individuo es en todo el cuerpo, se presenta el síndrome agudo a la radiación SAR, que se clasifica en síndrome de la médula ósea o hematopoyético para exposiciones entre 1 y 10Gy, síndrome gastrointestinal para dosis entre 10 y 50Gy y síndrome del sistema nervioso con dosis superiores a 50Gy, en cualquier caso dependiendo de la dosis, los efectos del SAR pueden causar la muerte. Ahora bien las lesiones tisulares también pueden ser en tejidos u órganos específicos del cuerpo, como la piel, ocasionando lesiones como: depilación, eritemas, entre otras, mencionadas en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Algunos efectos tisulares en piel.

Lesión	Dosis [Gy]
Depilación temporal	3-5
Depilación permanente	>7
Eritema	3-10
Radiodermatitis seca	10-15
Radiodermatitis exudativa	15-25
Necrosis	>25

De hecho, además de la dosis, el daño a algún órgano específico también depende de su radiosensibilidad, entre los más radiosensibles se encuentran los órganos reproductivos, la tiroides y el tejido en el que se basa este trabajo, el cristalino del ojo,

el cual presenta lesiones según la Tabla 2.2; este tipo de efectos clínicos son bastante comunes entre los profesionales que se dedican a la RI.

Tabla 2.2: Efectos de la radiación al cristalino del ojo.

Lesiones al cristalino	Rangos de dosis [Gy]
Opacidades estacionarias	Dosis únicas de 0.5 a 2 Gy
Cataratas progresivas graves	Dosis únicas > 5 Gy
Cataratas progresivas graves	Dosis en forma aguda > 7.5Gy
Cataratas progresivas graves	Dosis fraccionada ≥ 14Gy

2.7 Dosimetría ocupacional debido a exposiciones externas.

La dosimetría ocupacional consiste en la medición de la cantidad de radiación a la cual una persona se expone laboralmente durante un periodo de tiempo, su objetivo es evitar que este tipo de personas superen los límites de dosis propuestos por la ICRP para prevenir en la medida de lo posible la incidencia de los efectos dañinos a causas de la radiación. Por lo tanto, para realizar cualquier tipo de dosimetría es necesario definir cantidades cuantificables y medibles que se relacionen con los efectos nocivos provocados por la radiación ionizante, así pues se definen las siguientes cantidades radiológicas.

Exposición. Denotado por X , es la magnitud física que relaciona la incidencia de rayos X o γ en una masa de aire seco en condiciones estándar (1atm,20°C) con la carga producida en esa cantidad de aire debida a la radiación; el efecto en cualquier otro material, como un tejido u órgano es proporcional al efecto en el aire. La exposición se define como el valor absoluto de la carga total Q de los iones producidos por unidad de masa de aire, cuando todos los electrones generados por el efecto de ionización de la radiación se detienen (ecuación 2.13).

$$X = \left| \frac{dQ}{dm} \right| \quad (2.13)$$

La unidad utilizada anteriormente para esta cantidad era el roentgen [R], sin embargo actualmente se utiliza la unidad del sistema internacional [C/kg]; $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$.

KERMA (*kinetic energy released per unit mass*). Denotado por K , es otra magnitud física utilizada para relacionar la interacción de la radiación con la materia y sus efectos sobre la misma; se define como la suma de las energías cinéticas iniciales E de todas las partículas cargadas puestas en movimiento por la radiación por unidad de masa de algún material (ecuación 2.14).

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (2.14)$$

Su unidad es el gray [**Gy**] equivalente en el sistema internacional al [**J/kg**]; **1Gy=1J/kg**.

Dosis en absorbida. Denotada por D , es la razón entre la energía media ($d\bar{\mathcal{E}}$) impartida a una material con masa (dm) por la radiación (ecuación 2.15), en otras palabras, esta cantidad cuantifica la deposición de la energía en cualquier tipo de material por radiación ionizante.

$$D = \frac{d\bar{\mathcal{E}}}{dm} \quad (2.15)$$

La dosis absorbida es ampliamente utilizada en protección radiológica debido a que el medio material donde se deposita la energía en los seres humanos son órganos o tejidos, definiendo a partir de la magnitud anterior la dosis absorbida en órganos o tejidos (D_T) como la energía promedio impartida por la radiación a todos los puntos de un órgano o tejido ($\bar{\mathcal{E}}_T$), sobre la masa del mismo (m_T) (ecuación 2.16).

$$D_T = \frac{\bar{\mathcal{E}}_T}{m_T} \quad (2.16)$$

La unidad de la dosis absorbía en cualquier material, órgano o tejido también es el **Gy**.

A pesar de que las magnitudes anteriores son de gran utilidad, no tienen en cuenta la radiosensibilidad de los diferentes órganos y tejidos de los que se compone el cuerpo humano a los diferentes tipos de radiación ionizante, por lo que es necesario definir otras cantidades más específicas para realizar dosimetría ocupacional como la dosis equivalente y la dosis efectiva.

Dosis equivalente. Esta cantidad se define como el producto entre la dosis absorbida en un órgano o tejido T y un factor de peso por radiación W_R , considerando todos los tipos de radiación involucradas, la dosis equivalente es una suma (ecuación 2.17); donde los W_R depende de la efectividad biológica relativa del tipo de radiación R con respecto a los fotones, es decir de la capacidad de ionización de la misma, estos son mostrados por la Figura 2.24.

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

La unidad de esta magnitud es el **J/kg** y es llamada Sievert [**Sv**].

Radiation type*	Radiation weighting factor, w_R
Photons	1
Electrons and muons	1
Protons and charged pions	2
Alpha particles, fission fragments, heavy ions	20
Neutrons	A continuous curve as a function of neutron energy

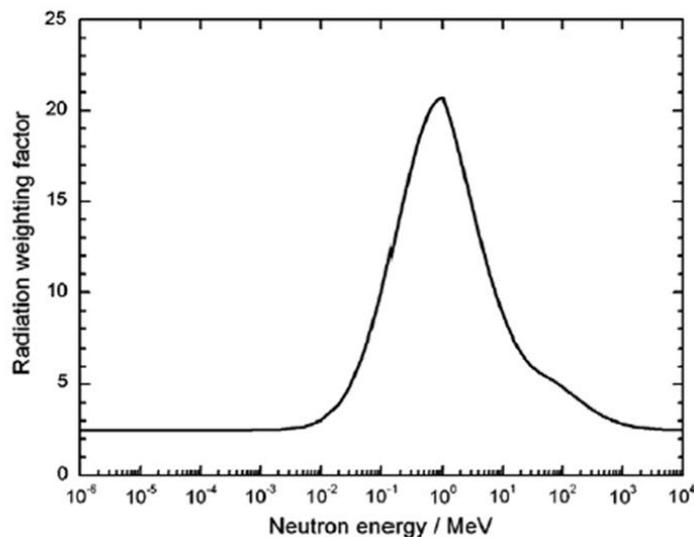


Figura 2.24: Factores de peso por radiación W_R para diferentes tipos de radiación, incluyendo la curva de W_R para neutrones en función de la energía cinética.

Tomado de: [17] International Commission on Radiological Protection. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP publication 116.

ELSEVIER 2010

Dosis efectiva. El IRCP introduce esta magnitud para la irradiación de cuerpo entero, la cual tiene en cuenta tanto la dosis en cada órgano o tejido como la probabilidad propia a sufrir algún efecto estocástico, debido a que todos los órganos o tejidos en el cuerpo

no presentan la misma radiosensibilidad. La dosis efectiva E se define como la suma de las dosis equivalentes (H_T) multiplicadas por el factor de ponderación correspondiente a cada órgano o tejido (W_T) (ecuación 2.18) que representan la contribución de un órgano o tejido al deterioro total causado por los efectos estocásticos generados por radiación ionizante, estos valores son mostrados en la Figura 2.25.

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (2.18)$$

La unidad de la dosis equivalente es el Sievert [Sv].

Tissue	w_T	$\sum w_T$
Red bone marrow, colon, lung, stomach, breast, remainder tissues*	0.12	0.72
Gonads	0.08	0.08
Bladder, oesophagus, liver, thyroid	0.04	0.16
Endosteum (bone surface), brain, salivary glands, skin	0.01	0.04
Total		1.00

* Remainder tissues: adrenals, extrathoracic region, gall bladder, heart, kidneys, lymphatic nodes, muscle, oral mucosa, pancreas, prostate (male), small intestine, spleen, thymus, and uterus/cervix (female).

Figura 2.25: Factores de ponderación para órganos y tejidos W_T y suma ponderada para cada grupo.

Tomado de: [17] International Commission on Radiological Protection. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. ICRP publication 116. ELSEVIER 2010

2.7.1 Magnitudes operativas para la vigilancia radiológica individual.

La dosis equivalente y efectiva son usadas para limitar las dosis a las cuales se exponen las personas ocupacionalmente, sin embargo dado que son construcciones matemáticas y no físicas, son cantidades que no pueden ser medidas, por lo tanto para verificar el cumplimiento de los estándares internacionales que regulan los límites de dosis para cuerpo entero u órganos y tejidos de profesionales ocupacionalmente expuestos, propuestos por la ICRP (Tabla 2.3), se usan magnitudes operativas de monitoreo radiológico individual, llamadas equivalentes de dosis personal $H_p(d)$, definidas como el equivalente de dosis en tejido blando a una profundidad d en mm por debajo de un punto específico del cuerpo, que depende del lugar y el objetivo de medición y que es realizado por un dosímetro individual.

Tabla 2.3: Límites de dosis anuales para diferentes tejidos y órganos de personas ocupacionalmente expuestas a la radiación ionizante propuestos por la ICRP.

Tipo de límite.	Límite de dosis ocupacional anual.
Dosis efectiva	20mSv, promediado en periodos de 5 años
Dosis equivalente anual en :	
Cristalino del ojo	20mSv, promediado en periodos de 5 años
Piel	500mSv
Manos y pies	500mSv

Para la evaluación de la dosis efectiva se utiliza una profundidad de 10mm (**Hp(10)**) y el dosímetro es ubicado generalmente a la altura del pecho; para la vigilancia de la dosis en piel, manos, muñecas y pies se recomienda una profundidad de 0.07mm (**Hp(0.07)**), y los dosímetros son ubicados por medio de anillos y pulseras en las extremidades del cuerpo; en el caso del monitoreo de la dosis en el cristalino del ojo se usa una profundidad de 3mm (**Hp(3)**), siendo recomendable ubicar los dosímetros lo más cerca posible al ojo sin afectar la visión de la persona.

2.7.2. Métodos de dosimetría individual para el cristalino en CI.

Para proteger al personal ocupacionalmente expuesto en CI de efectos deterministas como la opacidad en el cristalino (Canevaro et al 2009) y efectos estocásticos como el cáncer en el cerebro (Picano et al 2011), es necesario velar porque los niveles de dosis para el cristalino de estos profesionales permanezcan por debajo del límite establecido de 20mSv/año; para esto es necesario llevar a cabo la dosimetría en cristalino, monitoreando el Hp(3) con dosímetros ubicados en la medida de lo posible cerca a los ojos, sobre la piel y de frente a la fuente de dispersión. Usualmente se utilizan dosímetros termoluminiscentes ubicados en puntos estratégicos como: sobre el marco de los lentes plomados (puntos verdes), en la parte interna de los lentes plomados (puntos azules), sobre ambas cejas (puntos marrones) o en la zona lateral externa a los ojos (puntos rojos), siempre sin perjudicar la visión del profesional (Figura 2.26).

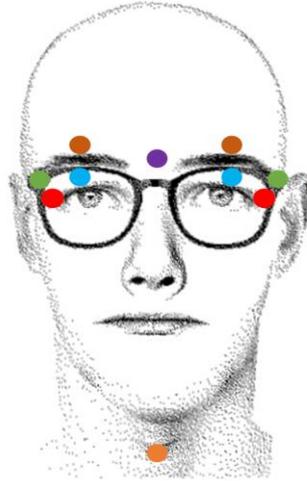


Figura 2.26. Esquema de posiciones comunes de dosímetros para realizar el monitoreo de $H_p(3)$.

