



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

**Cálculo y validación experimental de la dosis en
superficie de entrada a partir de dosimetría con TLD y
su correlación con las cantidades dosimétricas
entregadas por los equipos de rayos X convencionales**

Daniel Eduardo Salazar Correa

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2022

Cálculo y validación experimental de la dosis en superficie de entrada a partir de dosimetría con TLD y su correlación con las cantidades dosimétricas entregadas por los equipos de rayos X convencionales

Daniel Eduardo Salazar Correa

Trabajo final de maestría presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magíster en Física Médica

Director:

M.Sc. José Agustín Daza Moreno

Codirectora:

Ph.D y P.D María Cristina Plazas

Línea de Investigación:

Dosimetría en imágenes diagnósticas - Radiología

Grupo de Investigación:

Grupo de Física Médica de la Universidad Nacional de Colombia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá, Colombia

2022

**Cálculo y validación experimental de la dosis en
superficie de entrada a partir de dosimetría con TLD y
su correlación con las cantidades dosimétricas
entregadas por los equipos de rayos X convencionales**

M.Sc. José Agustín Daza Moreno
Director

Ph.D y P.D María Cristina Palzas
Codirectora

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá, Colombia
2022

Dedicado

A mis padres, Ana María y Oscar, quienes me han apoyado incondicionalmente en todos mis proyectos y formación académica, y que gracias a ellos he logrado cumplir una meta más en mi vida. Este y todos mis logros serán siempre para ustedes.

Agradecimientos

Agradezco a mis padres y mi familia por su apoyo y confianza en este proceso, por siempre poder contar con ustedes, ayudarme a seguir siempre adelante y por siempre creer en mí.

A mi profesor y director del trabajo, Agustín Daza, por depositar su confianza en mí, por sus enseñanzas, dedicación, consejos y sobre todo por su gran apoyo y ayuda durante el desarrollo de este trabajo y durante mis estudios y prácticas.

A la profesora María Cristina Plazas por su colaboración en el desarrollo de este trabajo, por también depositar su confianza en mí y por su constante apoyo dentro y fuera del aula.

A la Universidad Nacional de Colombia por abrirme sus puertas y a los maestros que hicieron parte de mi formación académica y me permitieron culminar este proceso.

A la Fundación Santa Fe de Bogotá por abrirme sus puertas, por darme la oportunidad de realizar mis prácticas hospitalarias y por permitirme desarrollar este trabajo en sus instalaciones. Agradezco también al personal de la Fundación, en especial a Claudia Blanco por el apoyo brindado durante este proceso, por sus consejos y por brindarme su confianza.

Por último agradezco a mis amigos que siempre creyeron en mí, que me apoyaron y animaron a siempre seguir adelante en este proceso. A mis compañeros de la maestría por el apoyo brindado en todo este proceso.

Resumen

Cálculo y validación experimental de la dosis en superficie de entrada a partir de dosimetría con TLD y su correlación con las cantidades dosimétricas entregadas por los equipos de rayos X convencionales

Este trabajo tiene como objetivo medir la Dosis en la Superficie de Entrada (DSE) a partir de Dosimetría Termoluminiscente (TLD) y dosimetría directa con un detector de estado sólido para correlacionarla con los indicadores de dosis del equipo. Los valores obtenidos experimentalmente servirán también como referencia para la validación de diferentes métodos que permiten estimar la DSE como: el cálculo teórico a partir de una ecuación genérica, a partir de la curva de rendimiento propia del equipo y a partir de conocer el valor del Producto Dosis-Área (PDA). Los resultados obtenidos de los TLDs tuvieron coeficientes de variación entre 12 y 54 %, por este motivo se descartó el uso de estos datos como referencia y se tomaron los resultados de las medidas del detector de estado sólido como las de referencia. Se encontraron exactitudes entre las medidas experimentales y: el cálculo teórico de 0.4 a 26.8 %, la curva del equipo de 0.3 a 22.5 % y a partir del PDA de 0.05 a 16 %. Se caracterizó el Índice de Exposición (EI) y se obtuvo su dependencia respecto al mAs, kV y DSE.

Palabras clave: Dosimetría, radiografía digital, dosis en la superficie de entrada, producto dosis-área, índice de exposición, dosimetría con TLD, dosimetría directa, dosis absorbida.

Abstract

Calculation and experimental validation of the entrance surface using TLD dosimetry and its correlation with the dosimetric quantities delivered by conventional X-ray equipment

The objective of this work is to measure the Entrance Surface Dose (ESD) using Thermoluminescent Dosimetry (TLD) and direct dosimetry with a solid state detector to correlate it with the dose indicators of the equipment. The values obtained experimentally will also serve as a reference for the validation of the different methods for estimating the DSE such as: the theoretical calculation from a generic equation, from the equipment's own output curve and knowing the value of the Dose- area Product (DAP). The results obtained from the TLDs had variation coefficients between 12 and 54 %, for this reason the use of these data as a reference was discarded and the results of the measurements of the solid state detector were taken as the reference. Percentage differences were found between the experimental measurements and: the theoretical calculation from 0.4 to 26.8 %, the equipment curve from 0.3 to 22.5 % and from the PDA from 0.05 to 16 %. The Exposure Index (EI) was characterized and its dependence on mAs, kV and DSE was obtained.

Keywords: Dosimetry, digital radiography, Entrance Surface Dose, dose-area product, exposure index, TLD dosimetry, direct dosimetry, absorbed dose.

Contenido

Agradecimientos	VII
Resumen	IX
Lista de figuras	XIII
Lista de tablas	XV
1. Introducción	2
2. Marco teórico	4
2.1. Radiografía digital	4
2.2. Cantidades dosimétricas	6
2.2.1. Kerma en aire (K_a)	6
2.2.2. Dosis Absorbida (D)	6
2.2.3. Kerma en aire incidente ($K_{a,i}$)	7
2.2.4. Rendimiento del tubo (R)	7
2.2.5. Dosis en la superficie de entrada (DSE)	7
2.2.6. Producto dosis-área (PDA) o producto Kerma en aire-área (PKA)	8
2.2.7. Dosis efectiva (E)	9
2.2.8. Índice de exposición	9
2.3. Efectos biológicos de la radiación ionizante	10
2.4. Detectores de radiación	11
2.4.1. Cámaras de ionización	11
2.4.2. Detector de centelleo	14
2.4.3. Diodos semiconductores	16
2.4.4. Dosímetros Termoluminiscentes (TLD)	18
3. Materiales y metodología	20
4. Resultados y análisis de datos	29
4.1. Medición de la DSE con dosimetría TLD y de lectura directa	29
4.2. Valores de PDA, EI y técnica de adquisición	34
4.3. Cálculo de la DSE a partir de los parámetros de exposición	37
4.4. Correlación entre los indicadores de dosis y la DSE	40
4.5. Evaluación de la precisión y exactitud	43
5. Discusión	49

6. Conclusiones	52
A. Anexo: Lecturas de los TLDs	54
B. Anexo: Resultados completos de las mediciones de DSE, PDA y EI	56
C. Anexo: Resultados de la caracterización del índice de exposición	58
D. Anexo: Métodos para obtener la información de las imágenes DICOM	60
Bibliografía	63

Lista de Figuras

2-1. Esquema del principio de funcionamiento de la cámara de ionización. En azul se representan los electrones y en rojo los iones positivos	14
2-2. Esquema del principio físico del funcionamiento de los centelleadores. Las líneas verdes representan los estados en los que pueden estar los electrones gracias a la adición de un activador. La transición de un electrón de los estados excitados al estado base del activador genera la emisión de un fotón de centelleo.	16
2-3. (a) Esquema de un semiconductor tipo n y la banda de donante añadida. (b) Esquema de un semiconductor tipo p y la banda de aceptador añadida.	18
3-1. Equipo de rayos X digital DR-600 marca AGFA.	20
3-2. Izquierda: Modelo del TLD utilizado. Derecha: Dosímetro de lectura directa.	21
3-3. Montaje experimental utilizado para la obtención de los datos.	24
3-4. Montaje experimental utilizado para la medición y estimación de la DSE.	24
3-5. Curva de rendimiento del equipo y su respectivo ajuste.	26
4-1. Comparación entre los coeficientes de variación de las mediciones de DSE realizadas con los TLDs y con el detector X2.	33
4-2. Variación del índice de exposición respecto al mAs para un kV fijo.	41
4-3. Relación entre el EI y el Kerma en aire para un kV fijo.	42
4-4. Variación del índice de exposición respecto al kV para un mAs fijo.	43
4-5. Relación entre el EI y el Kerma en aire para un mAs fijo.	44
4-6. Comparación de la exactitud en el cálculo de la DSE.	47
4-7. Comparación entre las metodologías para estimar la DSE (μGy).	48
D-1. Imagen adquirida para el grupo 12 (Abdomen Simple).	61
D-2. Icono para mostrar la información DICOM de la imagen seleccionada.	61
D-3. Ventana de servicio para mostrar la información DICOM de la imagen seleccionada.	62
D-4. Códigos DICOM de las cantidades de interés para este estudio.	62

Lista de Tablas

3-1. Características de medición de dosis de los TLD y del detector de lectura directa RaySafe X2.	22
3-2. Grupos de dosímetros y parámetros de adquisición utilizados por cada estudio. . .	23
4-1. Resultados obtenidos de las lecturas del primer lote de TLDs para la cantidad operacional Hp(0.07).	29
4-2. Resultados obtenidos de las lecturas del segundo lote de TLDs para la cantidad operacional Hp(0.07).	30
4-3. Resultados obtenidos de las lecturas de los TLDs para la cantidad operacional Hp(0.07).	31
4-4. Resultados obtenidos en las mediciones de DSE con el detector de lectura directa RaySafe X2.	32
4-5. Resultados obtenidos del producto dosis-área por cada estudio.	34
4-6. Resultados obtenidos del índice de exposición para el primer grupo de dosímetros.	35
4-7. Resultados obtenidos del índice de exposición para el segundo lote de dosímetros.	36
4-8. Resultados obtenidos del índice de exposición para todos los estudios.	37
4-9. Comparación entre la DSE teórica a partir de la ecuación 3-1 (ecuación genérica) y la DSE nominal medida con el detector X2.	38
4-10. Comparación entre la DSE a partir de la ecuación 3-2 (curva de rendimiento propia del equipo) y la DSE nominal medida con el detector X2.	39
4-11. Resultados de PDA, DSE calculada a partir del PDA y la DSE nominal medida experimentalmente con el detector X2.	40
4-12. Coeficientes de Variación (CV) de los datos obtenidos de la DSE medida con TLDs y el detector X2, PDA y EI por cada estudio.	45
4-13. Valores de CV obtenidos para las diferentes cantidades medidas.	45
4-14. Exactitud de las diferentes metodologías para el cálculo de la DSE (Tablas 4-9 , 4-10 y 4-11).	46
A-1. Lecturas y datos crudos para el primer lote de dosímetros termoluminiscentes donde E1, E2, E3 y E4 corresponden a las energías medidas emitidas por los cristales de los dosímetros.	54
A-2. Lecturas y datos crudos para el segundo lote de dosímetros termoluminiscentes donde E1, E2, E3 y E4 corresponden a las energías medidas emitidas por los cristales de los dosímetros.	55

B-1. Datos de DSE excluyendo e incluyendo el BSF, PDA y EI para los primeros 8 grupos de dosímetros.	56
B-2. Datos de DSE excluyendo e incluyendo el BSF, PDA y EI para los 8 grupos de medidas restantes.	57
C-1. Resultados obtenidos variando el mAs para un kV fijo de 80, tamaño de campo de 20x20 cm ² y phantom de 15 cm de espesor.	58
C-2. Resultados obtenidos variando el kV un mAs fijo de 2, tamaño de campo de 20x20 cm ² y phantom de 15 cm de espesor.	59
D-1. Códigos DICOM para la obtención de las cantidades de interés.	60

1. Introducción

En las últimas décadas el uso de la radiación ionizante como técnica de diagnóstico ha tenido un gran incremento, llegando a unos 3.600 millones de estudios anuales en el mundo según lo reportado por la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Organización Mundial de la Salud (OMS) en el año 2013 [OPS/OMS, 2013], siendo los rayos X de diagnóstico en la práctica clínica la fuente de radiación artificial que más contribución tiene a la dosis poblacional, cerca de un 90 % [IAEA, 2007]. Por tanto, la probabilidad de generar efectos adversos en la salud de la población, como mutaciones hereditarias o carcinogénesis, también incrementa [IAEA, 2007, Chen et al., 2020]. Debido a esto, surge el interés de conocer la dosis de radiación absorbida que los pacientes reciben durante un examen diagnóstico con rayos X y así evaluar el riesgo en la salud que estos estudios implican, en particular estudios de radiografía convencional que, aunque la dosis que se entrega durante estos estudios es baja, el volumen de estudios es alto, representando un riesgo para la salud del paciente y la población [Rahman et al., 2019, Ofori et al., 2014].

Estimar la dosis de radiación absorbida por los pacientes permite conocer la dosis efectiva, magnitud dosimétrica que permite comparar el riesgo entre diferentes prácticas que usan radiación ionizante y, así mismo, poder establecer niveles de referencia para la institución donde se realizan los estudios, optimizando la protección radiológica en pacientes [Rahman et al., 2019].

Medir directamente la dosis absorbida por los pacientes durante estudios de radiografía convencional es una tarea imposible en la práctica clínica, pues es necesario conocer la dosis absorbida por cada uno de los órganos irradiados y requeriría el uso de medidores de radiación, dosímetros, inmersos en el paciente para cuantificarla [Heron, 1992]. Por otro lado, dado que la piel es el órgano mayormente irradiado durante estudios de radiografía convencional, resulta pertinente cuantificar la dosis recibida por los pacientes en la entrada de la piel o en la superficie de entrada del haz de rayos X, para ello se utiliza la cantidad operacional conocida como la Dosis en la Superficie de Entrada (DSE) la cual permite evaluar el riesgo de desarrollar reacciones tisulares en la piel del paciente. Esta cantidad puede ser medida utilizando dosímetros termoluminiscentes (TLD) [Mendoza, 2000, Vega-Carrillo et al., 2011, ICRP, 2017], ubicando estos dosímetros en la superficie del paciente, sin embargo esto podría conllevar a una interferencia en la imagen, además de generar más costos en la realización de cada estudio al requerir de los dosímetros y su posterior lectura.

En la actualidad la mayoría de los equipos de radiografía convencional cuentan con herramientas o indicadores que suministran información relacionada con la dosis entregada durante un estudio, como lo es el producto dosis-área (PDA) y el índice de exposición (EI). Sería posible estimar la DSE a partir de estas cantidades, pero para ello es necesario correlacionarlas y de-

terminar funciones que permitan determinar una en función de la otra. Una forma de establecer esta relación es utilizando un simulador físico o phantom [Verdun et al., 2008], el cual permite simular un paciente, y con ayuda de TLDs o un dosímetro de lectura directa, medir la dosis en la superficie de entrada y establecer su relación con las otras cantidades dosimétricas. Por otro lado, una forma alternativa de estimar esta dosis es a partir de un cálculo teórico usando los parámetros de adquisición utilizados o de la curva de rendimiento propia del equipo [Chen et al., 2020, Rahman et al., 2019, Garzón et al., 2013, Arciniegas, 2012]. Actualmente, este es el camino propuesto para que, a través de indicadores indirectos de dosis en el equipo, se puedan establecer valores de referencia y con ello los valores de dosis recibidos por los pacientes.

Es por ello que en este trabajo se abordan diferentes metodologías que permiten estimar la Dosis en la Superficie de Entrada y busca establecer cual de todas las estrategias utilizadas es la mejor para determinar esta cantidad.

El objetivo general de este trabajo es cuantificar la Dosis en la Superficie de Entrada (DSE) en un phantom a partir del uso de dos tipos de dosimetría, dosimetría con dosímetros termoluminiscentes (TLD) y dosimetría de lectura directa con un detector de estado sólido, para validar las diferentes metodologías que permiten calcular esta cantidad y a su vez correlacionar la DSE medida con los indicadores de dosis entregados por los equipos de rayos X como lo es el Producto Dosis-Área (PDA) y el Índice de Exposición (EI).

Los objetivos específicos de este trabajo son:

- Determinar la Dosis en la Superficie de Entrada, utilizando Dosímetros Termoluminiscentes y un dosímetro de lectura directa, en un phantom para los 8 estudios más frecuentes en radiografía digital.
- Obtener los valores del Producto Dosis-Área, Índice de Exposición y los parámetros de adquisición una vez realizada cada exposición o desde las cabeceras DICOM de las imágenes adquiridas.
- Calcular la Dosis en la Superficie de entrada en cada estudio realizado a partir de la ecuación teórica general y también utilizando la curva de rendimiento propia del equipo.
- Correlacionar la Dosis en la Superficie de Entrada medida experimentalmente con los indicadores de dosis entregados por el equipo (PDA y EI).
- Evaluar cuál de las metodologías utilizadas es la óptima para estimar la dosis absorbida en los estudios realizados en la Fundación Santa Fe de Bogotá (FSFB) a partir de las herramientas y recursos disponibles.

2. Marco teórico

2.1. Radiografía digital

La radiografía convencional es una de las técnicas diagnósticas más utilizadas a nivel mundial y ha venido evolucionando desde el uso de películas radiográficas hasta el desarrollo de la radiografía digital. Previo al uso de equipos digitales, el uso de películas radiográficas era la manera de adquirir las imágenes, por medio de la exposición y procesamiento de estas, el cual se basaba en la conversión de los rayos X en luz visible [ICRP, 2004]. Con el constante avance tecnológico llega la radiografía digital que, a diferencia de los equipos que usan películas radiográficas, esta se basa en una matriz de números con valores discretos los cuales permiten formar la imagen. La matriz está compuesta por filas y columnas que forman un rectángulo o cuadrado el cual a su vez contiene píxeles (elementos más pequeños de la matriz) que están ubicados como coordenadas X y Y, estos almacenan un número binario entre 8 y 16 bits en los que se almacenan valores enteros entre 0 y 256 o, 0 y 65536; estos valores están relacionados con los niveles de gris que se observan en una imagen [ICRP, 2004].

Los sistemas digitales requieren una serie de elementos adicionales para su correcto funcionamiento y aplicación, pues debe contar con un detector digital, computadoras, sensores de imágenes, estaciones de trabajo, redes de trabajo que se encarguen de conectar todas las componentes del equipo para llevar a cabo la adquisición de las imágenes, que cuente con un software de procesamiento y visualización de la imagen y finalmente un sistema de archivado y comunicación de imagen (PACS) [ICRP, 2004]. Así, para visualizar una imagen, se llevan a cabo pasos de procesamiento que transforman la imagen cruda en una imagen para visualizar, entendiendo la imagen cruda como la señal de lectura del detector, luego esta pasa por un proceso de correcciones que realiza el dispositivo (imagen original) y da como resultado la imagen procesada que es la imagen que se visualiza [ICRP, 2004].

Otro aspecto importante de los sistemas digitales es el proceso físico de detección de rayos X pues este se basa en una detección directa o indirecta de la radiación [ICRP, 2004]. Siendo la directa una técnica en la que los rayos X se convierten en cargas de forma directa por medio de un material semiconductor y la indirecta en la que primero los rayos X se convierten en luz visible con un centellador, para que posteriormente esta se convierta en carga eléctrica a través de un sensor [ICRP, 2004].

La primera técnica que se desarrolló fue la de almacenamiento de fósforo en los equipos de radiografía computarizada, la cual es una tecnología intermedia entre el uso de películas radiográficas

y la radiografía digital. Esta consiste en una placa de fósforo que al ser expuesta a los rayos X almacena la imagen como información latente, es decir, los rayos X excitan los electrones de la placa y estos se mantienen excitados después de la exposición, posteriormente se escanea la placa por medio de un láser lo que ayuda a liberar la energía de los electrones excitados, esta se libera en forma de luz visible y es detectada por un sensor que genera la imagen, para llevar a cabo este proceso es necesario el uso de un casete y un equipo de lectura [ICRP, 2004]. La desventaja de esta técnica es que al no estar directamente conectada la placa con el aparato de rayos X, los parámetros de exposición utilizados en cada estudio no se almacenan de forma automática en los cabezales DICOM de la imagen.

El avance más reciente es el detector de pantalla plana (Flat Panel) o detector de estado sólido, con el cual se detectan los rayos X y se realiza la lectura de la imagen en un solo paso (detección directa). Este tipo de detectores se componen por una matriz de silicio amorfo con píxeles cuadrados de un tamaño entre 130 y 200 micrómetros (μm). Hay un fotodiodo asociado al 70 % del área pixelada que se encarga de convertir la luz del centellador en cargas eléctricas, posteriormente las cargas acumuladas en cada píxel son amplificadas y convertidas a digital en un área que se encuentra detrás del silicio [ICRP, 2004]. Este tipo de detectores es más costoso, pero permite tener una calidad de imagen mucho mejor y entregar menor dosis al paciente, tiene una mayor velocidad de adquisición lo que ayuda a mejorar el flujo de trabajo, además de que con estos detectores si es posible almacenar los parámetros de adquisición y demás información relevante de la imagen y el estudio (información demográfica del paciente, nombre del médico y del procedimiento, etc.) de forma automática en los cabezales DICOM [ICRP, 2004].

