

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE TECNOLOGÍAS EN SALUD

NIVEL DE REFERENCIA DIAGNÓSTICO EN RADIOLOGÍA PARA LA
PROYECCIÓN PA DE TÓRAX DEL HOSPITAL SAN JUAN DE DIOS, SAN JOSÉ,
COSTA RICA, DE ABRIL A JUNIO DEL 2019.

Tesis sometida a consideración de la Escuela de Tecnologías en Salud para optar
por el grado de licenciatura de la carrera Imagenología Diagnóstica y Terapéutica.

Proponente:

Marianela Ureña Ortega – A76602

Comité Asesor:

Director: M.Sc. Luis Arce Corrales

Lector: M.Sc./M.Res. Sergio Solís Barquero

Lectora: Licda. Leslie Rodríguez Hernández

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio

2020

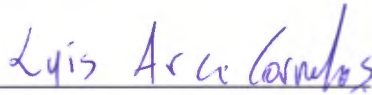
Hoja de aprobación

Este Trabajo Final de Graduación fue aceptado por la Escuela de Tecnologías en Salud de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar por el grado de Licenciatura en Imagenología Diagnóstica y Terapéutica, el día 03 de setiembre del 2020.



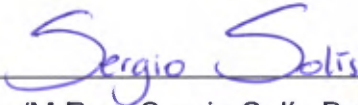
M.Sc. Carolina Masís Calvo

Presidente del Tribunal Examinador en representación del director de la Escuela de Tecnologías en Salud




M.Sc. Luis Arce Corrales

Director de Tesis



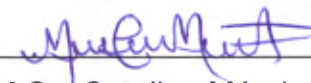
M.Sc./M.Res. Sergio Solís Barquero

Lector de Tesis



Licda. Leslie Rodríguez Hernández

Lectora de Tesis



M.Sc. Catalina Méndez Ávila

Profesora Asignada

Derechos de propiedad intelectual

Yo, Marianela Ureña Ortega, cédula de identidad 304330920, declaro que este trabajo de investigación es de mi autoría y no infringe derechos de propiedad intelectual o cualquier otro derecho de terceros.

Dedicatoria

Dedico este trabajo final de graduación, primeramente, a Dios por darme una vida plena y feliz. A mis padres, que con gran esfuerzo, me dieron la oportunidad de seguir mis anhelos y mis metas. A Pablo por ser mi apoyo incondicional y por creer en mí.

Agradecimiento

Agradezco infinitamente a la Universidad de Costa Rica por brindarme la posibilidad de formarme como profesional y como persona.

Gracias a Luis Arce, Sergio Solís y Leslie Rodríguez por la guía y el apoyo brindado para el desarrollo de esta investigación.

Finalmente, gracias a todas las personas involucradas en mi desarrollo académico y profesional, y a todos aquellos que me han impulsado para culminar este proyecto.

Índice general

Índice de ilustraciones	ix
Índice de cuadros	x
Índice de abreviaturas	xi
Resumen	xiii
Introducción	1
Capítulo I: Planteamiento del objeto de estudio	3
1.1 Problema de investigación	3
1.2 Objetivos de estudio.....	6
1.2.1 Objetivo general.....	6
1.2.2 Objetivos específicos	6
1.3 Justificación	7
Capítulo II: Marco teórico	10
2.1 Historia de los rayos X	11
2.2 Radiaciones ionizantes	12
2.2.1 Radiación ambiental natural	13
2.2.2 Radiación producida por el ser humano	14
2.2.3 Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes	15
2.3 Radiología digital.....	16
2.4 Protección radiológica.....	18
2.4.1 Categorías de exposición radiológica	19

2.4.2 Principios de protección radiológica	20
2.4.3 Niveles de referencia diagnósticos	23
2.5 Magnitudes y unidades dosimétricas	25
2.6 Proyección radiológica: PA de tórax	26
Capítulo III: Metodología	30
3.1 Descripción general de la estrategia metodológica.....	30
3.2 Descripción de la metódica de la experiencia investigativa	31
3.2.1 Confiabilidad y validez	32
3.2.2 Población y muestra	32
3.2.3 Criterios de inclusión y exclusión.....	33
3.3 Definición y operacionalización de las variables del estudio.....	35
3.4 Definición de los procedimientos de recolección de información	36
3.5 Definición de los procedimientos y las técnicas de análisis	37
3.6 Consideraciones éticas	38
Capítulo IV: Análisis de resultados.....	40
4.1 Criterios técnicos con que se adquieren las imágenes PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios	42
4.1.1 Pico de kilovoltaje	42
4.1.2 Dimensión del campo de visión	43
4.1.3 Distancia fuente detector	43
4.1.4 Miliamperaje por segundo.....	45
4.1.5 Producto kerma aire área	47

4.2 Comparativa del nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax obtenido de las imágenes realizadas en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios con los niveles de referencia diagnósticos establecidos en América Latina y Estados Unidos.	50
Capítulo V. Conclusiones y recomendaciones	55
5.1 Conclusiones.....	55
5.2 Recomendaciones	57
Anexos	63
Anexo 1. Criterios de inclusión y exclusión para la proyección PA de tórax	63
Anexo 2. Criterios técnicos de la proyección PA de tórax.....	64
Anexo 3: Conversión de PKA a dosis absorbida	65

Índice de ilustraciones

Gráfico 1. Total de imágenes PA de tórax analizadas para obtener la muestra....	40
Gráfico 2. Imágenes rechazadas según los criterios de exclusión.	41
Gráfico 3. Distancia fuente detector para las proyecciones PA de tórax.	44
Gráfico 4. Valores de miliamperaje por segundo para las proyecciones PA de tórax.	45
Gráfico 5. Producto kerma aire área para las proyecciones PA de tórax.	47
Gráfico 6. Dosis recibida en mGy para las proyecciones PA de tórax.	48
Gráfico 7. Dosis recibida en mGy para las proyecciones PA de tórax según sexo.....	48

Índice de cuadros

Cuadro 1. Variables de estudio del objetivo específico 1.	35
Cuadro 2. Variables de estudio del objetivo específico 2.	36
Cuadro 3. Distancia fuente detector en metros para cada sala de radiología.	45
Cuadro 4. Niveles de referencia diagnósticos para la proyección PA de tórax según diversos estudios.....	53
Cuadro 5. Comparación de valores de referencia.	54

Índice de abreviaturas

ACR: *American College of Radiology* (Colegio Americano de Radiología)

ADN: Ácido desoxirribonucleico

ALARA: *As Low As Reasonably Achievable* (Principio mediante el que la exposición a la radiación debe mantenerse tan baja como sea razonablemente posible considerando los factores económicos y sociales)

BSS: *Basic Safety Standards* (Normas de Seguridad Básica)

CIPRaM: Conferencia Iberoamericana de Protección Radiológica en Medicina

DFD: Distancia fuente-detector

DRL: *Diagnostic Reference Level* (Nivel de Referencia Diagnóstico)

FOV: *Field of View* (Dimensión del Campo de Visión)

IC: Intervalo de confianza

ICRP/CIPR: *International Commission on Radiological Protection* / Comisión Internacional de Protección Radiológica

ICRU: *International Commission on Radiation Units and Measurements*. (Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación)

Ka,e,: Kerma en aire en superficie de entrada

kVp: Pico de kilovoltaje

mAs: Miliamperaje por segundo

NCRP: *National Council on Radiation Protection and Measurements* (Consejo Nacional de Protección y Medidas Radiológicas)

OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica

PA: Postero-Anterior

PACS: Sistema de Almacenamiento y Comunicación de Imágenes

PKA: Producto kerma aire área

POE: Personal Ocupacionalmente Expuesto

Resumen

Diversos organismos internacionales se han dado a la tarea de realizar investigaciones para optimizar la protección radiológica y salvaguardar la integridad de la persona usuaria. Los niveles de referencia diagnósticos juegan un papel transcendental en la protección radiológica, pues permiten conocer si la dosis que recibe la persona usuaria cuando se le realiza un estudio radiológico por imagen en condiciones de rutina son adecuadas. Costa Rica no cuenta con datos actualizados sobre niveles de referencia diagnósticos que puedan ser comparados con los parámetros establecidos internacionalmente. Por lo tanto, el objetivo de esta investigación es describir el nivel de referencia diagnóstico en radiología para la proyección PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, en el período comprendido entre el mes de abril al mes de junio del 2019.

El presente estudio muestra los resultados obtenidos a partir del análisis de 339 imágenes PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, para el período de abril a junio del 2019, de las cuales se obtuvieron los criterios técnicos de adquisición y a partir de dichos criterios se obtuvo el nivel de referencia diagnóstico. Este nivel de referencia diagnóstico corresponde a 0,022 mGy (IC 95% 0.021, 0.023), el cual se encuentra por debajo de los niveles de referencia diagnósticos de los estudios revisados que han sido efectuados en otros países y de los establecidos previamente en Costa Rica en el año 2010 y 2013.

Palabras clave: radiología, rayos X, protección radiológica, radiografías, mejora de la imagen radiográfica (MeSH).

Introducción

Desde su origen, la radiología ha tenido un papel trascendental en el ámbito de la salud, ya sea de manera diagnóstica o terapéutica. Con los avances científicos y tecnológicos se busca potencializar, cada vez más, la mejora de la salud.

Fue Wilhelm Conrad Röntgen quien descubrió los rayos X en 1895 (Röntgen, 1896) y a partir de ese momento la radiología se convirtió en una herramienta esencial para la medicina. Este descubrimiento “es hasta ahora uno de los hallazgos que ha ofrecido mayor aporte a la tecnología médica en el diagnóstico por imágenes, revolucionando el desarrollo tecnológico en el área desde su descubrimiento a la fecha” (Dávalos, 2013, p.1787).

Este hallazgo rápidamente se extendió a través del mundo. En 1904 se realiza la primera radiografía en Costa Rica y en 1923 se adquiere el primer equipo de rayos X en el Hospital San Juan de Dios, que sería utilizado para el diagnóstico y tratamiento de las personas usuarias de ese centro (De Céspedes, 2000).

Estos datos demuestran que desde la realización de la primera radiografía en nuestro país y hasta la fecha, los avances en el campo de la radiología han sido un pilar fundamental en la práctica médica, lo que ha permitido a las y los costarricenses contar con tecnología adecuada para el oportuno diagnóstico y tratamiento de diversas patologías.

De la misma manera se ha tratado de avanzar en materia de protección radiológica, con el fin de velar por el bienestar de las personas usuarias, de las y los trabajadores ocupacionalmente expuestos y del público en general. Arias (2006) define de manera simple la protección radiológica como “la disciplina dedicada a la protección de las personas contra los peligros de las radiaciones” (p.189). La radioprotección busca garantizar que toda práctica médica que involucre radiaciones ionizantes cumpla con normas básicas, de manera tal que brinde seguridad y protección y disminuya los riesgos lo máximo posible.

Diversos organismos internacionales se han dado a la tarea de realizar investigaciones para optimizar la protección radiológica y salvaguardar la integridad de las personas usuarias. De esta manera se han descrito parámetros dosimétricos que indican si los estudios radiológicos realizados cumplen con los estándares establecidos como apropiados. El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) (2010) en el reporte elaborado basado en el plan piloto para desarrollar y establecer niveles de referencia (también llamados niveles orientativos) en radiografía general y mamografía hace referencia al respecto:

Los niveles orientativos son una herramienta utilizada para los procesos de optimización en la exposición de los pacientes y permiten tener un marco de referencia para que las instituciones los comparen de manera anónima las dosis que reciben sus pacientes con las que reciben los del conjunto de otros colegas. Con este conocimiento es posible buscar las causas y aplicar las medidas de corrección para aquellas dosis que se encuentren por encima o muy por debajo de esos niveles. (p.v)

Los niveles de referencia diagnósticos se utilizan, entonces, para indicar la dosis que reciben las personas usuarias cuando se les realiza un estudio radiológico por imagen en condiciones de rutina; buscan identificar si los niveles se encuentran dentro de los parámetros ya establecidos, y de no ser así, se deben realizar acciones para optimizar el procedimiento (Ubeda, Vaño, Ruiz, Soffia, y Fabri, 2019). De acá surge el interés de llevar a cabo la presente investigación, que tiene como objetivo principal describir el nivel de referencia diagnóstico para la proyección postero-anterior (PA) de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, durante el período abril-junio del 2019, de manera que sirva como una guía que indique si el nivel de referencia diagnóstico del Hospital San Juan de Dios se encuentra dentro de los parámetros ya establecidos por órganos internacionales como el OIEA.

Esto es de suma importancia si se quiere tener un servicio de radiología que cumpla con los criterios básicos de la protección radiológica, de manera que vele por la mejor atención y beneficio de la persona usuaria que acuden al servicio.

Capítulo I: Planteamiento del objeto de estudio

1.1 Problema de investigación

Con el descubrimiento de los rayos X en 1895, y posterior descubrimiento de la radiactividad por Henry Becquerel, Pierre Curie y Marie Curie en 1896, fue ineludible “la implementación de normas que protegieran al ser humano de las acciones nocivas de las radiaciones ionizantes, teniendo en cuenta la incidencia de efectos biológicos perjudiciales en operadores de este campo” (Guerrero, 2012, párr. 1).

De esta manera nacen las primeras instituciones u organismos enfocados en la radioprotección. Así lo menciona Guerrero (2012):

En 1925 surge la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU), la cual define formalmente las magnitudes y unidades radiológicas y desarrolla recomendaciones internacionales acerca del uso de dichas magnitudes. Por otra parte, en 1928 surge la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), cuya misión es establecer las recomendaciones sobre la protección radiológica, las cuales sirven de base para la formulación de las legislaciones gubernamentales en los diferentes países sobre el uso de las radiaciones y la radioactividad. (párr. 1)

Tal como lo indica Cascón (2009), en la actualidad se conocen bien los riesgos del uso de radiaciones ionizantes en el campo médico, de la misma manera que se conocen sus beneficios diagnósticos y terapéuticos, “el conocimiento de esos riesgos, así como su diagnóstico y prevención, minimiza sus inconvenientes y optimiza la calidad y la seguridad de su empleo” (p. 123).

Sin embargo, inicialmente no se tenía un conocimiento tan acertado del uso de las radiaciones y fue así como en 1896 aparecen los primeros casos de quemaduras en la piel. En 1902 se reporta el primer caso de cáncer inducido por rayos X, mientras que para 1911 se dan los primeros casos de leucemia, cáncer de

pulmón a personal ocupacionalmente expuesto y 94 casos de tumores en Alemania, siendo 50 de estos casos en radiólogos (Guerrero, 2012).

Arias (2006) también hace referencia al respecto:

Ya en 1896 se observaron problemas de depilación, eritemas, quemaduras, amputaciones —e incluso la muerte— en las personas que empleaban tubos de rayos X y materiales radiactivos en sus investigaciones. A medida que los pioneros de la radiología sufrían afecciones o morían prematuramente, los científicos comprendieron una contradictoria realidad: estos nuevos descubrimientos que podían contribuir a salvar la vida también podían destruirla. (pp. 188-189)

Como se menciona anteriormente, los esfuerzos por minimizar los riesgos de las radiaciones ionizantes se han llevado a cabo desde el inicio del descubrimiento de los rayos X. Sin embargo, los problemas en la protección radiológica siguen existiendo.