Dado que el monitoreo individual en cada ojo exige dos dosímetros ubicados en puntos incómodos para el médico, la dosimetría de $H_p(3)$ se hace tediosa, por lo que en algunos casos se opta por utilizar un solo dosímetro, ubicado ya sea en la frente, cerca a ambas cejas (punto violeta, Figura 2.26) calibrado directamente en $H_p(3)$, o sobre el protector de tiroides (punto naranja, Figura 2.26) calibrado en $H_p(0.07)$ (Behrens et al. 2012) o en $H_p(10)$ (Carinou et al. 2015), obteniendo el valor de $H_p(3)$ en cada ojo mediante un factor de corrección encontrado previamente; sin embargo este tipo de metodología, al igual que otras usando dosímetros en diferentes partes del tórax por fuera del delantal plomado, generan altas incertidumbres en la medida, ya que la cantidad de radiación captada por el dosímetro está influenciada por factores que modifican la geometría de irradiación del dosímetro con respecto a la del cristalino del ojo.

2.7.3. Métodos de dosimetría individual para cuerpo entero en CI.

En las técnicas de intervencionismo la protección sobre el cuerpo de los profesionales dentro de la sala no es uniforme, ya que no todos los tejidos están resguardados por elementos como el delantal plomado, por tal razón la medida de $H_p(10)$ con un dosímetro ubicado en el pecho bajo el delantal plomado subestima los valores de dosis en órganos no protegidos (Boetticher et al. 2010), causando que esta magnitud sea poco apropiada para la estimación de la dosis efectiva; de la misma manera, la medida de un dosímetro ubicado por fuera de los elementos de protección, como un dosímetro

ubicado por fuera del protector de tiroides, sobrestimaría el valor de la dosis en los órganos protegidos.

Tomando cartas en el asunto, organismos internacionales como la ICRP, IAEA, entre otros, recomiendan para el cálculo de la dosis efectiva en profesionales dedicados a procedimientos intervencionistas, el uso de algoritmos que implementen medidas en dos puntos del cuerpo; es así como Boetticher et al. 2010 presenta diferentes algoritmos conservadores para la estimación de esta cantidad, descritos por las ecuaciones 2.19 y 2.20, calculadas a partir de factores de ponderación para distintos órganos de la publicación 103 del ICRP, las cuales son usadas respectivamente para cuando la persona expuesta usa el protector de tiroides y para cuando no lo usa.

$$E = 0.84H_{p,c,u}(10) + 0.051H_{p,n,o}(10) \quad (2.19)$$

$$E = 0.79H_{p,c,u}(10) + 0.100H_{p,n,o}(10) \quad (2.20)$$

En las anterior ecuaciones la variable $H_{p,c,u}(10)$ es la lectura de Hp(10) a la altura del tórax debajo del delantal plomado y $H_{p,n,o}(10)$ es la lectura de Hp(10) al nivel de la tiroides, sobre el protector tiroideo para el primer caso.

Es importante mencionar que no solo existen los algoritmos presentados en esta sección para el cálculo de la dosis efectiva en intervencionismo a partir del valor medido en dos puntos, incluso en el mismo trabajo de Boetticher et al. 2010, se presentan otros similares basados en el ICRP 60; así mismo otros autores en la literatura proponen diferentes ecuaciones para el cálculo de esta magnitud.

2.7.4. Dosimetría de TLD y Calibración.

Las medidas de dosis se pueden realizar con materiales termoluminiscentes de diferentes elementos, los cuales permiten a una escala atómica que la radiación de alta energía como los rayos X o γ promuevan electrones de la banda de valencia a la banda de conducción y de esta manera relacionar la cantidad de cargas promovidas con la cantidad de radiación y obtener un sensor, sin embargo esto no es muy útil a la hora de almacenar información, por lo que generalmente para la dosimetría personal, las aleaciones son dopadas con algunos elementos (para nuestro caso los dosímetros son

de una aleación de fluoruro de litio dopado con magnesio y titanio), con el objetivo de generar niveles trampas entre la banda de valencia y la banda de conducción y retener las cargas promovidas en cantidad proporcional a la radiación incidente (Figura 2.27 a) por prolongados periodos de tiempo, para luego por medio de una estimulación térmica en el caso de cristales de TLD, ser regresadas a la capa de valencia seguidas por la emisión de radiación en el espectro visible (Figura 2.27 b), la cual según la intensidad, proporciona la información sobre la cantidad de dosis de radiación recibida por el dosímetro.

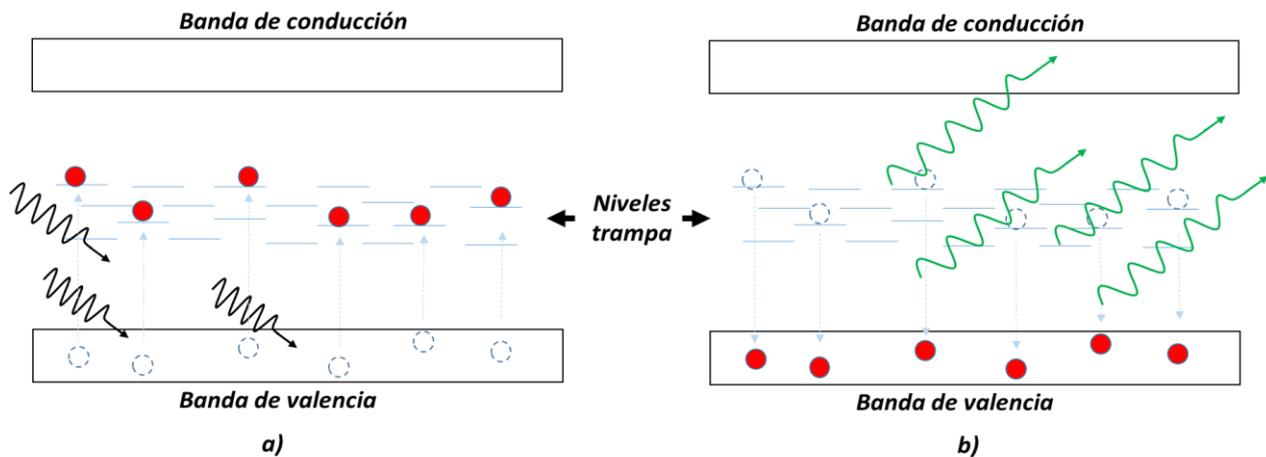


Figura 2.27: Esquema del modelo físico de bandas de los dosímetros TLD, a) Excitación electrónica, b) Desexcitación electrónica

Para la estimulación térmica de los dosímetros se usan perfiles de tiempo de temperatura TTP, los cuales son ajustados según el tipo de dosímetro y las dosis que se trabajan, a fin de obtener una curva de brillo que proporcione la información necesaria para encontrar la dosis registrada por el dosímetro, en este caso se utilizó el perfil de temperatura mostrado en la Figura 2.28a, conveniente para dosímetros TLD100 (LiF:MgTi) cúbicos expuestos a bajas dosis según el fabricante del lector empleado; el TTP inicia en 50 °C, aumenta progresivamente durante un tiempo de 26.67s a una tasa de 10 °C/s hasta una máximo de 260 °C, para luego mantener esta temperatura durante el tiempo restante de adquisición (Figura 2.28b).

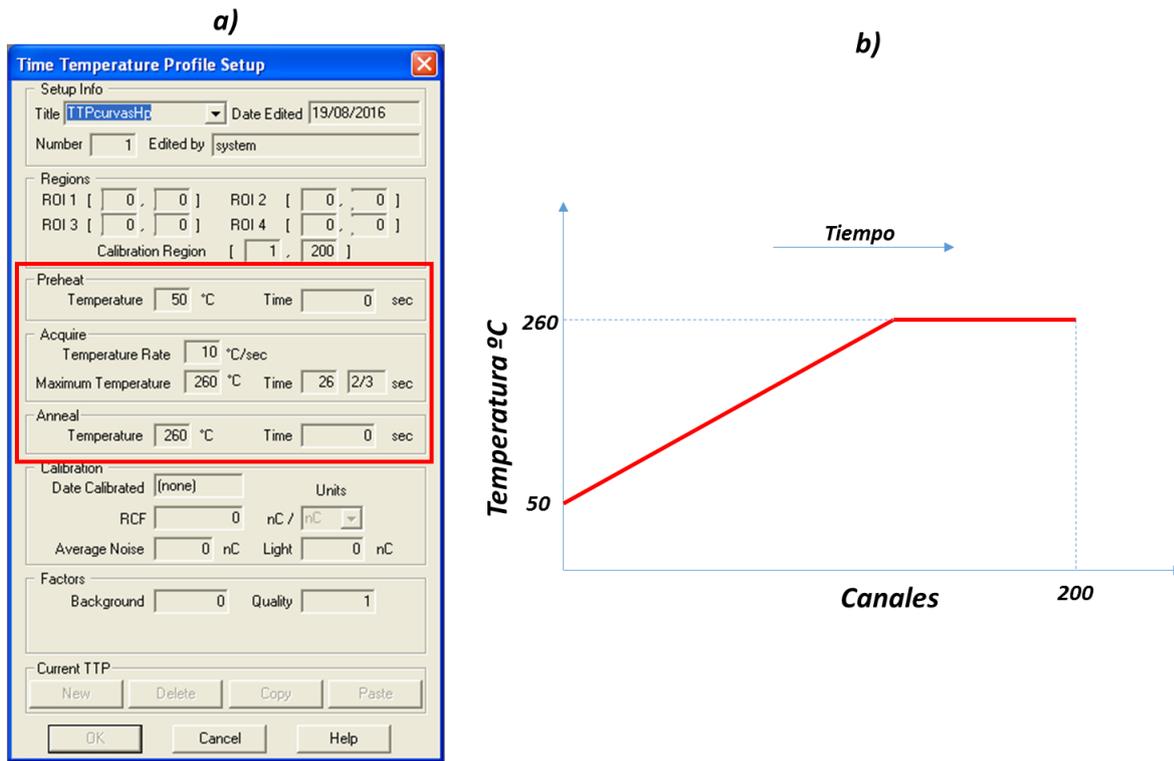


Figura 2.28: a) Perfil de tiempo de temperatura TTP configurado en el software comando *WinREMS* del lector *HARSAW 3500* b) Representación gráfica del perfil de temperatura en función de la adquisición en los 200 canales.

Cuando el lector inicia el proceso de TTP, ocasionando que el dosímetro emita luz, también se inicia el proceso de adquisición, el cual está dividido en 200 canales de tiempo y es realizado por un tubo fotomultiplicador dentro del lector, que convierte la luz en carga eléctrica, proporcionando un valor de corriente por canal y generando una curva de brillo (Figura 2.29), donde la intensidad de corriente a la salida del fotomultiplicador es proporcional a la emisión de luz del dosímetro, que a su vez es proporcional a la cantidad de radiación que recibió, por lo que con una apropiada calibración se puede relacionar la carga total a la salida del fotomultiplicador con la dosis; esta carga es igual al área de la curva de brillo y es proporcionada por el software (Figura 2.29).

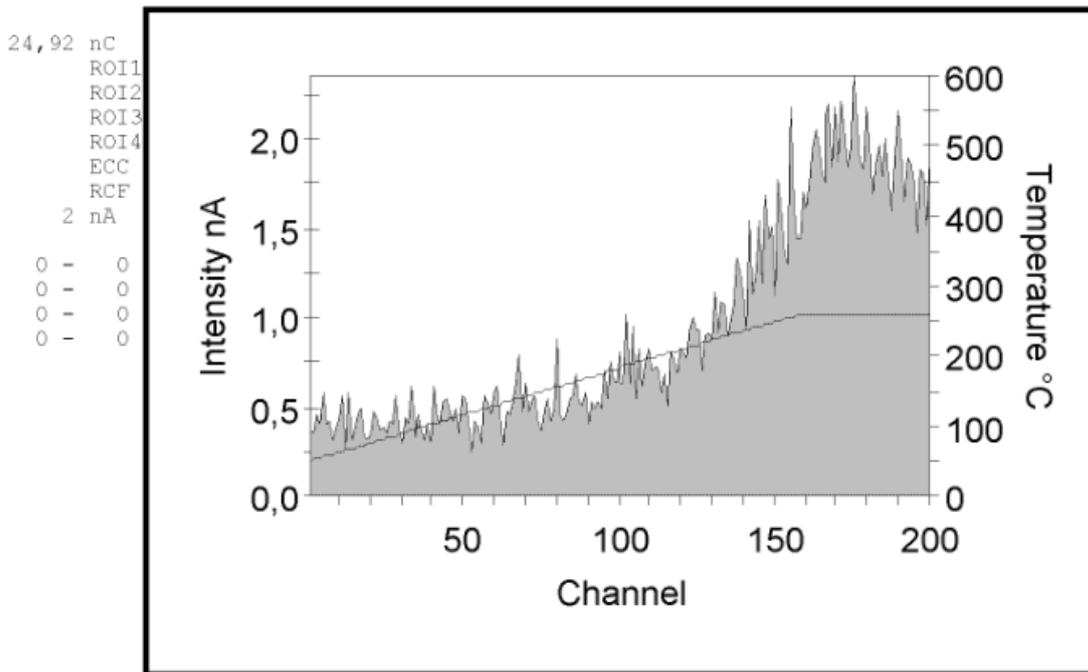


Figura 2.29: Curva de brillo proporcionada por el software comando *WinREMS* del lector *HARSAW 3500* para la lectura de un dosímetro de *TLD100*.