Los sistemas digitales poseen ciertas ventajas sobre los sistemas de película y sobre los sistemas de radiografía computarizada, pues gracias al procesamiento de las imágenes es posible la fusión de estas, además de otras posibles aplicaciones médicas, la posibilidad de realizar mediciones sobre la imagen como distancias y ángulos, el mejoramiento de la calidad de la imagen desde la supresión del ruido y el poder almacenar información del paciente y los parámetros de adquisición a la imagen, son herramientas de gran ayuda al momento de dar algún diagnóstico o realizar seguimiento de cada paciente [ICRP, 2004]. Otra ventaja importante es la superioridad en la calidad de las imágenes, teniendo así una mejor información diagnóstica, por tanto, para lograr una calidad de imagen equivalente entre los sistemas digitales y los sistemas de película o radiografía computarizada, es necesaria una menor exposición con el sistema digital lo que ayuda a la disminución de la dosis por cada estudio, pero se debe tener en cuenta que una gran reducción de la dosis genera una mayor cantidad de ruido en el píxel de la imagen [ICRP, 2004]. Además de esto, con la radiografía digital es posible ajustar los niveles de brillo de la imagen y la magnificación de esta por medio del post procesamiento. Sin embargo, existe un inconveniente respecto a los sistemas digitales y es que el brillo de las imágenes no depende de la dosis media que absorbe el detector por lo que no es posible evidenciar fácilmente una sobreexposición o subexposición a partir de la luminosidad de la imagen, como si se evidenciaba en la radiografía con películas en la que una imagen sobreexpuesta era más oscura o de color negro y una subexpuesta de color blanco o con más brillo [ICRP, 2004], por ello es necesario contar con parámetros derivados como el índice de exposición que entrega información

relacionada a la exposición y dosis absorbida por el detector de imagen, aclarando que esta no es la dosis absorbida por el paciente pero permite tener una idea de si la exposición del paciente fue muy alta o muy baja.

Adicional al índice de exposición, los sistemas radiográficos pueden contar con herramientas dosimétricas integradas en el colimador (cámara de ionización) que miden el producto dosis área (PDA). Por otro lado, otra forma de estimar la dosis recibida por los pacientes es conociendo los parámetros de adquisición utilizados en cada estudio, los cuales en los sistemas digitales se guardan de forma automática en la información de la imagen [ICRP, 2004].

2.2. Cantidades dosimétricas

La medición y estimación de las dosis de radiación entregadas por los equipos y absorbidas por los pacientes es un aspecto clave en la garantía de la calidad de los servicios de radiodiagnóstico, además, conocer estos valores da la posibilidad de establecer niveles de referencia de dosis o valores típicos dentro de la institución [ICRP, 2004]. Para ello se desarrollan magnitudes dosimétricas, las cuales son medidas consistentes y especiales, que permiten evaluar la dosis de exposición para estudios radiográficos, dando la posibilidad de determinar cantidades como la dosis equivalente, dosis efectiva y evaluar riesgos para la salud de los pacientes. [ICRP, 2004, ICRP, 2007a]. Dichas cantidades utilizadas en radiología son:

2.2.1. Kerma en aire (K_a)

Esta cantidad se entiende como la suma de las energías cinéticas de todas las partículas cargadas que son liberadas por partículas no cargadas en una masa dm . Sus unidades son los Gray (Gy) que equivale a 1 Joule/kilogramo (J/kg) [ICRU, 2005].

2.2.2. Dosis Absorbida (D)

Esta es la magnitud física fundamental y esencial para la dosimetría, y se define como la energía media impartida por la radiación ionizante a una masa o medio en un punto específico de este, como por ejemplo en aire, en un órgano o un tejido, cuantificando así la deposición de energía [IAEA, 2007, ICRP, 2004, ICRP, 2007a, ICRU, 2005]. Dado que en radiodiagnóstico la radiación interactúa con materiales de bajo número atómico, se desprecia la producción de Bremsstrahlung para la contribución a la dosis absorbida, además, se tiene en cuenta el equilibrio de partícula cargada lo que permite igualar el valor de la dosis absorbida con el Kerma en aire, esto gracias a que el rango de los electrones secundarios producidos por los fotones de rayos X es muy corto comparado con el camino libre medio de los fotones [IAEA, 2007, ICRU, 2005]. La dosis absorbida se puede expresar como:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2-1)$$

Donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida a la materia en un volumen específico, entendida como la energía de todas las partículas cargadas y no cargadas que entran en el volumen menos la energía de todas las partículas cargadas y no cargadas que abandonan el volumen, a esta cantidad también le adicionan los cambios de energía en masa o masa en energía que ocurran dentro del volumen. Y dm es la masa. Esta cantidad se expresa en Gray (Gy) que equivale a 1 Joule/kilogramo [IAEA, 2007, ICRU, 2005].

2.2.3. Kerma en aire incidente ($K_{a,i}$)

Esta es la radiación primaria que incide en el paciente, en esta cantidad no se tiene en cuenta la retrodispersión del paciente o phantom, además esta cantidad debe ser medida sobre el eje central del haz y en el punto de la superficie del paciente o phantom, que corresponde al punto donde entraría la radiación [IAEA, 2007, ICRU, 2005]. Esta cantidad se puede determinar con la siguiente ecuación

$$K_{a,i} = K_a(d) \left(\frac{d}{d_{FSD}} \right)^2 \quad (2-2)$$

En donde $K_a(d)$ es el Kerma en aire alejado una distancia d del punto focal y d_{FSD} es la distancia entre el foco y la superficie del paciente o phantom.

2.2.4. Rendimiento del tubo (R)

Esta cantidad es el cociente entre el Kerma en aire a una distancia d específica del punto focal y el producto de la corriente por el tiempo de exposición que es más conocido como el mAs, un parámetro base para realizar un estudio o adquisición de imágenes. El rendimiento se calcula y caracteriza a una distancia de $d = 100$ cm y un kV de 80, esta cantidad además de depender del kV y la distancia a la cual se mide, también depende de la filtración y propiedades del tubo. Las unidades del rendimiento del tubo son Gray por mAs (Gy/mAs). [IAEA, 2007, ICRU, 2005]. Se puede expresar el rendimiento del tubo como:

$$R(d) = \frac{K_a(d)}{mAs} \quad (2-3)$$

2.2.5. Dosis en la superficie de entrada (DSE)

Esta cantidad es la radiación primaria que incide en el paciente o phantom, pero que tiene en cuenta el aporte de la retrodispersión, por lo cual el Kerma en aire incidente se multiplica por un factor conocido como factor de retrodispersión o Backscatter factor (BSF). El hecho de conocer esta magnitud es importante, pues a partir de esta se pueden estimar riesgos y reacciones tisulares en el paciente dado que esta es la dosis absorbida en la piel. El factor de retrodispersión dependerá de la distancia que hay entre el punto focal y el punto de medida, además del espectro de rayos X, el tamaño del campo, el espesor y composición del paciente [ICRP, 2004, IAEA, 2007, ICRU, 2005]. La dosis en la superficie de entrada se puede expresar de forma básica como:

$$DSE = K_{a,i} \cdot f_{BSF} \quad (2-4)$$

Donde $K_{a,i}$ es el Kerma en aire incidente y f_{BSF} es el factor de retrodispersión. Sus unidades son el Gray (Gy).

Esta cantidad puede ser medida directamente con un dosímetro o detector de radiación ubicado sobre la piel del paciente o superficie de un phantom, o también puede ser estimada a partir de un cálculo teórico. Una ecuación más detallada para determinar teóricamente esta cantidad a partir de los parámetros de adquisición de las imágenes es obtenida de la bibliografía [IAEA, 2007, Rahman et al., 2019, Ofori et al., 2014, Roldán et al., 2018]:

$$DSE = R(d) \cdot \left(\frac{d}{d_{FSD}} \right)^2 \cdot mA \cdot s \cdot f_{BSF} \quad (2-5)$$

En esta ecuación $R(d)$ es el rendimiento del tubo medido a una distancia específica del punto focal (d), d_{FSD} es la distancia en centímetros entre el foco y la superficie donde se medirá la dosis, $mA \cdot s$ es el producto entre la corriente del tubo (mA) y el tiempo de exposición (s) en mAs, y f_{BSF} es el factor de retrodispersión.

2.2.6. Producto dosis-área (PDA) o producto Kerma en aire-área (PKA)

Esta cantidad es la integral del producto de la dosis absorbida en aire o Kerma en aire (sin tener en cuenta la retrodispersión) por el área del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz. Cuando el Kerma en aire es constante sobre toda el área de haz (como sucede en los haces de área pequeña aproximadamente) el PDA o PKA será solo el producto [ICRP, 2004, IAEA, 2007, ICRU, 2005], tal y como se indica a continuación:

$$PDA = K_a \cdot A \quad (2-6)$$

Donde K_a es el kerma en aire sin retrodispersión y A el área del haz. Sus unidades son Gray por centímetro cuadrado ($Gy \cdot cm^2$).

Es posible considerar que esta cantidad es aproximadamente invariable respecto a la distancia del punto focal siempre y cuando se cumpla que los planos de medida no se encuentren a una distancia tan cercana del paciente o phantom como para que la contribución de la retrodispersión sea significativa [IAEA, 2007, ICRU, 2005].

Por otro lado, esta cantidad no es adecuada para estimar efectos y reacciones tisulares, pero es útil para el control de la dosis para los efectos estocásticos a pacientes. Por lo general esta magnitud se mide con una cámara de ionización de área amplia la cual está ubicada en la salida del tubo sin interferir con la adquisición de las imágenes ni en los procedimientos [ICRP, 2004].

2.2.7. Dosis efectiva (E)

Es la dosis absorbida sobre todos los tipos de radiación que afectan a un órgano o tejido y sobre todos los órganos o tejidos en el cuerpo [ICRP, 2021], la cual viene dada por la ecuación:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2-7)$$

En donde w_R es un factor de ponderación según el tipo de radiación, que para el caso de fotones es igual a 1, w_T es un factor de ponderación según el órgano o tejido y $D_{T,R}$ es la dosis absorbida por el órgano o tejido.

2.2.8. Índice de exposición

Teniendo en cuenta los grandes avances tecnológicos en los equipos de radiografía y sistemas de detección los cuales realizan un post-procesamiento de la imagen una vez se adquiere, tal y como sucede con la radiografía computarizada (CR) y la radiografía digital (DR), resulta más complicado determinar si existe una sub o sobre-exposición solo con observar la imagen. Es por ello que se utiliza un indicador que permite conocer la exposición a la cual ha sido expuesta la placa o el detector, este indicador se conoce como índice de exposición [AAPM, 2009].

El índice de exposición es un indicador de la exposición que sufre el detector de imagen del equipo tras realizarse la adquisición de una imagen y por ende sirve también como un índice de dosis que permite tener una idea de si durante la adquisición de las imágenes los pacientes fueron expuesto a altos niveles de radiación o no. Se ha tratado de estandarizar este indicador, pero no se ha tenido éxito, pues los diferentes fabricantes de equipos de rayos X estiman esta cantidad de diferentes maneras [AAPM, 2009]. Este indicador se calcula respecto a un valor de exposición o dosis en el detector esperada bajo ciertos parámetros de adquisición y teniendo en cuenta el rendimiento del sistema de adquisición (speed class). Para el caso de los sistemas DR, el rendimiento se estima en función de la razón señal-ruido puesto que la exposición depende de la razón que se desee alcanzar y, según la eficiencia cuántica del detector, se podrá alcanzar la misma razón señal-ruido con una mayor o menor exposición, teniendo en cuenta que a medida que la exposición aumenta el contenido de ruido en la imagen disminuye [AAPM, 2009].

Dado que el índice de exposición varía según el fabricante del equipo, en esta sección se abordará solamente el índice de exposición de los equipos AGFA, pues el equipo utilizado en este estudio es de este fabricante. El indicador que maneja AGFA en sus equipos se conoce como el logaritmo de la mediana del histograma de la imagen ($\log M$) y dicha mediana es del valor de la exposición en el detector en una cierta región de interés [AAPM, 2009], pues en estos histogramas se observan diferentes picos, sin embargo solo uno corresponde a la región anatómica de interés (el área que fue directamente irradiada). Así, el algoritmo del equipo busca y analiza cada pico, elimina los picos que corresponden a las áreas de colimación del haz y el fondo de rayos X directo, dejando únicamente el pico que generalmente es más ancho y que corresponde al área de interés en la cual se calcula el $\log M$ [AAPM, 2009]. Además del índice de exposición, los equipos cuentan con el índice

de desviación el cual permite, a partir de definir un índice de exposición deseado o de referencia, conocer que tan desviado o alejado está el índice de exposición medido del índice de exposición de referencia, logrando determinar así si se utilizó o no la técnica adecuada durante un estudio [AAPM, 2009].

2.3. Efectos biológicos de la radiación ionizante

Es conocido que la radiación ionizante, al interactuar con el ser humano, puede ocasionar daños en sus células y por ende en sus tejidos, estos daños o efectos dependen directamente de la dosis recibida. Es por ello que uno de los beneficios más importantes de conocer o poder estimar las dosis que reciben las personas cuando son expuestas a radiación ionizante, como es el caso de los pacientes en estudios de imágenes diagnósticas, es el hecho de poder determinar si esa dosis es suficiente para causar efectos o reacciones tisulares en el individuo y conocer también el riesgo de producir algún efecto estocástico.

Las reacciones tisulares afectan la salud del ser humano y son debidas en su mayoría a la muerte celular ocasionando daños en el funcionamiento de órganos o tejidos [ICRP, 2007a, ICRP, 2021], esto tras ser expuestas a dosis elevadas. Este tipo de efectos se generan después de alcanzar o superar un valor de dosis específico conocido como dosis umbral y este umbral dependerá de las características de la radiación como la tasa de dosis con la que se irradie el tejido y de la radiosensibilidad del tejido irradiado y su volumen, sin embargo, estas reacciones no poseen una gran dependencia del tipo de radiación con la que se irradie a la persona [ICRP, 2021]. Es viable la predicción de los efectos y la severidad de estos cuando se conoce la dosis absorbida en piel, siempre y cuando esta supere un valor de 2 Gy, pues a medida que aumenta la dosis también lo hace la severidad de los daños, información que es especialmente útil en procedimientos de radiología intervencionista cuando los tiempos de intervención son prolongados, cuando se obtienen gran cantidad de imágenes o estudios y en los procedimientos de radioterapia [ICRU, 2005, ICRP, 2007b].

Los efectos estocásticos suelen ser efectos como la inducción de cáncer, mutaciones en células o efectos hereditarios y riesgo genético (los cuales se dan a partir de la segunda generación) cuando se entrega la dosis en las gónadas, aunque estos efectos tienen una baja probabilidad de ocurrencia y no todas las células expuestas son afectadas. Con base en la ICRP [ICRP, 2007a], se considera como estándar el modelo lineal sin umbral para las dosis bajas de radiación, el cual indica que se puede generar o inducir efectos en la salud atribuibles a la radiación a partir de dosis muy bajas y que además la probabilidad de sufrir alguno de estos efectos aumenta a medida que aumenta la dosis absorbida. [ICRP, 2007a, ICRP, 2007b, ICRU, 2005]. Aunque no existe un umbral para los efectos estocásticos, es recomendable no superar dosis efectivas de aproximadamente 100 mSv o absorbidas de 100 mGy para las radiaciones de baja LET, ya que el superar estos valores hará que la probabilidad de sufrir algún efecto debido a la radiación, como la inducción de cáncer, sea mucho mayor [ICRP, 2007a]. Por otro lado, cuando se trata de mujeres embarazadas, no se debe superar una dosis absorbida por el feto mayor a 100 mGy, ya que dosis superiores aumentan el riesgo de efectos como malformaciones o afectan el desarrollo mental del bebé, y por debajo de es-

te valor no existe evidencia que se presenten efectos letales o después del nacimiento [ICRP, 2007b].

Ahora bien, se debe considerar que el riesgo a un único órgano depende de la dosis absorbida por este y del tipo de órgano (si es más sensible a la radiación o no), mientras que el riesgo total de cáncer es relacionado al tipo de radiación y suma de la dosis absorbida por todos los órganos. Además, se debe prestar especial atención a las irradiaciones crónicas, pues estas llegan a generar efectos en la salud como pueden ser lesiones pre cancerígenas, dermatitis crónica o afectar el desarrollo mental de un niño si este, por ejemplo, es expuesto a muchos exámenes de tomografía [ICRU, 2005]; aunque cabe resaltar que un único examen en radiodiagnóstico solo representa un pequeño aumento en el riesgo de la inducción de cáncer en una población, para un correcto estudio es pertinente tener en cuenta el riesgo acumulado debido a la realización de exámenes de radiodiagnóstico por cada miembro de la población, pero teniendo en cuenta que la distribución del riesgo no es uniforme sobre toda la población pues hay algunas más sensibles a la radiación que otras [ICRP, 2007b].

Dada la existencia de los efectos y riesgos debidos a la radiación ionizante se han definido cantidades dosimétricas que son relevantes al momento de evaluar y determinar estos efectos, cantidades como la dosis absorbida (sirviendo las dosis bajas como indicador de probabilidad de efectos estocásticos), para la cual es recomendable evaluarla en la piel pues este es el tejido que más se expone a la radiación, además de evaluarse en los órganos que son irradiados en mayor cantidad, sin embargo, el medir la dosis absorbida no es una tarea sencilla por lo que es necesario utilizar otras cantidades para evaluar estos riesgos [ICRU, 2005].

2.4. Detectores de radiación

Para realizar la medición de las cantidades dosimétricas de interés o las cantidades que están relacionadas con la dosis, bien sea para el establecimiento de niveles de referencia, determinar si la exposición a la radiación ocasionará reacciones tisulares o estimar el riesgo de tener efectos estocásticos, calibrar equipos de imagen o tratamiento, entre otras aplicaciones; se han desarrollado métodos de medición como lo son las cámaras de ionización o los dosímetros de estado sólido [ICRU, 2005]. Estos detectores poseen ciertas características propias que los hacen más o menos eficientes al momento de detectar la radiación, poseen una respuesta diferente a las energías y tipos de radiación que se desean detectar y, sin importar que tipo de detector se utilice, estos deben ser previamente calibrados bajo ciertas condiciones específicas para así relacionar la cantidad o cantidades de interés con la medida en el instrumento, como por ejemplo, en la mayoría de los dosímetros usados en imágenes diagnósticas es el Kerma en aire la cantidad deseada para la calibración.

2.4.1. Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización son uno de los detectores de radiación más utilizados y también uno de los más antiguos, además de ser el detector gaseoso más sencillo gracias a su principio de funcionamiento, pues este detector opera gracias a los efectos resultantes de la interacción de la radiación

ionizante con las moléculas del gas (excitación y ionización). En este tipo de detectores lo que se desea es recolectar todas las cargas que se crean en el gas dentro de la cámara gracias a la ionización de sus moléculas [Knoll, 2010].

La interacción de la radiación ionizante o partículas cargadas con las moléculas de un gas genera dos fenómenos físicos conocidos como la excitación y la ionización de las moléculas neutras. Cuando estas moléculas son ionizadas se libera un electrón convirtiendo la molécula en un ion positivo, generando entonces en el gas lo que se conoce como un par-ion (par electrón y ion positivo). Estos par-iones son producidos bien sea por la radiación directa que incide en el detector o por interacción secundaria de los electrones energéticos liberados por la acción de la radiación primaria y para su generación es necesario que la radiación transfiera al gas energía igual a la energía de ionización del gas lo cual depende del tipo de gas que se utilice, el tipo de radiación a detectar y la energía. Estos par-iones son recolectados para el proceso de medición de las cámaras ya que generan una señal eléctrica. Lo primordial en estas cámaras es poder estimar la cantidad de par-iones generados por la interacción con la radiación ionizante. La cantidad de par-iones generados se puede conocer a partir de conocer la energía depositada por la radiación, considerando que el valor de la energía de ionización del gas sea constante para un tipo de radiación, por ejemplo fotones [Knoll, 2010, Ahmed, 2015].

En estos detectores existe un límite de resolución energética debido a las fluctuaciones en la cantidad de iones que se generan en el gas. Estas fluctuaciones dependen de la cantidad de energía cedida por la radiación que es utilizada para la creación de iones en el gas, por lo que se establece el factor de Fano que permite estimar esa cantidad de energía utilizada. Considerando entonces que solo una pequeña parte de la energía de la radiación es aprovechada para la creación de iones, su probabilidad de creación será baja, se producirán unos separados de otros y seguirán entonces una distribución de Poisson [Knoll, 2010].