Basados en la Conferencia Iberoamericana de Protección Radiológica en Medicina (CIPRaM) llevada a cabo en Madrid en el 2016, un grupo de expertos realizaron un resumen de los 5 problemas más importantes en el área de la protección radiológica en radiología diagnóstica en Latinoamérica. Estos problemas están relacionados con la justificación de estudios de imágenes, con la optimización, con la educación de profesionales, con la cultura de protección radiológica y un diálogo riesgo/beneficio y con los registros de dosis (niveles de referencia diagnósticos) (Soffia, Ubeda, Miranda, y Rodríguez, 2017).

En cuanto a los niveles de referencia diagnósticos, Soffia et al. (2017) indican que son sumamente útiles para la optimización de dosis a nivel nacional, continental o global, pues “permiten que un centro radiológico se pueda comparar en términos de sus índices de dosis con otros de su misma ciudad, misma nación o de otros países, siendo un reflejo de la práctica radiológica” (p.17).

Países como Estados Unidos, Japón y algunos de Europa han establecido niveles de referencia diagnósticos (Soffia et al., 2017). Costa Rica no cuenta con datos actualizados que puedan ser comparados con niveles de referencia diagnósticos internacionales, por lo que es difícil saber si se cumplen con los parámetros establecidos internacionalmente. Ahí recae la importancia de realizar un estudio que brinde información sobre el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax y que este pueda ser comparado para saber si es necesario sumar esfuerzos en el tema de optimización de dosis y protección radiológica, o continuar trabajando como se ha hecho hasta ahora.

Para efectos de esta investigación se elige la proyección PA de tórax para establecer el nivel de referencia diagnóstico, pues es la más realizada en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios y se cuenta con una vasta cantidad de estudios para elegir la población y muestra que contemplará el estudio. Además, los estudios sobre niveles de referencia diagnósticos que se han realizado en América Latina y Estados Unidos incluyen esta proyección, por lo que se cuenta con información para poder realizar comparaciones con los datos que se vayan a obtener.

Por tanto, la presente investigación pretende dar respuesta a la siguiente interrogante: Según los datos obtenidos en el período de abril a junio del 2019 en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, ¿La proyección PA de tórax cumple con el nivel de referencia diagnóstico establecido para radiología según los parámetros internacionales?

1.2 Objetivos de estudio

1.2.1 Objetivo general

Describir el nivel de referencia diagnóstico en radiología para la proyección PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, en el período comprendido entre el mes de abril al mes de junio del 2019.

1.2.2 Objetivos específicos

- Describir los criterios técnicos con que se adquieren las imágenes PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios.
- Comparar el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax obtenido de las imágenes realizadas en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios con los niveles de referencia diagnósticos establecidos en América Latina y Estados Unidos.

1.3 Justificación

Costa Rica cuenta con un decreto para la regulación de las radiaciones ionizantes, creado en 1995, el cual “tiene por objeto establecer los criterios tendientes a proteger la salud de la población de los riesgos radiológicos que puedan derivarse del empleo de las radiaciones ionizantes y actividades afines” (Ministerio de Salud, 1995, artículo 1)

A lo largo del tiempo, el país ha trabajado en materia de protección radiológica con el fin de cumplir con las pautas internacionales y asegurar la protección del personal ocupacionalmente expuesto, de la persona usuaria y de la población en general de los efectos nocivos de la radiación ionizante. No obstante, se deben implementar nuevos métodos que permitan garantizar un adecuado uso de las radiaciones. La actualización constante en radioprotección asegura el cumplimiento de los principios de protección radiológica: justificación, optimización y límite de dosis.

En el 2010 se presentó un reporte por parte del OIEA en el que se establecieron niveles orientativos en radiografía general y mamografía para optimizar la radioprotección y reducir la exposición a la persona usuaria en una investigación hecha en países latinoamericanos. Costa Rica participó de este ejercicio piloto y se recolectó información de un total de cinco hospitales y cinco equipos de radiología convencional. El Hospital San Juan de Dios fue uno de los hospitales que formaron parte de la investigación. Además, en el 2013 se publicó un artículo sobre niveles de referencia diagnósticos en América Latina, en el cual Costa Rica también formó parte, pero desde entonces no se conoce ninguna otra investigación que se haya llevado a cabo a nivel nacional para establecer los niveles de referencia diagnósticos en algún servicio de radiología.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en inglés) es muy clara al indicar que los niveles de referencia diagnósticos no son estáticos, más bien deben actualizarse de manera periódica a medida que se

optimizan los estudios radiológicos o se realizan mejoras en software o hardware. Cuando se introducen nuevas técnicas de imagen, se debe hacer un esfuerzo para medir los niveles de referencia diagnósticos tan pronto como sea posible (ICRP, 2017).

Cabe destacar que para el 2010, en el Hospital San Juan de Dios, solo se contaba con equipos de rayos X analógicos y que en el presente se trabaja con equipos completamente digitales, los cuales fueron instalados a partir del 2012. (Leslie Rodríguez, Licenciada en Imagenología Diagnóstica y Terapéutica del Hospital San Juan de Dios, comunicación personal, 12 de junio, 2019). La tecnología para la realización de imágenes de rayos X ha avanzado enormemente, por lo que se considera importante la obtención del nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax, basado en tecnología digital.

Con la implementación de la radiología digital, la adquisición de proyecciones radiológicas ha mejorado, pues aumenta el flujo de trabajo y proporciona una mejor calidad diagnóstica. No obstante, a nivel mundial se ha identificado un aumento importante a considerar en la dosis de radiación.

Las técnicas digitales tienen el potencial para mejorar la práctica de la radiología, pero conllevan el riesgo de abusar de la radiación. Las principales ventajas de la imagen digital, es decir, amplio rango dinámico, post procesamiento, múltiples opciones de observación, y posibilidades electrónicas de transferencia y almacenamiento, están a la vista, pero pueden ocurrir sobreexposiciones sin un impacto adverso en la calidad de la imagen. (ICRP, 2014, p.13)

Lo que sucede con las imágenes en formato digital es que los parámetros de adquisición pueden ser fácilmente modificados y si se aumentan puede conllevar a una sobreexposición que puede no ser “percibida por el radiólogo o el técnico radiólogo debido a que las imágenes son aún de buena calidad” (ICRP, 2017, p.31). Por esto es de suma importancia implementar medidas de optimización de manera que los procedimientos radiológicos se realicen bajo parámetros de radioprotección, como es el caso del establecimiento de niveles de referencia diagnósticos en un

hospital Clase A como el Hospital San Juan de Dios, de tal manera que el servicio de radiología pueda llevar un control de la entrega de dosis que están realizando a las personas usuarias.

Según los datos estadísticos que maneja el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, el estudio radiográfico que presenta mayor incidencia es la proyección PA de tórax (Luis Arce, Físico Médico del Hospital San Juan de Dios, comunicación personal, 7 de mayo, 2019); aquí radica la importancia de estimar el nivel de referencia diagnóstico en radiología para esta proyección y poder compararlo con otros niveles de referencia diagnósticos establecidos a nivel internacional.

Para el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios hacer este estudio es de mucho interés, ya que busca identificar si, en este momento, se trabaja de la manera adecuada o si, por el contrario, es necesario ejecutar medidas correctivas para brindar una atención optimizada a la persona usuaria, y de la misma manera sentar un precedente para que se hagan estudios más a fondo que sean aplicables a nivel nacional. Además, este estudio presenta la base para llevar a cabo el establecimiento de niveles de referencia diagnósticos para otras proyecciones radiológicas que se realizan en el servicio.

La estimación y posterior comparación del nivel de referencia diagnóstico para la proyección seleccionada para esta investigación permitirá conocer si es congruente con los niveles de referencia diagnósticos internacionales, o si por el contrario, las dosis de radiación no son adecuadas y si existe una sobreexposición en los estudios radiológicos que se realizan, lo que implica un inadecuado abordaje de la persona usuaria.

Actualmente no se ha realizado ningún estudio similar a este en el país con tecnología digital, por lo que se considera pertinente conocer estos datos, los cuales tendrían un gran impacto, ya que permitiría llevar a cabo un procedimiento optimizado, de calidad y que vele por la integridad física de las personas usuarias.

Capítulo II: Marco teórico

Esta sección tiene como propósito desarrollar temas estrechamente relacionados con los niveles de referencia diagnósticos para radiología; siendo la radioprotección un aspecto fundamental en la práctica radiológica, es indispensable conocer en qué consisten los niveles de referencia diagnósticos y su impacto sobre la optimización de los estudios de rayos X.

Primeramente, se abarcará la historia de los rayos X para tener una noción más amplia de cómo se convirtieron en una herramienta de gran utilidad en la medicina. Seguidamente se definirá qué son las radiaciones ionizantes, los tipos de radiaciones que existen y los efectos biológicos que pueden producir en el ser humano. Luego se describirán las principales características de los equipos de rayos X digitales, haciendo mención de algunos parámetros importantes para la adquisición de imágenes.

Posteriormente, se hará referencia a la protección radiológica con temas relacionados a la exposición ocupacional, la exposición al público y la exposición médica, para luego continuar con los tres fundamentos básicos de la radioprotección: justificación, límite de dosis y optimización. En este apartado se incluirá el tema de los niveles de referencia diagnósticos, pues están íntimamente ligados con la optimización y la protección radiológica.

Además, se abarcará el tema de magnitudes y variables dosimétricas pertinentes para la identificación de los niveles de referencia diagnósticos, y finalmente, se describe el estudio radiológico elegido para identificar el nivel de referencia diagnóstico en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios y los criterios de imagen que deben cumplir las imágenes para ser consideradas aptas para el estudio.

2.1 Historia de los rayos X

“Los rayos X no fueron desarrollados, sino descubiertos, y su hallazgo fue accidental.” Así lo manifiesta Bushong (2010), quien también menciona que para la década de 1870 y 1880 “muchos laboratorios físicos universitarios estaban investigando la conducción de los rayos catódicos o electrones mediante un gran tubo de cristal parcialmente al vacío conocido como tubo de Crookes” (p.7).

En 1895 Wilhelm Conrad Röntgen descubrió los rayos X en la Universidad de Würzburgo, Alemania, mientras hacía experimentos con un tubo de Crookes y en 1896, “Antoine Henri Becquerel comenzó a explorar otro fenómeno que Marie Curie denominó más tarde “radiactividad”. Todos ellos fueron acreedores del Premio Nóbel de Física en reconocimiento a descubrimientos que abrían un amplio campo al conocimiento y a la imaginación” (Arias, 2006, p.188).

La publicación del descubrimiento se llevó a cabo por el mismo Röntgen en 1896, y hace referencia a las numerosas pruebas que realizó para determinar las propiedades de penetración de los rayos X a través de diversos materiales. Finalmente, llega a la conclusión de que la densidad de los cuerpos es la característica que afecta principalmente la capacidad de penetración de los rayos X (Röntgen, 1896).

A continuación se explica la forma en que Röntgen descubrió los rayos X según Bushong (2010):

Había dejado a oscuras su laboratorio y había rodeado completamente el tubo de Crookes con papel fotográfico negro para así poder ver mejor los efectos de los rayos catódicos en el tubo. Sucedió que en una estantería a pocos centímetros de distancia del tubo de Crookes había una placa cubierta con **platinocianida de bario**, un material fluorescente.

El papel negro que envolvía el tubo de Crookes evitó que escapara ninguna luz visible del tubo, pero Roentgen se dio cuenta de que la platinocianida de bario brillaba. La intensidad del brillo aumentaba si la

placa se acercaba al tubo; por tanto, había pocas dudas acerca del estímulo del brillo. Este brillo se denomina **fluorescencia**.

La reacción inmediata de Roentgen para investigar esta «luz X», como él la denominó, fue interponer varios materiales –madera, aluminio, ¡su mano!– entre el tubo de Crookes y la placa fluorescente. ¡La «X» hacía referencia a lo desconocido! El científico siguió investigando de forma frenética durante varias semanas.

Las investigaciones iniciales de Roentgen fueron muy rigurosas y pudo divulgar sus resultados experimentales a la comunidad científica antes de finales de 1895. En reconocimiento a este trabajo recibió el primer premio Nobel de Física en 1901. Roentgen reconoció el valor de este descubrimiento para la medicina. Él produjo y publicó la primera imagen de rayos X médica a principios de 1896. Era una imagen de la mano de su mujer. (p.7)

Es así como el descubrimiento de los rayos X se convirtió en uno de los acontecimientos científicos más importantes y de gran impacto en el área de la salud. Ahora, es importante definir claramente el concepto de radiación ionizante y entender sus efectos sobre el ser humano.

2.2 Radiaciones ionizantes

Según la Real Academia de Lengua Española (2018), la radiación ionizante se puede definir como el “flujo de partículas o fotones con suficiente energía para producir ionizaciones en las moléculas que atraviesa.”

Por su parte Bushong (2010), indica que las radiaciones ionizantes son una forma de radiación con la capacidad de interactuar con un átomo para arrancar un electrón orbital, produciéndose la ionización. “Cualquier tipo de energía capaz de ionizar la materia se conoce como radiación ionizante. Los rayos X, los rayos gamma y la luz ultravioleta son las únicas formas de radiación electromagnética con suficiente energía para ionizar” (p. 5).

A continuación se presenta la definición de radiación ionizante por parte de la Organización Mundial de la Salud (OMS) (2016):

La radiación ionizante es un tipo de energía liberada por los átomos en forma de ondas electromagnéticas (rayos gamma o rayos X) o partículas (partículas alfa y beta o neutrones). La desintegración espontánea de los átomos se denomina radiactividad, y la energía excedente emitida es una forma de radiación ionizante.

La radiación ionizante tiene, entonces, la capacidad de interactuar con los átomos y por consiguiente producir cambios en las células y aunque existen diversos tipos de radiaciones ionizantes, en general se pueden dividir en dos categorías principalmente: radiación ambiental natural y radiación producida por el ser humano.

2.2.1 Radiación ambiental natural

Los seres humanos están expuestos diariamente a la radiación natural, también conocida como fondo radiactivo natural y es la que más contribuye a la radiación total a la que se está expuesto (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010).

Bushong (2010) indica que la dosis anual producto de la radiación natural es alrededor de 3mSv, los cuales provienen de la radiación cósmica, la radiación terrestre y de los radionúclidos que son depositados en el interior del organismo humano.

Los rayos cósmicos son radiaciones electromagnéticas y de partículas emitidas por el Sol y las estrellas. En la Tierra, la intensidad de la radiación cósmica aumenta con la altitud y la latitud. La radiación terrestre proviene de depósitos de uranio, torio y otros radionúclidos terrestres. La intensidad depende en alto grado de la geología local. Los radionúclidos depositados en el interior del cuerpo humano, sobre todo el potasio 40 (^{40}K), son metabolitos naturales. Siempre han estado con nosotros y contribuyen a suministrar a cada persona una dosis igualada.