Los dosímetros utilizados en este estudio, fueron previamente calibrados en términos de los equivalentes de dosis personal $H_p(3)$ y $H_p(10)$ en el Laboratorio de Metrología de las Radiaciones Ionizantes adscrito al Departamento de Energía Nuclear de Recife Brasil (LMRI DEN-UFPE), el cual cuenta con trazabilidad metrológica. En este laboratorio se irradiaron diferentes pares de dosímetros con dosis conocidas, utilizando simuladores apropiados y coeficientes de conversión reportados en el documento 4037-3 de la ISO, tanto para $H_p(3)$ como para $H_p(10)$. Los simuladores fueron posicionados a 150cm del foco del tubo de rayos X con calidad de haz LMRI-ISO-N80, posteriormente, los dosímetros fueron leídos con nuestro lector HARSHAW 3500 para obtener las curvas de brillo de cada uno según la dosis recibida y generar las curvas de calibración para $H_p(3)$ (Figura 2.30a) y $H_p(10)$ (Figura 2.30b).

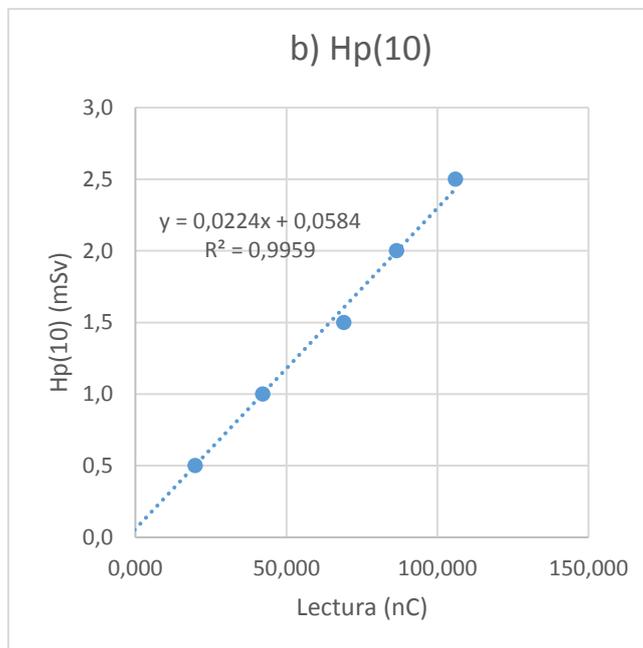
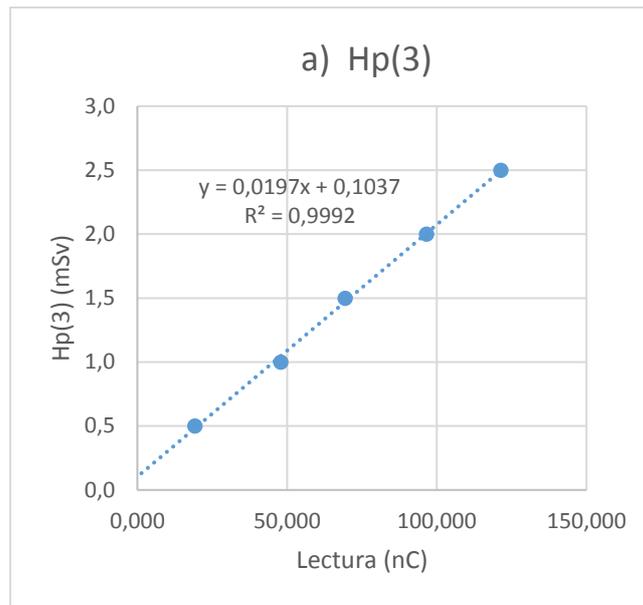


Figura 2.30: Curvas de calibración para a) Hp(3) y b) Hp(10).

3. Materiales y Metodología.

La muestra de esta investigación se compone de medidas de dosis tomadas en seis médicos hemodinamistas, quienes realizaban sus labores de CI en cuatro instituciones médicas de alta complejidad, en su gran mayoría de carácter privado y equipadas con angiografos según la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Instituciones médicas, carácter y tipo de tecnología empleada en su respectiva sala de Hemodinamia.

	Institución	Carácter	Angiografo	Tecnología
1	Clínica Las Américas	Privado	PHILIPS ALLURA	Panel plano
2	Clínica CES	Privado	PHILIPS ALLURA CLARITY	Panel plano
3	Hospital General de Medellín	Público	TOSHIBA INFINIX	Panel plano
4	Clínica Las Vegas	Privado	TOSHIBA CAT	Panel plano

Para las medidas de dosis en cada médico se utilizó la dosimetría termoluminiscente (TL) por su óptima relación costo/beneficio; para el cual se dispuso de aproximadamente 300 cristales de tipo TLD-100, caracterizados en las variables de Hp(3) y Hp(10), con un rango de medida de 10pGy a 10Gy (Figura 3.1 a) y un lector HARSHAW 3500 (Figura 3.1 b) para la lectura de los dosímetros; por último se utilizó una mufla con temporizador para el tratamiento térmico de los cristales (Figura 3.1 c).

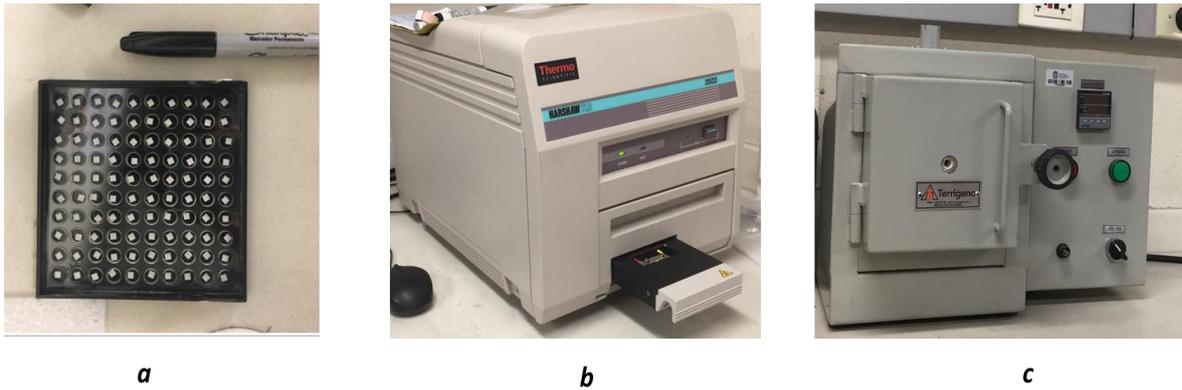


Figura 3.1: a) Dosímetros de TLD100 LiF:MgTi, b) Lector HARSHAW 3500, c) Mufla

3.1 Preparación de los dosímetros.

Para realizar cualquier medida de dosis los dosímetros siempre fueron tratados térmicamente en la mufla (Figura 3.1c) durante 1 hora a 100 °C y 4 horas a 400 °C, este paso es de extrema importancia ya que cuando se procesa la información contenida en los cristales de TLD no todos los electrones capturados en los niveles trampa se desexcitan, generando dosis adicional en mediciones futuras de no ser sometido a este proceso; luego los dosímetros eran empacados en grupos de tres cristales en bolsas de aproximadamente 1cm² de área (Figura 3.2), cada paquete era utilizado para realizar la dosimetría en los médicos en puntos estratégicos de su cuerpo cuando realizaban diversos procedimientos de CI.



Figura 3.2: Paquetes de dosímetros utilizados para realizar las medidas de dosis Hp(3), Hp(10) y en protector de tiroides.

Una vez empacados los cristales, estas pequeñas bolsas eran almacenadas y transportadas hasta las instituciones médicas en un recipiente plomado para disminuir los efectos del fondo natural en todo el conjunto de dosímetros, sin embargo siempre mantuvo dentro del recipiente un par de bolas con dosímetros, utilizados como testigos para restar su media a las medidas dosimétricas realizadas en los cardiólogos y así determinar solo la dosis inducida en el procedimiento.

3.2 Método de evaluación de la dosis ocupacional en cristalino.

Un vez llevados los dosímetros hasta cualquiera de las 4 instituciones, se realizaba por procedimiento de CI dosimetría de Hp(3) en ojo derecho e izquierdo del médico, conforme se especifica en la sección 2.7.2, ubicando los paquetes de cristales como se ilustra en la Figura 3.3 por medio de adhesivos adecuados, de tal manera que las medidas no fueran alteradas por el uso de lentes plomadas en los casos en que eran utilizadas, sin embargo se tuvo en cuenta si el médico utilizo o no correctamente estos elementos de protección para el cálculo de la dosis en cristalino.



Figura 3.3: Posición de las bolsas con dosímetros para las medidas de Hp(3).

3.3 Método de evaluación de la dosis efectiva ocupacional.

Además de las medidas de Hp(3), en la institución con mayor flujo de procedimientos, se realizaron algunas medidas en simultaneo de Hp(10), ubicando un paquete de dosímetro a la altura del pecho del médico dentro del chaleco plomado y adicionalmente, medidas ubicando otro conjunto de dosímetros por fuera del protector de tiroides, para calcular la dosis efectiva del médico por procedimiento según la sección 2.7.3 a partir del algoritmo propuesto por Boetticher et al. 2010 por medio de la ecuación 2.19. Las

medidas realizadas en tiroides también fueron utilizadas para encontrar la relación (Dosis cristalino/tiroides) usada comúnmente para dosimetría del cristalino, que conforme a Carinou et al. 2015 es realizada a partir de un dosímetro calibrado en Hp(10) ubicado en la posición mencionada.

Una vez terminado cada procedimiento los dosímetros eran regresados al recipiente plomado junto a los testigos para disminuir la propagación del error por diferencias en el fondo. Es importante mencionar que los médicos siempre realizaban las intervenciones coronarias al lado derecho del paciente como se observa en la Figura 3.4, permitiendo la protección de la mampara plomada suspendida del techo.

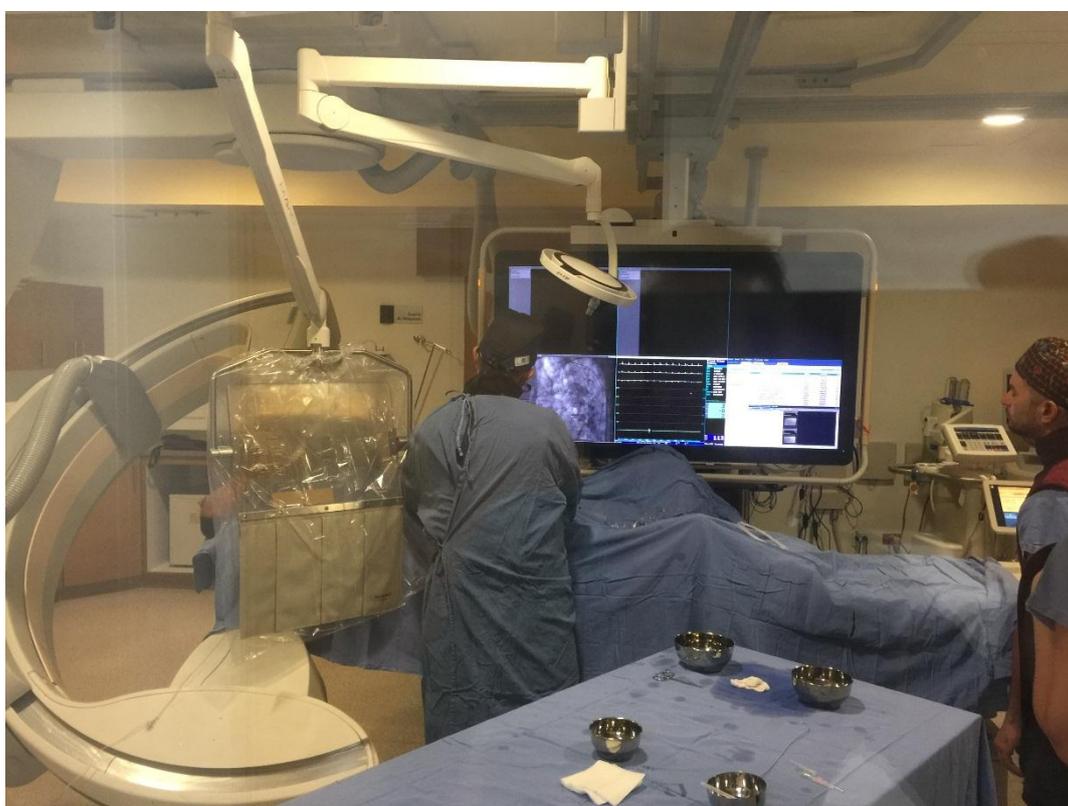


Figura 3.4: Posición relativa del médico hemodinamista durante una intervención coronaria.