Los iones formados tienden a moverse y difundirse por todo el gas y lejos de los puntos de alta concentración de moléculas, esto debido al movimiento térmico propio o por la aplicación de un campo eléctrico externo. Durante el proceso de difusión de los iones se pueden generar interacciones y colisiones entre estos y las moléculas neutras, como por ejemplo la recombinación la cual es uno de los fenómenos más relevantes para el proceso de detección de la cámara. En el proceso de recombinación la colisión entre un electrón y los iones positivos genera nuevamente una molécula neutra debido a que el electrón queda ligado nuevamente. Este proceso se puede ocasionar cuando los iones se generan en forma de columna a lo largo de la trayectoria de la partícula cargada o puede ocasionarse cuando los iones abandonan la región donde se crearon y colisionan a medida que se mueven por el gas. Es de gran importancia disminuir la recombinación logrando que la separación de las cargas y recolección sea lo más rápido posible, esto se puede lograr con ayuda de un campo eléctrico alto [Knoll, 2010, Ahmed, 2015].

Para recolectar las cargas originadas dentro del gas se aplica un campo eléctrico entre dos electrodos dentro del gas, lo que permite a los electrones desplazarse en dirección opuesta al campo y a los

iones positivos desplazarse en la misma dirección del campo. Dado que la masa de los electrones es menor que la de los iones positivos, estos se recolectan más rápido (tiempos del orden de los μs) en los colectores de carga y se produce una corriente eléctrica la cual constituye la señal del detector [Knoll, 2010]. En la figura **2-1** se presenta un esquema básico del funcionamiento de una cámara de ionización.

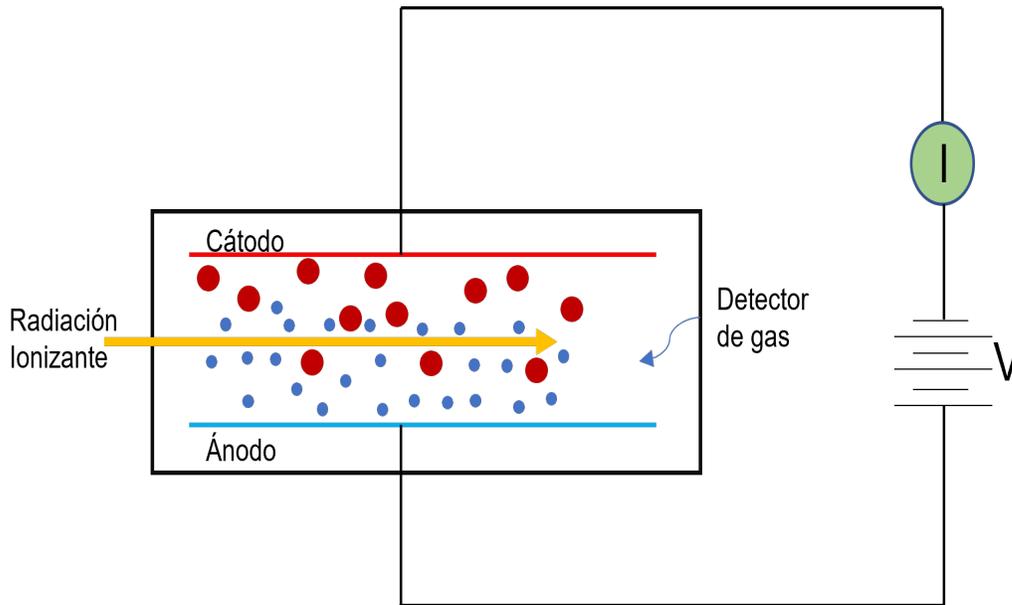


Figura 2-1.: Esquema del principio de funcionamiento de la cámara de ionización. En azul se representan los electrones y en rojo los iones positivos

Con el objetivo de incrementar la velocidad en la que los iones se separan y se muevan más rápido, se incrementa el voltaje aplicado para incrementar el campo eléctrico lo que permite alcanzar una mejor corriente de recolección y volviendo despreciable el efecto de recombinación. Por tanto, si todas las cargas producidas en el gas se pueden aprovechar en el proceso de medición, la corriente generada en el detector será una medida precisa de la tasa de producción de cargas. Por otro lado, si un volumen de gas está siendo irradiado en estado estacionario se obtiene una tasa constante de formación de iones al igual que una tasa constante de pérdida de iones, por lo que así se incremente infinitamente el voltaje, la corriente llegará a un punto en el que no incrementará su valor, a esto se le conoce como la región de saturación. Dado que la corriente eléctrica recolectada para generar la señal de salida del detector es muy pequeña, es necesario utilizar un amplificador de corriente, como por ejemplo hacer uso de un electrómetro [Knoll, 2010].

Una de las principales aplicaciones de las cámaras de ionización es la medición de rayos gamma, para lo cual se utilizan cámaras de aire las cuales dan medidas bastante precisas de la exposición y la tasa de exposición. También se pueden realizar mediciones de dosis absorbida de forma indirecta, conociendo la ionización en una pequeña cavidad de aire y calculando la dosis absorbida en cualquier material [Knoll, 2010].

2.4.2. Detector de centelleo

Los detectores de centelleo son materiales centelladores operando en conjunto con tubos fotomultiplicadores o fotodiodos. Existe una gran variedad de materiales centelladores los cuales se espera que cumplan con ciertas características para que sean ideales para la detección de la radiación ionizante tales como la capacidad de convertir la energía cinética de partículas cargadas en luz

visible o detectable y que esa conversión sea de forma lineal y que el material sea transparente a la longitud de onda de su propia emisión, entre otras. Sin embargo, no existen materiales que posean todas estas cualidades y características al mismo tiempo, aunque lo más importante es que un centellador pueda convertir la mayor cantidad de la energía de la radiación incidente en fluorescencia y tenga mínima contribución de las emisiones no deseadas como la fosforescencia o la fluorescencia retrasada [Knoll, 2010, Ahmed, 2015].

Los materiales centelladores más aplicados son los de yoduro de sodio y los líquidos y plásticos que son de origen orgánico. Los detectores orgánicos suelen tener una mejor respuesta lineal frente a la producción de luz, sin embargo producen una menor cantidad de luz en comparación con los inorgánicos, es por ello que se hará énfasis en los inorgánicos [Knoll, 2010].

Su funcionamiento depende de los estados de energía de su estructura cristalina y de las transiciones entre estados. En un cristal puro los electrones solamente pueden estar en ciertos estados discretos de energía como lo es la banda de valencia la cual representa los electrones ligados a la red cristalina y la banda de conducción que representa los electrones que tienen energía suficiente para liberarse y moverse a través de la red cristalina. Cuando sobre el cristal incide radiación ionizante este absorbe energía y se produce una transición de los electrones desde la banda de valencia hasta la banda de conducción lo que produce un electrón libre y un hueco, cuando el electrón regresa a la banda de valencia se genera la emisión de un fotón cuya energía depende del ancho del espacio entre las bandas, por tanto, entre más ancho sea el espacio mayor energía tendrá el fotón y este no estará en el rango de la luz visible. Para obtener emisión de fotones en el rango deseado se añaden impurezas al cristal (activadores), estos activadores modifican la estructura del cristal creando estados en una banda intermedia entre las bandas de valencia y de conducción (banda prohibida) permitiendo así que los electrones puedan hacer transiciones a dicha banda. Cuando se producen los pares electrón-hueco, los huecos se desvían hacia el sitio del activador y lo ionizará, mientras que los electrones tienen la libertad de moverse por toda la red hasta que se topen con uno de los activadores ionizados y cambien su configuración a neutra, estos activadores tienen estados excitados propios y también pueden tener una transición permitida al estado base del activador, por lo que si un electrón realiza una transición entre estos estados hay una gran probabilidad de que emita un fotón de luz visible [Knoll, 2010, Ahmed, 2015]. En la figura **2-2** se presenta un esquema simplificado del principio físico del funcionamiento de los centelladores.

Dentro del cristal se pueden presentar otros fenómenos diferentes al descrito anteriormente, como por ejemplo la fosforescencia que ocurre cuando el electrón cae en uno de los estados excitados del activador pero la transición desde ese estado hasta el estado base del activador está prohibida por lo cual se requiere de energía adicional para conseguirlo. Además, se puede presentar el caso de que se produzcan transiciones que no emitan luz visible dentro de los estados del activador, pues estos estados pueden haber sido formados por captura electrónica lo cual es un mecanismo de pérdida en el proceso de convertir la radiación ionizante en luz visible [Knoll, 2010].

Uno de los materiales más utilizados para los centelladores es el yoduro de cesio activado con

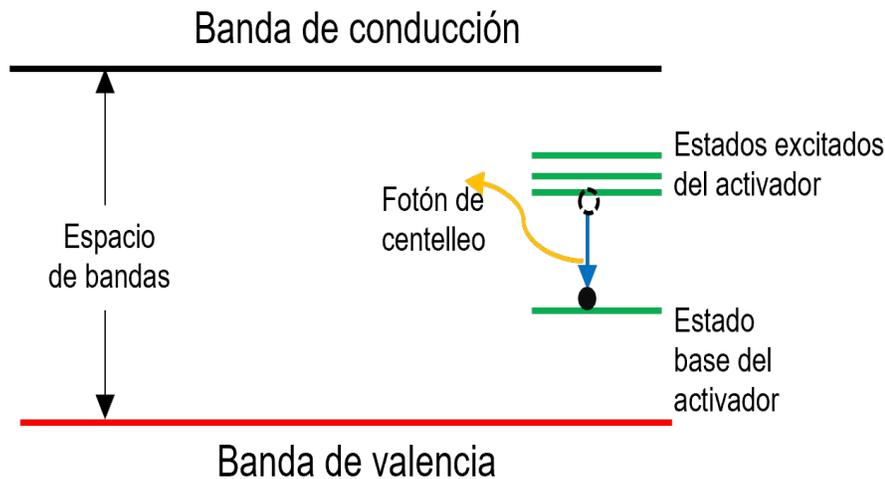


Figura 2-2.: Esquema del principio físico del funcionamiento de los centelleadores. Las líneas verdes representan los estados en los que pueden estar los electrones gracias a la adición de un activador. La transición de un electrón de los estados excitados al estado base del activador genera la emisión de un fotón de centelleo.

talio (CsI(Tl)), esto debido a que es un material muy dúctil y más suave que otros, posee un coeficiente de absorción de gammas por unidad de tamaño alto. La facilidad de manipulación de este material permite producir capas compuestas por microestructuras en forma de pilar orientadas perpendicularmente, esto para inhibir la propagación lateral de la luz de centelleo permitiendo así alcanzar una muy buena resolución espacial. Asimismo, la capacidad de recolección de la luz también es un aspecto que influye en la resolución del detecto pues depende de recolectar la mayor cantidad de fotones de centelleo posible, para ello se utilizan tubos fotomultiplicadores o fotodiodos los cuales son dispositivos que ayudan a convertir la luz emitida por el centelleador en una señal eléctrica. Los fotomultiplicadores están compuestos por una capa fotosensitiva que convierte los fotones de luz en electrones y esta a su vez está acoplada a un multiplicador de electrones para generar una señal más grande. Por otro lado los fotodiodos son semiconductores que convierten directamente los fotones de centello en pares electrón-hueco los cuales son colectados para generar una señal eléctrica [Knoll, 2010, Ahmed, 2015].

2.4.3. Diodos semiconductores

Los detectores semiconductores o de estado sólido han sido uno de los mayores avances en la detección de la radiación ionizante, pues presentan ventajas frente a los demás detectores debido a la facilidad de fabricarlos en tamaños muy pequeños y que estos poseen una mayor resolución energética. En estos materiales la banda de valencia esta completamente ocupada por electrones y la banda de conducción vacía, siempre y cuando no haya excitación térmica del material. Sin embargo, la excitación del material también puede darse debido a la interacción con la radiación ionizante creando así pares electrón-hueco los cuales son recolectados mediante la aplicación de una

campo eléctrico y así generar una señal eléctrica. En estos detectores se busca conocer la cantidad de pares creados en función de la energía incidente [Knoll, 2010].

A los materiales semiconductores también se les pueden añadir otros materiales o impurezas, proceso conocido como dopaje, lo que da origen a dos tipos de semiconductores: los tipo n y los tipo p. Los tipo n se dopan con materiales que pueden ceder uno de sus electrones para así poder producir electrones de conducción sin producir huecos en la red y a su vez da la posibilidad de que esos electrones ocupen las bandas prohibidas del material. Estos semiconductores poseen diferencias de energía pequeñas entre la banda de conducción y la banda de donantes facilitando la excitación térmica y a su vez la ionización de las impurezas (figura **2-3(a)**). Los tipo p son semiconductores dopados con materiales que poseen un electrón menos en la capa de valencia en comparación al semiconductor, lo que se considera como la creación de un hueco, permitiendo así que los electrones puedan ocupar espacios en las bandas prohibidas y que las diferencias energéticas entre la banda de valencia y los sitios de la impureza sean pequeñas para que una gran parte de estos huecos sean ocupados por electrones producidos por excitación (figura **2-3(b)**) [Knoll, 2010, Ahmed, 2015].

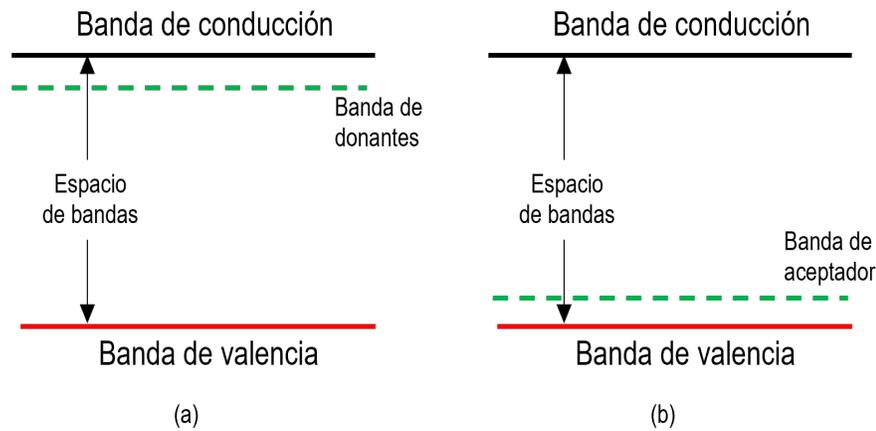


Figura 2-3.: (a) Esquema de un semiconductor tipo n y la banda de donante añadida. (b) Esquema de un semiconductor tipo p y la banda de aceptador añadida.

El silicio (Si) es uno de los materiales más utilizados para la fabricación de detectores de radiación debido al tamaño de su banda prohibida, pues esta no es muy alta ni muy baja, lo que facilita su manipulación al momento de doparlo y obtener las propiedades deseadas, adicionalmente en el silicio el mecanismo de interacción entre la radiación ionizante y la materia que predomina es el efecto fotoeléctrico. Dadas sus características se fabrican diodos tipo p-i-n, estos consisten en un material de alta resistividad que separa las regiones tipo p y n ayudando así a disminuir la corriente de fuga y también al trabajar a bajas temperaturas disminuye la excitación térmica logrando disminuir o suprimir el ruido en el detector [Knoll, 2010, Ahmed, 2015].

2.4.4. Dosímetros Termoluminiscentes (TLD)

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD) son dosímetros de estado sólido que al ser expuestos a la radiación almacenan parte de la energía absorbida en estados metaestables. Para llevar a cabo la recombinación de los electrones y huecos de su red es necesario excitarlos con calor, debido a la recombinación se emitirá la energía almacenada en los estados metaestables en forma de luz y la cantidad de luz que se emita será proporcional a la cantidad de radiación absorbida por el material [IAEA, 2007, ICRU, 2005].

Generalmente se utilizan materiales como el Fluoruro de Litio y Borato de Litio debido a su bajo desvanecimiento, alta sensibilidad y una respuesta energética bastante plana. Los rangos de medidas de estos materiales son de hasta $500 \mu\text{Gy}$ con incertidumbres de medición de menos del 10% y para dosis de alrededor de $100 \mu\text{Gy}$ con incertidumbres de medición de hasta 25%. La respuesta de estos dosímetros y sus incertidumbres pueden ser mejoradas para bajas dosis al utilizar materiales más sensibles como el Fósforo de Fluoruro de Calcio o dopándolos con magnesio, fósforo y cobre. Asimismo, es posible utilizar técnicas de deconvolución para separar los picos en la curva de brillo y así mejorar la exactitud de las medidas y disminuir la incertidumbre de estas [ICRU, 2005].

Los TLD poseen ciertas ventajas sobre otros tipos de detectores, esto se debe a que estos pueden tener diversas formas, un tamaño pequeño lo que permite realizar dosimetría en pacientes pues no intervienen significativamente en los estudios y procedimientos. Otro aspecto importante es la capacidad de medir la contribución de la retrodispersión, si se utilizan sobre un paciente o phantom, además que pueden almacenar la información de la dosis por periodos de tiempo largos, aspectos que hacen que estos dosímetros sean los ideales para llevar a cabo la dosimetría en radiodiagnóstico [ICRU, 2005].

3. Materiales y metodología

Este trabajo se desarrolló en el Departamento de Imágenes Diagnósticas de la Fundación Santa Fe de Bogotá utilizando el equipo de rayos X digital DR-600 de la marca AGFA (figura 3-1). Este equipo cuenta con un medidor del producto dosis-área (PDA) a la salida del tubo de rayos X y un detector de imagen de Yoduro de Cesio (CsI) que se puede ubicar en el bucky dentro de la camilla o encima de esta, el cual entrega el valor del índice de exposición (EI). Los valores de estas dos cantidades pueden ser obtenidos inmediatamente después de haber realizado la exposición y también se encuentran disponibles en los cabezales DICOM de la imagen, así como los parámetros de la técnica utilizada (kV, mA, mAs, entre otras). Para simular las condiciones de un estudio radiográfico en un paciente adulto, se utilizaron placas de Polimetilmetacrilato (PMMA) como phantom, material que posee una densidad muy similar a la del agua y que por ende permite simular la retrodispersión producida por un ser humano de manera bastante acertada [Cortés Gómez et al., 2016, AAPM et al., 1998]. Además, una de las ventajas de utilizar estas placas es la facilidad para variar los espesores y así simular diferentes partes del cuerpo humano.



Figura 3-1.: Equipo de rayos X digital DR-600 marca AGFA.

Para las mediciones de la Dosis en la Superficie de Entrada se había propuesto inicialmente utilizar únicamente dosimetría con TLD, sin embargo se utilizó adicionalmente un dosímetro de lectura directa junto con los TLDs para tener una medición adicional de referencia. Así, en este trabajo se utilizaron dos tipos de dosimetría: dosimetría TLD y dosimetría directa con un detector de estado sólido (figura 3-2). Los TLDs utilizados cuentan con cuatro elementos que son sensibles a la radiación, dos de ellos son un compuesto de Borato de Litio dopado con Cobre ($Li_2B_4O_7 : Cu$) el cual es equivalente a tejido, los otros dos son un compuesto de Sulfato de Calcio dopado con Tulio ($CaSO_4 : Tm$) el cual es altamente sensible. Estos dosímetros pueden medir rayos X con energías entre los 10 keV y los 10 MeV, además poseen un rango de medida de la dosis equivalente entre los 10 μ Sv y los 10 Sv, según las especificaciones técnicas del fabricante. Estos dosímetros fueron suministrados por una empresa colombiana dedicada a prestar servicios de dosimetría personal que está debidamente acreditada frente a los entes reguladores nacionales para desarrollar esta labor. Por otro lado, el detector de lectura directa de la marca *RaySafe*, modelo RaySafe X2, es un detector de estado sólido, específicamente un diodo p-i-n de silicio. Este detector posee un rango de medida de dosis desde 1 nGy hasta los 9999 Gy con una incertidumbre en la medida de 5% (5 nGy), está diseñado para excluir la contribución de la radiación retrodispersa por lo que las mediciones que entrega son de Kerma en aire incidente, así, para determinar la DSE es necesario multiplicar el valor de la medición por un factor de retrodispersión tal y como se presenta en la ecuación 2-4. Este detector fue correctamente calibrado por el fabricante en el año 2021 y si se desea obtener más información acerca de este, su uso o aplicaciones, esta puede ser consultada directamente en la página web oficial de *RaySafe* [RaySafe, 2022].



Figura 3-2.: Izquierda: Modelo del TLD utilizado. Derecha: Dosímetro de lectura directa.

Tabla 3-1.: Características de medición de dosis de los TLD y del detector de lectura directa RaySafe X2.

Dosímetro	Rango de medida de dosis	Incertidumbre
TLD	10 μ Sv - 10 Sv	10 - 25 %
RaySafe X2	1 nGy - 9999 Gy	5 % (5 nGy)

Previo a la recolección de los datos, se realizó el control de calidad del equipo, evaluando tanto la calidad del haz como de las imágenes, siguiendo los lineamientos establecidos en el ARCAL XLIX [IAEA, 2001]. En este control de calidad se obtuvieron resultados satisfactorios con lo que se concluyó que el equipo se encontraba funcionando en óptimas condiciones al momento de hacer las mediciones. Además de esto, se determinó el factor de retrodispersión de forma experimental con ayuda de una cámara de ionización tipo lápiz para el equipo y para el simulador físico utilizados en este estudio (placas de PMMA). Para determinar este factor se irradió inicialmente la cámara de ionización en el aire para medir el Kerma en aire incidente y una vez medido el valor de este, su ubicó la cámara de ionización sobre 15 cm de PMMA y se irradió de la misma manera que se irradió inicialmente para determinar así la contribución de la retrodispersión, todo esto se realizó con un campo de 20 cm por 20 cm. Se obtuvo un valor para el factor de retrodispersión para el equipo y las placas de PMMA utilizadas en este estudio de 1.3.