La mayor fuente de radiación ambiental natural es el **radón**. Se trata de un gas radiactivo producido por la degradación natural del uranio, que

está presente como trazas en la tierra. Los materiales que contienen tierra, como el hormigón, el ladrillo o el yeso de encalar, contienen radón. (p. 6)

2.2.2 Radiación producida por el ser humano

“Las dosis que reciben las personas a causa de las radiaciones artificiales son, sin considerar los accidentes, mucho más pequeñas que las dosis que tienen su origen en la radiación natural, aunque existen muchas variaciones” (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010, p.5).

Según Bushong (2010) se recibe anualmente un aproximado de 0,6 mSv de radiación producida por el ser humano; principalmente de la aplicación de rayos X diagnósticos.

Los rayos X diagnósticos constituyen la mayor fuente de origen humano de radiación ionizante (39 mrem/ año) (0,39 mSv/año). Esta estimación la realizó en 1990 el *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP). Estimaciones más recientes elevan esta fuente a cerca de 320 mrem/año (3,2 mSv/año), atribuyendo este incremento principalmente al aumento del uso de la tomografía computarizada helicoidal multicorte y a la fluoroscopia de alto nivel. (p. 6)

Existen otras fuentes de radiación producidas por los seres humanos que contribuyen a la producción, en menor medida, de radiaciones ionizantes, tales como “la producción de energía nuclear, las aplicaciones de investigación, las fuentes industriales y los productos de consumo. Las plantas de energía nuclear y otras instalaciones industriales contribuyen muy poco a nuestra dosis de radiación” (Bushong, 2010, p.7).

Diariamente los seres humanos están expuestos a las radiaciones ionizantes de manera natural o artificial; cuando se trata de radiación producida por el ser humano se debe tener mayor conciencia de los efectos adversos que ésta puede producir sobre el organismo; por tanto, es importante conocer los efectos biológicos de la radiación.

2.2.3 Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes

Los efectos biológicos de la radiación fueron estudiados desde poco tiempo después del descubrimiento de los rayos X y con el paso del tiempo su estudio se profundizó debido al empleo de las radiaciones ionizantes en el campo de la salud, la ciencia, la industria y por su uso en “aplicaciones pacíficas y militares de la energía atómica. El resultado es que los efectos biológicos de la radiación se han investigados más a fondo que los de prácticamente cualquier otro agente ambiental” (Cherry, Upton, Lodde y Porter, 2010, p.48.4).

Estos efectos pueden ser clasificados en efectos estocásticos y efectos determinísticos. Cascón (2009) los define de la siguiente manera:

Los *efectos estocásticos* son eventos probabilísticos, no tienen un umbral y su probabilidad de ocurrencia aumenta con la dosis. Se consideran graves, equivalentes a un evento fatal. Se producen por daño al ADN (mutación en un oncogén o en un gen supresor de tumores), el cual puede derivar en la producción de cáncer o teratogénesis.

Los *efectos determinísticos* son aquellos cuya frecuencia y gravedad dependen de la dosis y tienen un umbral por debajo del cual no se observan (a nivel clínico). (p.125)

La protección contra las radiaciones ionizantes es fundamental en la práctica médica para evitar en la medida de lo posible efectos adversos en la salud de las personas expuestas. En el pasado, no se contaba con equipos tan sofisticados para la adquisición de las imágenes y se podría decir que la protección radiológica era más difícil de controlar. Actualmente, con la radiología digital, se cuenta con equipos más avanzados que hacen más factible la optimización de los estudios por imágenes en los servicios de radiología, de los cuales se hará referencia seguidamente.

2.3 Radiología digital

Por mucho tiempo, el diagnóstico por imágenes se realizó con películas radiográficas adquiridas en equipos analógicos, pero el avance de la tecnología digital ha permitido facilitar la práctica radiológica. A continuación se describen, de manera general, algunos componentes de un sistema de imagen por rayos X digital.

- **Tubo de rayos X:** Es una de las secciones principales de un sistema de obtención de imágenes radiológicas y se localiza dentro de un revestimiento, por lo que no es accesible.

Un tubo de rayos X es un tubo de vacío electrónico con sus componentes contenidos en una carcasa de vidrio o metal. Sin embargo, el tubo de rayos X es un tipo especial de tubo de vacío que contiene dos electrodos: el cátodo y el ánodo. (Bushong, 2010, p.122)

- **Generador de alto voltaje:** “El generador de alto voltaje de un sistema de obtención de imágenes por rayos X es responsable del incremento de la potencia de salida del autotransformador al kVp necesario para la producción de rayos X” (Bushong, 2010, p.109). Es decir, tiene como función proporcionar la potencia necesaria para la producción de la radiación.
- **Mesa:** La mesa o tabla de examen debe poseer ciertas características para la adecuada adquisición de imágenes. Por ejemplo, su espesor debe ser uniforme y debe ser de un material fuerte y radiolúcido como la fibra de carbono, lo que ayuda a disminuir la dosis en la persona usuaria (Bushong, 2010).
- **Consola de control:** Consta de un sistema de controles de encendido/apagado y permite controlar “la corriente y el voltaje del tubo de rayos X. Así, el haz de rayos X útil es de la calidad y cantidad correctas” (Bushong, 2010, p.103). Además, funciona como barrera protectora para el personal que adquiere las imágenes radiológicas, pues se encuentra separada del área de radiación.

- **Receptor de imagen:** “El medio que convierte el haz de rayos X en una imagen visible” (Bushong, 2010, p.181).
- **Bucky o rejilla:** “Los rayos X dispersados que alcanzan el receptor de imagen son parte de los rayos formadores de la imagen; en efecto, estos rayos X que son dispersados hacia delante contribuyen a la imagen” (Bushong, 2010, p.232). En este sentido, la función del bucky es reducir la radiación dispersa que llega al detector, pues se ubica entre la persona usuaria y el detector.

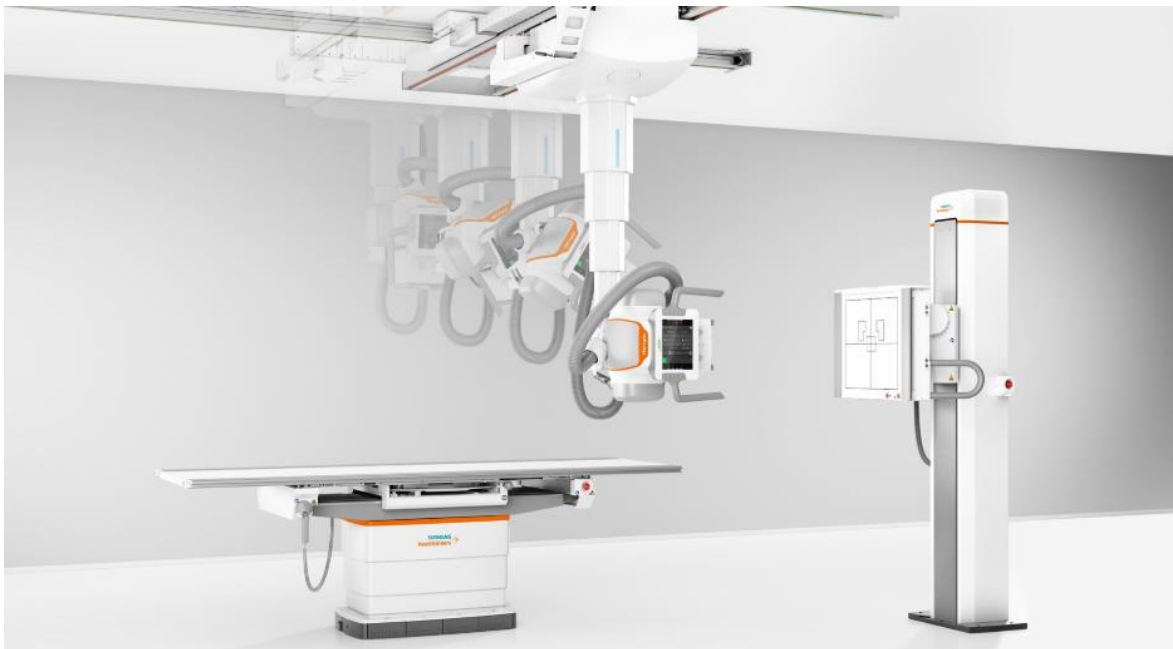


Figura 1. Equipo digital de rayos X. Fuente: Siemens Healthineers (2020)

Para la última década, el uso de tecnología digital ha permitido contar con nuevas técnicas avanzadas que han cambiado de gran manera la forma de abordar el diagnóstico por medio de imágenes radiológicas. Las diferentes ventajas como la “alta calidad de imagen, potencial para dosis más reducidas al paciente, disponibilidad directa de imágenes, manejo simple y otras ventajas de formato de

información de imagen digital” (ICRP, 2014, p.23) han permitido “un reemplazo casi total de la técnica de película-pantalla en sistemas de intensificadores de imágenes” (ICRP, 2014, p.23).

Cuando se cambia de tecnología analógica a digital, no debería verse afectada la calidad de las imágenes; por el contrario, se espera que la calidad de estas imágenes digitales sea la misma o incluso que aumente sin que esto signifique un incremento en la dosis que reciben las personas usuarias (Buscà, Vigil y Medina, 2010).

Sin embargo, al trabajar con tecnología digital es común utilizar dosis más altas para conseguir una mejor calidad de imagen, lo que implica mayor dosis a la persona usuaria, lo cual debe evitarse para no abusar de las dosis de radiación innecesarias. Así lo indica la ICRP (2014):

En la radiología digital, es relativamente sencillo mejorar la calidad de la imagen con el aumento de la dosis al paciente. En consecuencia, puede existir una tendencia de aumento de las dosis al paciente a niveles mayores de los necesarios, por lo que la evaluación de las dosis al paciente como parte de los programas de garantía de calidad deberían abordarse con mayor frecuencia que en la radiología de sistema de pantalla-película. (p.32)

Con la integración de sistemas digitales, deben tomarse en consideración todos aquellos aspectos que puedan interferir negativamente con la calidad de la imagen y con la dosis que reciben las personas usuarias, por lo que la protección radiológica juega un papel trascendental para cumplir con los propósitos clínicos.

2.4 Protección radiológica

El Consejo de Seguridad Nuclear (2012) indica que la protección radiológica tiene como fin “la protección de los individuos, de sus descendientes y de la humanidad en su conjunto, de los riesgos derivados de aquellas actividades que

debido a los equipos o materiales que utilizan suponen la exposición a radiaciones ionizantes” (p.14).

Con el descubrimiento de los rayos X, se empezaron a utilizar las radiaciones ionizantes para exploraciones médicas, y al mismo tiempo los médicos empezaron a sufrir los daños de esta exposición. Fue así como en 1928, en el Segundo Congreso Internacional de Radiología en Estocolmo, se recomendó “la creación de un organismo internacional para ocuparse de este problema. Así nació la protección radiológica como disciplina y se creó un organismo que en la actualidad se denomina Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR)” (Arias, 2006, p.189).

El objetivo fundamental de las Recomendaciones de la Comisión es contribuir al nivel adecuado de protección de las personas y del medio ambiente, de los efectos perjudiciales de la exposición a la radiación sin limitar indebidamente las acciones humanas beneficiosas que pueden estar asociadas a tal exposición (ICRP, 2007).

Existen tres tipos de exposición radiológica según las personas que se vean involucradas en el proceso de la adquisición de estudios con radiaciones ionizantes, estas son: exposición ocupacional, exposición al público y exposición médica.

2.4.1 Categorías de exposición radiológica

La ICRP establece tres categorías para la exposición radiológica que se definen a continuación:

2.4.1.1 Exposición ocupacional

“La exposición ocupacional está definida por la Comisión como toda exposición a radiaciones de los trabajadores ocurrida como resultado de su trabajo” (ICRP, 2007, p.73).

2.4.1.2 Exposición al público

“La exposición del público comprende todas las exposiciones que no sean exposiciones ocupacionales ni exposiciones médicas de pacientes. Se produce como resultado de un conjunto de fuentes de radiación” (ICRP, 2007, p.73).

2.4.1.3 Exposición médica

“La exposición a la radiación de pacientes ocurre en procedimientos diagnósticos, intervencionistas, y terapéuticos. (...) La exposición es intencional y para el beneficio directo del paciente” (ICRP, 2007, p.73).

2.4.2 Principios de protección radiológica

La protección radiológica se basa en tres principios fundamentales que deben cumplirse para asegurar una adecuada práctica médica. Estos principios fueron establecidos por la ICRP y son la justificación de la práctica, el límite de dosis y la optimización.

2.4.2.1 Justificación

Cualquier exposición a radiaciones ionizantes debe estar justificada, quiere decir que debe representar un beneficio y una necesidad para la persona que va a ser expuesta, “siendo la mejor de las opciones existentes, tanto para el individuo como para la sociedad en su conjunto. La mayoría de las valoraciones necesarias para justificar una práctica se basan en la experiencia, juicio profesional y sentido común” (Saravia-Rivera, 2013, p.109).

De la misma manera, el Consejo de Seguridad Nuclear (2012) se manifiesta al respecto:

No debe adoptarse ninguna práctica que signifique exposición a la radiación ionizante si su introducción no produce un beneficio neto positivo.

Naturalmente, la práctica que implique la exposición a las radiaciones ionizantes debe suponer un beneficio para la sociedad. Deben considerarse los efectos negativos y las alternativas posibles. (p.14)

La justificación busca, entonces, que la exposición tenga mayores beneficios que los daños que podría causar. Cualquier exposición que no sea beneficiosa e indispensable para velar por el bienestar de la persona usuaria, no está justificada.

2.4.2.2 Límite de dosis

“En situaciones de exposición planificadas, la suma de las dosis a una persona no superará los límites de dosis establecidos tanto para la exposición ocupacional como para la poblacional. Los límites de dosis no se aplicarán a las exposiciones médicas” (Comunidad Europea de la Energía Atómica, 2014, p.12).

Esto quiere decir que los límites de dosis aplican solo para el personal ocupacionalmente expuesto (POE) y para la exposición al público, no así para las personas usuarias que son sometidos a los estudios radiológicos. Sin embargo, para la exposición médica se deben establecer niveles de referencia diagnósticos para optimizar la práctica radiológica.

Existen límites de dosis establecidos internacionalmente basados en las recomendaciones dadas por la ICRP. En España, por ejemplo, el límite para el POE es de 100mSv en un período de 5 años consecutivos, y no debe superar 50 mSv en un año, mientras que para el público debe ser de máximo 1mSv al año (Consejo de Seguridad Nuclear, 2010).

En el caso de Costa Rica, en el artículo 68 del decreto establecido por el Ministerio de Salud (1995), se indica que los límites anuales para el POE para la totalidad del organismo corresponde a 20 mSv, “pudiendo sobrepasarse este valor siempre y cuando en un período de cinco años consecutivos no se sobrepasen los 100 miliSievert y nunca los 50 miliSievert en un solo año.” La dosis equivalente anual en manos, pies y piel es de 500 mSv y de 150 mSv para el cristalino.

El límite anual de dosis equivalente para el público es de 1 mSv para el organismo total. Mientras que “el límite anual de dosis equivalente para cualquier órgano considerado individualmente será de 50 miliSievert con excepción del cristalino en cuyo caso el límite será de 15 miliSievert” (Ministerio de Salud, 1995, artículo 68).

2.4.2.3 Optimización

Saravia-Rivera (2013) se refiere a la optimización indicando que la dosis debe ser tan baja como sea razonablemente posible mientras se consideren factores económicos y sociales; este es el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable, por sus siglas en inglés).