3.4 Recolección de datos.

Dado que uno de los objetivos del trabajo es investigar las posibles variables que influyen sobre la dosis al cristalino del médico, se recolectaron además de las medidas de dosis ocupacional, datos sobre los angiografos, los pacientes, los procedimientos, el correcto uso de los elementos de protección y magnitudes dosimétricas como: el producto KERMA en aire-área (PKA) y KERMA en aire en el punto de referencia

intervencionista (Ka,r). El formato utilizado para la óptima recolección de estos datos es mostrado en la Figura 3.5

Institución				
Fecha		Procedimiento N°		
Médico				
Equipo de angiografía	Marca		Modelo	
Paciente	Sexo	edad	Altura [cm]	masa [kg]
Descripción del procedimiento	Hora de inicio		Hora de finalización.	
	Coronariografía		N° de angioplastias	N° de Stendts
	Nota especial:			
Indicadores de dosis a paciente	Tiempo de fluro [min]		Ka,r [mGy]	PKA [mGy*cm ²]
Uso correcto de los elementos de protección	Lentes plomadas		Mampara plomada	

Figura 3.5: Formato de recolección de datos para cada procedimiento estudiado.

3.5 Procesamiento de la información.

Los dosímetros generalmente eran procesados el mismo día en el que se realizaban las medias para minimizar pérdidas de información por los factores de fading inherentes a los dosímetros de TLD; para realizar las lecturas el lector HARSHAW 3500 mantuvo un suministro de nitrógeno con un grado de pureza de 99.999% de 0.8 litros/min a un presión dinámica de 30PSI cuando la maquina estaba en reposo, en el momento en que la maquina se usaba para procesar los cristales de TLD, el suministro de nitrógeno se ascendía a 2.5 litros/min; este gas actúa dentro de la maquina controlando la humedad y la temperatura en el tubo fotomultiplicador disminuyendo el ruido y la corriente oscura a la salida del mismo.

4. Resultados y discusión.

La muestra dosimétrica recolectada en este trabajo se compone de datos de dosis ocupacionales de: Hp(3) arriba de la ceja derecha e izquierda, dosis en el tórax por debajo del delantal plomado y dosis por fuera del protector de tiroides, las dos últimas calibradas en términos de Hp(10); estas medidas fueron realizadas en 6 cardiólogos hemodinamistas con alta experiencia en CI, mientras realizaban casos coronarios diagnósticos y/o terapéuticos en alguna de las 4 instituciones médicas de alta complejidad participes de este estudio, la distribución de los datos recolectados es presentada en la Tabla 4.1

Tabla 4.1: Distribución de las medidas dosimétricas en los diferentes centros clínicos en la ciudad de Medellín.

Institución	Nº datos Hp(3)	Nº datos Hp (10) Bajo el delantal	Nº datos Hp(10) Sobre P. Tiroides
1	184	61	47
2	43	0	0
3	72	0	0
4	18	0	0
Total	317	61	47

Las medidas de Hp(10) bajo el delantal y sobre el protector de tiroides fueron realizadas en simultaneo con algunas de las medidas de Hp(3), no fueron muy numerosas debido a que la materia prima para realizar la dosimetría fue muy limitada; además solo se realizaron en los médicos de la institución 1, dado que agilizaba la recolección de los datos por el alto flujo de procedimientos cardiacos en esta clínica, permitiendo cumplir con los tiempos establecidos para completar el estudio con las medidas de Hp(3) en las instituciones 2, 3 y 4 y enfatizar en el objetivo general del trabajo.

4.1 Evaluación de la dosis ocupacional en cristalino.

Para estimar el promedio de dosis equivalente en cristalino (H_c) por procedimiento en cada uno de los seis médicos participantes, se promediaron los valores de Hp(3) medidos en cada uno; en el caso de los cardiólogos Nº 2 y Nº 3, los cuales emplearon las lentes plomadas (Equivalente Pb de 0.5mm, sin protección lateral) el 100% de los

casos, el valor se dividió por un factor de reducción de 8 para el cálculo de la dosis equivalente en cristalino, debido al uso de estos elementos, que según la revisión de Carinou et al 2015 es uno de los más encontrados para CI; este factor fue empleado dado que como se mencionó en la sección 3.2, las medidas de Hp(3) no se veían afectadas por el uso de estos elementos. En el caso del cardiólogo N° 5, el cual utilizó las lentes solo 10 de los 45 casos estudiados, el valor de dosis en cristalino se calculó por medio de un promedio ponderado entre los 10 y 35 casos con y sin protección ocular respectivamente. La Tabla 4.2 presenta los valores de la dosis equivalente promedio en cristalino derecho e izquierdo con sus respectivas incertidumbres estadísticas por cardiólogo, y el número de medidas realizadas en cada uno, teniendo en cuenta la reducción debida al uso de las lentes plomadas para los profesionales que las emplearon.

Tabla 4.2: Dosis equivalente promedio/procedimiento en cristalino de ojo derecho e izquierdo de cada médico en CI.

Institución	Médico	Nº Casos	Uso de lentes Plomados	Hc/Procedimiento [uSv]	
				Derecho	Izquierdo
1	1	86	No	118,3 ± 5,2%	156,1 ± 4,5%
	2	37	Si	14,4 ± 4,7%	18,3 ± 4,3%
	3	61	Si	13,3 ± 6,0%	17,8 ± 5,1%
2,3,4	4	64	No	133,0 ± 4,4%	192,6 ± 3,7%
	5	45	No 35/45	102,0 ± 4,7%	159,2 ± 4,7%
	6	24	No	145,4 ± 4,5%	224,9 ± 4,2%

Para la validación de los datos encontrados en este trabajo, los resultados se compararon con medias reportadas en diferentes investigaciones disponibles en la literatura; tales comparaciones se exponen en las Tablas 4.3 y 4.4.

Tabla 4.3: Hp(3) promedio/procedimiento en cristalino del ojo derecho e izquierdo en los seis médicos en este trabajo y valores reportados por Vano (et al 1998).

Resultados en :	Tamaño de la muestra	Hp(3) [uSv]			
		Ojo	Promedio	Mínimo	Máximo
Este trabajo	317	Derecho	121,8	28,7	356,2
		Izquierdo	169,5	47,1	669,3
[22] Vano (et al 1998)	29	Derecho	136,0	52	252
		Izquierdo	170,0	53	460

Tabla 4.4: Dosis equivalente/procedimiento en cristalino izquierdo de: cada uno de los seis médicos en este trabajo y cada uno de los nueve reportados por Principi et al (2015).

Este trabajo			Principi et al (2015)		
Médico	Tamaño de la muestra	Dosis en cristalino del ojo izquierdo [uSv]/Procedimiento	Médico	Tamaño de la muestra	Dosis en cristalino del ojo izquierdo [uSv]/Procedimiento
1	86	156,1	1	15	164
2	37	18,0	2	12	42
3	61	17,8	3	6	218
4	64	192,6	4	10	62
5	45	159,2	5	7	45
6	24	224,9	6	10	49
			7	13	65
			8	3	251
			9	15	130
Promedio ponderado		104,1			101,3

Inicialmente se promediaron las 317 medidas de Hp(3) en los seis médicos de CI, sin tener en cuenta el uso de las lentes plomadas, como se puede apreciar de la Tabla 4.3 los valores promedio encontrados en este trabajo son muy similares a los valores reportados por Vano (et al 1998) tanto para ojo derecho como para ojo izquierdo; Vano (et al 1998) expone que para tales casos el medico utilizo la mampara plomada, condición que se dio en la totalidad de los casos en la muestra recolectada para esta investigación, aunque no de la forma más adecuada en cierta minoría. Además, a pesar de que los valores máximos y mínimos en las muestras (presente investigación y Vano (et al 1998)) no sean muy semejantes, debido a la diferencia entre el tamaño de las muestras, encontrando más variedad de casos en esta indagación con diferente dificultad y cambiando drásticamente las medidas de los casos de menos exposición y de más exposición con respecto a las reportadas por Vano, se pueden apreciar que poseen el mismo orden de magnitud.

Por otro lado, se comparan los resultados promedio en el ojo izquierdo por médico obtenidos en este trabajo con la investigación de Principi et al (2015) a través de la Tabla 4.4; quien realizó en su trabajo medidas de *Hc* por procedimiento en nueve médicos

dedicados a CI, el autor solo tomó medidas sobre el ojo izquierdo, dado que son una buena estimación para la dosis máxima en el cristalino [35]. Como se puede apreciar de la tabla los valores mínimos y máximos de H_c promedio en diferentes médicos tiene un orden de magnitud semejante en ambos trabajos, además cuando se calcula el promedio ponderado según el número de casos medidos en cada médico, la diferencia entre los dos trabajos es de solo un 2.8%.

En definitiva, las medidas tomadas en este trabajo se hicieron de la forma adecuada, ya que son congruentes con las medidas reportadas por diferentes autores en esta magnitud dosimétrica.

4.2 Evaluación de la dosis efectiva ocupacional.

La Tabla 4.5 se presenta los resultados promedio por intervención de la dosis efectiva ocupacional en los tres médicos hemodinamistas de la institución 1, calculada mediante el algoritmo de doble dosimetría mencionado en la sección 2.7.3 (ecuación 2.19); los médicos usaron correctamente el delantal plomado y el protector de tiroides durante todos los casos. La muestra está compuesta por todas las intervenciones coronarias evaluadas, es decir intervenciones cardíacas de tipo diagnóstico y terapéutico, además se presenta la incertidumbre promedio calculada a partir de la repetición de la medida, la apreciación de lectura de los dosímetros y la propagación del error promedio debida a la ecuación de calibración del sistema dosímetro-detector presentada en la Figura 2.30b y la debida a la ecuación 2.19 de Boetticher.

Tabla 4.5: Valores promedio de: tiempo total de fluroscopia, Ka,r , PKA y dosis efectiva en los médicos de la institución 1 en intervenciones coronarias.

Médico	Tiempo [min]	Ka,r [mGy]	PKA [Gy*cm ²]	Dosis Efectiva [uSv]
1	6,42	1136,64	52,82	35,21
2	6,53	913,97	51,00	32,75
3	5,41	1036,37	52,26	36,07
Promedio	6,12	1028,99	52,03	34,68 ± 8,94%

El rango encontrado para la dosis efectiva de los médicos en esta investigación fue de 2,7 uSv a 57,8uSv, con un valor promedio de 34,68 uSv por procedimiento, lo que indica, considerando este valor y el límite de dosis anual propuestos por la ICRP (Tabla 2.3), que un médico en la institución 1 dedicado a resolver condiciones coronarias podría

tener una carga de trabajo de hasta de 576 procedimientos por año sin superar el límite para la dosis efectiva.

Una de las variables más estudiadas en intervencionismo es la vía arterial del catéter a través del cual se realiza el procedimiento, dado que tanto la arteria radial como la femoral presentan beneficios clínicos a la hora de realizar el procedimiento; en esta etapa del trabajo se comparan las dosis efectivas promedio de los médicos en procedimientos diagnósticos realizados a través de estas arterias, presentando los resultados en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6: Valores promedio de: tiempo, Ka,r , PKA y dosis efectiva recibida por los médicos según la vía arterial por la cual se realizó el procedimiento coronario - diagnóstico.