En este estudio se contó con una cantidad total de 74 dosímetros, de los cuales 3 fueron de control y el resto se utilizó para la medición de la DSE. En principio se evaluarían únicamente estudios de tórax pero se decidió adicionar otros 7 estudios correspondientes a los estudios con mayor frecuencia dentro de la FSFB, por lo que se evaluaron en total 8 protocolos de adquisición. Estos estudios son tórax AP en cama, columna lumbar, pelvis-cadera, abdomen simple, rodilla, muñeca, pie y carpograma. Teniendo en cuenta esto, los 71 dosímetros restantes se dividieron en 16 grupos. En los primeros 8 grupos de dosímetros se irradió el phantom utilizando los 8 estudios o protocolos de adquisición ya mencionados. Para los otros 8 grupos se evaluaron nuevamente los estudios más frecuentes pero omitiendo el estudio de carpograma y adicionando otro protocolo para tórax AP en cama, es decir utilizando parámetros de adquisición diferentes al tórax AP inicial. En la tabla **3-2** se presentan los 16 grupos de dosímetros para cada uno de los estudios evaluados, así como la cantidad de dosímetros utilizados en cada grupo y los parámetros de adquisición obtenidos directamente del equipo.

Tabla 3-2.: Grupos de dosímetros y parámetros de adquisición utilizados por cada estudio.

ID grupo	Estudio	Cantidad dosímetros	kV	mAs	d foco-piel (cm)
1	Tórax AP (Cama)	4	90	2	79
2	Columna Lumb	4	80	32	79
3	Pelvis-Cadera	4	70	32	79
4	Abdomen Simple	4	70	40	79
5	Rodilla	4	64	5	82
6	Muñeca	4	50	5	89
7	Pie	4	52	2.5	89
8	Carpograma	4	50	1.6	91
9	Tórax AP (Cama)	5	90	2	79
10	Columna Lumb	5	80	32	79
11	Pelvis-Cadera	5	70	32	79
12	Abdomen Simple	5	70	40	79
13	Rodilla	5	64	5	82
14	Muñeca	5	50	5	89
15	Pie	5	52	2.5	89
16	Tórax AP 2 (Cama)	4	80	4	79

El montaje experimental para determinar las cantidades de interés (DSE, PDA y EI) consistió en un phantom ubicado sobre la camilla del equipo, sobre el phantom se ubicó el TLD y el detector X2, a la salida del tubo se encontraba el medidor de PDA y dentro de la camilla el detector de imagen que entrega el valor del EI. El phantom se irradió como se haría durante un estudio de radiografía digital y teniendo en cuenta la región anatómica a estudiar se cambió el espesor del phantom: 15 cm de PMMA para estudios de tórax AP en cama, columna lumbar, pelvis-cadera y abdomen simple; 12 cm de PMMA para estudios de rodilla; 5 cm de PMMA para muñeca y pie; carpograma 3 cm de PMMA; y para estudios de tórax en bucky-mural se utilizaron 18 cm de PMMA para la proyección PA y 30 cm de PMMA para la proyección LAT. En la figura **3-3** se presenta un esquema del montaje experimental descrito.

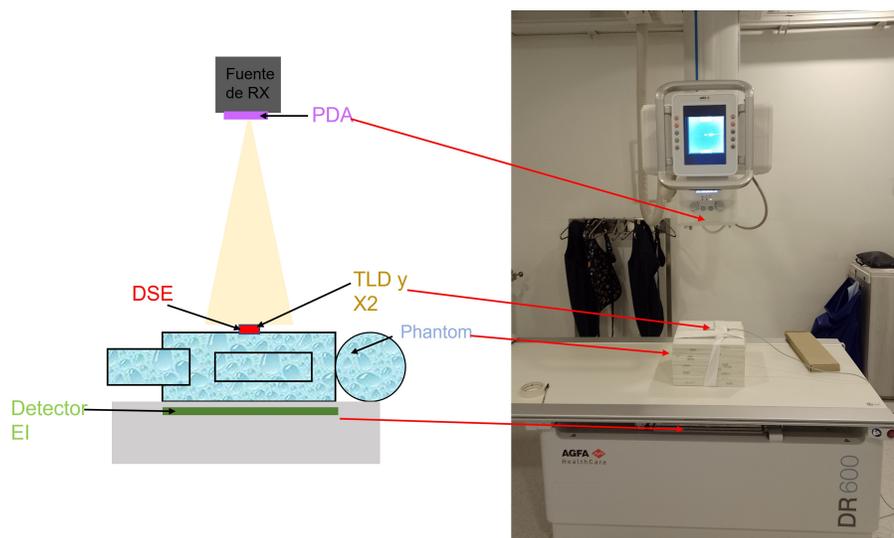


Figura 3-3.: Montaje experimental utilizado para la obtención de los datos.

Cada TLD fue irradiado de forma individual y una vez finalizó el proceso de irradiación, estos fueron devueltos a la empresa proveedora para su correspondiente proceso de lectura, en las tablas **A-1** y **A-2** del anexo A se encuentran todas las lecturas obtenidas con los TLDs. Adicional a los parámetros de adquisición descritos en la tabla **3-2**, se recolectaron también los datos del tamaño de campo y después de realizada cada exposición se registraron los valores del PDA, EI y la dosis medida por el detector de lectura directa (todos los datos obtenidos de estas cantidades pueden ser consultados en las tablas **B-1** y **B-2** del anexo B). En la figura **3-4** se presenta la configuración de los dosímetros utilizada para la adquisición de los datos.

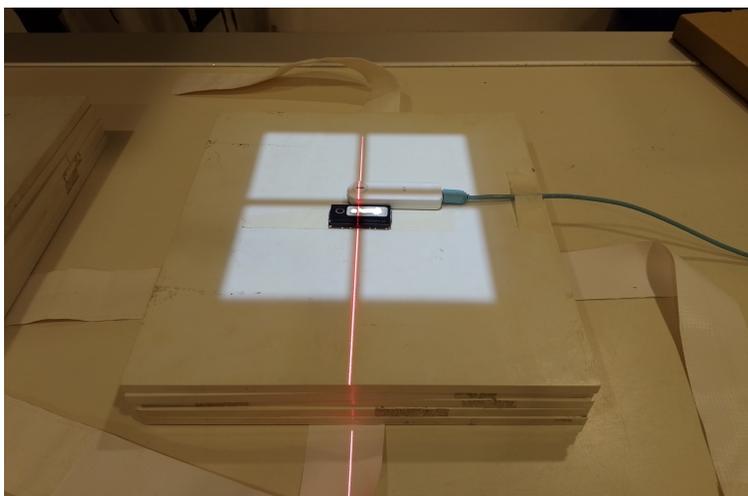


Figura 3-4.: Montaje experimental utilizado para la medición y estimación de la DSE.

Los valores de la DSE obtenidos experimentalmente sirven como valor de referencia para la validación del método teórico que permite calcular esta dosis, este método se puede llevar a cabo a partir de la ecuación 2-5 presentada en la sección 2.2, la cual es una ecuación genérica que permite estimar esta dosis teniendo en cuenta solamente el valor hallado del rendimiento del tubo de rayos X y los parámetros de adquisición usados en cada estudio. Este valor del rendimiento se puede obtener durante el control de calidad o puede ser tomado un valor de rendimiento genérico para el equipo, en este caso se calculó para una distancia específica del punto focal de 100 cm y para un kilovoltaje de 80 kV, obteniéndose un valor de 51.91 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$. Dado que el rendimiento se calcula para un valor fijo de kV, si se utiliza un kV diferente en la técnica de adquisición de las imágenes se debe hacer una corrección por kilovoltaje multiplicando la ecuación 2-5 por $(\frac{V}{80\text{kV}})^2$, donde V es el voltaje utilizado. Por lo tanto y teniendo en cuenta la bibliografía [IAEA, 2007, Rahman et al., 2019, Ofori et al., 2014, Roldán et al., 2018], se obtiene la siguiente ecuación:

$$DSE = R(d) \cdot \left(\frac{V}{80\text{ kV}}\right)^2 \cdot \left(\frac{d}{d_{FSD}}\right)^2 \cdot \text{mAs} \cdot f_{BSF} \quad (3-1)$$

En la ecuación 3-1, $R(d)$ es el rendimiento del tubo medido bajo las condiciones mencionadas ($d = 100\text{ cm}$ y 80 kV), d_{FSD} es la distancia en centímetros entre el foco y la superficie donde se medirá la dosis, mAs es el producto entre la corriente del tubo (mA) y el tiempo de exposición (s) en mAs, y f_{BSF} es el factor de retrodispersión.

Otra metodología para calcular la DSE es utilizar la curva de rendimiento propia del equipo, para ello es necesario determinar el rendimiento para diferentes kilovoltajes de forma experimental, realizar una gráfica del rendimiento en función del kV y realizar el respectivo ajuste de los puntos, esto permite obtener una relación más acertada entre el rendimiento y el kV así como determinar una ecuación que será propia para el equipo utilizado. En la figura **3-5** se presenta la gráfica y la ecuación que relaciona el rendimiento del tubo con el kV.

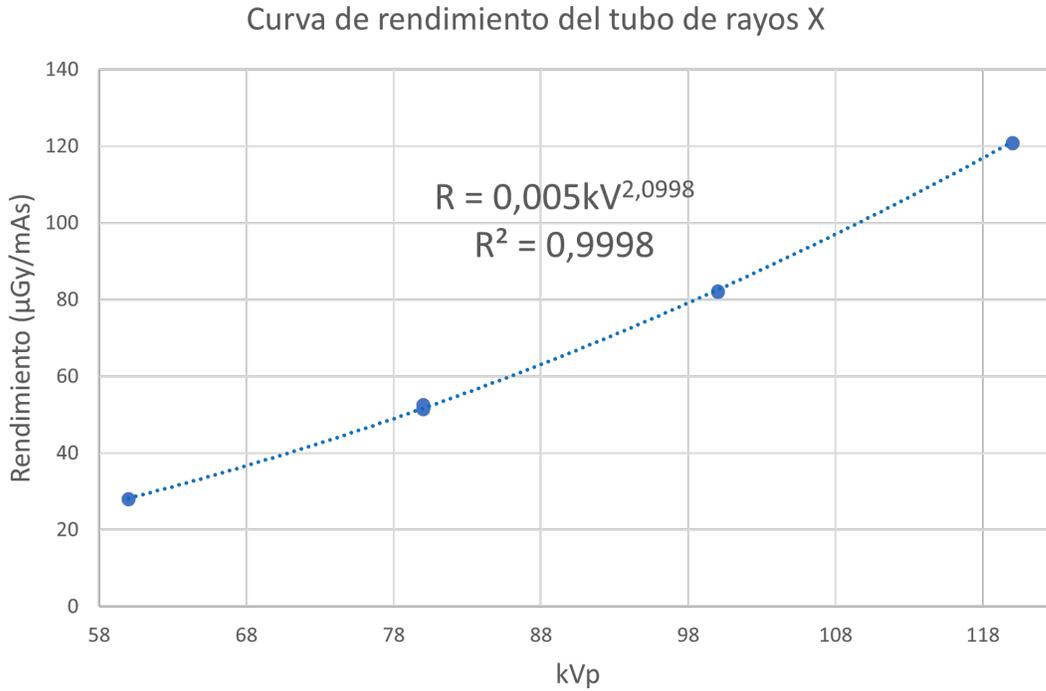


Figura 3-5.: Curva de rendimiento del equipo y su respectivo ajuste.

Teniendo en cuenta la ecuación presentada en la figura **3-5**, la ecuación 3-1 puede ser ajustada para considerar la nueva relación del rendimiento con el kV. Así, para calcular la DSE a partir de la curva propia de rendimiento del equipo se obtiene la siguiente ecuación:

$$DSE = mAs \cdot 0.005 (\mu Gy/mAs) \cdot kV^{2.0998} \cdot \left(\frac{100 \text{ cm}}{d_{FSD}} \right)^2 \cdot f_{BSF} \quad (3-2)$$

Por otro lado, la DSE puede ser calculada a partir del PDA obtenido en el equipo, teniendo en cuenta la definición dada en la sección 2.2 tanto para la DSE y como para el PDA, la DSE se puede calcular dividiendo el PDA por el área del haz sobre la superficie del phantom y multiplicando este resultado por el factor de retrodispersión. Así la DSE en función del PDA será:

$$DSE(PDA) = \frac{PDA}{A} \cdot f_{BSF} \quad (3-3)$$

Para determinar el área (A) en la ecuación 3-3, se consideró que el tamaño de campo seleccionado en cada estudio corresponde al tamaño de campo sobre el detector de imagen, por lo que el tamaño del campo de radiación sobre la superficie del phantom tendrá que ser corregida por distancia. El tamaño de campo utilizado para los estudios de tórax en cama, columna lumbar, pelvis-cadera y abdomen simple fue de 30x30 cm², para rodilla, muñeca, pie, carpograma y las dos proyecciones de tórax en bucky-mural fue de 20x20 cm².

Adicionalmente a la determinación de la DSE, el registro del PDA y del EI para cada uno de los grupos de dosímetros irradiados, se llevó a cabo una caracterización del índice de exposición para determinar su relación con el kV y el mAs, además de hallar una relación con la DSE medida. Se utilizó un montaje similar al descrito en la figura **3-3** para realizar esta caracterización salvo que en este caso el detector de imagen se ubicó justo debajo del phantom para evitar cualquier influencia en la medición inducida por la camilla y no se utilizaron TLDs para medir la DSE, solo se utilizó el detector X2. En esta caracterización se utilizaron dos diferentes configuraciones de los parámetros de adquisición: se evaluaron diferentes valores de mAs para valor fijo de 80 kV y de forma similar se evaluaron diferentes valores de kV para un valor fijo de 2 mAs, para estas dos configuraciones se utilizó una distancia entre el foco y el detector de imagen de 1 metro, un tamaño de campo de 20x20 cm² en la superficie del phantom y un espesor de 15 cm de PMMA, en ambos casos se registraron los valores de EI y de la DSE medida. Se optó por llevar a cabo estas dos configuraciones debido los artículos encontrados en la literatura, en uno de ellos realizan un montaje en el que varían el mAs para determinar la relación entre el Kerma en aire incidente y el EI [Yoon et al., 2021] mientras que en otros se estudia el valor del EI cambiando los valores del kV [Vano et al., 2008, Costa and Pelegrino, 2014]. En el anexo C en las tablas **C-1** y **C-2** se presentan los datos completos recolectados en la caracterización del índice de exposición.

Se realizó un análisis independiente de los datos obtenidos con las diferentes metodologías a partir de su repetibilidad y constancia utilizando el coeficiente de variación de los datos para cada configuración evaluada. La utilidad del coeficiente de variación (CV) es que este valor permite evaluar si la media de un grupo de medidas es una representación correcta de ese conjunto, es decir, si se obtiene un CV con un valor alto se puede concluir que la media no es una representación acertada del conjunto de datos, mientras que a medida que el CV es menor indica que el valor de la media de los datos si es una representación correcta de estos [Sabadías, 1995]. A su vez ayuda a interpretar la variabilidad de los datos dando una idea de la homogeneidad o heterogeneidad en las mediciones, por lo tanto entre más pequeño sea el valor del CV más homogéneos serán estos datos [Rustom et al., 2012]. A partir de este valor se puede tener una idea de la precisión que tiene cada metodología o detector al momento de realizar una medición y si además el coeficiente de variación es cero, se entiende que en el conjunto de datos la desviación estándar es cero y por lo tanto no existe dispersión entre ellos. El coeficiente de variación se puede determinar a partir de la siguiente ecuación [Sabadías, 1995, Rustom et al., 2012]:

$$CV = \frac{\sigma_x}{\bar{x}} \cdot 100 \quad (3-4)$$

Donde σ_x es la desviación estándar y \bar{x} es el promedio de las mediciones a evaluar.

Se evaluó también la exactitud entre los resultados obtenidos experimentalmente y los obtenidos utilizando las diferentes metodologías. La exactitud en los resultados calculó a partir de la siguiente ecuación:

$$Exactitud = \frac{|DSE_{exp} - DSE_{calc}|}{DSE_{exp}} \quad (3-5)$$

Donde la DSE_{exp} es la DSE medida con el detector de lectura directa corregida por el factor de retrodispersión (datos experimentales) y la DSE_{calc} es la DSE calculada a partir de las diferentes metodologías.

4. Resultados y análisis de datos

A continuación se presentan los resultados obtenidos utilizando las diferentes metodologías descritas.

4.1. Medición de la DSE con dosimetría TLD y de lectura directa

En una primera instancia se contó con un primer lote de dosímetros que consistía en 33 dosímetros, 1 de control y 32 para ser irradiados y usados en este estudio. Estos dosímetros se distribuyeron en 8 grupos de 4 dosímetros, tal y como se presenta en la tabla **3-2** (grupos 1 al 8). Cada uno de los dosímetros se irradió de forma individual junto al dosímetro de lectura directa, tal y como se presentó en la metodología. En la tabla **4-1** se presentan únicamente los resultados de las lecturas obtenidas de HP(0.07) para el primer lote de dosímetros debido a que esta cantidad es el equivalente de la dosis en la piel [ICRP, 2021] y esta es la cantidad de interés para este estudio, allí se presenta el promedio, la desviación estándar y el coeficiente de variación de las lecturas de los dosímetros por cada grupo.

Tabla 4-1.: Resultados obtenidos de las lecturas del primer lote de TLDs para la cantidad operacional Hp(0.07).

ID grupo	Estudio	$\overline{HP(0.07)}(\mu Sv)$	$\sigma_{Hp(0.07)}$	CV (%)
1	Tórax AP (Cama)	549.98	171.32	31
2	Columna Lumb	4424.50	1381.05	31
3	Pelvis-Cadera	2812.00	341.19	12
4	Abdomen Simple	3669.50	1487.46	41
5	Rodilla	546.53	171.74	31
6	Muñeca	405.38	61.47	15
7	Pie	364.40	174.00	48
8	Carpograma	218.63	47.12	22

Se esperaba que para cada grupo de mediciones los resultados de las lecturas tuviesen valores similares y los coeficientes de variación fuesen pequeños, esto debido a la metodología utilizada en el estudio, pues cada uno de los dosímetros en cada grupo se irradió individualmente y bajo las mismas condiciones. Observando los resultados presentados en la tabla 4-1, todos los grupos de mediciones obtuvieron valores del CV por encima del 10 %, siendo el valor más bajo 12 % y el más alto 48 %, lo que implica que los valores medios de las lecturas en cada grupo no representa de forma adecuada el conjunto de datos, existe una dispersión considerablemente alta entre los datos de un mismo grupo y además la precisión de estos dosímetros es baja pues tiene un valor medio de 28.9 %.

Teniendo en cuenta los altos valores de los coeficientes de variación, se decidió solicitar un segundo lote de dosímetros y repetir las mediciones con los mismos estudios evaluados previamente, con la diferencia que para este lote se utilizaron 5 dosímetros por estudio (ver tabla 3-2) y se omitió el estudio de carpograma y en su lugar se evaluó otro estudio de tórax AP en cama usando otra técnica de rayos X. En la tabla 4-2 se presentan los resultados obtenidos para el segundo lote de dosímetros.

Tabla 4-2.: Resultados obtenidos de las lecturas del segundo lote de TLDs para la cantidad operacional Hp(0.07).

ID grupo	Estudio	$\overline{HP(0.07)}(\mu Sv)$	$\sigma_{Hp(0.07)}$	CV (%)
9	Tórax AP (Cama)	515.12	242.52	43
10	Columna Lumbar	3746.20	849.00	23
11	Pelvis-Cadera	2139.20	312.93	15
12	Abdomen Simple	6584.00	3126.39	47
13	Rodilla	485.56	88.56	18
14	Muñeca	424.30	227.63	54
15	Pie	200.04	52.40	26
16	Tórax AP 2 (Cama)	760.48	228.99	30

Como se puede observar en la tabla 4-2, se obtuvieron nuevamente coeficientes de variación bastante altos, siendo el menor 15 % y el mayor 54 %. Estos resultados nuevamente dieron cuenta de la inconsistencia en las lecturas de los TLDs y la poca precisión que estas tienen.