Por su parte la Comunidad Europea de la Energía Atómica (2014) manifiesta:

La protección radiológica de personas sometidas a exposición poblacional u ocupacional se optimizará con el objetivo de mantener la magnitud de las dosis individuales, la probabilidad de la exposición y el número de personas expuestas lo más bajos que sea razonablemente posible teniendo en cuenta el estado actual de los conocimientos técnicos y factores económicos y sociales. (p.12)

La optimización debe estar presente desde el diseño y equipamiento de las instalaciones hasta la realización del estudio diagnóstico; por esta razón es que se hacen esfuerzos para alcanzar y aplicar eficazmente el principio de optimización. La ICRP (2011) indica que de manera general, cuando se busca optimizar la radioprotección de la persona usuaria se aplica en “(1) el diseño, la selección adecuada, y la construcción del equipamiento y las instalaciones; y (2) los métodos cotidianos de trabajo (es decir, los procedimientos operativos)” esto con el fin de alcanzar el máximo beneficio neto (p.36).

Una manera de ayudar a alcanzar la optimización de las dosis en un servicio de radiología es identificar los niveles de referencia diagnósticos para detectar aquellas dosis que no contribuyen al resultado clínico de un examen por imagen;

recordando siempre que la administración de las dosis deben ser acordes al propósito médico (ICRP, 2011).

2.4.3 Niveles de referencia diagnósticos

Desde la década de 1950 en Europa y Estados Unidos se discutía sobre las variaciones tan notables que existían en la dosis que se entregaban a las personas usuarias en los estudios de rayos X entre los diferentes servicios de radiología y se hablaba sobre la necesidad de una guía cuantitativa sobre la exposición de personas usuarias; fue hasta este momento que a las mediciones de la entrega de dosis a las personas usuarias se les empezó a tomar importancia (Edmonds, 2009).

El término nivel de referencia diagnóstico se introdujo por primera vez por la ICRP en la publicación 73 en 1996 y en el 2001 se desarrolló como concepto y se brindó orientación práctica (ICRP, 2017).

Ubeda et al. (2019) hacen mención a la función que cumplen los niveles de referencia diagnósticos según la publicación 73 del ICRP:

Los niveles de referencia se usan en el diagnóstico clínico para indicar si, en condiciones de rutina, los niveles de dosis al paciente o la actividad administrada (la cantidad de material radiactivo) en un procedimiento de imagen específico, son excepcionalmente altos o bajos para ese procedimiento. En ese caso, debe comenzarse una revisión local para determinar si la protección se ha optimizado adecuadamente o si se necesita una acción correctora. (p.20)

El *American College of Radiology (ACR)* (2018) también hace énfasis al respecto aclarando que un nivel de referencia diagnóstico es un nivel de investigación utilizado para identificar dosis de radiación inusualmente altas en procedimientos comunes de diagnóstico por rayos X. Los niveles de referencia diagnósticos son niveles de acción sugeridos por encima de los cuales una instalación debe revisar sus métodos y determinar si se puede lograr una calidad de imagen aceptable con dosis más bajas.

De acuerdo con Ubeda et al. (2019), la ICRP recomienda utilizar cuatro términos para referirse a los niveles de referencia diagnósticos (DRLs, por sus siglas en inglés), estos son:

- **DRL:** “Es una forma de nivel de investigación utilizada como herramienta para ayudar a la optimización de la protección en la exposición médica de pacientes sometidos a procedimientos de diagnóstico e intervencionismo” (Ubeda et al. 2019, p.20).
- **Magnitud de DRL:** “Una magnitud que sea fácilmente medible y que permita evaluar la cantidad de radiación utilizada para realizar una tarea clínica concreta o modalidad de procedimiento” (Ubeda et al. 2019, p.20).
- **Valor de DRL:** “Valor numérico arbitrario de una magnitud de DRL. Se habla de “valor típico de DRL” cuando se refiere a centros sanitarios que tengan varias salas de rayos X o una única, o un pequeño grupo de instalaciones que utilicen una nueva técnica” (Ubeda et al. 2019, p.20).
- **Proceso DRL:** “Ciclo para el establecimiento de los valores de DRLs, usándolos como una herramienta para la optimización, y luego determinar los valores actualizados de DRLs como herramientas para futuras optimizaciones” (Ubeda et al. 2019, p.20).

Por su parte, Edmonds (2009) explica que el objetivo de los niveles de referencia diagnósticos es ayudar a optimizar la dosis de radiación que reciben las personas usuarias, manteniendo la calidad diagnóstica de la imagen, al tiempo que se identifican dosis altas inusuales que no tienen una contribución significativa en el resultado clínico del estudio imagenológico.

Igualmente, el ACR (2018) menciona que es indispensable asegurar que la calidad de imagen adecuada para dar un diagnóstico se logre al cambiar la dosis a la persona usuaria. La optimización debe buscar un balance entre la calidad de la

imagen y la dosis que se entrega; es decir, la calidad de la imagen debe mantenerse a un nivel apropiado a medida que disminuyen las dosis de radiación.

Los niveles de referencia diagnósticos son una herramienta indispensable en el proceso de optimización, ya que los límites de dosis no son aplicables a la exposición médica de las personas usuarias, por eso no deben ser aplicados de manera individual. Es importante mencionar que tener dosis de radiación demasiado altas cuando se adquieren imágenes diagnósticas tiene consecuencias sobre las personas usuarias (ICRP, 2017).

Los valores de niveles de referencia diagnósticos no son estáticos, y a medida de que se implementan avances tecnológicos o se introducen nuevas técnicas de imagen se deben actualizar tan pronto como sea posible para garantizar la optimización de los estudios radiológicos diagnósticos (ICRP, 2017).

Otro aspecto importante a tomar en consideración es que para establecer los niveles de referencia diagnósticos se deben utilizar magnitudes que permitan ser fácilmente evaluables y que estén disponibles en el servicio de radiología. En el caso de radiología convencional las magnitudes recomendadas son el producto kerma aire área y el kerma en aire en superficie de entrada (ICRP, 2017).

2.5 Magnitudes y unidades dosimétricas

Según exponen Ubeda et al. (2015) es primordial conocer las magnitudes y unidades dosimétricas relacionadas con las personas usuarias de los centros de salud, ya que la mayor parte de la radiación ionizante que recibe la población es causada por los procedimientos de radiología general e intervencionismo a los que se ven sometidos. “Es prioritaria una evaluación permanente de los niveles de radiación ionizante a que son expuestos los pacientes durante los procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo. Para esto, se requiere la formulación de magnitudes y unidades apropiadas” (p. 95).

En el reporte ICRU-135 se recomienda utilizar para el reporte de los niveles de referencia diagnósticos en radiología el producto kerma en aire área (PKA, por sus siglas en inglés) y el kerma en aire en superficie de entrada ($K_{a,e}$, por sus siglas en inglés) (ICRP, 2017).

Ubeda et al. (2015) define estas magnitudes como se muestra seguidamente:

- **Producto kerma en aire área:** “Es la integral del kerma en aire sobre el área del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz. (...) La unidad de medida es $J/kg \cdot m^2$. La unidad especial es el $Gy \cdot cm^2$ ” (p. 97).
- **Kerma en aire en superficie de entrada:** “Es el Kerma medido en aire libre (con retrodispersión) en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado. (...) Unidad: J/kg . El nombre especial para esta unidad es el Gray (Gy)” (p.96-97).

Para efectos de la presente investigación se utilizará el PKA y no se ahondará en conocer cómo se obtiene este valor, pues este es provisto de manera automática por el Sistema de Comunicación y Archivo de Imágenes (PACS, por sus siglas en inglés) del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios para cada una de las proyecciones PA de tórax que formarán parte del estudio, lo único que deber realizarse es una conversión de unidades para cambiar el valor obtenido de $dGy \cdot cm^2$ a mGy. De lo que sí se hará referencia, seguidamente, es sobre las características y criterios técnicos que debe presentar esta proyección radiológica.

2.6 Proyección radiológica: PA de tórax

Según la Sección de Estadística Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, la proyección PA de tórax es la que se realiza con más regularidad, por lo que se cuenta con una vasta cantidad de imágenes para estudiar. (Leslie Rodríguez, Licenciada en Imagenología Diagnóstica y Terapéutica del Hospital San Juan de Dios, comunicación personal, 12 de junio, 2019). Es importante conocer cuáles son

las características que debe presentar una radiografía PA de tórax para que provea una adecuada información diagnóstica.

En cuanto a los criterios técnicos que deben conocerse para la investigación están el pico de kilovoltaje (kVp) y el miliamperaje por segundo (mAs) “Estos factores determinan las características básicas de la exposición del receptor de imagen y la dosis del paciente (...). La comprensión de cada uno de estos factores es esencial para producir imágenes de alta calidad” (Bushong, 2010, p.251).

A continuación se presentan las definiciones de estos factores técnicos de exposición según Bushong (2010):

- **kVp:** “es el control primario de la calidad del haz de rayos X y, por tanto, de la penetrabilidad del haz. Un haz de rayos X de mayor calidad es un haz de mayor energía y, en consecuencia, con más probabilidades de penetrar la anatomía de interés” (p.245).
- **mAs:** “determina el número de rayos X en el haz primario y, por tanto, controla principalmente la cantidad de radiación de la misma forma que los mA y el tiempo de exposición lo hacen separadamente; el mAs no influye en la calidad de radiación” (p.247).

Por otra parte, la dimensión del campo de visión (FOV, por sus siglas en inglés) o colimación es parte importante en la adquisición de imágenes radiológicas, pues su función es delimitar y homogenizar el haz de radiación.

La colimación restringe el haz de rayos X útil a la parte del cuerpo de la que debe tomarse una imagen y, por tanto, protege los tejidos adyacentes de una exposición innecesaria (...). La colimación también reduce la dispersión de la radiación y de esta forma mejora el contraste de la imagen. (Bushong, 2010, p.12)

Este es un aspecto importante para conocer el área del cuerpo que se está irradiando, por lo que la manipulación de la dimensión del campo de visión juega un papel significativo en la protección radiológica.

Ahora, otro factor a considerar es la distancia fuente-detector (DFD) que se define como la distancia existente entre la fuente de rayos X y el receptor de imagen (Bushong, 2010). Para el caso de la proyección PA de tórax, una DFD de 1,80 metros se considera adecuada según el ACR (2017). Mientras que Bushong (2010) señala que, con las nuevas tecnologías, pueden utilizarse distancias superiores.

Además de estos criterios técnicos de imagen es trascendental conocer las características de una imagen radiológica de calidad para poder realizar un diagnóstico clínico. De acuerdo con Bontrager y Lampignano (2010) de una radiografía PA de tórax (fig.1) se puede obtener mucha información diagnóstica si tiene un posicionamiento y una exposición correcta, por lo que un adecuado posicionamiento de la persona usuaria es indispensable para obtener una buena imagen. Por ejemplo, en una imagen PA de tórax no solo se visualizan los pulmones y las partes blandas, sino que también puede observarse el tórax óseo, las clavículas, las escápulas y las costillas. El corazón, los grandes vasos, el diafragma también logran observarse bien, pero a la vez dificultan la visualización del esternón y las vértebras torácicas, pues se encuentran superpuestos. Es difícil visualizar los bronquios y la porción alta del sistema respiratorio, ya que se ubica en el borde superior de la imagen.

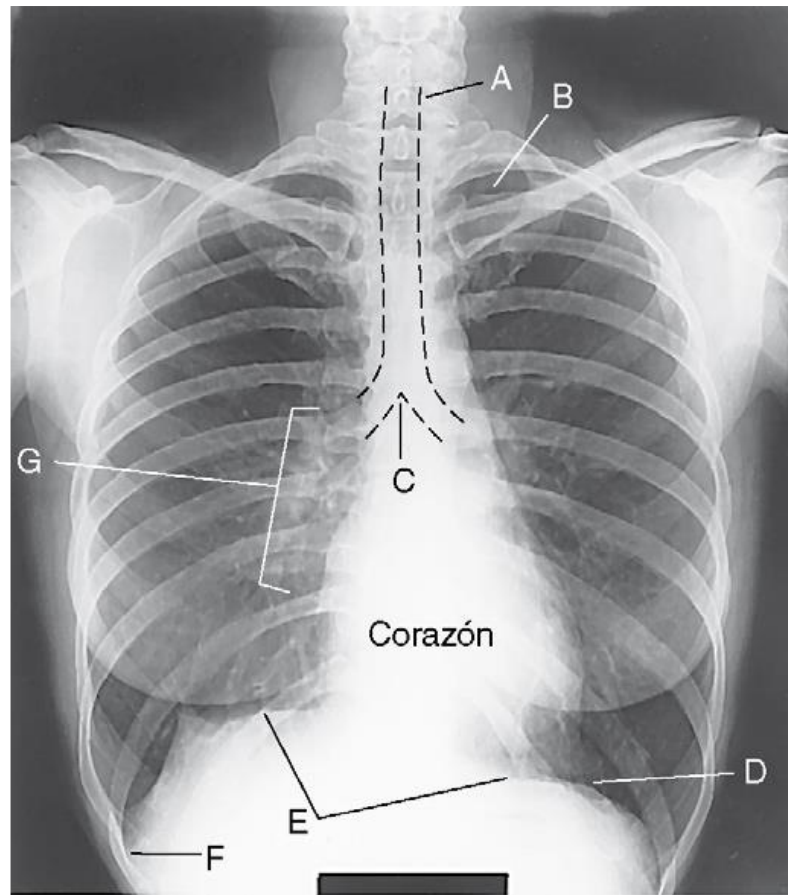


Figura 2. Radiografía PA de tórax. Fuente: Bontrager y Lampignano (2010, p.76)

Finalmente, los estudios radiológicos deben realizarse con el propósito de garantizar que las imágenes aportan la información necesaria para obtener un diagnóstico adecuado; por lo tanto, para establecer niveles de referencia diagnósticos en un servicio de radiología es indispensable contar con imágenes que cumplan ciertos estándares y que vayan de la mano con la protección radiológica.

Capítulo III: Metodología

3.1 Descripción general de la estrategia metodológica

Primeramente, se realizó el cálculo de la muestra que fuera representativo de la población. La población era aproximada a las diez mil imágenes correspondientes a todas las proyecciones PA de tórax realizadas de abril a junio del 2019 y la muestra fue compuesta por aquellas imágenes que cumplieron con los criterios de inclusión que se establecieron para la investigación y que pueden verse más adelante en el texto.

Posteriormente, se ingresó al PACS del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios para acceder a las imágenes de las proyecciones. Es importante destacar que para obtener la muestra se realizó la escogencia de manera aleatoria con el software *Decision Analyst STATS™ 2.0* (Decision Analyst, Arlington, TX) asignando un número ordinal a cada imagen de la población total para poder seleccionarlas al azar con números aleatorios generados en una calculadora, y una vez seleccionadas se evaluó la calidad diagnóstica de estas imágenes, a partir de los criterios técnicos establecidos por parte de la investigadora, para saber si podían ser consideradas para la investigación. De las imágenes aptas se obtuvieron los criterios técnicos necesarios para el desarrollo del estudio; estos criterios fueron el pico de kilovoltaje, el miliamperaje por segundo, la dimensión del campo de visión, la distancia fuente detector y el producto kerma aire área, los cuales fueron datos importantes para establecer el nivel de referencia diagnóstico. Si una imagen no cumplía con los criterios de inclusión se procedía a seleccionar otra y así sucesivamente hasta alcanzar el total de la muestra.