Vía del catéter	Nº de procedimientos	Tiempo [min]	Ka,r [mGy]	PKA [Gy*cm ²]	Dosis Efectiva [uSv]
Radial	21	2,9	718,4	37,2	28,4
Femoral	13	3,5	639,0	41,0	30,7

La comparación anterior se hace en procedimientos de tipo diagnósticos dado que en su gran mayoría el médico realiza la misma rutina para completar la coronariografía, por ende la cantidad de radiación dispersa no está sujeta a complicaciones que prolonguen el tiempo de exposición y con ello un aumento en la medida de la dosis efectiva. Como se puede ver de los valores presentados en la Tabla 4.6, la dosis efectiva promedio recibida por los médicos no tienen diferencias significativas, sin embargo de la tabla se puede inferir que el nivel de radiación dispersa es mayor debido al aumento del PKA en casos de tipo femoral, a pesar de esto también se da una compensación de dosis efectiva, probablemente debido a que la geometría de irradiación del médico cambia con respecto a los casos de tipo radial, ya que le médico permanece unos centímetros más lejos de la fuente de dispersión disminuyendo un poco la dosis recibida debido a la radiación dispersa.

Por último se hace una comparación de la dosis efectiva de los cardiólogos intervencionistas de la institución 1 hallada en este trabajo, con valores reportados en algunas investigaciones como se puede ver en la Tabla 4.7

Tabla 4.7: Valores promedio de los parámetros dosimétricos y la dosis efectiva por procedimiento en este estudio y en la literatura.

Trabajo	Tiempo [min]	Ka,r [mGy]	PKA [Gy*cm ²]	DE/proc [uSv]	DE/Gy*cm ²
Presente	6,12	1028,99	52,03	34,68	0,67
Vaño et al 1998	""	""	""	18,8	""
Steffenino et al 1996	""	""	""	15,1	""
Williams 1996	""	""	""	""	0,41
Vaño et al 2006	""	""	""	66,67	""
	""	""	""	38,33	""

A pesar de que en este caso los valores no tienen alta precisión, se puede apreciar que el valor de dosis efectiva promedio en este trabajo está dentro del rango de algunos valores reportados en la literatura; en el caso donde se presenta una exposición de un médico de 66,67 uSv/proc promedio en un mes, reportado por Vaño et al 2006, el autor justifica la dosis elevada por falta de capacitación en protección radiológica y la carencia de la mampara plomada suspendida del techo en la sala de hemodinamia.

4.3 Correlación entre Hp(3) en cristalino y Hp(10) en tiroides.

Dado que utilizar dosímetros cerca de los ojos para medir específicamente Hp(3) en ojo derecho e izquierdo resulta un tanto complicado, se acostumbra usar la medida dada por un dosímetro calibrado en Hp(10) o Hp(0.07) ubicado por fuera del protector de tiroides para calcular la dosis al cristalino por medio de una relación previamente encontrada, según la especialidad médica (Carinou et al 2015); para la búsqueda de esta relación, en esta investigación se tomaron 47 medidas con dosímetros ubicados por fuera del protector de tiroides en simultaneo con dosímetros ubicados cerca del ojo derecho e izquierdo en el médico a cargo de la intervención, el cual siempre se ubicó al lado derecho del paciente y utilizo la mampara plomada (Figura 3.4), encontrado los valores promedio por procedimiento para: Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo, dosis en tiroides (calibrada en Hp(10)) y la relación de dosis Hp(3)/Hp(10)Tiroides para ambos ojos, los cuales son presentados en la Tabla 4.8; además también se presenta la correlación entre Hp(3) y Hp(10)Tiroides en la Figura 4.1.

Tabla 4.8: Valores promedio para Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo, Hp(10) en tiroides y la relación de dosis Hp(3)/Hp(10)Tiroides para ojo derecho e izquierdo.

Hp(3) [uSv]		Hp(10) tiroides [uSv]	Hp(3)/ Hp(10)Tiroides	
Derecho	Izquierdo		Derecho	Izquierdo
118,9	156,1	165,3	0,73	0,94

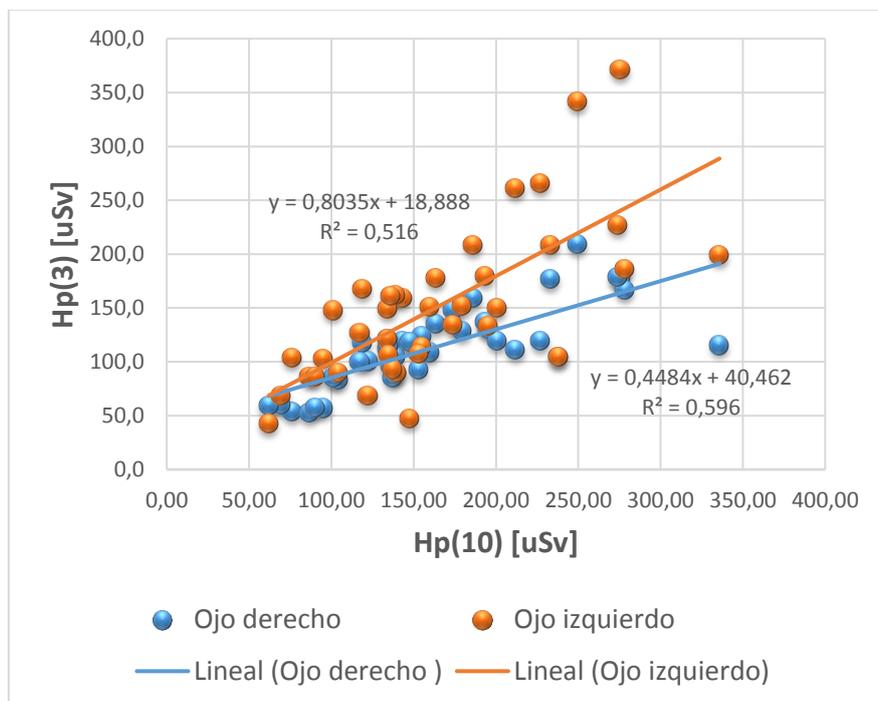


Figura 4.1. Correlación entre los valores de Hp(3) de ojo derecho e izquierdo con el Hp(10) sobre el protector tiroideo en el médico principal.

Como se puede observar de la Tabla 4.8, la relación de dosis Hp(3)/Tiroides es menor a 1 tanto para ojo derecho como izquierdo, dado que el dosímetro tiroideo se encuentra más cerca de la fuente de dispersión, provocando que la dosis en los ojos sea menor que en la región tiroidea. Estudios recopilados por Carinou et al (2015) muestran valores encontrados por diferentes autores para esta relación de entre 0.44 y 1.45 para casos de CI, sin embargo estos valores no son calculados diferenciando cada ojo, además se expone que el valor de 1.45 encontrado por Bor et al (2009), probablemente fue superior a 1, debido a que en el sondeo participaron gran cantidad de cardiólogos asistentes, alternado la geometría de irradiación, dado que la protección de la mampara suspendida del techo es utilizada para la protección del médico principal.

A pesar de que este método presenta cierta comodidad a la hora de evaluar el Hp(3), la propagación del error utilizando esta relación es considerable, en el caso de los valores

presentados en este trabajo se encontraron desviaciones estándar de 14.2% y 27.6% para las relaciones de dosis Hp(3)/Hp(10) Tiroides de ojo derecho e izquierdo respectivamente; de igual manera, cuando se analizan los datos por medio de una regresión lineal (Figura 4.1) se encuentran ecuaciones distintas para calcular el Hp(3) de cada ojo a partir de una sola medida de Hp(10) sobre el protector tiroideo, ambas con un ajuste de los datos bastante bajo para tener un alto grado de certeza sobre el método.

4.4 Correlación entre Hp(3) en cristalino y las magnitudes dosimétricas Ka,r y PKA.

Como se sabe, la cantidad de radiación dispersa en cualquier proceso médico con rayos X es proporcional a la cantidad de radiación que el equipo invierte en el estudio, la cual es determinada por el Ka,r o el PKA; por tal motivo en esta investigación se estudia la correlación entre el Hp(3) y estos dos parámetros físicos, los cuales fueron tomados de cada angiografo al final de cada procedimiento y registrados en el formato utilizado para la recolección de información (Figura 3.5); con estos valores y la medida de Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo correspondiente a cada procedimiento en las instituciones 1, 2 y 3, excluyendo los 18 datos tomados en la institución 4, ya que el equipo de angiografía de este centro clínico no presentaba datos de Ka,r y/o PKA, se formaron dos vectores compuestos de un total de 299 puntos para esbozar las Figuras 4.2 y 4.3.

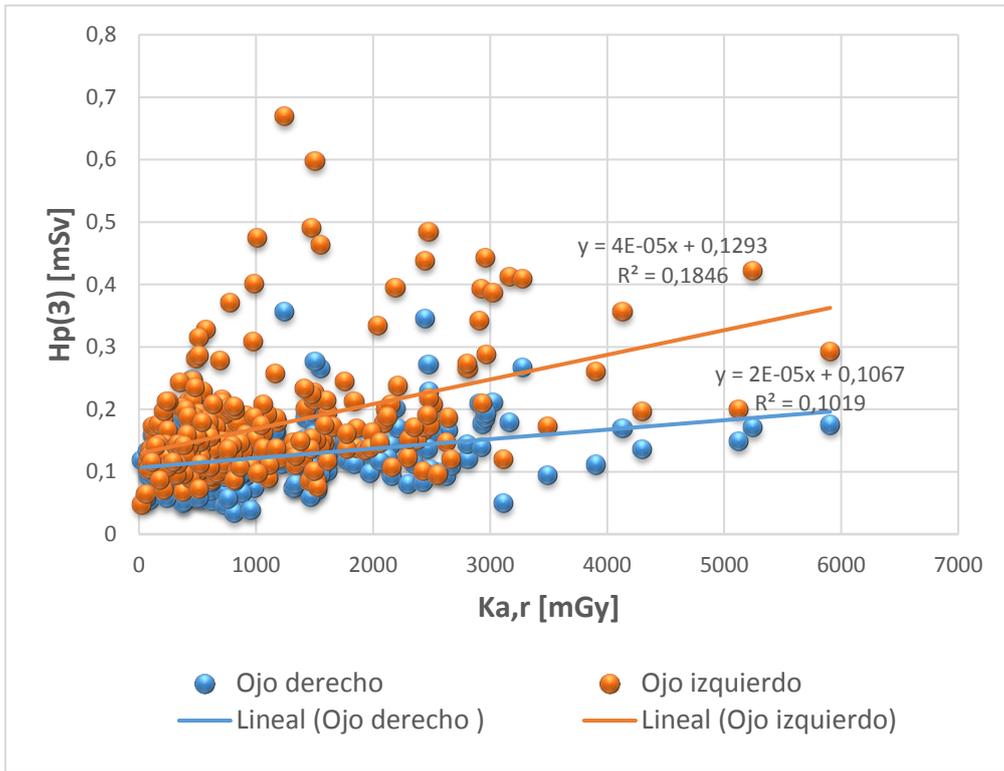


Figura 4.2. Correlación entre el $Hp(3)$ de ojo derecho e izquierdo del médico principal y el Ka,r en procedimiento de CI.

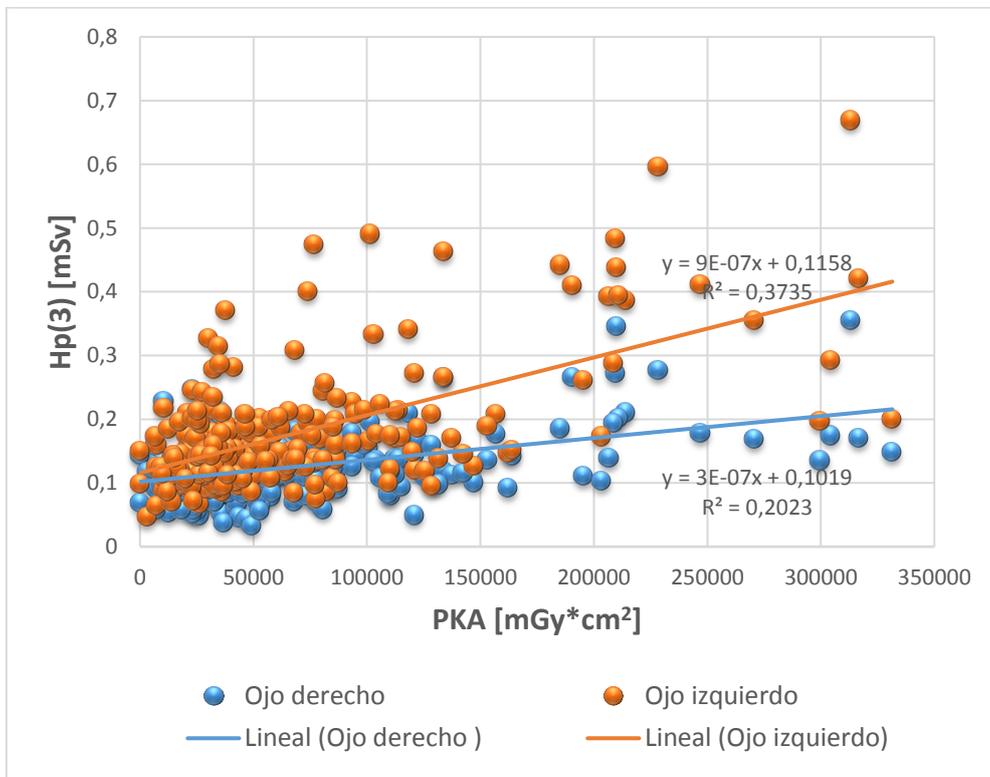


Figura 4.3. Correlación entre el $Hp(3)$ de ojo derecho e izquierdo del médico principal y el PKA en procedimiento de CI.