En la tabla 4-3 se presentan todos los resultados obtenidos de las lecturas de Hp(0.07) para los dos lotes de TLDs y por cada estudio. En la tabla se presenta el análisis realizado para el coeficiente de variación, en este se observa que se tiene un rango de valores entre 12 % y 54 %, asimismo se obtuvo un valor promedio para los coeficientes de variación de 29 ± 13 %. Los valores altos de los coeficientes de variación indican que los valores promedios de las lecturas no son una representación confiable de la muestra y que además los datos de cada grupo difieren en gran medida entre si (alta dispersión). Esto da a entender además que las lecturas y mediciones con estos dosímetros

no son consistentes. Por esta razón no se utilizaron estas medidas como patrón de referencia como se propuso inicialmente en el planteamiento del problema.

Las lecturas completas y datos crudos entregados en el proceso de lectura de todos los TLDs se presentan en el anexo A en la tabla **A-1** para los grupos de dosímetros del 1 al 8 y en la tabla **A-2** para los grupos de dosímetros del 9 al 16.

Tabla 4-3.: Resultados obtenidos de las lecturas de los TLDs para la cantidad operacional $H_p(0.07)$.

ID grupo	Estudio	$\overline{HP}(0.07)(\mu Sv)$	$\sigma H_p(0.07)$	CV (%)
1	Tórax AP (Cama)	549.98	171.32	31
2	Columna Lumb	4424.50	1381.05	31
3	Pelvis-Cadera	2812.00	341.19	12
4	Abdomen Simple	3669.50	1487.46	41
5	Rodilla	546.53	171.74	31
6	Muñeca	405.38	61.47	15
7	Pie	364.40	174.00	48
8	Carpograma	218.63	47.12	22
9	Tórax AP (Cama)	515.12	242.52	43
10	Columna Lumbar	3746.20	849.00	23
11	Pelvis-Cadera	2139.20	312.93	15
12	Abdomen Simple	6584.00	3126.39	47
13	Rodilla	485.56	88.56	18
14	Muñeca	424.30	227.63	54
15	Pie	200.04	52.40	26
16	Tórax AP 2 (Cama)	760.48	228.99	30
<hr/>				
$\overline{CV}_{TLD} = 29 \pm 13 \%$		Rango (Min-Max)	12% - 54%	

Afortunadamente, para el desarrollo del trabajo se contó con un dosímetro de lectura directa de estado sólido (RaySafe X2) el cual permitió medir la DSE. En la tabla 4-4 se analizaron los datos de la DSE recolectados con el detector X2, allí se presentan los promedios para cada grupo de mediciones, así como su desviación estándar y coeficiente de variación. Para los coeficientes de variación se obtuvo un valor medio de $0.3 \pm 0.3\%$ lo que indica que el detector posee una precisión alta del 0.3%; un valor máximo de 1% y mínimo de 0% implica que las mediciones realizadas con este detector poseen una alta consistencia y que la incertidumbre en las medidas es de 0.3%. Teniendo en cuenta estos resultados se replanteó la hipótesis de utilizar los TLDs como valor de referencia y en su lugar se utilizó el detector de lectura directa como la referencia en este trabajo. Estos resultados son consecuentes con el hecho de que este detector cuenta con una incertidumbre en la medición de la dosis del 5% y como se observa, para todos los grupos de mediciones no se supera este valor.

Tabla 4-4.: Resultados obtenidos en las mediciones de DSE con el detector de lectura directa RaySafe X2.

ID grupo	Estudio	\overline{DSE} X2 (μGy)	σ_{X2} DSE (μGy)	CV_{X2} (%)
1	Tórax AP (Cama)	215.87	2.19	1.0
2	Columna Lumb	3372.85	0.75	0.0
3	Pelvis-Cadera	2580.50	1.84	0.1
4	Abdomen Simple	3227.90	1.06	0.0
5	Rodilla	301.15	0.40	0.1
6	Muñeca	147.26	0.20	0.1
7	Pie	82.02	0.18	0.2
8	Carpograma	45.78	0.14	0.3
9	Tórax AP (Cama)	243.00	1.29	0.5
10	Columna Lumb	3474.38	0.71	0.0
11	Pelvis-Cadera	2636.92	7.27	0.3
12	Abdomen Simple	3291.34	2.82	0.1
13	Rodilla	316.58	1.10	0.3
14	Muñeca	147.32	0.39	0.3
15	Pie	81.68	0.53	0.7
16	Tórax AP 2 (Cama)	416.55	0.63	0.2
$\overline{CV_{X2}} = 0.3 \pm 0.3\%$		Rango (Min-Max)	0% - 1%	

En la figura 4-1 se presenta una comparación entre los coeficientes de variación de los TLDs y el detector X2. Como se puede observar, los TLDs presentan variaciones mucho más altas que el X2, pues el X2 no supera el 1%, mientras que los coeficientes de variación para los TLDs están por encima del 10%, esto afirma nuevamente el hecho de que los TLDs no son consistentes en sus mediciones y que por ende no se tomarán como valores de referencia, mientras que los resultados obtenidos con el detector X2 si dan plena certeza y confianza para utilizar las mediciones de este detector como valores nominales o de referencia para la DSE.

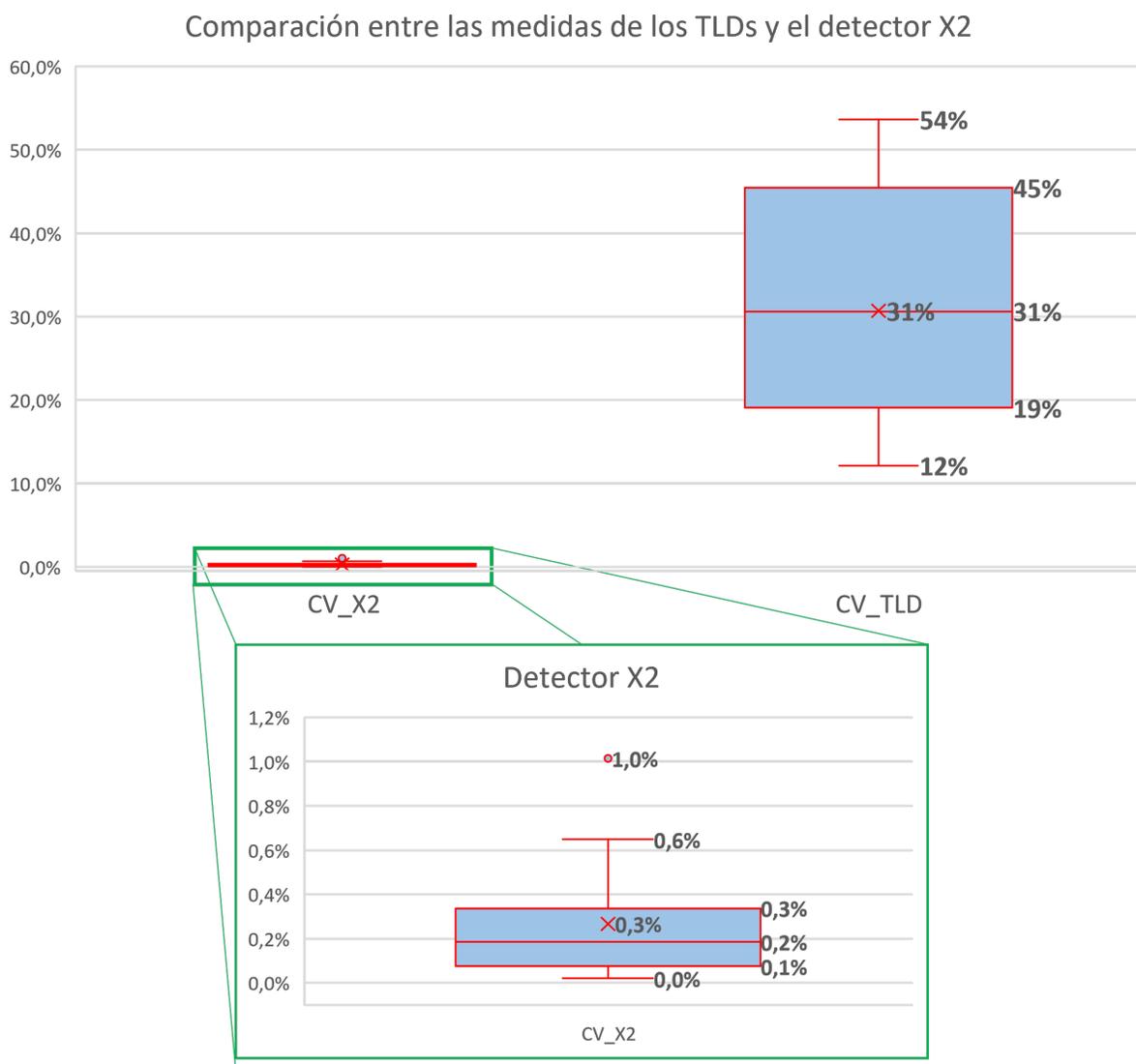


Figura 4-1.: Comparación entre los coeficientes de variación de las mediciones de DSE realizadas con los TLDs y con el detector X2.

4.2. Valores de PDA, EI y técnica de adquisición

Si bien es posible obtener la información de los parámetros de adquisición, el PDA y el EI directamente de los códigos DICOM de las imágenes (Anexo D), en este trabajo se registraron los datos inmediatamente después de haber realizado cada exposición.

En la tabla 4-5 se presentan los valores promedios de cada grupo de mediciones, la desviación estándar para estos datos y su respectivo coeficiente de variación. Asimismo se realizó el análisis del coeficiente de variación, obteniendo un valor medio de $0.1 \pm 0.2\%$ y se obtuvo un valor máximo de 0.7% . Como se puede notar, todos los CV para este detector fueron menores a 1% , además que posee una desviación estándar de 0.2% lo que implica que este detector entrega lecturas muy consistentes y posee una dispersión mínima en sus medidas. Adicional a esto se observa que únicamente los grupos 1 y 9, que corresponden ambos a estudios de tórax en cama con 90 kV , fueron los grupos que tuvieron un CV mayor que 0.2% .

Tabla 4-5.: Resultados obtenidos del producto dosis-área por cada estudio.

ID grupo	Estudio	\overline{PDA} ($dGy * cm^2$)	σ PDA ($dGy * cm^2$)	CV PDA (%)
1	Tórax AP (Cama)	0.81	0.0050	0.6
2	Columna Lumb	12.72	0.0096	0.1
3	Pelvis-Cadera	9.82	0.0171	0.2
4	Abdomen Simple	12.29	0.0082	0.1
5	Rodilla	0.64	0.0000	0.0
6	Muñeca	0.35	0.0000	0.0
7	Pie	0.20	0.0000	0.0
8	Carpograma	0.11	0.0000	0.0
9	Tórax AP (Cama)	0.89	0.0058	0.7
10	Columna Lumb	12.65	0.0071	0.1
11	Pelvis-Cadera	9.69	0.0114	0.0
12	Abdomen Simple	12.14	0.0100	0.1
13	Rodilla	0.76	0.0000	0.0
14	Muñeca	0.34	0.0000	0.0
15	Pie	0.19	0.0000	0.0
16	Tórax AP 2 (Cama)	2.05	0.0050	0.2
<hr/>				
$\overline{CV_{PDA}} = 0.1 \pm 0.2\%$		Rango (Min-Max)		0% - 0.7%

En la tabla 4-6 se presentan los resultados obtenidos del EI para el primer lote de dosímetros. Para este lote de dosímetros se obtuvieron 3 grupos para los que se obtuvo un coeficiente de variación mayor al 10%: para el caso del grupo 4 de abdomen simple se obtuvo 11.9%, en el caso de los grupos 6 (muñeca) y 7 (pie) se obtuvieron variaciones mucho mayores que el 10%, siendo estas 38.5 y 28.1% respectivamente. Mientras que los demás estudios estuvieron siempre por debajo del 10% y en 4 de los 8 grupos (grupos 1, 3, 5 y 8) se obtuvieron valores de CV menores al 1%. El valor medio de CV obtenido para este primer grupo de dosímetros fue de 10.9%.

Tabla 4-6.: Resultados obtenidos del índice de exposición para el primer grupo de dosímetros.

ID grupo	Estudio	\overline{EI}	σ EI	CV EI (%)
1	Tórax AP (Cama)	402.00	1.83	0.5
2	Columna Lumb	5459.00	401.81	7.4
3	Pelvis-Cadera	3269.00	6.98	0.2
4	Abdomen Simple	2883.50	342.70	11.9
5	Rodilla	539.25	1.71	0.3
6	Muñeca	468.75	180.69	38.5
7	Pie	365.75	102.74	28.1
8	Carpograma	426.50	2.38	0.6

Asimismo, en la tabla 4-7 se presentan los resultados obtenidos del EI para el segundo lote de dosímetros, en este caso se obtuvo únicamente un valor de CV por encima del 10%, siendo este el del grupo 12 (abdomen simple) con un valor de 20.8%. Se observa una gran disminución en los valores de CV para los grupos 14 y 15 que corresponden a los estudios de muñeca y pie respecto a los obtenidos en el primer lote de dosímetros evaluados, los cuales pasaron de 38.5% a 5.3% y de 28.1% a 0.3% respectivamente. Dado que 7 de los 8 grupos evaluados en este lote de dosímetros obtuvo variaciones menores al 6%, el valor medio de los coeficientes de variación fue de 4.6%, siendo esta una disminución de más de la mitad del valor medio del primer lote.

Tabla 4-7.: Resultados obtenidos del índice de exposición para el segundo lote de dosímetros.

ID grupo	Estudio	\overline{EI}	σ EI	CV EI (%)
9	Tórax AP (Cama)	322.50	1.73	0.5
10	Columna Lumb	4620.20	225.26	4.9
11	Pelvis-Cadera	2778.00	81.18	2.9
12	Abdomen Simple	1669.60	347.79	20.8
13	Rodilla	579.40	5.13	0.9
14	Muñeca	699.40	37.29	5.3
15	Pie	472.80	1.64	0.3
16	Tórax AP 2 (Cama)	1554.50	13.63	0.9

En la tabla 4-8 se presenta el análisis de los datos completos obtenidos para el índice de exposición. De los coeficientes de variación se obtuvo un valor medio de $7.8 \pm 11.6\%$ y un rango entre 0.2% y 38.5%. La diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo del rango de datos es muy amplia (38,3%) lo que indica existen valores extremos que contribuyen al aumento en la dispersión de los valores de CV. Sin embargo, cabe notar que existen únicamente 4 grupos de mediciones que tienen un CV mayor al 10% (los grupos 4, 6, 7 y 12), los otros 12 grupos de mediciones poseen un CV menor al 10%, lo que permite entender que el detector alcanza una precisión de menos del 10% y en el mejor de los casos una precisión del 0.2%, además que en la mayoría de los casos el valor medio calculado si es una fiel representación de los datos y no existe una desviación muy alta entre estos.

Tabla 4-8.: Resultados obtenidos del índice de exposición para todos los estudios.

ID grupo	Estudio	\overline{EI}	σ EI	CV EI (%)
1	Tórax AP (Cama)	402.00	1.83	0.5
2	Columna Lumb	5459.00	401.81	7.4
3	Pelvis-Cadera	3269.00	6.98	0.2
4	Abdomen Simple	2883.50	342.70	11.9
5	Rodilla	539.25	1.71	0.3
6	Muñeca	468.75	180.69	38.5
7	Pie	365.75	102.74	28.1
8	Carpograma	426.50	2.38	0.6
9	Tórax AP (Cama)	322.50	1.73	0.5
10	Columna Lumb	4620.20	225.26	4.9
11	Pelvis-Cadera	2778.00	81.18	2.9
12	Abdomen Simple	1669.60	347.79	20.8
13	Rodilla	579.40	5.13	0.9
14	Muñeca	699.40	37.29	5.3
15	Pie	472.80	1.64	0.3
16	Tórax AP 2 (Cama)	1554.50	13.63	0.9
$\overline{CV_{EI}} = 7.8 \pm 11.6 \%$		Rango (Min-Max)	0.2 % - 38.5 %	

4.3. Cálculo de la DSE a partir de los parámetros de exposición

Se validó el cálculo teórico de la DSE teniendo en cuenta las dos metodologías descritas en el Capítulo 3. La primera es una metodología teórica que determina la DSE a partir del valor del rendimiento del equipo el cual puede ser tomado como un valor genérico teórico para un equipo de rayos X, y los parámetros de adquisición usados en cada estudio partiendo de la ecuación 3-1. Esta validación se hizo al comparar los resultados teóricos con las mediciones obtenidas con el detector X2 incluyendo la retrodispersión. A continuación, se presenta un ejemplo del cálculo de la DSE a partir del método descrito para el grupo 1 de dosímetros que corresponde al estudio de tórax AP en cama:

$$DSE = R(d) \cdot \left(\frac{V}{80 \text{ kV}}\right)^2 \cdot \left(\frac{d}{d_{FSD}}\right)^2 \cdot mAs \cdot f_{BSF}$$

$$DSE = 51.91 \frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} \cdot \left(\frac{90 \text{ kV}}{80 \text{ kV}}\right)^2 \cdot \left(\frac{100 \text{ cm}}{79 \text{ cm}}\right)^2 \cdot 2 \text{ mAs} \cdot 1.3$$

$$DSE = 273.70 \mu\text{Gy}$$

En la tabla 4-9 se presentan los valores obtenidos de la DSE teórica y experimental junto con la exactitud que tiene el método.

Tabla 4-9.: Comparación entre la DSE teórica a partir de la ecuación 3-1 (ecuación genérica) y la DSE nominal medida con el detector X2.

ID grupo	Estudio	DSE Ecuación teórica 3-1 (μGy)	DSE nominal (μGy)	Exactitud (%)
1	Tórax AP (Cama)	273.70	215.87	26.8
2	Columna Lumb	3460.11	3372.85	2.6
3	Pelvis-Cadera	2649.15	2580.50	2.7
4	Abdomen Simple	3311.44	3227.90	2.6
5	Rodilla	321.16	301.15	6.6
6	Muñeca	166.40	147.26	13
7	Pie	89.99	82.02	9.7
8	Carpograma	50.93	45.78	11.3
9	Tórax AP (Cama)	273.70	243.07	12.6
10	Columna Lumb	3460.11	3474.38	0.4
11	Pelvis-Cadera	2649.15	2636.92	0.5
12	Abdomen Simple	3311.44	3291.34	0.6
13	Rodilla	321.16	316.58	1.4
14	Muñeca	166.40	147.32	13
15	Pie	89.99	81.68	10.2
16	Tórax AP 2 (Cama)	432.51	416.55	3.8

Se realizó también la comparación entre los resultados de la DSE calculada a partir de la curva de rendimiento propia del equipo (la cual se determina de forma experimental) y utilizando la ecuación 3-2, con las mediciones obtenidas experimentalmente con el detector X2. A continuación, se presenta nuevamente un ejemplo del uso de la ecuación para determinar la DSE, se realizó el cálculo nuevamente para el grupo 1 de dosímetros que corresponde al estudio de tórax AP en cama.

$$DSE = mAs \cdot 0.005 (\mu Gy/mAs) \cdot kV^{2.0998} \cdot \left(\frac{100 \text{ cm}}{d_{FSD}}\right)^2 \cdot f_{BSF}$$

$$DSE = 2 \text{ mAs} \cdot 0.005 (\mu Gy/mAs) \cdot (90 \text{ kV})^{2.0998} \cdot \left(\frac{100 \text{ cm}}{79 \text{ cm}}\right)^2 \cdot 1.3$$

$$DSE = 264.37 \mu Gy/mAs$$

En la tabla 4-10 se presentan los resultados obtenidos a partir de la curva y los experimentales junto con la exactitud calculada.

Tabla 4-10.: Comparación entre la DSE a partir de la ecuación 3-2 (curva de rendimiento propia del equipo) y la DSE nominal medida con el detector X2.

ID grupo	Estudio	DSE Curva equipo Ec. 3-2 (μGy)	DSE nominal (μGy)	Exactitud (%)
1	Tórax AP (Cama)	264.37	215.87	22.5
2	Columna Lumb	3303.07	3372.85	2.1
3	Pelvis-Cadera	2495.43	2580.50	3.3
4	Abdomen Simple	3119.29	3227.90	3.4
5	Rodilla	299.83	301.15	0.4
6	Muñeca	151.57	147.26	2.9
7	Pie	82.29	82.02	0.3
8	Carpograma	46.39	45.78	1.3
9	Tórax AP (Cama)	264.37	243.07	8.8
10	Columna Lumb	3303.07	3474.38	4.9
11	Pelvis-Cadera	2495.43	2636.92	5.4
12	Abdomen Simple	3119.29	3291.34	5.2
13	Rodilla	299.83	316.58	5.3
14	Muñeca	151.57	147.32	2.9
15	Pie	82.29	81.68	0.7
16	Tórax AP 2 (Cama)	412.88	416.55	0.9

4.4. Correlación entre los indicadores de dosis y la DSE

Se determinó también la DSE a partir de los valores del PDA y del cálculo del área. En la tabla 4-11 se presentan los resultados del cálculo de la DSE con esta metodología y la exactitud que estos resultados tienen respecto a la dosis nominal medida experimentalmente. Se observa que todos los valores de exactitud están por debajo del 20 %, para los grupos de medidas que se realizaron con estudios en la región abdominopélvica (grupos 2, 3, 4, 10, 11, 12) se obtuvieron exactitudes entre 12 y 16 %, para los estudios en extremidades (grupos 5, 6, 7, 8, 14 y 15) se obtuvieron exactitudes entre el 0.05 y el 6 % siendo estas las exactitudes más altas, y para los estudios de tórax (Grupos 1, 9 y 16) se obtuvieron exactitudes entre el 13 y 16 %. Para el caso del grupo 13 que es un estudio de rodilla, se obtuvo una exactitud del 16 %, valor que está muy por encima de la exactitud obtenida en el grupo 6 para el mismo estudio de rodilla que es del 3 %. Estos resultados dan cuenta de que este método entrega resultados consistentes y en algunos casos con una exactitud bastante alta de alrededor del 5 %, sin embargo, se debe prestar atención al utilizar este método pues se pueden alcanzar exactitudes mayores al 10 % lo que podría llegar a una sobre o subestimación de la dosis significativa.