La calidad de las imágenes se evaluó con criterios anatómicos y técnicos elementales en radiología que permiten identificar si una imagen PA de tórax es apta para emitir un diagnóstico clínico. Se creó una tabla en el software Microsoft Office Excel (Microsoft, Redmond, WA) con dichos criterios para valorar cada una de las imágenes que conformaron la muestra (anexo 1). De igual manera se creó

otra tabla en Microsoft Office Excel (Microsoft, Redmond, WA) para ingresar los datos del kVp, el mAs, el FOV, la DFD y el PKA para su posterior análisis y obtención del nivel de referencia diagnóstico (anexo 2).

Finalmente, se comparó el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax que se obtuvo en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios con otros niveles de referencia diagnósticos establecidos por organismos como el OIEA y el ACR en América Latina y Estados Unidos, para conocer si la muestra provenía de una población con niveles de referencia iguales, mayores o menores a los establecidos internacionalmente.

3.2 Descripción de la metódica de la experiencia investigativa

La presente investigación es un estudio retrospectivo transversal con un enfoque cuantitativo de tipo no exploratorio y un alcance descriptivo.

El estudio se centró principalmente en la recolección y medición de datos numéricos y de análisis de variables con el propósito de establecer pautas de comportamiento de los datos recolectados.

Esta recolección de información se hizo a partir de una muestra representativa de las radiografías PA de tórax realizadas en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios durante el período de abril a junio del 2019 que cumplieron con los criterios de inclusión que se establecieron. Se tuvo conocimiento de que en este período se realizaron 9616 radiografías PA de tórax, según el conteo a julio de 2019.

Los datos recopilados del total de la muestra se analizaron de manera estadística en el período de tiempo indicado, no involucra un seguimiento a futuro y no se manipularon las variables de estudio.

3.2.1 Confiabilidad y validez

Para medir la confiabilidad del estudio se utilizó el método de mitades partidas que consistió en tomar el conjunto total de los datos de dosis recibida por las personas usuarias y dividirlos en dos partes iguales, luego se compararon los resultados de ambas partes, los cuales fueron similares, lo que indicó que el instrumento de recolección de datos fue confiable.

Se considera que la investigación tiene validez, pues se aseguró que la muestra de las proyecciones radiológicas que se midieron fueran representativas de la población total y además se eligieron de manera aleatoria simple, y no a conveniencia de la investigadora. Además, los instrumentos de medición de variables fueron usados para todos los componentes de la muestra de manera igualitaria.

Los instrumentos utilizados para la recolección de información consistieron en tablas de Microsoft Office Excel (Microsoft, Redmond, WA), donde se registraron los datos de interés para la investigación con el propósito de realizar cálculos estadísticos; por lo tanto, se debe considerar que pudo existir error humano en el momento de ingresar los datos.

3.2.2 Población y muestra

La población estuvo compuesta por 9616 imágenes de estudios PA de tórax realizadas de abril a junio del año 2019, en las salas de radiología digital del Hospital San Juan de Dios de la Caja Costarricense del Seguro Social. Para hacer el cálculo del tamaño de muestra se utilizó la fórmula estadística del cálculo de medias y proporciones del programa Stata/SE 14 (StataCorp, Texas) que realiza un cálculo para una muestra basado en la D de Cohen de un estudio previo publicado con los niveles de referencia para radiografías de tórax en PA utilizando datos de hospitales latinoamericanos, incluidos Costa Rica (OIEA, 2010). El cálculo se realizó tomando en cuenta el valor promedio de referencia (0,21 mGy) de kerma en aire en superficie

de entrada reportado por el OIEA y obtenido a través del estudio de 524 radiografías de tórax en PA (OIEA, 2010). Los promedios de los valores obtenidos por hospital tenían una desviación estándar de 0,23 mGy. Estos valores fueron comparados con un nivel de referencia diagnóstico establecido por el ACR de 0.15 mGy (2018). Con estos valores se obtuvo que se necesitaba un tamaño muestral de al menos 270 radiografías de tórax en PA, para lograr un poder estadístico del 99% (Error tipo II) y un nivel de significancia del 5% (Error tipo I).

Puesto que para la investigación se tenía como mínimo aceptable una muestra de 270 radiografías, se seleccionaron 546 radiografías aleatoriamente del PACS del hospital.

3.2.3 Criterios de inclusión y exclusión

Para realizar el estudio sobre las radiografías de tórax en PA obtenidas en el Hospital San Juan de Dios, entre abril y junio de 2019, se establecieron como criterios de inclusión los siguientes:

- Imagen PA de tórax realizada entre 1,77 metros y 1,80 metros en bucky de pared.
- Imagen adquirida en el período establecido para el estudio: abril a junio del 2019.
- Imagen bien inspirada, simétrica, con las escápulas fuera de los campos pulmonares, centrada, no cortada y con adecuada penetración para observar mejor las estructuras anatómicas.

En este último criterio de inclusión, específicamente, se analizó que en cada imagen se observara un mínimo de 8 espacios intercostales, lo que indica que se llevó a cabo en una inspiración profunda seguida de apnea. Para saber si la imagen era simétrica y estaba centrada, se debía visualizar la articulación esternoclavicular centrada y las apófisis espinosas centrales respecto a dicha articulación. Además,

se debían observar los campos pulmonares completos, desde su base hasta su ápice, sin excluir los costados. Las estructuras vasculares, el corazón y el borde inferior del diafragma bien definido indicaban que la imagen tenía una adecuada penetración (Romero, Aragón, y Navarro, 2013).

Como criterios de exclusión se aplicaron los siguientes:

- Imagen de tórax que no permita conocer explícitamente si fue adquirida en PA.
- Imagen con cualquier artefacto (movimiento involuntario, objeto extraño).
- Imágenes de personas usuarias con dispositivos implantables visibles en la radiografía (e.g. marcapasos, catéter venoso central).
- Imagen con nombre de PA de tórax, que anatómicamente no represente un tórax (mal etiquetada).
- Imagen con criterios técnicos diferentes a los establecidos por el servicio de radiología.

3.3 Definición y operacionalización de las variables del estudio

A continuación se presentan la definición y operacionalización de las variables para cada uno de los objetivos específicos propuestos en la investigación:

Cuadro 1. Variables de estudio del objetivo específico 1.

Objetivo Especifico	Variable	Indicador	Definición conceptual	Definición operacional
Describir los criterios técnicos con que se adquieren las imágenes PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios.	Pico de Kilovoltaje	kVp	Capacidad de penetración del haz de rayos X	Valor en kVp
	Miliamperaje por segundo	mAs	Cantidad de rayos X que emite el tubo	Valor en mAs
	Dimensión del campo de visión	cm	Tamaño del área a radiografiar	Valor en cm
	Producto kerma en aire área	dGy.cm ²	Es la integral del kerma en aire sobre el área del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz	Valor en dGy.cm ²
	Distancia fuente detector	m	Distancia existente entre la fuente emisora de rayos X y el detector de los mismos	Valor en m

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Cuadro 2. Variables de estudio del objetivo específico 2.

Objetivo Específico	Variable	Indicador	Definición conceptual	Definición operacional
Comparar el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax obtenido de las imágenes realizadas en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios con los niveles de referencia diagnósticos establecidos a nivel internacional.	Nivel de referencia diagnóstico dado por el ACR, el OIEA, el estado de Michigan y el estudio latinoamericano.	mGy	Herramienta para ayudar a la optimización de la protección en la exposición médica de personas usuarias sometidos a procedimientos de diagnóstico	Dosis en mGy

Fuente: Elaboración propia, 2019.

3.4 Definición de los procedimientos de recolección de información

Se accedió al PACS del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios y se eligieron las imágenes que conformaron la muestra, según los criterios de inclusión y exclusión seleccionados, y de éstas se obtuvieron los datos necesarios para establecer el nivel de referencia diagnóstico para las imágenes PA de tórax.

Para registrar y ordenar los datos obtenidos a partir de las imágenes, se utilizaron hojas de cotejo elaboradas en tablas de Microsoft Office Excel (Microsoft, Redmond, WA); éstas permitieron archivar los datos y prepararlos para su análisis. A continuación, se realiza una descripción de las mismas.

- Hoja de cotejo con los criterios de inclusión y exclusión para la proyección radiológica en estudio (anexo 1), que se utilizó con el fin de seleccionar las imágenes que conformaron la muestra. Consistió en una tabla de verificación; aquellas imágenes que no cumplieron con algún requisito o que

no pertenecían al período de tiempo establecido para el estudio no formaron parte de la muestra.

- Hoja de cotejo para el ingreso de los criterios técnicos obtenidos del PACS (anexo 2), en la que se realizó una enumeración consecutiva de tipo “1,2,3...” para proteger los datos y el anonimato de las personas usuarias a quienes se les realizó cada imagen. En esta hoja se ingresaron todos los datos para el total de la muestra.

3.5 Definición de los procedimientos y las técnicas de análisis

Todas las imágenes y los datos que se adquirieron de las mismas fueron codificados con el fin de agrupar toda la información de manera numérica, como si se tratara solo de datos cuantitativos, para posteriormente realizar el análisis estadístico de las variables. Todas las imágenes que cumplieron con los criterios de inclusión fueron identificados con un consecutivo de números del 1 al 339 y cada una de estas imágenes contó con los criterios técnicos de kVp, mAs, FOV, DFD y PKA.

Con los criterios técnicos de kVp y mAs se calcularon los rangos de dosis que más se presentan en las radiografías PA de tórax que se realizan en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios. Mientras que con el FOV y el PKA se estimó el nivel de referencia diagnóstico (mediante fórmulas matemáticas) para la proyección PA de tórax, que posteriormente fue comparado con niveles de referencia diagnósticos establecidos en América Latina y Estados Unidos mediante investigaciones realizadas por el OIEA, el ACR, el estado de Michigan y un estudio realizado en América Latina.

Una vez que se obtuvieron estos datos, se realizó la presentación e interpretación de los mismos mediante cuadros y gráficos. Para realizar el análisis estadístico y conocer si el nivel de referencia diagnóstico obtenido en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios para la proyección PA de tórax difería de

los niveles establecidos internacionalmente como el establecido por el ACR (0.15 mGy) (2018), o el OIEA (0.2 mGy) (2010), se realizó una prueba de Wilcoxon, como prueba no paramétrica. Todo el análisis estadístico de datos se realizó con el software Stata/SE 14 (StataCorp, Texas).

3.6 Consideraciones éticas

Para efectos de esta investigación ningún ser humano fue sometido a ningún tipo de condición controlada ni a investigaciones diagnósticas o terapéuticas que permitieran el desarrollo del estudio, solo se utilizó la información obtenida de las imágenes radiológicas que les fueron realizadas.

Se cumplió a cabalidad el principio de bioética de la justicia, pues se tomaron en cuenta todas aquellas imágenes del total de la muestra que cumplieron con los criterios de inclusión previamente establecidos y en el período de tiempo determinado, independientemente de la persona usuaria en quien fue realizado el estudio.

Es importante recalcar que para garantizar el respeto a la autonomía y privacidad de cada persona usuaria, la investigación se realizó de manera anonimizada, utilizando un consecutivo de números como la única forma de identificación para cada imagen que formó parte de la muestra en estudio. Además, la información recolectada fue utilizada con el único fin de realizar la presente investigación y de manera confidencial. Puesto que las imágenes radiológicas son propiedad del hospital, luego de finalizada la investigación, estas seguirán dentro de las bases de datos y no se destruirán.

No fue necesario un consentimiento informado, ya que no se trabajó directamente con la persona usuaria sino con las imágenes radiológicas que se obtuvieron. La persona usuaria no fue sometida a ningún nuevo procedimiento ni se reveló información diagnóstica obtenida de las imágenes. No se tuvo contacto alguno con la persona usuaria. No se utilizó ningún dato personal que permita la

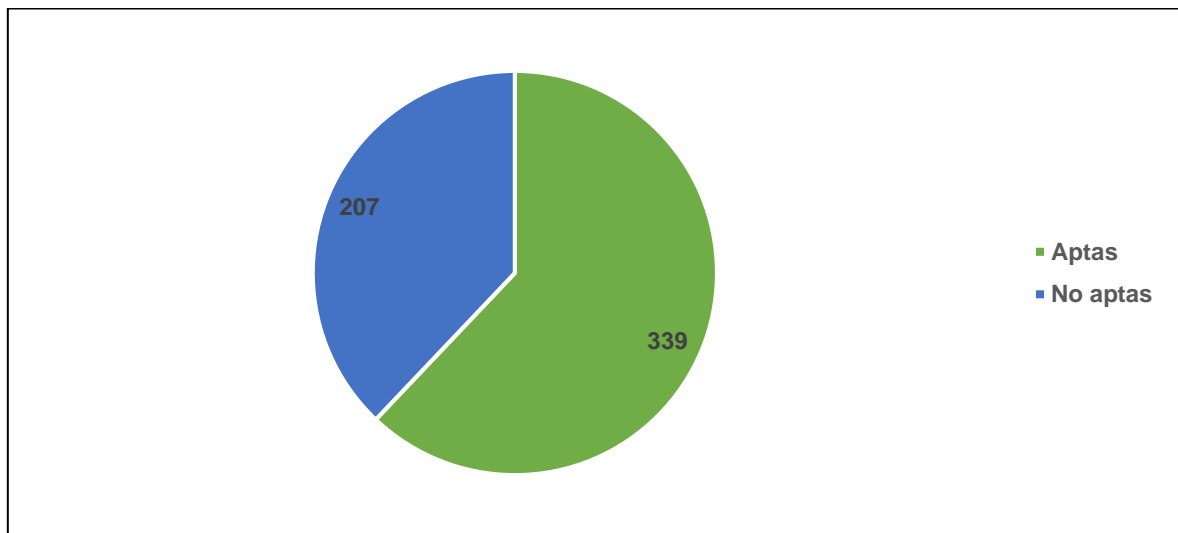
identificación de la persona usuaria, no se requirió conocer datos epidemiológicos, ni tener acceso a la historia médica o clínica de la persona usuaria.

Capítulo IV: Análisis de resultados

En el siguiente capítulo se presentan los resultados obtenidos según la información analizada para cada uno de los objetivos planteados. En el primer apartado se describen los criterios técnicos con que se adquirieron las imágenes PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios. Una vez obtenidos estos datos, se desarrolló el segundo apartado que consiste en la comparación del nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax obtenido de las imágenes realizadas en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios con los niveles de referencia diagnósticos establecidos en estudios previos de América Latina y Estados Unidos.

Luego de aplicar los criterios de inclusión y exclusión se obtuvo una muestra final de 339 radiografías. Es importante mencionar que para adquirir la muestra de estudio y que ésta fuera representativa de la población total, se seleccionaron aleatoriamente 546 radiografías PA de tórax de la base de datos del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios, durante el período de abril a junio del 2019 como se señala en el siguiente gráfico.