Como se puede observar de las figuras anteriores, las dosis tanto en el cristalino derecho como izquierdo tienden a aumentar entre procedimientos cuando el Ka,r o el PKA es mayor, sin embargo los datos presentan una alta dispersión con respecto a la línea de tendencia, en otras palabras, no presentan un buen ajuste a la ecuación de la regresión lineal; este resultado muestra que la dosis en el cristalino de los médicos intervencionistas no solo está sujeta a la cantidad de radiación invertida en un procedimiento, sino también a parámetros que no están contenidos dentro de las cantidades de Ka,r o PKA, por ejemplo: el biotipo del paciente afecta la posición del médico, cambiando la geometría de irradiación, el tipo de proyecciones empleadas en una exploración cambia las cantidades de radiación dispersa en diferentes direcciones, el uso incorrecto de la mampara plomada entre procedimientos puede causar altos aumentos en la dosis al cristalino; por lo que tratar de estimar la dosis equivalente en cristalino a partir de la cantidad de radiación empleada en un procedimiento de CI no es una buena opción.

4.5 Verificación del Software de optimización de dosis “CLARITY” en equipos de angiografía utilizando como indicador la tasa de Hp(3).

Debido a que en la institución 1 se resolvieron los casos coronarios por medio de un equipo PHILIPS ALLURA, y en la institución 2 utilizaron un equipo con la misma referencia, dotado adicionalmente con un software de optimización llamado “CLARITY”, el cual promete una considerable reducción de dosis a pacientes y por lo tanto al personal ocupacionalmente expuesto y cuyo funcionamiento es mediante un aumento en la filtración del haz y un poderoso procesamiento digital de imágenes en tiempo real; se investigó la validez de esta herramienta con la ayuda de parte de las medidas realizadas en este trabajo. En la Tabla 4.9 se presentan las tasas de dosis promedio del PKA y del Hp(3) al cristalino en los diferentes médicos de la institución 1 y 2, calculadas a partir del PKA dado por el equipo, el Hp(3) derecho e izquierdo medido y el tiempo de fluoroscopia y cinegráficada invertido en cada procedimiento; esta tabla se divide en tres grupos para una mejor interpretación, el primer grupo promedia casos diagnósticos y terapéuticos, el segundo promedia solo los casos más estandarizados en CI, los casos diagnósticos, en los cuales solo se realiza una coronariografía en el procedimiento, por último, el tercer grupo promedia los casos terapéuticos, cuyo procedimiento varía en gran medida de paciente a paciente.

Tabla 4.9: Valores promedio de tasa de PKA y tasa de Hp(3) al cristalino derecho e izquierdo por procedimiento en las instituciones 1 y 2.

Institución	Número de procedimientos	Tiempo [min]	PKA [Gy*cm ²]	PKA / Tiempo [Gy*cm ² /min]	Tasa de Hp(3) [uSv/min]	
					Derecho	Izquierdo
A. Casos diagnósticos y terapéuticos.						
1	184	5,68	49,48	8,71	38,8	49,9
2	43	17,78	74,51	4,19	22,1	28,3
B. Casos diagnósticos.						
1	93	2,94	34,36	11,67	55,6	70,9
2	21	3,30	20,16	6,10	37,8	47,0
C. Casos terapéuticos.						
1	76	8,96	67,93	7,58	19,6	26,9
2	20	32,34	129,72	4,01	6,6	10,0

Es importante mencionar que las medidas tomadas en las instituciones restantes no fueron incluidas en este análisis debido a que los angiografos de estas instituciones cuyo fabricante es TOSHIBA, poseían diferentes referencias, agregando variabilidad por marca y por referencia en las medidas, por consiguiente afectando las comparaciones; además tanto en la institución 1 como la 2, algunos casos diagnósticos fueron excluidos del cálculo del promedio en el inciso B de la Tabla 4.8, debido a que se presentaron complicaciones que alteraron en gran medida el proceso estándar de la coronariografía diagnóstica, por tal motivo la suma del número procedimientos diagnósticos (Tabla 4.9B) con la suma de procedimientos terapéuticos (Tabla 4.9C) no coinciden con el número de procedimientos totales (Tabla 4.9A).

Como se observa de la tabla anterior, en los casos diagnósticos (numeral B) el PKA promedio registrado es mucho menor en los casos de la institución 2 a pesar de que el tiempo efectivo promedio de uso del equipo sea un tanto mayor, sin embargo en los numerales A y C, el PKA total es mucho mayor en los procedimientos resueltos en la institución 2, por lo que a primera impresión se podría pensar que la herramienta "CLARITY" no es muy eficiente; no obstante de la tabla también se puede ver que el tiempo efectivo promedio de uso del angiografo (Numerales A y C) fue bastante alto en comparación con el promedio de esta cantidad en la institución 1; es así que para hacer las comparaciones entre los equipos de las instituciones 1 y 2, y tener una idea sobre el beneficio que el software "CLARITY" ofrece en cuanto a la optimización de la cantidad de radiación, no se utilizó como indicador una medida de dosis como tal, puesto que esta depende del tiempo de total de fluoroscopia y cine, y en consecuencia de la complejidad del procedimiento y no del equipo ni de las características del mismo; en

lugar de ello, se utilizó las tasas de: PKA y de Hp(3), normalizadas con el tiempo total de fluoroscopia mas cinegrafia, ya que estas magnitudes dependen netamente de la cantidad de radiación invertida por unidad de tiempo por el angiografo para formar la secuencias de imágenes del video.

Cuando se comparan las tasas de PKA, en los numerales A, B y C de la Tabla 4.8 se encuentran para los casos resueltos en la institución 2 reducciones promedio para el PKA/minuto aproximadamente del 50%, resultado muy favorable para la tecnología CLARITY implementada en el angiografo de esta entidad médica, sin embargo, dado que las medidas de PKA y tiempo fueron proporcionadas por los equipos y no por una medida ajena a los mismos, es interesante comprobar este hallazgo por medio de otro método; por esta razón también se compararon las tasas de Hp(3), encontrando que las medidas realizadas en el cristalino de los médicos en procedimientos efectuados en la institución 2, mostraron reducciones considerables de dosis por unidad de tiempo con respecto a los valores obtenidos en la institución 1; en promedio para todos los casos medidos (Tabla 4.9A) la reducción tanto en ojo derecho como izquierdo fue aproximadamente de un 43%; para procedimientos diagnósticos (Tabla 4.9B) la reducción fue aproximadamente de un 32% y 34% para ojo derecho e izquierdo respectivamente y por último la reducción en procedimientos terapéuticos (Tabla 4.9C) fue aproximadamente de un 66% y 63% para ojo derecho e izquierdo respectivamente.

Finalmente, la reducción por minuto de dosis al cristalino no fue de valores cercanos al 50% como en el caso del PKA, esto debido a que el valor de Hp(3) no solo depende de la cantidad de radiación emitida por el equipo, sino también de otros factores como la forma de ejecución y del uso de la mampara plomada por parte del médico.

4.6 Comparación entre las tasas de Hp(3) en el médico intervencionista para equipos de diferentes marcas.

Dado que en el mercado de equipos de angiografía existen múltiples fabricantes, es interesante saber si los médicos pueden recibir menos dosis de radiación a causa de realizar sus procedimientos intervencionistas con un equipo de cierta marca y referencia. En este caso, se comparan un PHILIPS ALLURA ubicado en la institución 1, con un TOSHIBA INFINIX ubicado la institución 3, ambos sin software de optimización de dosis, que como se mostró en el capítulo anterior es un factor de alta relevancia en la optimización de la dosis al médico principal. Por las mismas razones expuestas en el

capítulo 4.5, se utilizó la tasa de Hp(3) y no el Hp(3), compilando los resultados promedio de las medidas de esta cantidad tanto en procedimientos diagnósticos como terapéuticos en la Tabla 4.10.

Tabla 4.10: Valores promedio de tasa de Hp(3) al cristalino derecho e izquierdo por procedimiento en las instituciones 1 y 3.

Institución	Número de procedimientos	Tasas de Hp(3) [uSv/min]	
		Derecho	Izquierdo
1	184	38,78	49,87
3	72	39,68	53,34

Ya que el equipo de la institución 4 no se encontraba dotado de un software de optimización de dosis, este análisis también sería válido para esta institución, sin embargo, los datos tomados en la institución 4 no se incluyeron en el análisis debido a que la muestra no presentaba homogeneidad por el pequeño tamaño de la misma.

Como se puede ver en la Tabla 4.10, a pesar de que los procedimientos coronarios se realizaron con dos equipos de angiografía de fabricantes diferentes, las tasas de dosis para ojo derecho e izquierdo no difieren mucho entre instituciones, con porcentajes de variación del 2.3% y 6.5% para ojo derecho e izquierdo respectivamente; ahora bien, considerando que los dos angiografos fueron sometidos a pruebas de calidad de imagen con el test TOR para fluoroscopia con resultados satisfactorios, y por ende descartando un posible aumento en la tasa de Ka,r o PKA para una ganancia de calidad de imagen durante los procedimientos, se puede pensar según los resultados, que el aumento o la disminución en el nivel de radiación en el cristalino para los médicos en la institución 1 y 3 no dependen del tipo angiografo que hay en cada una.

4.7 Riesgo de irradiación en las etapas de diagnóstico y terapia en casos de CI por medio del Hp(3) y la tasa de Hp(3).

Como se ha mencionado, los procedimientos de CI son de tipo diagnóstico, el cual consiste en una evaluación coronaria; o de tipo terapéutico, el cual se compone en la mayoría de los casos de una evaluación diagnóstica seguida de angioplastias con posicionamiento de stents en alguna o varias de las arterias del corazón. Para planificar una buena práctica radiológica resulta útil conocer con certeza en qué etapa de los procedimientos existe más riesgo de irradiación, y ya que los dosímetros proporcionan

un valor final de dosis y no un perfil de dosis, se compilan los 317 datos de tasa de Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo, calculadas a partir de las medidas de Hp(3) del cardiólogo y los tiempos de fluoroscopia en cada intervención de las cuatro instituciones médicas, para formar la Figura 4.4, donde cada punto representa la tasa de Hp(3) a la que se expuso cada uno de los 6 médicos en ojo derecho e izquierdo en un procedimiento diagnóstico o terapéutico de un determinado tiempo. Además la Tabla 4.11 enseña los tiempos promedios característicos de las intervenciones de tipo diagnósticos y terapéuticos y el valor promedio de Hp(3) tanto en ojo derecho como izquierdo de los cardiólogos, cuando desarrollaron procedimientos de ambos tipos en los cuatro centros hospitalarios.