Tabla 4-11.: Resultados de PDA, DSE calculada a partir del PDA y la DSE nominal medida experimentalmente con el detector X2.

ID Grupo	Estudio	PDA ($dGy \cdot cm^2$)	DSE nominal(uGy)	DSE=PDA/área	Exactitud %
1	Tórax AP (Cama)	0.8075	215.87	186.89	13
2	Columna Lumb	12.72	3372.85	2944.55	13
3	Pelvis-Cadera	9.82	2580.50	2273.36	12
4	Abdomen Simple	12.29	3227.90	2844.45	12
5	Rodilla	0.64	301.15	309.34	3
6	Muñeca	0.35	147.26	143.61	2
7	Pie	0.2	82.02	82.06	0.05
8	Carpograma	0.11	45.78	43.17	6
9	Tórax AP (Cama)	0.885	243.07	204.83	16
10	Columna Lumb	12.65	3474.38	2927.77	16
11	Pelvis-Cadera	9.69	2636.92	2243.62	15
12	Abdomen Simple	12.14	3291.34	2809.73	15
13	Rodilla	0.76	316.58	367.34	16
14	Muñeca	0.34	147.32	139.50	5
15	Pie	0.19	81.68	77.96	5
16	Tórax AP 2 (Cama)	2.05	416.55	473.88	14

Dado que el índice de exposición no depende únicamente de los parámetros de adquisición como el kV y el mAs, sino que además depende de características propias del paciente como el espesor

y la región anatómica irradiada, las cuales afectan la atenuación del haz y por ende la exposición sobre el detector de imagen, se realizó una caracterización del índice de exposición bajo ciertas condiciones y configuración específica, tal y como se presentó en la metodología. Esta caracterización se llevó a cabo para determinar la relación y dependencia del EI con el kV, mAs y Kerma en aire incidente. Es de aclarar que las relaciones encontradas en este estudio son aplicables bajo las mismas condiciones y configuración descritas en este trabajo, pues al igual que en los estudios encontrados en la bibliografía [Vano et al., 2008, Costa and Pelegrino, 2014, Arciniegas, 2012] se encuentran relaciones y coeficientes específicos para cada configuración que utilizan.

En la figura 4-2 se presenta la dependencia entre el EI y el mAs, en este caso se obtuvo una dependencia lineal con un valor de R^2 de 0.9923, lo que indica que el ajuste lineal realizado es adecuado para el conjunto de puntos. Asimismo, en la gráfica 4-3 se presenta la relación entre el Kerma en aire medido y el EI, y al igual que la dependencia del EI con el mAs, se obtuvo una relación lineal con un valor de R^2 de 0.9943 para el ajuste realizado. Estos resultados poseen el mismo comportamiento que lo presentado en el artículo de Yoon et al. del 2021, en el que encontraron una relación lineal entre el Kerma en aire incidente y el índice de exposición tomando un rango de valores de mAs entre 2 y 50 mAs [Yoon et al., 2021].

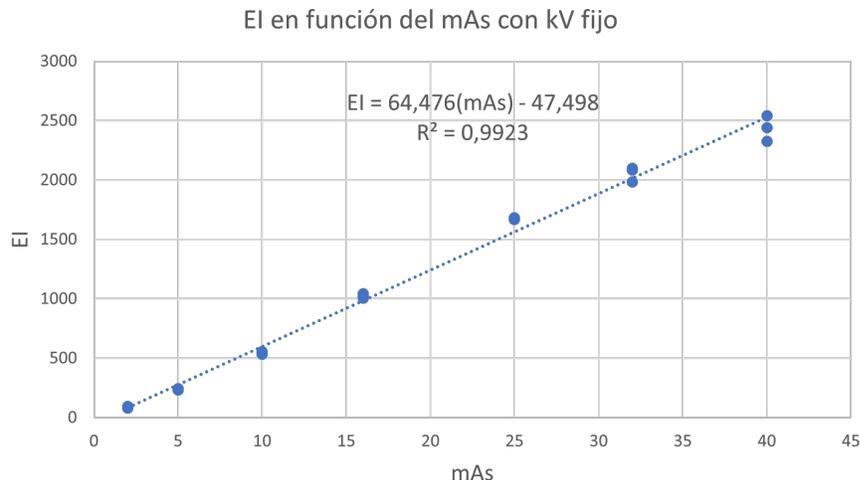


Figura 4-2.: Variación del índice de exposición respecto al mAs para un kV fijo.

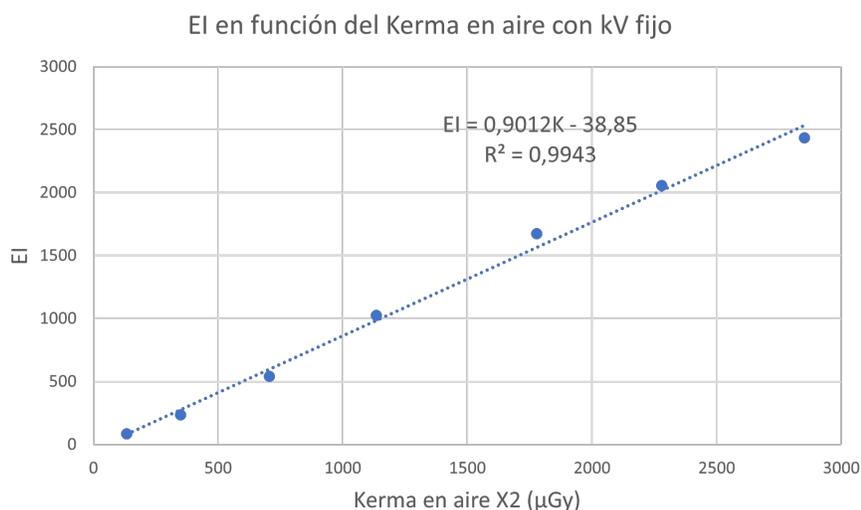


Figura 4-3.: Relación entre el EI y el Kerma en aire para un kV fijo.

Cabe resaltar nuevamente que esta relación se obtuvo para unas condiciones de irradiación específica, en la que se utilizó siempre el mismo kV de 80, por lo que la penetración y energía del haz no se modificaron, únicamente se varió el mAs lo que implica un cambio en la intensidad del haz de rayos X. Esto permite explicar que la relación obtenida sea lineal, puesto que el EI depende de la exposición sobre el detector de imagen y esa exposición sobre el detector dependerá de la intensidad del haz que incide sobre el, y si bien la atenuación del haz sigue una función exponencial, esta exponencial depende únicamente del tipo de material y el espesor de material atravesado (factores que se mantuvieron constantes), por lo que finalmente la intensidad del haz dependerá linealmente del mAs, y por ende la relación entre el EI y el mAs o la dosis medida en la superficie del phantom será lineal.

En la figura 4-4 se observa que a medida que se incrementa el kV el índice de exposición también incrementa, comportamiento que era esperado pues al incrementar la energía del haz también aumentará la exposición en el detector de imagen. Para esta gráfica se realizó un ajuste potencial para el cual se obtuvo un valor de R^2 de 0.9978, lo que indica que el ajuste es adecuado para la curva de datos. En este caso se observa que la dependencia del EI frente al kV es casi a la cuarta potencia, asimismo en la figura 4-5 se presenta la relación entre el EI y el Kerma en aire variando el kV y manteniendo el mAs fijo, en este caso también se realizó un ajuste potencial en el que se obtuvo un valor de R^2 de 0.9949. Por otro lado, en la bibliografía se encuentra que existe una relación exponencial entre el Kerma en aire y el EI [Vano et al., 2008, Costa and Pelegrino, 2014, Arciniegas, 2012], sin embargo, se optó en este estudio por realizar un ajuste potencial puesto que la relación que se encontró entre el EI y el kV es de este tipo, además de tener en cuenta que la relación entre el Kerma en aire y el kV es también una relación potencial (cuadrática), es correcto pensar que la relación entre el EI y el Kerma en aire también será una relación potencial, tal y como se demuestra en la figura 4-5.

Un aspecto muy importante a resaltar en esta caracterización es que se modificaron solamente

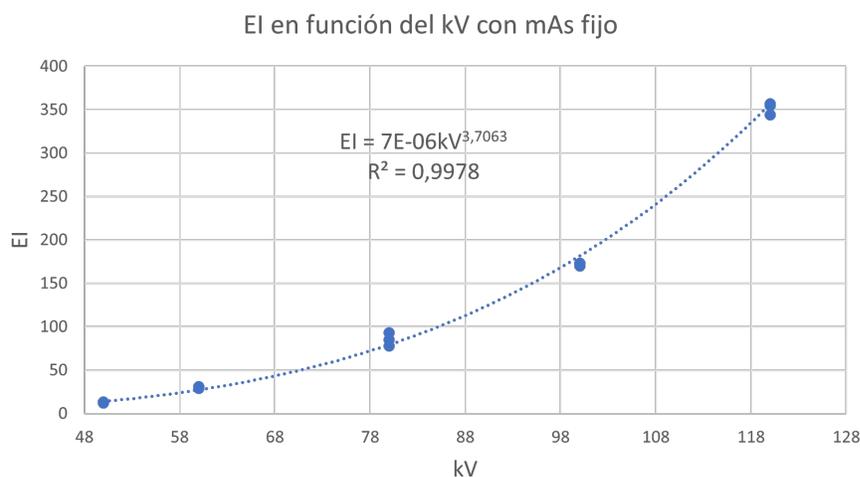


Figura 4-4.: Variación del índice de exposición respecto al kV para un mAs fijo.

dos parámetros que influyen en la variación del EI que son el mAs y el kV, sin embargo, otros parámetros que influyen en esta cantidad y modifican la atenuación producida sobre el haz, como lo es el espesor del phantom o del paciente y el tipo de material atenuador, que en el caso de un paciente depende de la región anatómica irradiada, se mantuvieron constantes. Así, para lograr obtener una relación más completa y que permita, por ejemplo, determinar la dosis en la superficie de entrada a partir del dato de índice de exposición entregado por el equipo, sería necesario caracterizar también el índice de exposición variando los parámetros descritos y así encontrar los coeficientes y funciones adecuadas dependientes de las diferentes variables que influyen y modifican los valores del EI. Sin embargo, se debe considerar también que cada fabricante de equipos de rayos X cuenta con una metodología propia para calcular el índice de exposición, por lo que es pertinente hacer la caracterización para cada fabricante, otro aspecto que hace que la caracterización y la posibilidad de estandarizar la estimación de la dosis a partir del EI sea una tarea compleja.

4.5. Evaluación de la precisión y exactitud

En la tabla 4-12 se presentan los resultados del CV obtenidos para las cantidades medidas de DSE, EI y PDA. En esta tabla se puede apreciar que los valores del CV obtenidos para las lecturas de los TLD son más altas que en las otras metodologías. En el caso del EI, 3 grupos presentan valores mayores al 20 %, las medidas realizadas con el X2 y las medidas de PDA, cuentan con los coeficientes de variación más bajos, estando por debajo o igual a 1 %.

Asimismo, en la tabla 4-13 se presenta un resumen de los valores medios de los coeficientes de variación y los rangos obtenidos por cada metodología y cantidad medida. En esta, las variaciones en las mediciones realizadas con los TLDs son mucho mayores en comparación a los otros detectores y cantidades tal y como se evidenció también en la tabla 4-12, pues el valor promedio de los

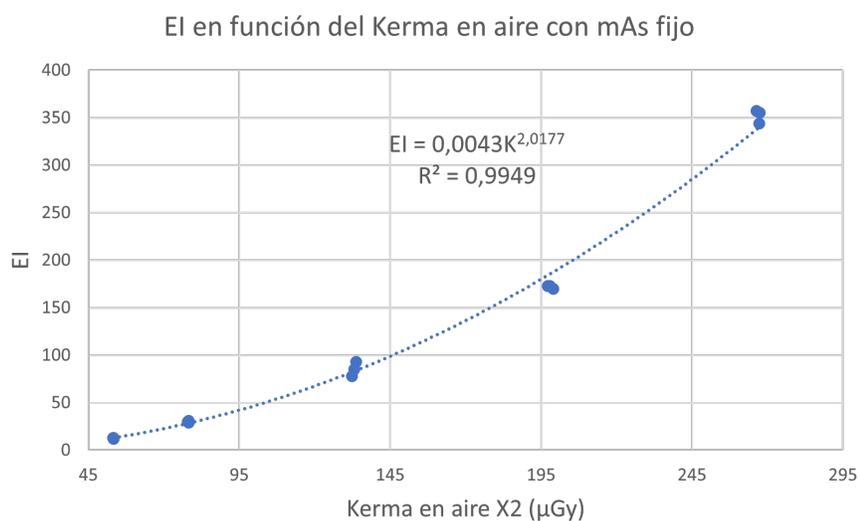


Figura 4-5.: Relación entre el EI y el Kerma en aire para un mAs fijo.

coeficientes de variación fue de $29 \pm 13\%$, mientras que en el caso de las otras cantidades no se supera el 10% . Por otro lado, en los casos del índice de exposición y del producto dosis-área en el que la incertidumbre es mayor que la media indica que en el conjunto de medidas hay valores muy extremos, lo cual se presenta en el rango de los datos.

Tabla 4-12.: Coeficientes de Variación (CV) de los datos obtenidos de la DSE medida con TLDs y el detector X2, PDA y EI por cada estudio.

ID grupo	Estudio	CV_{TLD} (%)	CV_{X2} (%)	CV_{PDA} (%)	CV_{EI} (%)
1	Tórax AP (Cama)	31	1.0	0.6	0.5
2	Columna Lumb	31	0.0	0.1	7.4
3	Pelvis-Cadera	12	0.1	0.2	0.2
4	Abdomen Simple	41	0.0	0.1	11.9
5	Rodilla	31	0.1	0.0	0.3
6	Muñeca	15	0.1	0.0	38.5
7	Pie	48	0.2	0.0	28.1
8	Carpograma	22	0.3	0.0	0.6
9	Tórax AP (Cama)	43	0.5	0.7	0.5
10	Columna Lumb	23	0.0	0.1	4.9
11	Pelvis-Cadera	15	0.3	0.0	2.9
12	Abdomen Simple	47	0.1	0.1	20.8
13	Rodilla	18	0.3	0.0	0.9
14	Muñeca	54	0.3	0.0	5.3
15	Pie	26	0.7	0.0	0.3
16	Tórax AP 2 (Cama)	30	0.2	0.2	0.9

Tabla 4-13.: Valores de CV obtenidos para las diferentes cantidades medidas.

Cantidad/ Indicador	\overline{CV} (%)	Rango (min-max) (%)
DSE (TLD)	29 ± 13	12 - 54
DSE (X2)	0.3 ± 0.3	0 - 1.0
PDA	0.1 ± 0.2	0 - 0.7
EI	7.8 ± 11.6	0.2 - 38.5

Teniendo en cuenta los resultados de las tablas 4-9, 4-10 y 4-11 se construyó la tabla 4-14 en la cual se presenta la exactitud, respecto al valor nominal de DSE, obtenida para los 3 métodos para calcular la DSE descritos. Para el método teórico (ecuación 3-1) se observa que para todos los grupos la exactitud es menor al 15 %, además, únicamente cuatro grupos superaron el 10 % de exactitud (grupos 6, 8, 14 y 15) y la gran mayoría (9 grupos) poseen valores de exactitud por debajo del 5 %, lo que implica una exactitud bastante buena para este método. En el método de obtener la DSE a partir de la curva propia del equipo se obtuvo que la exactitud siempre está por debajo del 10 % y teniendo que 11 de los grupos poseen una exactitud por debajo del 5 %. Finalmente,

para el cálculo de la DSE a partir de los valores de PDA, se obtuvo que para los grupos 1 y 9 que corresponden a estudios de tórax la exactitud es baja, pues tienen un valor superior al 20 %, y aunque existen grupos en los que la exactitud fue bastante alta con valores por debajo de 7 % (grupos 5, 6, 7, 8, 14 y 15), en los demás grupos se obtuvieron exactitudes bajas en comparación a las otras dos metodologías descritas.

Tabla 4-14.: Exactitud de las diferentes metodologías para el cálculo de la DSE (Tablas 4-9, 4-10 y 4-11).

ID Grupo	Estudio	Exactitud Ec. teórica	Exactitud Curva equipo	Exactitud PDA
1	Tórax AP (Cama)	26.8	22.5	13
2	Columna Lumb	2.6	2.1	13
3	Pelvis-Cadera	2.7	3.3	12
4	Abdomen Simple	2.6	3.4	12
5	Rodilla	6.6	0.4	3
6	Muñeca	13.0	2.9	2
7	Pie	9.7	0.3	0.05
8	Carpograma	11.3	1.3	6
9	Tórax AP (Cama)	12.6	8.8	16
10	Columna Lumb	0.4	4.9	16
11	Pelvis-Cadera	0.5	5.4	15
12	Abdomen Simple	0.6	5.2	15
13	Rodilla	1.4	5.3	16
14	Muñeca	13.0	2.9	5
15	Pie	10.2	0.7	5
16	Tórax AP 2 (Cama)	3.8	0.9	14

Los resultados de la tabla 4-14 se presentan en la figura 4-6, lo que facilita su comparación y permite visualizar de una mejor manera los resultados obtenidos.

Como se puede apreciar en la figura 4-6, la exactitud en las mediciones es mejor con el método de la curva propia del equipo exceptuando la exactitud obtenida para el grupo 1 (estudio de Tórax AP en cama) que es un valor atípico de la muestra, además que son más consistentes, pues presentan una mejor agrupación y un rango más pequeño, estando prácticamente todos los valores por debajo del 10 %. Por otro lado, para la ecuación teórica y para el cálculo con el PDA se observan valores más altos en la exactitud, una mayor variación y rango de los datos. Estos resultados dan cuenta de que utilizar la curva propia del equipo entrega resultados más consistentes y también más cercanos a los medidos experimentalmente en todos los casos.

Ahora bien, teniendo en cuenta los resultados de las metodologías descritas para estimar la DSE, las

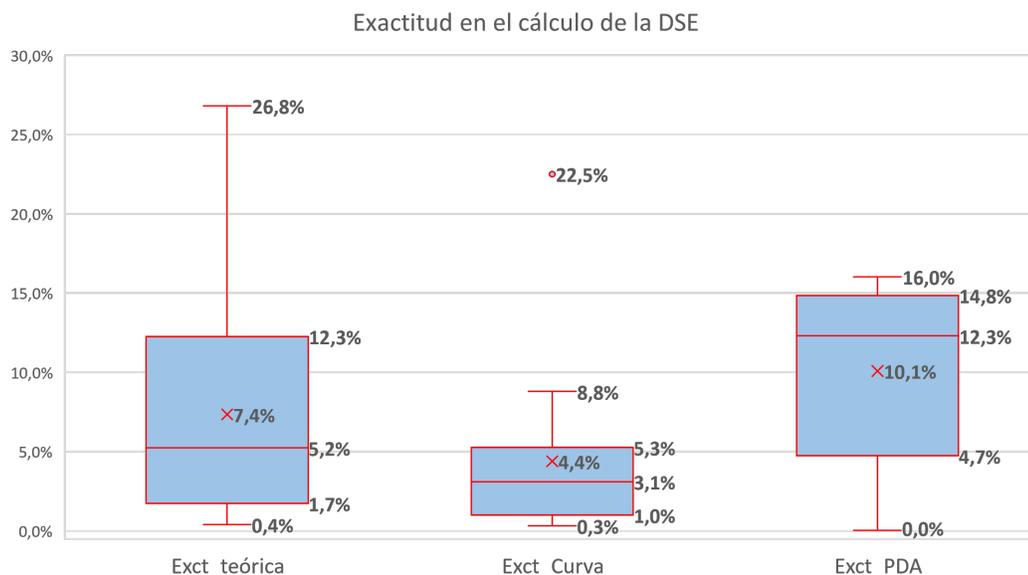


Figura 4-6.: Comparación de la exactitud en el cálculo de la DSE.

cuales se resumen como: 1) la ecuación teórica genérica que depende del valor del rendimiento del tubo a 80 kV y los demás parámetros de adquisición (ecuación 3-1), 2) a partir de la curva de rendimiento propia del equipo la cual se determina experimentalmente, 3) a partir del valor obtenido del PDA y del valor del área. Se puede determinar cuál es la más óptima y cuál se ajusta mejor a los datos obtenidos experimentalmente con el detector X2, para ello se realizaron las gráficas de la DSE nominal (experimental) en el eje X y la DSE calculada con cada metodología en el eje Y. En la figura 4-7 se presentan las gráficas de cada metodología realizadas con sus respectivos ajustes y la línea sólida roja corresponde a los datos experimentales, en ella se observa que con las metodologías de la ecuación teórica y de la curva de rendimiento propia del equipo se obtiene un ajuste de los datos mucho mejor respecto a la calculada con el PDA, pues se obtiene una mejor dependencia lineal (un valor de R^2 más cercano a 1). También es posible notar que para la ecuación teórica los resultados se acercan mucho más a los experimentales para dosis altas mientras que la calculada con la curva del equipo se aleja un poco de estos, siendo esto más evidente para dosis por encima de los 2000 μGy .