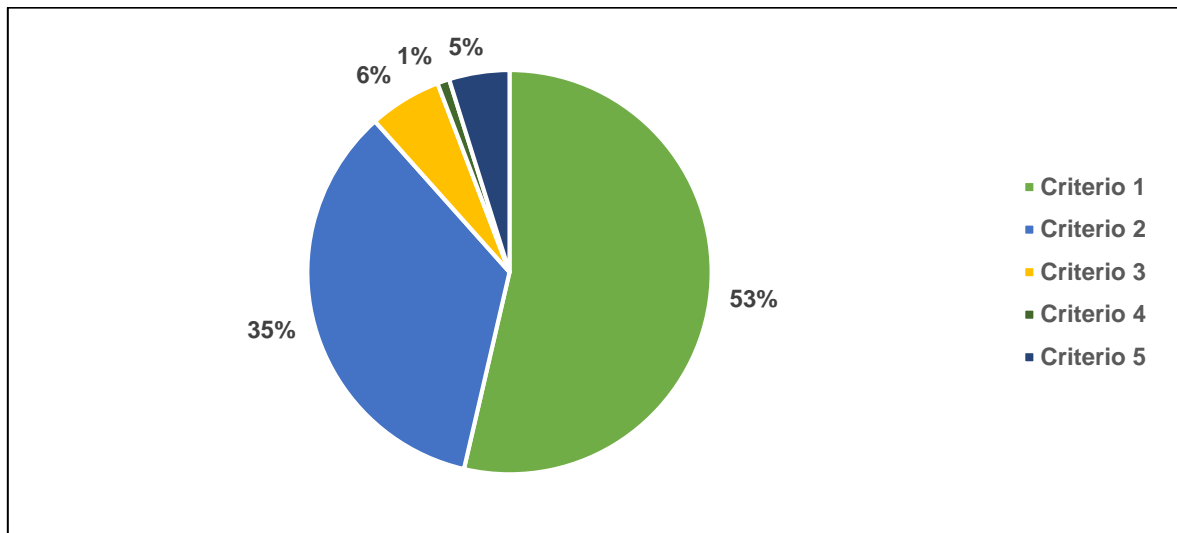
Gráfico 1. Total de imágenes PA de tórax analizadas para obtener la muestra.



Fuente: Elaboración propia, 2020.

Las 207 imágenes restantes no fueron aptas para el estudio, pues no cumplían con uno o más criterios de inclusión o tenían alguno de los criterios de exclusión, como por ejemplo, mostrar algún artefacto o no haber sido adquirida en PA, por lo que no fueron tomadas en consideración para el estudio. Los porcentajes de rechazo de las imágenes según los criterios de exclusión se muestran en seguida.

Gráfico 2. Imágenes rechazadas según los criterios de exclusión.



Fuente: Elaboración propia, 2020.

El criterio de exclusión 1 corresponde a las imágenes de tórax en las que no se pudo conocer explícitamente si fueron adquiridas en PA. El criterio de exclusión 2 representa las imágenes que contenían algún artefacto (movimiento involuntario, objeto extraño) y el criterio de exclusión 3 las imágenes con dispositivos implantables visibles en la radiografía; por ejemplo, marcapasos o catéter venoso central. El criterio de exclusión 4 estuvo dado por las imágenes con nombre de PA de tórax, que anatómicamente no representaban un tórax, mientras que el criterio de exclusión 5 corresponde a las imágenes con criterios técnicos diferentes a los establecidos por el servicio de radiología.

Ahora, a partir de las 339 imágenes que sí fueron aptas se obtuvieron los criterios técnicos que se muestran en el siguiente apartado.

4.1 Criterios técnicos con que se adquieren las imágenes PA de tórax en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios

Los criterios técnicos que se adquirieron de cada una de las imágenes fueron el pico de kilovoltaje, la dimensión del campo de visión, la distancia fuente detector, el miliamperaje por segundo y el producto kerma aire área.

4.1.1 Pico de kilovoltaje

El pico de kilovoltaje es un parámetro constante para todas las proyecciones PA de tórax que corresponden a la muestra, pues así fue predeterminado en los equipos de radiología del Hospital San Juan de Dios. El valor que mostró cada una de las imágenes fue 124.9kVp, aunque el valor teórico establecido en los equipos es 125kVp, lo que realmente no representa una variación significativa.

El uso de pico de kilovoltaje predeterminado es un criterio que se aplica en los diversos centros de radiología a nivel mundial, pues es una recomendación dispuesta por organismos internacionales. Para una radiografía PA de tórax de una persona usuaria adulta, el ACR (2017) indica que se debe emplear una técnica de alto kilovoltaje, entre 120 a 150 kVp. Por su parte, la Comisión Europea recomienda un valor de 125kVp para los exámenes de tórax (OIEA, 2010).

La finalidad de utilizar picos de kilovoltaje altos radica en disminuir la dosis que recibe la persona usuaria y mejorar la calidad de la imagen. Así lo muestra Oberto, Goldmeier, Jader, Fachel y Glotz (2013): “La radiografía de tórax con altos voltajes y cargas transportadas bajas, al tiempo que contribuye a la reducción de dosis, mejora el contraste y la escala de grises de las imágenes” (p. 11).

De esta manera, el valor de pico de kilovoltaje establecido en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios se considera el adecuado para obtener imágenes PA de tórax que cumplan con los criterios recomendados por organismos internacionales.

4.1.2 Dimensión del campo de visión

El campo de visión es también un valor constante de 42cmx42cm. Se esperaba tener las medidas específicas para el campo de visión, pues este parámetro muestra si una imagen radiográfica fue colimada al área de estudio; lo que permite irradiar solo la parte del cuerpo que debe ser estudiada y, a la vez, proteger el tejido circundante de radiación innecesaria. Además, se reduce la radiación dispersa, lo que se traduce en un mejor contraste de la imagen. (Bushong, 2010)

Sin embargo, el software de los equipos de rayos X no permitió obtener el dato exacto, lo que sí permitió fue conocer que el tamaño máximo para obtener la radiografía PA de tórax es 42cmx42cm por lo que fue tomado como una constante para todas las imágenes.

Este valor fue utilizado para realizar una conversión de unidades y obtener la dosis que reciben las personas usuarias, pues las imágenes analizadas desde el PACS daban el PKA en dGy.cm² y para comparar este valor con los parámetros internacionales fue necesario que estuviera en mGy.

Por ejemplo, una imagen radiográfica presentó un valor de 0,3 dGy.cm² por lo que este valor se dividió entre el campo de visión de 42cmx42cm para obtener el valor en dGy. Este nuevo valor en dGy se convirtió en Gy y nuevamente se realizó otra conversión de unidades para obtener el valor en mGy.

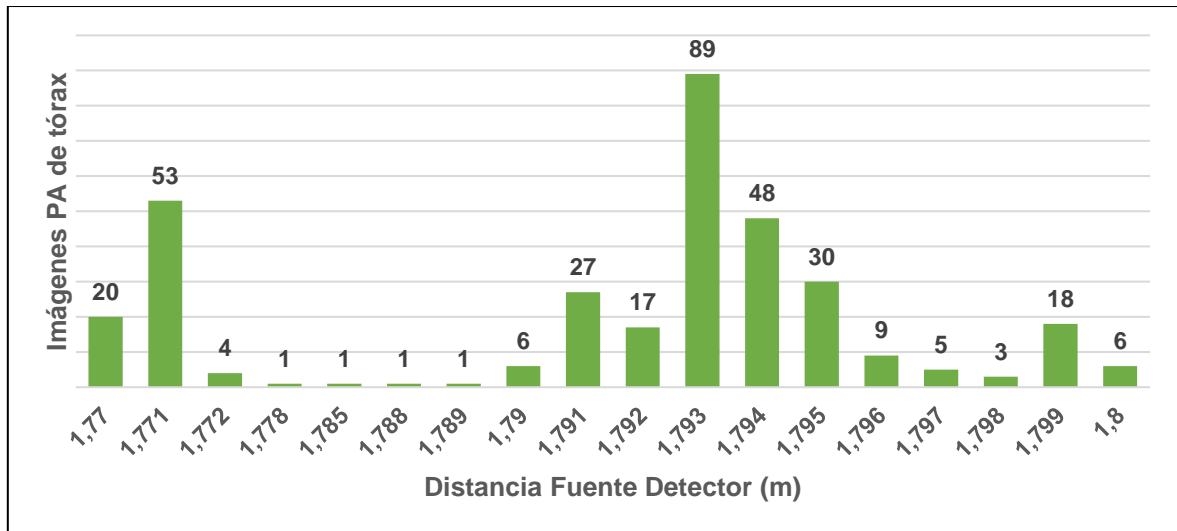
4.1.3 Distancia fuente detector

La literatura varía en cuanto a la distancia fuente detector apropiada que debe aplicarse para realizar una proyección PA de tórax. El ACR (2017) indica que debe existir una distancia fuente detector de al menos 72 pulgadas, lo que equivale a 1,82 metros. Bushong (2010) menciona que “las radiografías de tórax se suelen tomar a 180 cm. Con los avances en diseño de generadores y receptores de imagen pueden

llegar SID (siglas en inglés, equivalentes a 'distancia fuente detector') aún más grandes” (p.448).

En el caso de la distancia fuente detector, para las imágenes PA de tórax realizadas en el Hospital San Juan de Dios, se estableció como un criterio de inclusión, que estas fueran realizadas con una distancia mínima de 1,77 metros y una distancia máxima de 1,80 metros, y los datos adquiridos se muestran en el siguiente gráfico.

Gráfico 3. Distancia fuente detector para las proyecciones PA de tórax.



Fuente: Elaboración propia, 2020.

Ahora bien, 76,1% de las imágenes PA de tórax fueron realizadas a una distancia fuente detector mayor o igual a 1,79 metros lo que no representa una variación significativa con respecto a la distancia fuente detector de 1,80 metros que se establece como la distancia preferible. Además, las variaciones que se pueden observar en el gráfico son inclusive de milímetros de un grupo de imágenes a otras, pues al moverse el equipo de manera mecánica existe cierto grado de imprecisión.

Debido a estas diferencias encontradas, se toma la decisión de verificar la distancia fuente detector en forma directa con el sistema de medición incorporado

en el equipo emisor (flexómetro) en cada sala donde se realizaron las radiografías PA de tórax, dichos valores se muestran en la siguiente tabla.

Cuadro 3. Distancia fuente detector en metros para cada sala de radiología.

Sala 1	1,80 metros
Sala 3	1,79 metros
Sala 7	1,77 metros

Fuente: Elaboración propia, 2020

Esta variación entre la DFD de cada sala sí es considerable para los resultados de la investigación, pues la mayoría de las imágenes realizadas a menor distancia presentaron los valores más altos de mAs y, por lo tanto, los valores de PKA. Este hallazgo podría estar relacionado con un mayor desgaste del tubo de rayos X, lo que afecta su rendimiento.

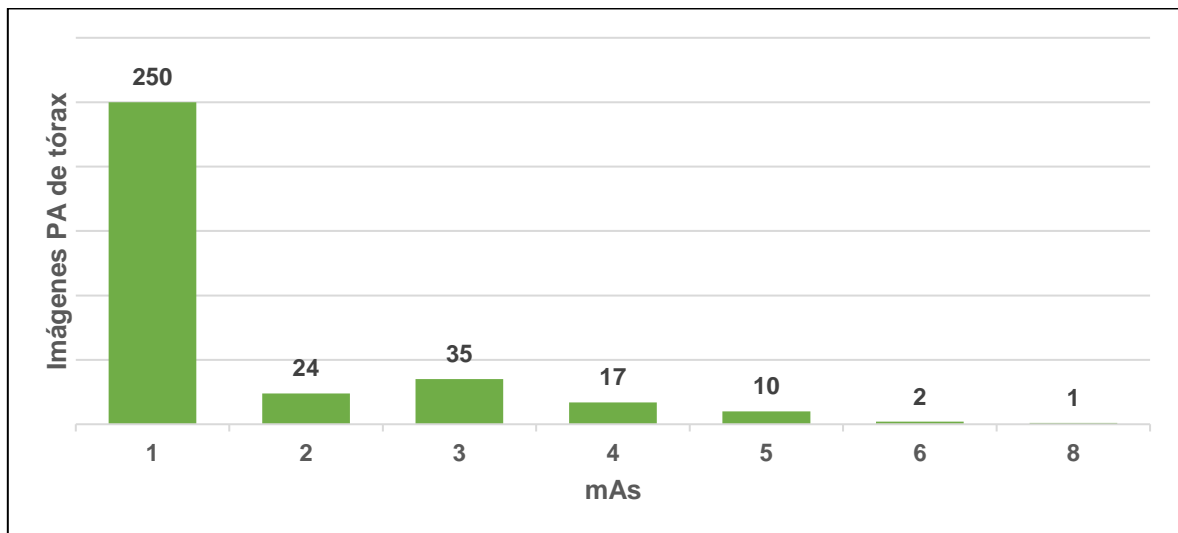
Debido a que la medición de verificación de DFD se realizó con un flexómetro, cabe resaltar que pudo darse también una desviación en la medición debido al factor humano.

4.1.4 Miliamperaje por segundo

Como se había mencionado previamente, el miliamperaje por segundo corresponde a la cantidad de rayos X que emite el tubo durante la exposición para producir una imagen, por lo que es un factor técnico que debe mantenerse controlado. A mayor mAs mayor exposición a la radiación tendrá la persona usuaria, lo que va en contra de los fundamentos de radioprotección.

Para esta investigación se recolectaron todos los valores de mAs para las 339 imágenes que conformaron la muestra, dichos valores se presentan en el gráfico a continuación.

Gráfico 4. Valores de miliamperaje por segundo para las proyecciones PA de tórax.



Fuente: Elaboración propia, 2020.

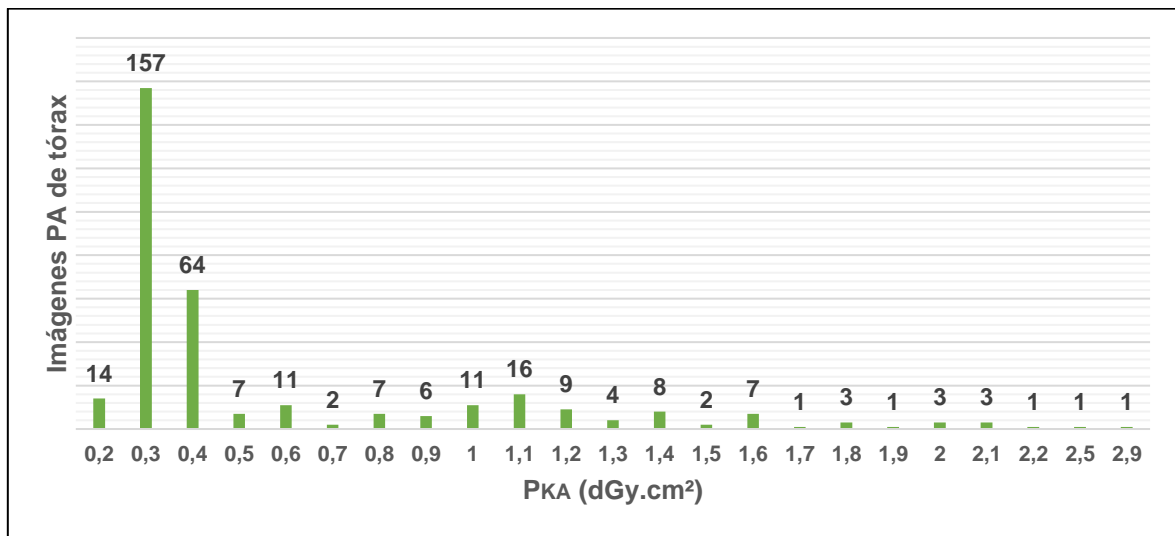
Los valores de miliamperaje por segundo encontrados van desde 1 mAs hasta 8 mAs, siendo este el valor más alto presente, aclarando que el mismo se identificó en solo una de las imágenes de la muestra. 250 imágenes reportaban un valor de 1 mAs, representando un 74% del total de la muestra, lo que indica que la mayoría de las imágenes son adquiridas con baja radiación. El promedio del total de la muestra corresponde a 1,59 mAs.