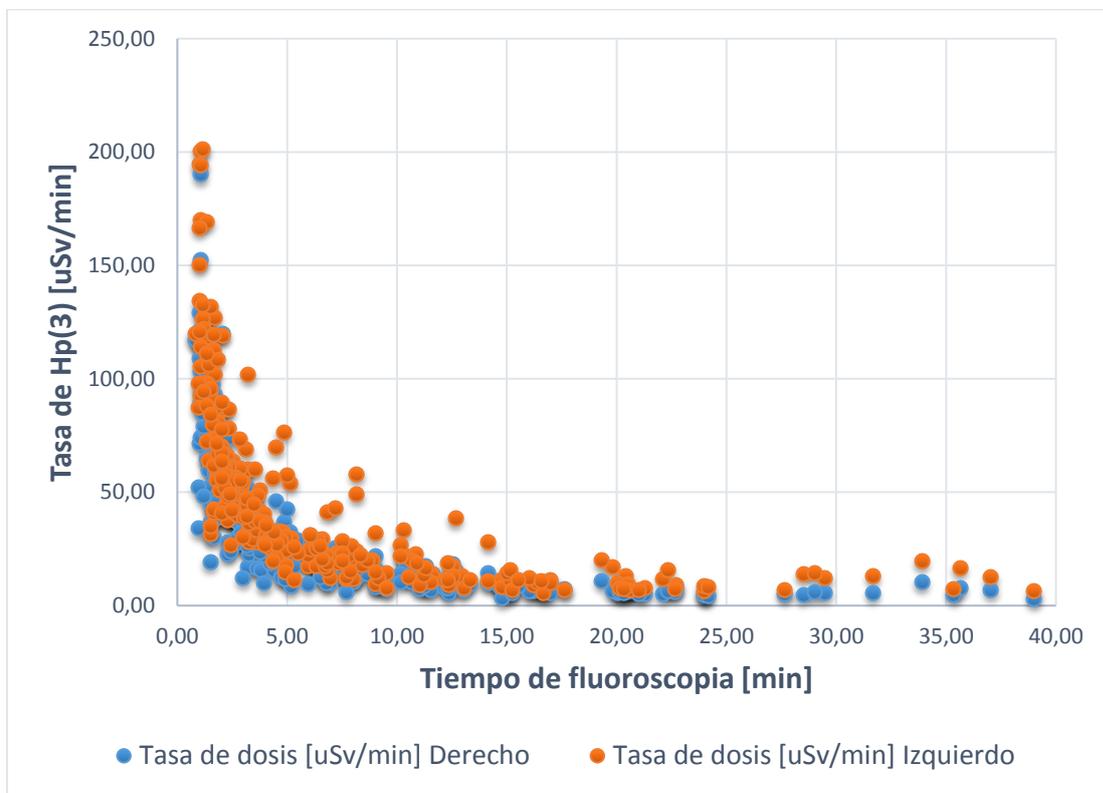


Figura 4.4. Distribución de tasas de Hp(3) para ojo derecho e izquierdo en función del tiempo de fluoroscopia – cinegrafía.

Tabla 4.11: Valores promedio de tiempo y Hp(3) para el cristalino derecho e izquierdo, para procedimientos de tipo diagnóstico y terapéutico.

Procedimientos	Número de procedimientos	Tiempo [min]	Desviación estándar del tiempo [min]	Hp(3) [uSv]	
				Derecho	Izquierdo
Diagnósticos	193	3,66	3,67	115,52	149,21
Terapéuticos	124	15,18	13,00	131,57	201,37

De la Figura 4.4 se observa que las tasas de Hp(3) en ambos ojos son mayores para procedimientos con tiempos de fluoroscopia bajos, lo que indica, si se considera que la dosis es el área bajo la curva, que la mayor parte de la radiación recibida por el cristalino es inducida en los primeros minutos del procedimiento; de hecho como se muestra en la Tabla 4.11, los procedimientos diagnósticos tienen tiempos promedio de 3.66 minutos con una desviación estándar de 3.67 minutos, para una suma de 7.33 minutos, así se puede concluir que gran proporción de procedimientos diagnósticos poseen tiempos inferiores a los 7.33 minutos; ahora bien, si se comparan las dosis promedio recibidas en cristalino en procedimientos diagnósticos con la recibidas en procedimientos de tipo terapéutico y suponiendo las últimas como la dosis total (Tabla 4.11), cerca del 88% y 74% de la dosis en el cristalino derecho e izquierdo respectivamente son recibidas en el diagnóstico a pesar de que los tiempos promedio para desarrollar la etapa de la coronarografía por lo general sean pequeños en comparación con los tiempos promedio de las etapas terapéuticas; sin embargo en la etapa diagnóstica se utiliza el modo de alta tasa de dosis o también llamado modo cine, adicionalmente se suministra al paciente un agente de contraste de un alto Z para evaluar en detalle las arterias por medio de grabaciones cinematográficas de alta calidad, lo que provoca grandes niveles radiación dispersa aumentado así la dosis al personal. En la etapa de la terapia, ya que las imágenes del video no requieren un alto grado de calidad, los elementos médicos son guiados utilizando el modo de fluoroscopia, causando una reducción significativa de la dosis por imagen y disminuyendo en gran medida la radiación dispersa y con ello la dosis en el cristalino de los ojos del profesional encargado de la intervención.

Ahora bien, si se considera la medida de la dosis en cristalino del cardiólogo como un indicador del nivel de radiación dispersa dentro de la sala, se podría decir que el diagnóstico es la etapa donde la proporción del riesgo de irradiación es mayor durante un procedimiento de CI para cualquiera de las personas que compone el staff médico,

y dado que esta etapa representa medicamente un riesgo mínimo para el paciente, parte del personal médico podría adoptar métodos para reducir su dosis ocupacional, como alejarse en la medida de lo posible de la fuente de dispersión (el paciente), o salirse de la sala durante esta fase, cumpliendo así con el principio de optimización en la práctica radiológica en este tipo de procedimientos.

4.8 Respuesta del Hp(3) a la ejecución de procedimientos diagnósticos en CI por diferentes vías arteriales.

A pesar de que la influencia de la vía del catéter sobre la dosis efectiva se estudió en la sección 4.2, en esta sección se realiza el análisis sobre el peso de este parámetro médico a la dosis equivalente en cristalino; para realizar esta comparación se tomaron las medidas de Hp(3) del cardiólogo en ojo derecho e izquierdo en los casos diagnósticos en las 4 clínicas participantes del estudio, ya que como se mencionó en la sección 4.2, la rutina para completar la mayoría de los casos de este tipo es estándar, disminuyendo las posibles variaciones que puedan tener las medidas de Hp(3) a causa de la diversas dificultades en procedimientos de tipo terapéutico. Los resultados promedio, para el PKA y el Hp(3) con su respectivo porcentaje de error para los casos realizados por la arteria radial y la arteria femoral son presentados en la Tabla 4.12.

Tabla 4.12: Valores promedio de PKA y Hp(3) sobre ojo derecho e izquierdo, para procedimientos diagnósticos por vía radial y femoral.

Vía del catéter	Número de procedimientos	PKA [Gy*cm ²]	Hp(3) [uSv]	
			Derecho	Izquierdo
Radial	91	28,1	114,4 ± 5.0%	145,2 ± 4.3%
Femoral	96	38,9	116,6 ± 5.0%	153,1 ± 4,3%

Como se puede observar de la Tabla 4.12, a pesar de que en promedio la diferencia del PKA entre procedimientos de tipo radial y femoral es de aproximadamente un 28%, la diferencia de Hp(3) para ojo derecho e izquierdo entre ambas vías arteriales no es significativa, ya que los rangos de estas medidas debido al porcentaje de error se solapan en gran proporción, como se puede apreciar en la Figura 4.5.

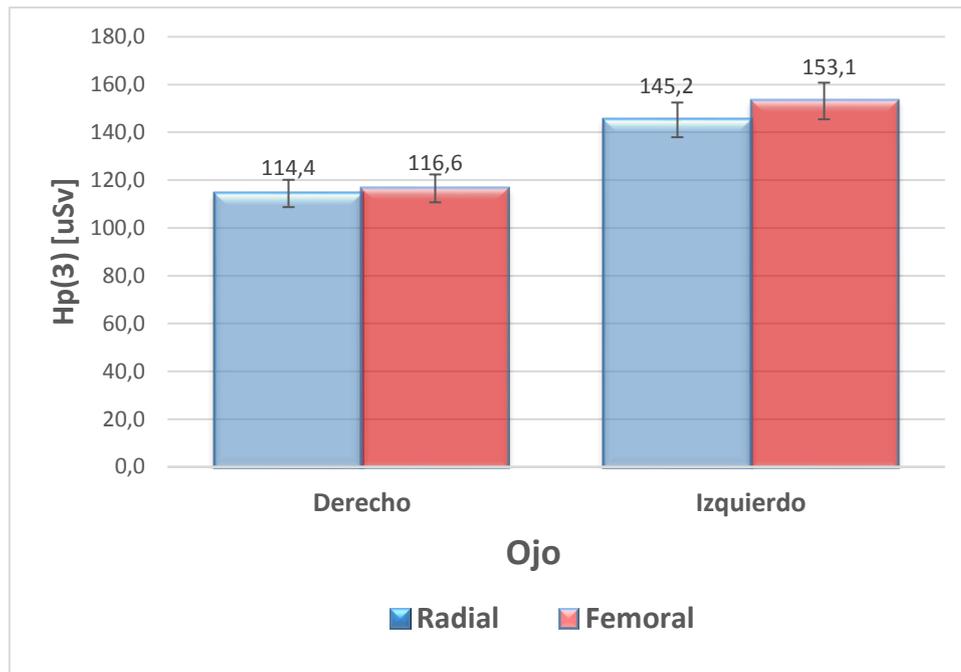


Figura 4.5. Gráfica de comparación del nivel de Hp(3) derecho e izquierdo para vías arteriales radial y femoral.

Aunque en este caso la posición de los dosímetros empleados para medir esta cantidad cambia drásticamente con respecto a la posición para medir la dosis efectiva, la dosis equivalente en cristalino tampoco presenta aumentos significativos en su valor a causa de realizar el procedimiento por cierta vía arterial, ya que como se explicó en la sección 4.2, la geometría de irradiación del médico intervencionista cambia cuando realiza el procedimiento por la arteria femoral, alejándose unos cuantos centímetros de la fuente de dispersión y de esta manera compensado el aumento de radiación dispersa producido por el aumento del PKA.

4.9 Hp(3) Como indicador del número de intervenciones cardiacas anuales por médico.

Finalmente para estimar un numero apropiado de intervenciones cardiacas para los médicos de CI en la ciudad de Medellín a partir del valor del Hp(3), se reúnen los 317 datos tomados en las 4 instituciones médicas y se construye la Tabla 4.13, la cual enseña los valores promedio con su respectiva incertidumbre, mínimos y máximos del Hp(3) en cristalino por procedimiento cardiaco encontrados en el estudio; los valores mínimos corresponden a coronariografías diagnósticas y los valores máximos tanto para ojo derecho como izquierdo corresponde a una arteriografía renal con una angioplastia de un vaso y la ubicación de un stent, en este procedimiento se observó que el médico

no utilizo correctamente la mampara plomada, lo que causo el aumento desmedido de la dosis recibida.

Tabla 4.13: Valores promedio, mínimos y máximos del Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo de médicos en CI en la ciudad de Medellín.

Número de procedimientos	Ojo	Hp(3) [uSv]	Valor mínimo [uSv]	Valor máximo [uSv]	Incertidumbre
317	Derecho	121,8	28,7	356,2	5,0%
	Izquierdo	169,5	47,1	669,3	4,4%

Como se puede observar de la tabla anterior, el ojo izquierdo se ve más expuesto a la radiación debido a que permanece más cerca a la fuente de dispersión, además está expuesto de una forma geoméricamente más directa a la radiación dispersa; por tal razón considerando el valor promedio encontrado para el Hp(3) en el ojo izquierdo de 169.5uSv , un médico dedicado a CI podría superar fácilmente el límite de 20mSv/año propuesto por la ICRP, ya que con solo 118 procedimientos realizados entre diagnósticos y terapéuticos, el ojo izquierdo tendrá un dosis total proyectada de 20.001mSv sin considerar el uso de las lentes plomadas, limitando a los cardiólogos intervencionistas a realizar máximo 117 procedimientos por año, esto representa un verdadero problema para estos profesionales, ya que en una institución de Medellín con alto flujo de pacientes el número de procedimientos por mes oscila entre 150 y 200, por ende la carga de trabajo dependerá del número de médicos disponibles para atender los casos; sin embargo según la revisión de Carinou et al (2015) las lentes plomadas presentan factores de reducción de dosis al cristalino de entre 5 y 33, por lo tanto estos dispositivos son la primera línea de protección al cristalino de los cardiólogos dedicados a esta especialidad.

Otro elemento de protección radiológica importante en la salas de hemodinamia es la mampara plomada, cuya influencia en la dosis al cristalino también fue estudiada en este trabajo; al igual que en las secciones 4.2 y 4.8 se emplearon solo los datos de casos diagnósticos sin condiciones adicionales, por los mismos motivos explicados en la secciones antes mencionadas, y se promediaron los valores de Hp(3) cuando por parte del médico se usó la mampara plomada correctamente y cuando no, encontrado los valores reportados en la Tabla 4.14.

Tabla 4.14: Valores promedio de Hp(3) en cristalino derecho e izquierdo de médicos en CI según el uso de la mampara plomada.