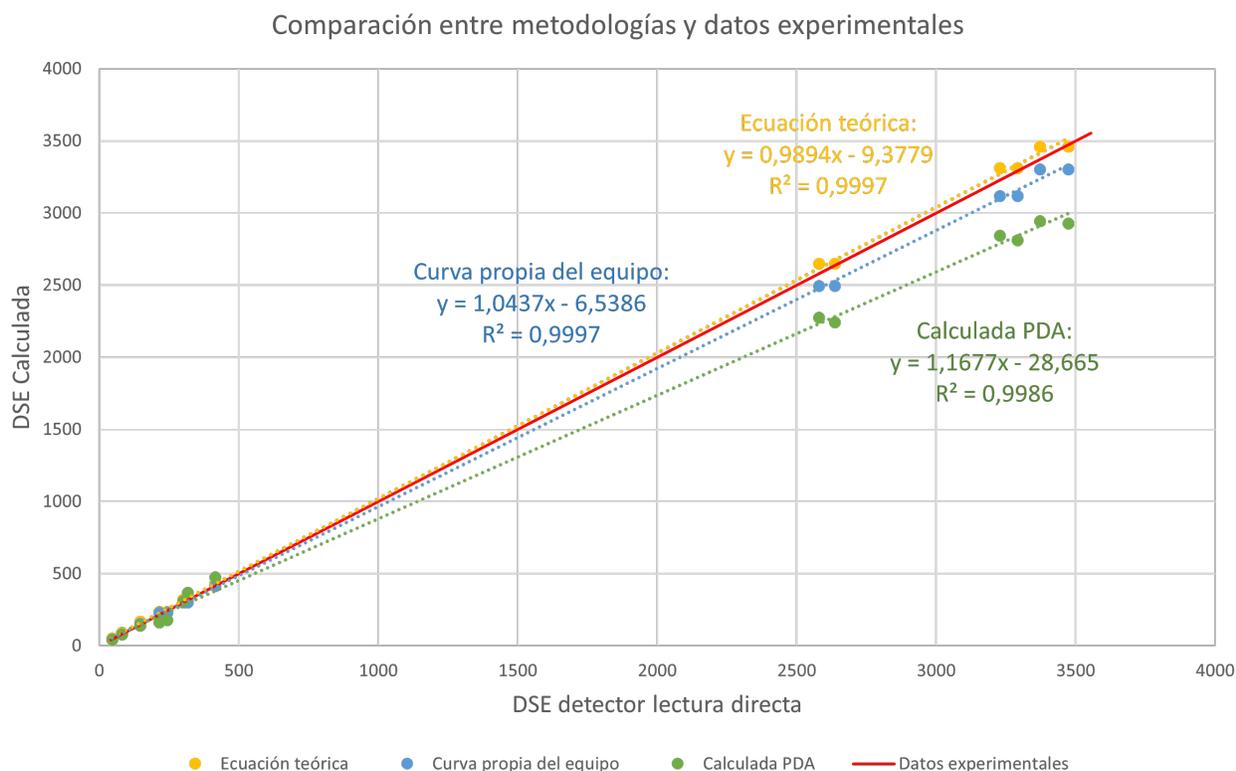


Figura 4-7.: Comparación entre las metodologías para estimar la DSE (μGy).

Finalmente, de los análisis realizados se determina que utilizar el PDA para la gestión de la dosis es el método más óptimo ya que cuenta con una precisión del $0.1 \pm 0.2\%$, siendo esta la más alta entre las metodologías evaluadas, además que presenta ciertas ventajas frente a las otras cantidades y metodologías como su dependencia única de los parámetros de adquisición tales como el kV, mAs y el tamaño del campo, su independencia del usuario pues el equipo entrega este valor de forma automática y asimismo, a partir de esta cantidad, es posible calcular la DSE de forma relativamente sencilla pues la relación entre la DSE y el PDA es lineal.

5. Discusión

Dado que en las mediciones realizadas con los TLD se obtuvieron coeficientes de variación altos, comparados con las otras metodologías experimentales (X2, PDA y EI); es decir, las mediciones realizadas con un grupo de TLDs para un mismo estudio e irradiados bajo las mismas condiciones (kV, mAs, distancia foco-detector, tamaño de campo y espesor de PMMA) varían en gran medida entre si. Es por esto por lo que no se tomaron en cuenta los resultados de las lecturas de los TLD como los valores nominales o de referencia, por lo que queda abierta la posibilidad de continuar con este estudio y complementarlo, bien sea utilizando otro tipo de dosímetros termoluminiscentes o solicitando dosímetros a otro proveedor, logrando así repetir las mediciones y validar y comparar la dosimetría TLD con el detector de lectura directa de estado sólido, además que se podría obtener otro punto de comparación para las otras metodologías presentadas en este trabajo.

Con estos resultados no se pretende quitar validez al uso de los TLDs como herramienta para la dosimetría en radiodiagnóstico, pues son el método más utilizado en la literatura y con el cual se obtienen resultados sólidos y confiables, sin embargo, si deben existir procesos rigurosos y un constante seguimiento de estos para su uso en estudios experimentales.

Teniendo en cuenta que la lectura de los dosímetros fue realizada por una empresa prestadora del servicio de dosimetría personal, se desconocen los procesos internos que maneja la empresa respecto a la preparación, calibración, procesos de lectura y borrado de la información de los dosímetros, es por ello por lo que no es una tarea sencilla saber con exactitud la razón por la cual las medidas de los TLD tuvieron variaciones tan altas. Aún así, algunos factores que pudieron haber influido en los resultados obtenidos son: la pérdida de información o fading de los dosímetros, el deterioro y desgaste de los cristales debido a su uso, fallos en los procesos de borrado de la información después de realizar las lecturas y antes de redistribuirlos lo cual influye en las posteriores lecturas, falta de calibración de los cristales y los equipos de lectura.

Para futuros estudios será posible realizar una caracterización del Índice de Exposición mucho más rigurosa y detallada, esto a partir de la variación de parámetros que no fueron evaluados en este estudio como lo es el espesor del phantom o del paciente, y el coeficiente de atenuación. Esta caracterización se puede llevar a cabo para coeficientes de atenuación conocidos o de referencia, estandarizando la práctica para técnicas, estudios y regiones anatómicas específicas, pudiendo así obtener una relación más detallada y en función de las variables que terminan siendo propias de cada paciente para calcular la DSE a partir de valores de EI.

Por ejemplo, se podría realizar una caracterización para estudios de tórax y abdomen modificando

el espesor en cada región anatómica y utilizando una configuración o montaje experimental que permita simular mejor la atenuación producida por cada una. Para el caso de tórax estandarizar la atenuación como si fuese el del aire y para el caso de abdomen como si fuese agua, para que a partir de estas variaciones se puede determinar una relación entre la DSE y el EI en función de estos parámetros, que finalmente son dependientes de cada paciente, obteniendo así una relación completa y más cercana a las prácticas clínicas reales.

Por otro lado, se propone como la mejor metodología para gestionar la dosis del paciente al PDA debido a que, en primer lugar, fue uno de los detectores que obtuvo una precisión alta en sus medidas, por debajo del 1% y con un valor promedio del coeficiente de variación de $0.1 \pm 0.2\%$. Otro aspecto a resaltar del PDA es que su medición o cálculo no depende del usuario pues este lo realiza el equipo de forma automática, además esta cantidad solo depende de los parámetros de adquisición como el kV, mAs y tamaño de campo utilizado, lo que facilita su caracterización. Asimismo, el PDA es comúnmente utilizado para el establecimiento de los niveles de referencia de dosis por lo que es de gran utilidad hacer uso de esta cantidad para la gestión de la dosis. Adicional a esto, se recomienda el uso del PDA ya que es posible estimar el valor de la DSE a partir de este.

La siguiente metodología o indicador de dosis más óptimo para la gestión de dosis es el Índice de Exposición ya que cuenta con una ventaja y es la independencia del usuario pues su valor se obtiene automáticamente del equipo. Si bien el EI es una cantidad difícil de caracterizar pues depende de variables ajenas a la técnica, como las características propias del paciente y de la región anatómica a irradiar (espesor y la atenuación producida), lograr una correcta caracterización y correlación entre las diferentes variables la haría una herramienta óptima para el cálculo de la DSE. Asimismo, aunque se obtuvieron variaciones y desviaciones significativas en las mediciones del EI, en la práctica diaria de un servicio de radiología resulta más eficiente el registro de esta cantidad (el cual es automático) en lugar de llevara cabo cálculos teóricos de la dosis que dependen de registrar los parámetros del estudio y de la medición del espesor del paciente.

Como última opción se dejan los cálculos de la DSE a partir de la curva de rendimiento propia del equipo y de la ecuación teórica, debido a que estas dos metodologías dependen de la acción humana para el registro de los parámetros de adquisición y la medición de variables como la distancian entre el foco y la superficie del paciente y la medición misma del espesor del paciente, procesos que se hacen complicados dentro de la práctica clínica. Ahora, entre estas dos metodologías de cálculo mencionadas, se sugiere utilizar la curva de rendimiento propia del equipo ya que se obtienen resultados más exactos, en lugar de la ecuación teórica que utiliza un valor genérico y estándar para equipos de rayos X.

Lo mencionado anteriormente es aplicable en la FSFB puesto que todos los equipos de rayos X cuentan con medidores de PDA y entregan estos valores y los de EI de forma automática. Aterrizando esto a otras instituciones en las que tal vez no se cuente con medidores de PDA, el mejor método para la gestión de la dosis sería el índice de exposición. En el caso de que en la institución no se tenga acceso a los valores del EI o el equipo no entregue esa información, se recomienda el

cálculo de la DSE a partir de la curva propia del equipo seguida por la ecuación teórica general ya que estas dos metodologías están disponibles para cualquier institución.

6. Conclusiones

Se dio un alcance mayor respecto a los objetivos iniciales debido a que no se midió únicamente la Dosis en la Superficie de Entrada a partir de dosimetría con TLD sino que también se realizó la medición con un dosímetro de lectura directa y estos resultados fueron de gran utilidad para el trabajo.

Teniendo en cuenta los resultados de los TLDs y del detector X2 de lectura directa presentados en las tablas 4-3 y 4-4 respectivamente, se determinó que debido a los altos valores de los coeficientes de variación en los resultados de los TLD ($\overline{CV}_{TLD} = 29 \pm 13\%$ con un rango de 12 - 54%) y la baja consistencia en los resultados, no se tuvieron en cuenta para las comparaciones y correlaciones realizadas en este trabajo, y que en su lugar se utilizaron las mediciones realizadas con el detector X2 el cual posee coeficientes de variación de máximo 1% y por ende una consistencia mucho mejor.

Los valores de PDA, EI y parámetros de adquisición se obtuvieron directamente desde la consola de mando del equipo una vez realizada cada exposición, aun así, esta información puede ser obtenida desde los códigos DICOM de las imágenes adquiridas en caso de que se desee validar y verificar la información.

Se realizó el cálculo de la Dosis en la Superficie de Entrada a partir de la ecuación teórica general y de la curva de rendimiento propia del equipo. Del análisis de estos resultados se concluyó que el ajuste propio del equipo presenta una mayor exactitud (figura 4-6).

Se realizó la correlación entre el Producto Dosis-Área y la Dosis en la Superficie de Entrada medida con el detector X2 y se obtuvo una relación lineal entre ambas. En la tabla 4-11 se presenta la relación obtenida ($DSE = PDA/A$) y el cálculo de la DSE a partir de los valores de PDA.

Debido a que el Índice de Exposición depende de factores ajenos a los parámetros de adquisición, como lo es el espesor y coeficiente de atenuación del material, no se estableció una correlación entre esta cantidad y la DSE medida con el detector X2. Sin embargo, se realizó una caracterización del EI para la configuración específica descrita en este trabajo, con la cual se logró establecer que entre el EI y el Kerma en aire incidente existe una relación lineal cuando se mantiene un kV constante y se varía el mAs; mientras que para el caso en el que se mantiene constante el mAs y se varía el kV, el EI posee una relación potencial a la cuarta potencia con el Kerma en aire.

Dado que la medición directa de la dosis absorbida durante un estudio de radiografía digital no es viable, se definió cuál de los indicadores de dosis o metodologías descritas en este trabajo es la más óptima o mejor dentro de la FSFB para la gestión de la dosis absorbida por los pacientes. Para

ello se tuvieron en cuenta los coeficientes de variación (o mejor precisión) de las diferentes cantidad dosimétricas evaluadas en este estudio: el Producto Dosis-Área con un valor de $0.1 \pm 0.2\%$, seguida del detector de lectura directa X2 con un valor de $0.3 \pm 0.3\%$, después se encuentra el Índice de Exposición con un valor de $7.8 \pm 11.6\%$ y por último están los Dosímetros Termoluminiscentes con un valor de $29 \pm 13\%$. Por lo tanto se define el PDA como la mejor metodología para los procesos de gestión de dosis a pacientes, seguido estaría el EI ya que es un valor que entrega el equipo automáticamente y no depende del operario del equipo para su registro, en tercer lugar está el cálculo teórico utilizando la curva de rendimiento propia del equipo (la cual debe ser establecida de forma experimental) y finalmente la ecuación teórica que utiliza un valor de rendimiento genético para los equipos de rayos X.

A. Anexo: Lecturas de los TLDs

A continuación se presentan las lecturas y datos crudos de los TLDs entregados por la empresa prestadora del servicio de dosimetría.

Tabla A-1.: Lecturas y datos crudos para el primer lote de dosímetros termoluminiscentes donde E1, E2, E3 y E4 corresponden a las energías medidas emitidas por los cristales de los dosímetros.

Estudio	ID Grupo	E1	E2	E3	E4	Hp(10) (μSv)	Hp(0.07) (μSv)	EYE (μSv)
Control	Control	146.00	146.00	95.00	102.00	132.80	132.80	132.80
Tórax AP (Cama)	1	270.00	265.00	1320.00	212.00	226.00	430.80	348.90
Tórax AP (Cama)	1	402.00	479.00	1790.00	257.00	404.10	797.40	640.10
Tórax AP (Cama)	1	213.00	323.00	971.00	146.00	273.60	532.80	429.10
Tórax AP (Cama)	1	258.00	268.00	1280.00	199.00	227.80	438.90	354.50
Columna Lumb	2	1570.00	1560.00	20100.00	1290.00	1263.00	2821.00	2198.00
Columna Lumb	2	2960.00	3400.00	27400.00	1970.00	2761.00	6114.00	4773.00
Columna Lumb	2	2580.00	2240.00	19400.00	1570.00	1826.00	3999.00	3130.00
Columna Lumb	2	2410.00	2650.00	27500.00	1990.00	2153.00	4764.00	3719.00
Pelvis-Cadera	3	1360.00	1450.00	9440.00	955.00	1194.00	2540.00	2001.00
Pelvis-Cadera	3	1350.00	1700.00	19700.00	1200.00	1375.00	3081.00	2399.00
Pelvis-Cadera	3	1570.00	1740.00	15600.00	1100.00	1412.00	3132.00	2444.00
Pelvis-Cadera	3	1220.00	1380.00	16700.00	1080.00	1118.00	2495.00	1944.00
Control	Control	137.00	130.00	58.00	58.00	108.40	108.40	108.40
Abdomen Simple	4	2810.00	2960.00	21500.00	1470.00	2401.00	5337.00	4163.00
Abdomen Simple	4	2190.00	2380.00	24400.00	1630.00	1929.00	4296.00	3349.00
Abdomen Simple	4	1580.00	1380.00	18000.00	1300.00	1518.00	1877.00	0.00
Abdomen Simple	4	1740.00	1750.00	18900.00	1190.00	1416.00	3168.00	2467.00
Rodilla	5	304.00	307.00	1290.00	148.00	254.60	529.80	419.70
Rodilla	5	281.00	295.00	1510.00	202.00	247.40	497.50	397.40
Rodilla	5	300.00	220.00	1100.00	138.00	183.60	374.90	298.30
Rodilla	5	373.00	463.00	1700.00	222.00	387.50	783.90	625.30
Muñeca	6	243.00	270.00	872.00	135.00	229.40	442.60	357.30
Muñeca	6	121.00	197.00	614.00	103.00	168.80	316.90	257.70
Muñeca	6	243.00	276.00	682.00	107.00	234.80	451.10	364.60
Muñeca	6	208.00	247.00	854.00	123.00	208.40	410.90	329.90
Pie	7	89.00	112.00	366.00	78.00	98.87	167.80	140.20
Pie	7	371.00	378.00	583.00	116.00	330.60	579.50	480.00
Pie	7	210.00	201.00	523.00	111.00	177.30	301.60	251.90
Pie	7	261.00	279.00	494.00	112.00	248.50	408.70	344.60
Carpograma	8	254.00	153.00	311.00	89.00	141.40	202.40	178.00
Carpograma	8	169.00	201.00	302.00	83.00	184.50	271.20	236.50
Carpograma	8	105.00	123.00	242.00	70.00	113.90	161.90	142.70
Carpograma	8	178.00	169.00	315.00	78.00	152.50	239.00	204.40

Tabla A-2.: Lecturas y datos crudos para el segundo lote de dosímetros termoluminiscentes donde E1, E2, E3 y E4 corresponden a las energías medidas emitidas por los cristales de los dosímetros.

Estudio	ID Grupo	E1	E2	E3	E4	Hp(10) (μSv)	Hp(0.07) (μSv)	EYE (μSv)
Control	Control	104.00	107.00	89.00	64.00	94.10	94.10	94.10
Tórax AP (Cama)	9	303.00	245.00	2360.00	335.00	321.00	333.20	328.30
Tórax AP (Cama)	9	202.00	267.00	2830.00	393.00	320.40	347.10	333.80
Tórax AP (Cama)	9	520.00	551.00	3610.00	491.00	462.70	926.50	740.90
Tórax AP (Cama)	9	313.00	313.00	1910.00	272.00	263.90	521.90	418.70
Tórax AP (Cama)	9	320.00	294.00	2290.00	296.00	323.40	446.90	399.90
Columna Lumb	10	2410.00	2280.00	65100.00	3630.00	2599.00	3124.00	2873.00
Columna Lumb	10	2430.00	2710.00	77400.00	3850.00	3089.00	3713.00	3415.00
Columna Lumb	10	2350.00	2940.00	56300.00	3510.00	3352.00	4028.00	3704.00
Columna Lumb	10	2030.00	2080.00	51900.00	3180.00	2371.00	2850.00	2621.00
Columna Lumb	10	3960.00	3300.00	63500.00	3400.00	3630.00	5016.00	4488.00
Pelvis-Cadera	11	1790.00	1870.00	19500.00	2270.00	2244.00	2431.00	2338.00
Pelvis-Cadera	11	1790.00	1630.00	45600.00	2470.00	1858.00	2233.00	2054.00
Pelvis-Cadera	11	1890.00	1520.00	20200.00	2040.00	1824.00	1976.00	1900.00
Pelvis-Cadera	11	1910.00	1830.00	21800.00	2190.00	2196.00	2379.00	2288.00
Pelvis-Cadera	11	1810.00	1290.00	19800.00	2370.00	1548.00	1677.00	1613.00
Abdomen Simple	12	3130.00	3420.00	64300.00	3820.00	3899.00	4685.00	4309.00
Abdomen Simple	12	2250.00	2410.00	60300.00	2980.00	2747.00	3302.00	3037.00
Abdomen Simple	12	4080.00	5180.00	88700.00	4230.00	4172.00	9463.00	7347.00
Abdomen Simple	12	3540.00	3730.00	84000.00	4350.00	4252.00	5110.00	4700.00
Abdomen Simple	12	5310.00	5660.00	95700.00	4110.00	4553.00	10360.00	8040.00
Rodilla	13	581.00	418.00	3740.00	440.00	459.80	635.40	568.50
Rodilla	13	424.00	352.00	4110.00	483.00	422.40	457.60	440.00
Rodilla	13	382.00	375.00	4750.00	524.00	450.00	487.50	468.80
Rodilla	13	330.00	372.00	3140.00	396.00	412.90	439.00	424.10
Rodilla	13	339.00	346.00	3110.00	404.00	384.10	408.30	394.40
Muñeca	14	350.00	440.00	3410.00	395.00	365.10	758.30	601.00
Muñeca	14	372.00	326.00	2900.00	317.00	358.60	495.60	443.40
Muñeca	14	248.00	205.00	1660.00	207.00	225.50	311.60	278.80
Muñeca	14	107.00	107.00	1920.00	275.00	140.20	145.50	143.40
Muñeca	14	189.00	245.00	1320.00	183.00	206.00	410.50	328.70
Pie	15	94.00	143.00	789.00	128.00	122.10	231.90	188.00
Pie	15	127.00	153.00	833.00	136.00	130.70	247.80	200.90
Pie	15	58.00	111.00	689.00	112.00	123.20	131.00	126.50
Pie	15	124.00	133.00	711.00	145.00	147.60	156.90	151.60
Pie	15	183.00	153.00	903.00	163.00	168.30	232.60	208.10
Tórax AP (Cama)	16	728.00	650.00	4170.00	572.00	546.20	1091.00	873.20
Tórax AP (Cama)	16	490.00	535.00	4600.00	555.00	593.90	631.30	609.90
Tórax AP (Cama)	16	480.00	496.00	4810.00	608.00	550.60	585.30	565.40
Tórax AP (Cama)	16	584.00	483.00	4300.00	575.00	531.30	734.30	657.00

B. Anexo: Resultados completos de las mediciones de DSE, PDA y EI

A continuación, se presentan todos los resultados de la dosis en la superficie de entrada experimental excluyendo e incluyendo el factor de retrodispersión (BSF), el producto dosis-área y el índice de exposición obtenidos para cada grupo de mediciones.