Según Bontrager & Lampignano (2010) se debe utilizar el mínimo mAs, pero sin dejar de lado que la imagen debe poseer la máxima calidad posible y brindar suficiente información diagnóstica. Por lo tanto, los datos expuestos demuestran que las imágenes PA de tórax del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios están siendo adquiridas con adecuadas técnicas exposición, lo cual a su vez se refleja en el producto kerma aire área que recibe cada persona usuaria; los valores obtenidos de PKA se presentan seguidamente.

4.1.5 Producto kerma aire área

El producto kerma aire área fue suministrado directamente por cada equipo de radiología donde fueron adquiridas las imágenes con unidades de $\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$. Los datos fueron muy variados, pues no se presentan como números enteros sino con decimales, por lo que se presentan los resultados de manera más resumida.

Gráfico 5. Producto kerma aire área para las proyecciones PA de tórax.



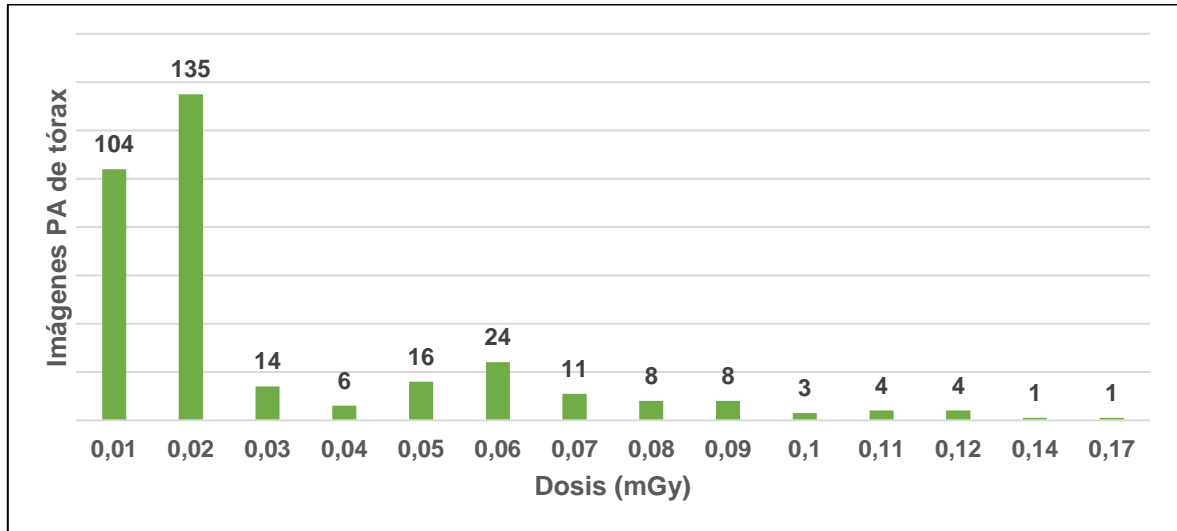
Fuente: Elaboración propia, 2020.

El producto kerma aire área se presenta con valores en el rango comprendido entre 0,21 PKA hasta 2,93 PKA; sin embargo, la mayoría de imágenes presenta valores bajos. El promedio de los valores corresponde a 0,62 PKA para el total de la muestra y, tal como se muestra en el gráfico, 157 imágenes presentan un PKA correspondiente a 0,3 siendo este valor la moda.

Una vez obtenido el PKA de toda la muestra, se procedió a realizar la conversión de unidades necesaria para pasar los datos reportados por los equipos en $\text{dGy}\cdot\text{cm}^2$ a mGy y así conseguir los valores para establecer el nivel de referencia diagnóstico. Para esta conversión, se utilizó la siguiente fórmula, la cual fue verificada por el Físico Médico del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios (para más detalle ver anexo 3):

$$\frac{dGy \cdot cm^2}{cm^2} \times \frac{Gy}{dGy} \times \frac{mGy}{Gy}$$

Gráfico 6. Dosis absorbida recibida en mGy para las proyecciones PA de tórax.

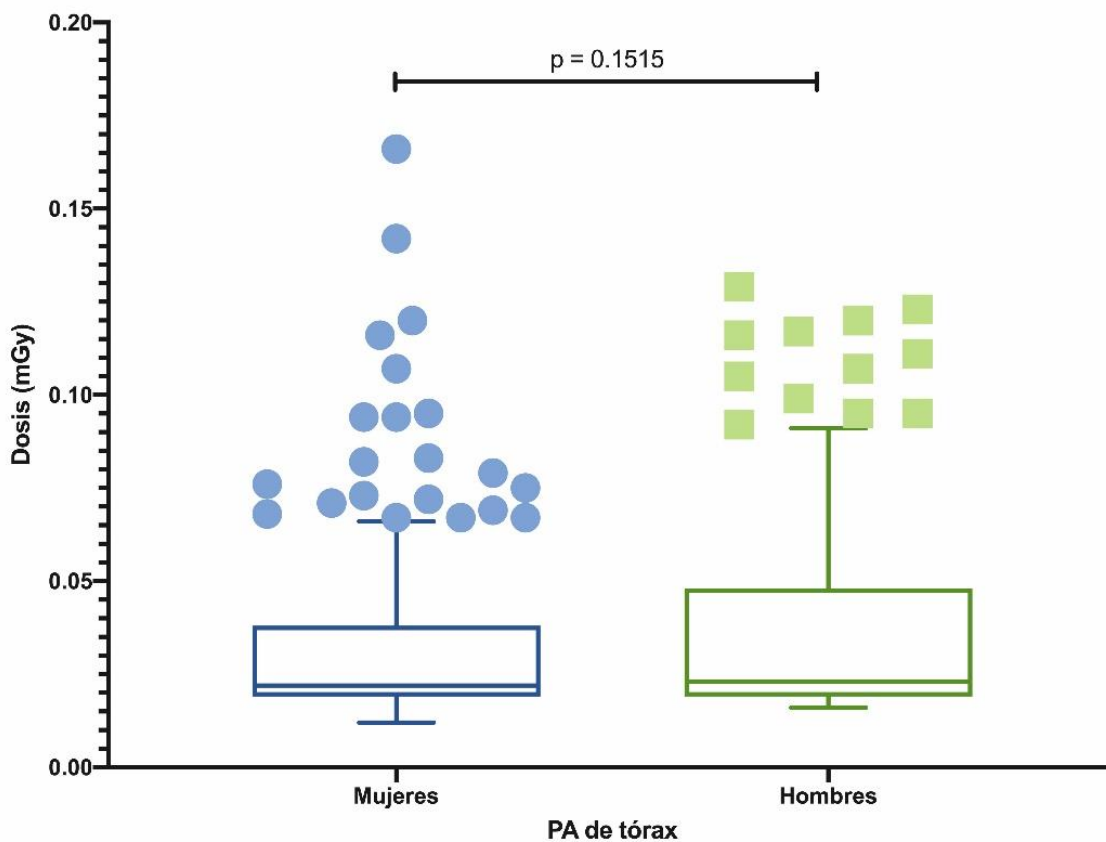


Fuente: Elaboración propia, 2020.

Las dosis recibidas por las personas usuarias van desde 0,012 mGy hasta 0,166 mGy para el total de las proyecciones que conforman la muestra. Cabe destacar que un total de 326 imágenes tienen una dosis menor a 0,1 mGy lo que representa un 96,16%. El restante 3,84% posee dosis mayores a 0,1 mGy. El valor promedio de la dosis total es 0,035mGy.

Puesto que se tenía el dato del total de hombres (173) y mujeres (166) que conformaron la muestra, se calcularon, también, los valores de dosis según el sexo para conocer si hombres o mujeres recibieron más dosis.

Gráfico 7. Dosis recibida en mGy para las proyecciones PA de tórax según sexo.



Fuente: Elaboración propia, 2020.

La dosis promedio recibida para hombres es 0,036 mGy y para mujeres es 0,034 mGy. En el gráfico se muestran los datos de las dosis para mujeres y hombres. A pesar de que los datos obtenidos para los hombres son ligeramente mayores, pues la caja se localiza más arriba que la de las mujeres, no hay una diferencia estadísticamente significativa entre ambos ($p = 0,1515$). Los valores fuera de los bigotes representan los valores extremos o atípicos (como es usual).

Finalmente, con los datos obtenidos de la dosis recibida para el total de la muestra se calculó el Nivel de Referencia Diagnóstico de la proyección PA de tórax para el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios. De acuerdo con

Ubeda et al. (2019) existen diversas formas de calcular los niveles de referencia diagnósticos según la cantidad de instalaciones en estudio, o si es a nivel local, nacional o regional.

Puesto que para esta investigación solo se accedió a información de una sola instalación y pocas salas de rayos X, Ubeda et al. (2019) indican que para establecer el DRL “se puede definir un “valor típico” como la mediana de la distribución de las dosis medidas” (p.21). Por lo tanto, se calculó la mediana del total de la muestra obteniendo como resultado 0,022 mGy (Intervalo de Confianza (IC) 95% 0.021, 0.023) y se establece como el Nivel de Referencia Diagnóstico de la proyección PA de tórax para el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios.

4.2 Comparativa del nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax obtenido de las imágenes realizadas en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios con los niveles de referencia diagnósticos establecidos en América Latina y Estados Unidos.

En este apartado se realiza una comparativa del nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax obtenido de las imágenes realizadas en el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios con los niveles de referencia diagnósticos establecidos en América Latina y Estados Unidos. Como se indicó previamente, se obtuvo un nivel de referencia diagnóstico correspondiente a 0,022 mGy (IC 95% 0.021, 0.023) para la proyección PA de tórax.

Para efectos de esta investigación, no se pudo conocer el grosor, peso y/o estatura de las personas usuarias para tratar de tener datos más estándares de su composición física, lo cual es un dato que se ha analizado en algunas de las investigaciones que se mencionan a continuación. No obstante, se conoce que todas las personas usuarias a las cuales se les adquirió las imágenes que componen la muestra son adultas.

Las investigaciones realizadas anteriormente en América Latina por el OIEA y en Estados Unidos por el ACR basan sus niveles de referencia diagnósticos o niveles orientativos en las normas básicas de seguridad (BSS, por sus siglas en inglés) del OIEA. En estas normas se establece como aceptable un nivel de referencia diagnóstico entre 0,15 mGy y 0,3 mGy para la proyección PA de tórax (Blanco et al., 2013). Sin embargo, es de suma importancia mencionar que estos niveles de referencia fueron establecidos con base en estudios realizados con tecnología analógica.

Primeramente, en el documento: Ejercicio Piloto para Desarrollar y Establecer Niveles de Referencia en Radiografía General y Mamografía como Herramienta para Optimizar la Protección Radiológica y Reducir la Exposición al Paciente en América Latina, se tenía como objetivo alcanzar un primer acercamiento a la optimización de la radiología diagnóstica (OIEA, 2010).

Algunos datos importantes para destacar es que en este ejercicio piloto se tomó en cuenta, solamente, las imágenes PA de tórax realizadas a personas usuarias adultas entre 1,65 m y 1,75 m de estatura y entre 65 kg y 75 kg de peso.

En el estudio, el nivel orientativo que surgió de la muestra, específicamente, para Costa Rica fue de 0,2 mGy.

Luego, el artículo *Determination of diagnostic reference levels in general radiography in Latin America*, basado en el Proyecto Regional RLA / 9/57 y el Proyecto Regional RLA / 9 /67, tenía como objetivo establecer las referencias de dosis en radiología convencional para América Latina, con el fin de determinar si estas dosis cumplían con los requisitos de las normas BSS. Esta investigación surgió como una continuación del ejercicio piloto del OIEA mencionado anteriormente. Costa Rica participó en este proyecto que fue publicado en el 2013, y tampoco existía gran difusión de tecnología digital en los países participantes, por lo que los resultados encontrados se basan en equipos de radiología analógicos. (Blanco et al., 2013)

También se consideraron para el estudio las imágenes PA de tórax de hombres y mujeres entre 1,65 m y 1,75 m de estatura y entre 65 kg y 75 kg de peso, para así conseguir datos más estandarizados.

En el período comprendido entre el 2008-2009 se obtuvo un nivel de referencia diagnóstico general para todos los países participantes de 0,38mGy y para el período 2009-2011 el nivel de referencia diagnóstico disminuyó a 0,28 mGy.

En este caso, el nivel de referencia diagnóstico para Costa Rica fue también de 0,2 mGy. (Blanco et al., 2013)

A nivel internacional se cuenta con el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax recomendado por el ACR y se menciona en el artículo *ACR–AAPM–SPR Practice Parameter for Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses in Medical X-ray Imaging*, publicado en el 2018. Se aclara en el artículo que el propósito específico de los DRL es proporcionar puntos de referencia para la comparación, no para definir límites de dosis máximos o mínimos. (ACR, 2018)

Los datos se basan en los estudios de la *Nationwide Evaluation of X-Ray Trends* (NEXT) y son los únicos datos de encuestas a nivel nacional de los Estados Unidos disponibles actualmente. Sin embargo, los datos son hasta de 10 años atrás, por lo que el ACR recomienda acceder a otras fuentes de información de dosis más actualizada, como los estudios geográficamente localizados del estado de Michigan.

En este estudio, el nivel de referencia diagnóstico es de 0,15mGy según los datos de NEXT del 2002, tomando en consideración personas usuarias adultas con un grosor de 23cm.

Por su parte, la última actualización del Departamento de Licencias y Asuntos Regulatorios de Michigan en la Sección de Seguridad Radiológica sobre el nivel de referencia diagnóstico es del año 2017, y el período de recolección de información se dio entre el año 2013 y el año 2017.

En este caso el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax es de 23 miliroentgen (mR) (0,20 mGy), pero toma en cuenta todo tipo de equipos radiológicos en el estado.

El nivel de referencia diagnóstico, calculando el percentil 75 y utilizando solamente tecnología digital directa, es 17 mR (0,15 mGy), mientras que la mediana es de 12mR (0,10 mGy) basados en los datos obtenidos de 304 equipos radiológicos también para el período 2013-2017 (Michigan Department of Licensing and Regulatory Affairs. Radiation Safety Section, 2017).

Cuadro 4. Niveles de referencia diagnósticos para la proyección PA de tórax según diversos estudios.