Número de procedimientos	Uso correcto de la mampara plomada	Hp(3) [uSv]		Aumento relativo del Hp(3)	
		Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
149	Si	112,4	142,9	17%	28%
19	No	135,4	198,3		

Como se puede apreciar de la Tabla 4.14, la mampara plomada también es un elemento que proporciona una alta protección a la radiación dispersa al médico encargado del procedimiento, con reducciones de Hp(3) de 17% y 28% para ojo derecho e izquierdo respectivamente cuando la mampara es usada correctamente.

Ahora bien si se considera el número máximo de intervenciones por año, calculado a partir del Hp(3) del ojo izquierdo y el uso responsable tanto de los lentes como de la mampara plomada por parte de los médicos intervencionistas, la carga de trabajo de estos profesionales podría aumentar drásticamente sin superar el límite de 20mSv/año para cristalino, según se presenta en la Tabla 4.15.

Tabla 4.15: Carga máxima de trabajo anual en médicos de CI con el uso de las lentes plomadas y el uso correcto de la mampara plomada.

Factor de reducción de dosis al cristalino por el uso de lentes plomadas Carinou et al (2015)		Número de procedimientos anuales sin lentes plomadas	Número de procedimientos anuales utilizando lentes plomadas	Número de procedimientos anuales utilizando lentes plomadas y haciendo un uso correcto de la mampara plomada
Menos favorable	5	117	585	749
Mas encontrados	8		936	1198
	10		1170	1498
Más favorable	33		3861	4942

Considerando el factor de reducción menos favorable, como convencionalmente verdadero para las lentes plomadas, y adicionalmente suponiendo que el médico utiliza correctamente las lentes y la mampara plomada en todos los procedimientos de CI que realiza, la carga de trabajo anual de este profesional podría ser mínimamente de 749 procedimientos (Tabla 4.15) sin superar la dosis límite de 20mSv en el cristalino del ojo izquierdo, lo que equivale a cerca de 63 procedimientos por mes, un número más

razonable de carga de trabajo mensual para los médicos dedicados a esta especialidad. Dado que el ojo derecho se expone menos como se puede ver en gran parte de las tablas presentadas en este trabajo, el anterior análisis también es válido para la protección al ojo derecho, es decir, si el cristalino del ojo izquierdo no supera el límite de dosis, el derecho tampoco lo hace.

5. Conclusiones.

1. Las medidas dosis efectiva realizadas en los cardiólogos intervencionistas de la institución 1 sugieren que estos profesionales pueden estar superando fácilmente el límite para esta cantidad de 20mSv/año, dado que sus cargas de trabajo pueden ser superiores a los 60 procedimientos por mes lo que equivaldría a unos 720 casos al año.
2. A pesar de que el producto PKA en los procedimientos coronarios realizados por la arteria femoral tiene un aumento considerable con respecto a los realizados por la vía radial, tanto la dosis efectiva como la dosis equivalente en cristalino no presentan cambios significativos por la selección de una de estas arterias por parte del cardiólogo para resolver el caso; en otras palabras la vía del catéter en procedimientos intervencionistas cardiacos es un factor de ejecución médica que no tiene influencia sobre la dosis del médico encargado.
3. La relación $H_p(3)/H_p(10)$ Tiroides es una forma bastante cómoda a la hora de medir las dosis equivalentes en cristalino, sin embargo es necesario un factor para cada ojo, y además se debe considerar que el error que se genera en la medida no es despreciable.
4. La enorme dispersión encontrada en el análisis entre las correlaciones del $K_{a,r}$ y el PKA con la dosis equivalente en cristalino derecho e izquierdo del médico en procedimientos de CI, indica que la dosis al cristalino depende de parámetros adicionales que no están contenidos dentro del valor del $K_{a,r}$ y/o el PKA.
5. Equipos de angiografía PHILIPS y TOSHIBA, uno con respecto al otro, no presentan beneficios visibles en cuanto a la optimización de dosis al cardiólogo intervencionista, a menos que alguno de los angiografos esté dotado de un software de optimización de dosis; ya que como se encontró, software como el Clarity, implantado en un equipo de angiografía Philips, presenta beneficios considerables en cuanto a la reducción de dosis, ya que dependiendo del tipo de procedimiento cardiaco, el Clarity redujo en promedio hasta un 63% la dosis por minuto al cristalino del ojo izquierdo en los médicos que realizaron los procedimientos, en comparación con un equipo que no lo poseía.

6. Si se considera la dosis al cristalino del médico en **CI** como un indicador de riesgo de irradiación, la mayor parte de la dosis de radiación recibida por el cardiólogo es inducida durante la etapa de coronarigrafía, dado que la dosis en ambos ojos consta de más de un 74% en esta etapa y un restante en la etapa de terapia.
7. El límite de dosis para cristiano de 20mSv/año propuesto por la ICRP, es un valor que un médico dedicado a **CI** supera fácilmente, ya que con dosis promedio de 169.5mSv/procedimiento para el cristalino izquierdo y con cargas de trabajo superiores a 10 casos por mes, el cual es un número muy por debajo del número de casos resueltos por este tipo de profesionales, la dosis al año sería de 20.3mSv.
8. El uso correcto de las lentes y la mampara plomada, aumenta drásticamente el número de procedimientos que un médico dedicado a **CI** podría realizar anualmente sin superar el límite de dosis al cristalino, ya que como se mostró la reducción de dosis a los ojos por la correcta implantación de estos es considerable.

Referencias bibliográficas.

1. Eugenio Picano, Eliseo Vano, et al. *"The Radiation Issue in Cardiology: the time for action is now"*, Cardiovascular Ultrasound, 9,35,(2011).
2. Lucía Canevaro, et al. *"Aspectos físicos e técnicos da Radiologia Intervencionista"*, Revista Brasileira de Física Médica. 3(1):101-15. (2009).
3. 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, W.H. Wallace, *"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"*, ICRP Publication **118**. Ann. ICRP 41(1/2) (2012).
4. D.R. Dance, S. Christofides, A.D.A. Maidment, I.D. McLean, K.H. Ng, et al, *Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014..
5. Kieran Maher, Paul Lynch, Derbeth, Jguk, Hagindaz, et al. *Basic physics of nuclear medicine*. Wikibooks, 2006
6. Stewart Carlyle Bushong, et al, *Manual de radiología para técnicos. Física, biología y protección radiológica*. Elsevier. Barcelona, España, 2010, 9^{ed}
7. J Morales, J Puerta. Et al. *"Bases físicas de la radiación ionizante"*. Universidad Nacional de Colombia. Medellín 2019
8. Carlos Ubeda, Patricia Miranda, Dandaro Dalmazzo, et al. *Dosis de radiación y calidad de imagen en un equipo de cardiología intervencionista pediátrico*. Interciencia, 2014 vol. 39, núm. 7, pp. 518-523
9. Resolución 482, Reglamenta el uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica, Colombia, 22/Feb/2018

10. J.Paap, et al. *Quality Management in the imaging sciences*. St. Louis, Missouri, USA. ELSEVIER . 4 ed , 2011
11. Leeds test objects medical imagen phantoms, TOR 18FG Fluoroscopy Phantom, Leeds Test Objects Ltd | SpecSh 174c 12/06/2015
12. M.Díaz, R.Cabrera, F.Magariño, M.Chevalier del Río, A.Peris, J.Miñano, S.Miquélez, J. Morant, C.Otero, P.Ruiz. Protocolo de control de calidad de parámetros técnicos de los equipos fluoroscòpicos, En: F.Magariño, J.Miñano, L.Núñez, G.Sánchez. Editor.*Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico*. Isla de Saipán, Madrid Senda Editorial, S.A. .2011 Pag 61-75
13. Control de calidad en unidades de fluoroscopia, *Implementacion de las normas basicas de seguridad internacionales en las practicas medicas protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico*, IAEA DIC/2001 pag 54-60
14. A. Dowling*, A. Gallagher, U. O'Connor, A. Larkin, D. Gorman, L. Gray, et al. *Acceptance testing and qa of interventional cardiology systems*. Radiation Protection Dosimetry. 2008;10.1093 pp. 1–4
- 15 International Commission on Radiological Protection. *Relative Biological Effectiveness (RBE), QualityFactor (Q), and Radiation Weighting Factor (wR)*. ICRP publication 92. PERGAMON
- 16 International Commission on Radiological Protection. *Radiological Protection in Medicine*. ICRP publication 105. 2007
- 17 International Commission on Radiological Protection. *Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures*. ICRP publication 116. ELSEVIER 2010
- 18 International Commission on Radiological Protection. *Radiological Protection in Cardiology*. ICRP publication 116. ELSEVIER 2013
19. International Atomic Energy Agency. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. IAEA, Technical Reports Series No 457,. ISBN 92–0–115406–2. Vienna 2007

20. S McVey, “An assessment of lead eyewear in interventional radiology”, journal of radiological protection, 33, 647–659, (2013).
21. Eleftheria Carinou, Paolo Ferrari, Olivera Ciraj Bjelac, Merce Gingaume, Marta Sans Merce, Una O’Connor, “Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp(3) monitoring. A 2015 review”, Journal of Radiological Protection, 35, R17–R34, (2015).
22. E Vaño, L Gonzales, E Guibelalde, “Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology”, The British Journal of radiology, 71, 954-960 (1998).
23. I González, R Torres. Et al “Características, ventajas y limitaciones de los sistemas de adquisición digital de imágenes radiográficas”. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid
24. E. Cruz Salazar, D.F. Aponte Castañeda. Et al. “Lectura de dosímetros tld en el contexto de la protección radiológica.” Revista de Investigación
25. James E. Martin. Et al. “Physics for Radiation Protection A Handbook” 2006 WILEY VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, ISBN-13: 978-3-527-40611-1, ISBN-10: 3-527-40611-5
26. W. Jaramillo. Et al . “Estimativa da dose no paciente e na equipe médica em procedimentos de quimioembolização hepática”. Recife 2016. Universidade Federal de Pernambuco-departamento de energia nuclear
27. NAreej Mutwakkil Attom Ahmad. Et al. “Occupational Dose Measurement in Interventional Cardiology. Dosimetry Comparison Study”. Khartoum 2008. Physics Department Faculty of Science University of Khartoum.
28. International Atomic Energy Agency. “The Information System on Occupational Exposure in Medicine, Industry and Research (ISEMIR): Interventional Cardiology” IAEA, TECDOC-1735. ISBN 978–92–0–100514–4. Vienna 2014

29. International Atomic Energy Agency. “*Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye*” IAEA, TECDOC No. 1731. ISBN 978–92–0–115213–8. Vienna 2013
30. International Atomic Energy Agency. “*Radiation protection in medicine: setting the scene for the next decade*”. IAEA STI/PUB/1663. ISBN 978–92–0–103914–9. Vienna 2015
31. David E. Fish, Andrew Kim, Christopher Ornelas, Sungchan Song, and Sanjog Pangarkar. Et al. “*The Risk of Radiation Exposure to the Eyes of the Interventional Pain Physician*”. Radiology Research and Practice. Volume 2011, Article ID 609537, doi:10.1155/2011/609537
32. J. Puerta, J. Morales. Et al. “*Revisión de los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes*”. Universidad Nacional de Colombia. Medellín 2019
33. Behrens R, Engelhardt J, Figel M, Hupe O, Jordan M, Seifert R., “Hp(0.07) photon dosimeters for eye lens dosimetry: calibration on a rod vs. a slab phantom.”, Radiat Prot Dosimetry. 2012 Jan;148(2):139-42. doi: 10.1093/rpd/ncr028. Epub 2011 Mar 9.
34. Von Boetticher H1, Lachmund J, Hoffmann W., “An analytic approach to double dosimetry algorithms in occupational dosimetry using energy dependent organ dose conversion coefficients.” Health Phys. 2010 Dec;99(6):800-5
35. S. Principi, C. Delgado Soler, M. Ginjaume, M. Beltran Vilagrasa, J. J. Rovira Escutia, M. A. Duch1, “*EYE LENS DOSE IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY*” Radiation Protection Dosimetry (2015), Vol. 165, No. 1–4, pp. 289–293
36. E VANOL GONZALEZ ,J M FERNANDEZ,F ALFONSO, C MACAYA. “Occupational radiation doses in interventional cardiology: a 15-year follow-up”. The British Journal of Radiology, 79 (2006), 383–388
37. R. Padovani and C. A. Rodella. “Staff dosimetry in interventional cardiology”. Radiation Protection Dosimetry Vol. 94, Nos 1–2, pp. 99–103 (2001)