Estudio	DRL
BSS	0.15mGy – 0.3mGy
OIEA	0.2mGy (CR)
América Latina	0.2mGy (CR)
ACR	0.15mGy
Estado de Michigan	0.15mGy

DRL: nivel de referencia diagnóstico, BSS: Normas básicas de seguridad, OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica, ACR: Colegio Americano de Radiología, CR: Costa Rica.

Fuente: Elaboración propia, 2020.

Se muestra el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax según diversos estudios u organismos. Dos valores son específicos para los estudios realizados en Costa Rica y se hallan dentro de los parámetros establecidos por las normas BSS.

Con el fin de conocer si estadísticamente el nivel de referencia para la proyección PA de tórax difiere de los niveles de referencia diagnósticos establecidos

internacionalmente se calculó el valor de p, mediante un test de Wilcoxon, ya que los datos obtenidos no presentan una distribución normal.

Cuadro 5. Comparación de valores de referencia.

Organismo	Valor de Referencia	Valor de p*
ACR	0,15mGy	p<0,001
OIEA	0,2mGy	p<0,001

*Se realizó un test de Wilcoxon para el cálculo del valor de p

Fuente: Elaboración propia, 2020.

Cualquier valor de referencia superior a 0,15mGy dará un valor de p<0,001. Debido a que el valor de p obtenido es menor a 0,05, es poco probable que se debe al azar, y más bien indica que este nivel de referencia diagnóstico para la muestra estudiada es representativo para la población total (Molina, 2017).

Por lo tanto, este nivel de referencia para la proyección PA de tórax, 0,022 mGy (IC 95% 0.021, 0.023), se encuentra por debajo de todos los estudios revisados que han sido efectuados en otros países y de los establecidos previamente en Costa Rica en el año 2010 y 2013.

Capítulo V. Conclusiones y recomendaciones

5.1 Conclusiones

Se establece 0,022 mGy (IC 95% 0.021, 0.023) como el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios.

Es fundamental adquirir las imágenes radiológicas con los criterios técnicos adecuados para contar con imágenes de calidad y suficiente información diagnóstica. La tecnología digital permite tener mayor control sobre la entrega de dosis, lo que se traduce en un mejor abordaje de optimización de la práctica radiológica y la radioprotección de la persona usuaria.

Las imágenes que no fueron tomadas en cuenta para el estudio se rechazaron principalmente porque no se podía conocer explícitamente si fueron adquiridas en PA o porque contaban con artefactos, lo que les restaba utilidad para la investigación y no porque carecieran de calidad diagnóstica.

En cuanto a los parámetros de adquisición de imágenes se tiene que el Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios utiliza un valor predeterminado de 125 kVp para la adquisición de la proyección PA de tórax, cumpliendo con los criterios recomendados por organismos internacionales.

La dimensión del campo de visión para cada proyección no pudo conocerse, pues el software no muestra esta información. Se considera que tener este dato hubiese permitido obtener un valor de entrega de dosis aún más real, aunque es difícil conocer si la variación sería significativa. Se utiliza un valor constante de 42cmx42cm, pues es el parámetro máximo de adquisición determinado en los equipos.

La distancia fuente detector varía en las salas de radiología; dos salas adquieren las imágenes PA de tórax a menos de 1,80 metros, lo que se refleja en los valores de mAs más altos obtenidos, lo que podría suponer un desgaste mayor en el equipo de la sala 7.

Los valores de miliamperaje por segundo para las proyecciones analizadas también se consideran adecuados, ya que se obtuvieron, mayoritariamente, valores bajos sin verse afectada la calidad diagnóstica.

El producto kerma aire área presenta valores entre 0,21dGy.cm² hasta 2,93dGy.cm², siendo los valores bajos predominantes, lo que se refleja directamente en el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios.

Los niveles de referencia diagnósticos se convierten en un instrumento necesario para cumplir con los procesos de optimización de un servicio de radiología. De esta manera, una vez considerados todos los criterios técnicos anteriormente descritos, se demostró que el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax está por debajo de los parámetros establecidos internacionalmente, por lo que se considera un valor adecuado en la práctica diaria. Sin embargo, se debe aclarar que la optimización de la práctica radiológica no significa siempre una disminución de dosis, pues la idea fundamental es contar con calidad de imagen para un adecuado diagnóstico.

5.2 Recomendaciones

Primeramente, aunque los equipos de radiología no permiten conocer la dimensión del campo de visión utilizada para cada proyección, se debe instar al personal encargado de realizar los estudios a utilizar la colimación como un medio para disminuir la dosis en la persona usuaria.

Además, se recomienda a la sección de Física Médica del Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios ajustar la distancia fuente detector de cada sala de radiología para que todas estén a 1,80 metros y cumplan con los parámetros recomendados por los organismos internacionales y a su vez se optimice la práctica radiológica.

El Servicio de Radiología del Hospital San Juan de Dios debe tomar en consideración que aunque el nivel de referencia diagnóstico para la proyección PA de tórax obtenido es inferior a los previamente establecidos, la optimización de la protección y la seguridad de las personas usuarias debe ser revisado constantemente para evitar la pérdida de información diagnóstica que no alcance el beneficio médico previsto. Por lo tanto, se insta a ejecutar estudios periódicos de seguimiento en el servicio, y ya con la experiencia alcanzada impulsar la realización de estudios a nivel nacional con el uso de tecnología digital.

Para futuras investigaciones relacionadas con el tema, se podría realizar un análisis por un período de tiempo más largo e incluso tomar en cuenta otras proyecciones radiológicas que también han sido estudiadas a nivel internacional. Idealmente realizar un estudio en el que se pueda adquirir las características físicas de las personas usuarias, como peso y altura, para conseguir datos más estandarizados.

Además, los niveles de referencia diagnósticos pueden ser establecidos en otras áreas de imágenes médicas como mamografía, tomografía computarizada, medicina nuclear entre otros.

Bibliografía

- American College of Radiology. (2017). ACR–SPR–STR Practice parameter for the performance of chest radiography. *American College of Radiology*, 1-9. Recuperado de <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/chestrad.pdf>
- American College of Radiology. (2018). ACR – AAPM – SPR Practice Parameter for Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses in Medical X-ray Imaging. Recuperado de <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Diag-Ref-Levels.pdf>
- Arias, C. (2006). La regulación de la protección radiológica y la función de las autoridades de salud. *Revista Panamericana de Salud Pública*, 20(2-3), 188-197. <https://doi.org/10.1590/s1020-49892006000800015>
- Blanco, S., Mora, P., Almonte, N., Benavente, T., Benson, N., Blanco, D., ... Nader, A. (2013). Determination of diagnostic reference levels in general radiography in latin america. *Radiation Protection Dosimetry*, 156(3), 303-309. <https://doi.org/10.1093/rpd/nct069>
- Bontrager, K., & Lampignano, J. (2010). *Proyecciones radiológicas con correlación anatómica* (7.ª ed.). Barcelona: Elsevier.
- Buscà, J., Vigil, A., & Medina, R. (2010). Radiología digital en los servicios de radiodiagnóstico. Parámetros dosimétricos. *Imagen Diagnostica*, 1(2), 70-72. [https://doi.org/10.1016/S2171-3669\(10\)70017-2](https://doi.org/10.1016/S2171-3669(10)70017-2)
- Bushong, S. C. (2010). *Manual de Radiología para Técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica* (9.ª ed.). Barcelona: Elsevier.

- Cascón, A. (2009). Riesgos asociados con las radiaciones ionizantes. *Revista Argentina de Cardiología*, 77(2), 123-128. Recuperado de http://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1850-37482009000200010
- Cherry, R., Upton, A., Lodde, G., & Porter, S. (2010). Radiaciones ionizantes. En *Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo* (pp. 48.1-48.46). <https://doi.org/NIPO 201-01-029-5>
- Comisión Internacional de Protección Radiológica. (2007). *ICRP 103: Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*. Recuperado de http://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf
- Comisión Internacional de Protección Radiológica. (2011). *ICRP 105: Protección Radiológica en Medicina*. Recuperado de <http://www.icrp.org/docs/P 105 Spanish.pdf>
- Comisión Internacional de Protección Radiológica. (2014). ICRP 93: Gestión de la dosis al paciente en radiología digital. En *Publicación 93*. Recuperado de http://www.icrp.org/docs/P93_Spanish.pdf
- Comunidad Europea de la Energía Atómica. (2014). DIRECTIVA 2013/59/EURATOM, Normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. *Diario Oficial de la Unión Europea*, 13/1-13/73. Recuperado de <http://www.boe.es/doue/2014/013/L00001-00073.pdf>
- Consejo de Seguridad Nuclear. (2010). *Dosis de Radiación*. Recuperado de <https://www.csn.es/documents/10182/914805/Dosis de radiación>
- Consejo de Seguridad Nuclear. (2012). *Protección Radiológica*. Recuperado de <https://www.csn.es/documents/10182/914805/Protección radiológica>

Dávalos, M. (2013). Historia de la Radiología. *Revista de Actualización Clínica*, 37, 1787-1792. Recuperado de <http://www.revistasbolivianas.org.bo/pdf/raci/v37/v37a01.pdf>

De Céspedes, C. (2000). Evolución de la Radiología como Especialidad Médica en Costa Rica durante el Siglo XX: 1904-1980. *Acta Médica Costarricense*, 42(1), 35-38. Recuperado de http://actamedica.medicos.cr/index.php/Acta_Medica/article/view/541/502

Edmonds, K. (2009). Diagnostic reference levels as a quality assurance tool. *The Radiographer*, 56(3), 32-37. <https://doi.org/10.1002/j.2051-3909.2009.tb00107.x>

Guerrero, M. (2012). Aspectos generales de protección radiológica en medicina nuclear. *Alasbimn Journal*. Recuperado de <http://www.alasbimnjournal.net/contenidos/aspectos-generales-de-proteccion-radiologica-en-medicina-nuclear-55>

International Commission on Radiological Protection. (2017). ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Annals of the ICRP*, 46(1), 1-143. <https://doi.org/10.1177/0146645317717209>

Michigan Department of Licensing and Regulatory Affairs. Radiation Safety Section. (2017). Patient Radiation Exposure Information. Recuperado 1 de junio de 2020, de https://www.michigan.gov/leo/0,5863,7-336-78421_11407_35791-46650--,00.html

Ministerio de Salud. (1995). *Decreto N° 24037-S. Reglamento sobre Protección contra las Radiaciones Ionizantes*. Recuperado de <https://www.ministeriodesalud.go.cr/index.php/component/content/article?id=656>

- Molina, M. (2017). ¿Qué significa realmente el valor de p? *Revista de Pediatría de Atención Primaria*, 19(76), 377-381. Recuperado de http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1139-76322017000500014
- Oberto, G., Goldmeier, S., Jader, C., Fachel, R., & Glotz, G. (2013). Radiografías de tórax de calidad con dosis menores que los límites recomendados. *Imagen Diagnóstica*, 4(1), 6-12. Recuperado de <https://www.elsevier.es/es-revista-imagen-diagnostica-308-articulo-radiografias-torax-calidad-con-dosis-S2171366912000480>
- Organismo Internacional de Energía Atómica. (2010). *Establecimiento de Niveles Orientativos en Radiografía General y Mamografía. Reporte del proyecto coordinado ARCAL LXXV- IAEA RLA/9/048*. Recuperado de https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TE_1646_CD/PDF/TECDOC_1646.pdf
- Romero, F., Aragón, J., & Navarro, J. (2013). *Radiografía de tórax: Lo elemental para Atención Primaria y Urgencias*. Cádiz.
- Röntgen, W. (1896). *Über eine neue Art von Strahlen*. 1-22. Recuperado de http://www.xtal.iqfr.csic.es/Cristalografia/archivos_10/Uber_eine_neue_art_von_strahlen_ocr.pdf
- Saravia-Rivera, G. (2013). Protección y seguridad radiológicas. *Anales de Radiología México*, 12(2), 105-110. Recuperado de <http://www.medigraphic.com/pdfs/anaradmex/arm-2013/arm132g.pdf>
- Siemens Healthineers. (2020). *Sistemas de Radiografía Digital*. Obtenido de <https://www.siemens-healthineers.com/mx/radiography/digital-x-ray>

Soffia, P., Ubeda, C., Miranda, P., & Rodríguez, J. L. (2017). Radioprotección al día en radiología diagnóstica: Conclusiones de la Conferencia Iberoamericana de Protección Radiológica en Medicina (CIPRAM) 2016. *Revista Chilena de Radiología Chilena de radiología*, 23(1), 15-19. <https://doi.org/10.4067/s0717-93082017000100004>

Ubeda, C., Nocetti, D., Alarcón, R., Inzulza, A., Calcagno, S., Castro, M., ... Torres, B. (2015). Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo. *Revista Chilena de Radiología*, 21(3), 94-99. Recuperado de <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082015000300004>

Ubeda, C., Vaño, E., Ruiz, R., Soffia, P., & Fabri, D. (2019). Niveles de referencia para diagnóstico : Una herramienta efectiva para la protección radiológica de pacientes. *Revista Chilena de Radiología*, 25(1), 19-25. Recuperado de <http://dx.doi.org/10.4067/S0717-93082019000100019>

Anexos

Anexo 1. Criterios de inclusión y exclusión para la proyección PA de tórax

<i>Criterios de inclusión y exclusión para la proyección PA de tórax</i>					
	Descripción	1	2	3	n
Criterios de inclusión	Imagen PA de tórax realizada entre 1,77m a 1,80m en bucky de pared.				
	Imagen bien inspirada, simétrica, con las escapulas fuera de los campos pulmonares, centrada, no cortada y con adecuada penetración para observar mejor las estructuras anatómicas.				
	Imagen adquirida en el período establecido para el estudio: abril a junio del 2019.				
Criterios de exclusión	Imagen de tórax que no permita conocer explícitamente si fue adquirida en PA.				
	Imagen con cualquier artefacto (movimiento involuntario, objeto extraño).				
	Imágenes de personas usuarias con dispositivos implantables visibles en la radiografía (e.g. marcapasos, catéter venoso central)				
	Imagen con nombre de PA de tórax, que anatómicamente no represente un tórax (mal etiquetada).				
	Imagen con criterios técnicos diferentes a los establecidos por el servicio de radiología.				

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Anexo 2. Criterios técnicos de la proyección PA de tórax

<i>Criterios técnicos de la proyección PA de Tórax</i>					
	kVp	FOV (cm)	DFD (m)	mAs	PKA (dGy.cm²)
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
n					

Fuente: Elaboración propia, 2019.

Anexo 3: Conversión de PKA a dosis absorbida

$$\frac{\text{dGy.cm}^2}{\text{cm}^2} \times \frac{\text{Gy}}{\text{dGy}} \times \frac{\text{mGy}}{\text{Gy}} \longrightarrow \frac{0,62\text{dGy.cm}^2}{42\text{cm} \times 42\text{cm}} \times \frac{1\text{Gy}}{10\text{dGy}} \times \frac{1000\text{mGy}}{1\text{Gy}} =$$
$$0,035\text{mGy}$$

0,62dGy.cm²: promedio PKA
42cmx42cm: dimensión del campo de visión
0,035mGy: promedio de dosis absorbida

Fuente: Elaboración propia, 2020.