Tabla B-1.: Datos de DSE excluyendo e incluyendo el BSF, PDA y EI para los primeros 8 grupos de dosímetros.

ID grupo	Estudio	DSE X2 (μGy)	DSE*BSF (μGy)	DSE*BSF (mGy)	PDA ($dGy \cdot cm^2$)	EI
1	Tórax AP (Cama)	165.8	215.54	0.21554	0.81	403
1	Tórax AP (Cama)	164.9	214.37	0.21437	0.81	400
1	Tórax AP (Cama)	168.5	219.05	0.21905	0.8	404
1	Tórax AP (Cama)	165	214.5	0.2145	0.81	401
2	Columna Lumb	2594	3372.2	3.3722	12.71	5125
2	Columna Lumb	2594	3372.2	3.3722	12.73	5762
2	Columna Lumb	2595	3373.5	3.3735	12.72	5100
2	Columna Lumb	2595	3373.5	3.3735	12.73	5849
3	Pelvis-Cadera	1985	2580.5	2.5805	9.8	3266
3	Pelvis-Cadera	1984	2579.2	2.5792	9.84	3268
3	Pelvis-Cadera	1984	2579.2	2.5792	9.83	3263
3	Pelvis-Cadera	1987	2583.1	2.5831	9.82	3279
4	Abdomen Simple	2482	3226.6	3.2266	12.28	3397
4	Abdomen Simple	2483	3227.9	3.2279	12.29	2734
4	Abdomen Simple	2484	3229.2	3.2292	12.3	2697
4	Abdomen Simple	2483	3227.9	3.2279	12.29	2706
5	Rodilla	231.8	301.34	0.30134	0.64	537
5	Rodilla	231.9	301.47	0.30147	0.64	539
5	Rodilla	231.7	301.21	0.30121	0.64	541
5	Rodilla	231.2	300.56	0.30056	0.64	540
6	Muñeca	113.4	147.42	0.14742	0.35	386
6	Muñeca	113.4	147.42	0.14742	0.35	329
6	Muñeca	113.2	147.16	0.14716	0.35	733
6	Muñeca	113.1	147.03	0.14703	0.35	427
7	Pie	63.04	81.952	0.081952	0.2	214
7	Pie	62.94	81.822	0.081822	0.2	391
7	Pie	63.13	82.069	0.082069	0.2	429
7	Pie	63.26	82.238	0.082238	0.2	429
8	Carpograma	35.28	45.864	0.045864	0.11	424
8	Carpograma	35.28	45.864	0.045864	0.11	425
8	Carpograma	35.24	45.812	0.045812	0.11	428
8	Carpograma	35.06	45.578	0.045578	0.11	429

Tabla B-2.: Datos de DSE excluyendo e incluyendo el BSF, PDA y EI para los 8 grupos de medidas restantes.

ID grupo	Estudio	DSE X2 (μGy)	DSE*BSF (μGy)	DSE*BSF (mGy)	PDA ($dGy \cdot cm^2$)	EI
9	Tórax AP (Cama)	187.2	243.36	0.24336	0.88	324
9	Tórax AP (Cama)	186.7	242.71	0.24271	0.88	323
9	Tórax AP (Cama)	187	243.1	0.2431	0.89	324
9	Tórax AP (Cama)	185.8	241.54	0.24154	0.88	323
9	Tórax AP (Cama)	188.2	244.66	0.24466	0.89	320
10	Columna Lumb	2673	3474.9	3.4749	12.65	4500
10	Columna Lumb	2673	3474.9	3.4749	12.66	4534
10	Columna Lumb	2673	3474.9	3.4749	12.64	4672
10	Columna Lumb	2672	3473.6	3.4736	12.65	4409
10	Columna Lumb	2672	3473.6	3.4736	12.65	4986
11	Pelvis-Cadera	2034	2644.2	2.6442	9.71	2737
11	Pelvis-Cadera	2035	2645.5	2.6455	9.69	2813
11	Pelvis-Cadera	2024	2631.2	2.6312	9.69	2841
11	Pelvis-Cadera	2025	2632.5	2.6325	9.7	2655
11	Pelvis-Cadera	2024	2631.2	2.6312	9.68	2844
12	Abdomen Simple	2533	3292.9	3.2929	12.13	1502
12	Abdomen Simple	2534	3294.2	3.2942	12.14	1511
12	Abdomen Simple	2533	3292.9	3.2929	12.15	2291
12	Abdomen Simple	2529	3287.7	3.2877	12.13	1543
12	Abdomen Simple	2530	3289	3.289	12.15	1501
13	Rodilla	244.4	317.72	0.31772	0.76	575
13	Rodilla	242.2	314.86	0.31486	0.76	585
13	Rodilla	243.4	316.42	0.31642	0.76	573
13	Rodilla	244.1	317.33	0.31733	0.76	582
13	Rodilla	243.5	316.55	0.31655	0.76	582
14	Muñeca	113.6	147.68	0.14768	0.34	633
14	Muñeca	112.8	146.64	0.14664	0.34	710
14	Muñeca	113.4	147.42	0.14742	0.34	718
14	Muñeca	113.4	147.42	0.14742	0.34	719
14	Muñeca	113.4	147.42	0.14742	0.34	717
15	Pie	62.71	81.523	0.081523	0.19	470
15	Pie	62.2	80.86	0.08086	0.19	474
15	Pie	62.97	81.861	0.081861	0.19	473
15	Pie	63.31	82.303	0.082303	0.19	474
15	Pie	62.95	81.835	0.081835	0.19	473
16	Tórax AP (Cama)	320.3	416.39	0.41639	2.04	1535
16	Tórax AP (Cama)	320.7	416.91	0.41691	2.05	1561
16	Tórax AP (Cama)	319.8	415.74	0.41574	2.05	1566
16	Tórax AP (Cama)	320.9	417.17	0.41717	2.05	1556

C. Anexo: Resultados de la caracterización del índice de exposición

A continuación, se presentan las tablas con los resultados obtenidos durante la caracterización del índice de exposición.

Tabla C-1.: Resultados obtenidos variando el mAs para un kV fijo de 80, tamaño de campo de 20x20 cm² y phantom de 15 cm de espesor.

mAs	EI	DSE X2 (μGy)
2	93	133.7
2	85	133.1
2	78	132.3
5	236	348.4
5	230	349
5	244	348.6
10	554	706.7
10	535	706.3
10	533	706.4
16	1026	1133
16	1004	1137
16	1041	1136
25	1670	1779
25	1681	1776
25	1667	1778
32	2097	2279
32	2083	2279
32	1985	2282
40	2541	2853
40	2441	2853
40	2324	2852

Tabla C-2.: Resultados obtenidos variando el kV un mAs fijo de 2, tamaño de campo de 20x20 cm² y phantom de 15 cm de espesor.

kV	EI	DSE X2 (μGy)
50	13	53.31
50	12	53.29
50	13	53.2
60	29	78.21
60	30	77.99
60	31	78.29
80	93	133.7
80	85	133.1
80	78	132.3
100	170	199
100	173	197.2
100	173	198
120	355	267.4
120	357	266.4
120	344	267.3

D. Anexo: Métodos para obtener la información de las imágenes DICOM

El equipo utilizado en este estudio entrega los valores de PDA y EI inmediatamente después de realizar cada disparo o adquisición de imágenes y los presenta en la consola de mando de este. Los parámetros de adquisición también pueden ser consultados en la consola de mando al momento de la adquisición de las imágenes, estos parámetros se presentan en la tabla **3-2**. Por lo tanto, todos estos valores se obtuvieron directamente de la consola, sin embargo, esta información también queda registrada y guardada en los metadatos de las imágenes DICOM y puede ser consultada desde allí. En la siguiente tabla se presentan los códigos DICOM necesarios para obtener las cantidades de interés:

Tabla D-1.: Códigos DICOM para la obtención de las cantidades de interés.

Cantidad / Descripción	Código DICOM
kVp	0018,0060
Distancia foco-detector	0018,1110
Dimensiones del área	0018,1149
mAs	0018,1152
Producto Dosis-Área	0018,115E
Índice de Exposición	0018,1411

Estos códigos DICOM se obtuvieron directamente de las imágenes adquiridas durante este estudio. A continuación, se presenta un ejemplo de como acceder de forma manual a esta información desde el Sistema de Archivo y Comunicación de Imágenes (PACS por sus siglas en inglés de Picture Archiving and Communication System) de la FSFB.

En primer lugar, se debe acceder al PACS y buscar el estudio realizado, una vez encontrado el estudio se abren las imágenes del estudio y se selecciona la imagen para la cual se desea obtener la información. En la figura **D-1** se presenta una de las imágenes adquiridas durante este estudio, se observa que para el caso de las imágenes que se adquieren en la FSFB en este equipo de rayos X se presenta un breve resumen en la esquina superior derecha en el cual se encuentra la información de la técnica utilizada (kV, mAs) y el valor de PDA para esa imagen.

Después de haber accedido a la imagen para la cual se desea obtener la información completa desde

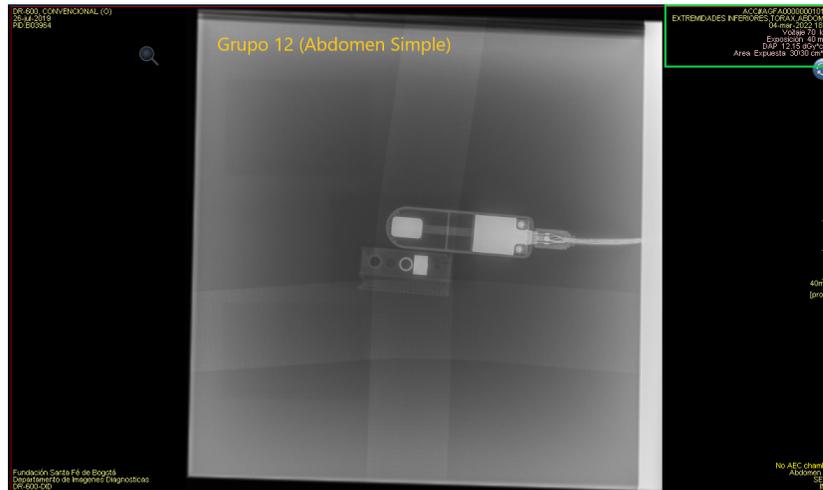


Figura D-1.: Imagen adquirida para el grupo 12 (Abdomen Simple).

los metadatos de la imagen DICOM, se debe dar click derecho sobre la imagen y dar click en el icono que tiene una "i", este se observa resaltado en un recuadro de color verde en la figura D-2.



Figura D-2.: Icono para mostrar la información DICOM de la imagen seleccionada.

Al dar click en el icono para mostrar la información de la imagen, se abrirá una nueva ventana que posee 5 pestañas en su parte superior, para acceder a toda la información DICOM de la imagen se debe seleccionar la pestaña nombrada "Ventana de servicio", esta se resalta en un recuadro verde en la figura D-3.

6D Anexo: Métodos para obtener la información de las imágenes DICOM

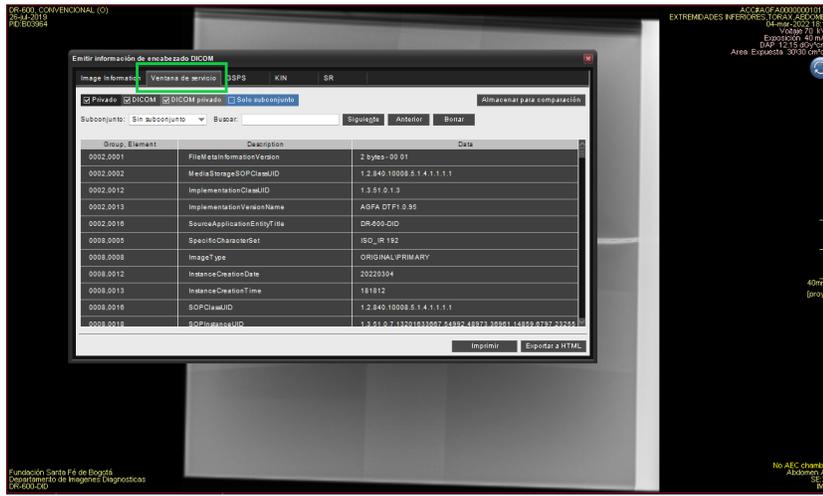


Figura D-3.: Ventana de servicio para mostrar la información DICOM de la imagen seleccionada.

Finalmente, se deben buscar las cantidades o información de interés que se desea obtener, si se conoce el código o elemento de grupo, se puede buscar a partir de este, si no se conoce se puede buscar la información necesaria a partir del nombre de la misma, como por ejemplo el kVp o el ExposureIndex (índice de exposición), tal y como se presenta en la figura D-4 en la que se observan resaltadas las cantidades de interés dentro de este estudio (kVp, mAs, PDA, EI).

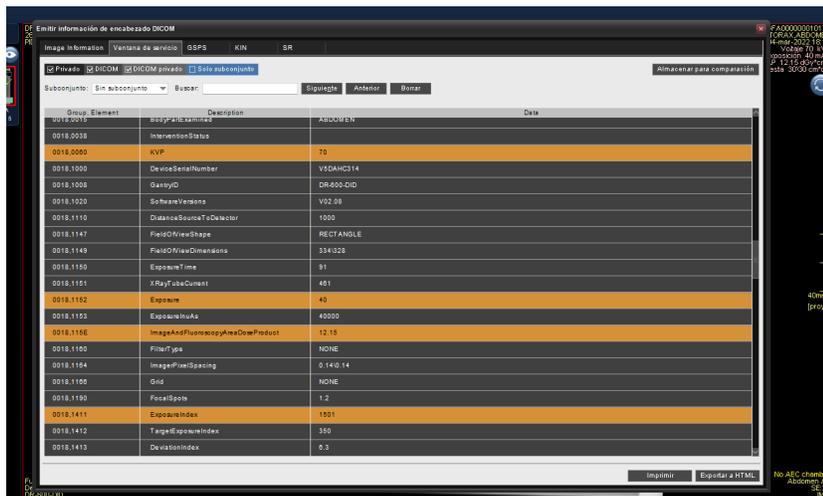


Figura D-4.: Códigos DICOM de las cantidades de interés para este estudio.

Bibliografía

- [AAPM, 2009] AAPM (2009). An Exposure Indicator for Digital Radiography, Report of AAPM Task Group 116. *College Park, MD: AAPM.*
- [AAPM et al., 1998] AAPM, Committee, D. X.-R. I., Fisher, J. R., et al. (1998). *Instrumentation Requirements of Diagnostic Radiological Physicists (generic Listing)*. American Association of Physicists in Medicine.
- [Ahmed, 2015] Ahmed, S. N. (2015). *Physics and engineering of radiation detection*. Academic Press.
- [Arciniegas, 2012] Arciniegas, M. A. (2012). Evaluación y optimización de la técnica radiográfica en exámenes diagnósticos de tórax usando radiografía digital. *Física*.
- [Chen et al., 2020] Chen, D. S., Escobedo, E. M., Eastman, J. G., Bloomstein, J. D., Taylor, S. L., and Seibert, J. A. (2020). Dose-area product-to-effective dose conversion coefficients for pelvic radiography using a monte carlo program. *American Journal of Roentgenology*, 215:679–684.
- [Cortés Gómez et al., 2016] Cortés Gómez, H. et al. (2016). Construcción de un fantoma para equipos de rayos x de diagnóstico. B.S. thesis.
- [Costa and Pelegrino, 2014] Costa, A. and Pelegrino, M. (2014). Evaluation of entrance surface air kerma from exposure index in computed radiography. *Radiation Physics and Chemistry*, 104:198–200.
- [Garzón et al., 2013] Garzón, W. J., Aramburo, J. M., Jimenez, A. A., and Ortiz, A. P. (2013). Determinacion de la dosis efectiva en radiodiagnostico pediatrico en medellin-colombia. *IRPA*.
- [Heron, 1992] Heron, J. C. L. (1992). Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product. *Physics in Medicine Biology*, 37:2117.
- [IAEA, 2001] IAEA (2001). Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico.
- [IAEA, 2007] IAEA (2007). Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. *Int. At. Energy Agency Tech. Rep. Ser.*
- [ICRP, 2004] ICRP (2004). Managing patient dose in digital radiology. *ICRP Publication 93. Ann. ICRP*, 34.
- [ICRP, 2007a] ICRP (2007a). The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. *ICRP Publication 103. Ann. ICRP*, 37.

- [ICRP, 2007b] ICRP (2007b). Radiological protection in medicine. *ICRP Publication 105. Ann. ICRP*, 37.
- [ICRP, 2017] ICRP (2017). Diagnostic reference levels in medical imaging. *ICRP Publication 135. Ann. ICRP*, 46.
- [ICRP, 2021] ICRP (2021). Use of dose quantities in radiological protection. *ICRP Publication 147. Ann. ICRP*, 50.
- [ICRU, 2005] ICRU (2005). Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, 5:i-i.
- [Knoll, 2010] Knoll, G. F. (2010). *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons.
- [Mendoza, 2000] Mendoza, D. G. H. (2000). Evaluación mediante dosimetría tld de las dosis de radiación en los exámenes radiológicos de tórax. *Revista de la Facultad de Medicina*, 23:144-148.
- [Ofori et al., 2014] Ofori, K., Gordon, S. W., Akrobortu, E., Ampene, A. A., and Darko, E. O. (2014). Estimation of adult patient doses for selected x-ray diagnostic examinations. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 7:459-462.
- [OPS/OMS, 2013] OPS/OMS (2013). Los servicios de radiología son críticos para cubrir las necesidades en salud pública. Recuperado el 11 de mayo de 2021 de https://www3.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=9141:2013-radiology-services-critical-meeting-public-health-needs&Itemid=1926&lang=es.
- [Rahman et al., 2019] Rahman, M., Meaze, A. K. M. M., Purohit, S., and Patwary, M. (2019). Measurements of entrance surface dose and effective dose of patients in diagnostic radiography. 12:1-5.
- [RaySafe, 2022] RaySafe (2022). Raysafe x2. <https://www.raysafe.com/products/x-ray-test-equipment/raysafe-x2>.
- [Roldán et al., 2018] Roldán, T., Ausilio, F., Lucero, D., Heredia, P., and Saldaño, L. (2018). Comparación de la dosis de superficie de entrada (dse) con valores de referencia en estudios radiológicos frecuentes. 4:45-49.
- [Rustom et al., 2012] Rustom, J., Espinoza, A., Fernández, L., Mansilla, M., et al. (2012). Estadística descriptiva, probabilidad e inferencia: una visión conceptual y aplicada.
- [Sabadías, 1995] Sabadías, A. V. (1995). *Estadística descriptiva e inferencial*, volume 8. Univ de Castilla La Mancha.
- [Vano et al., 2008] Vano, E., Martinez, D., Fernandez, J. M., Ordiales, J. M., Prieto, C., Floriano, A., and Ten, J. I. (2008). Paediatric entrance doses from exposure index in computed radiography. *Physics in Medicine and Biology*, 53(12):3365-3380.

-
- [Vega-Carrillo et al., 2011] Vega-Carrillo, H. R., Guerra-Moreno, J. A., González-González, R., Pinedo-Solís, A., Salas-Luévano, M. A., Rivera-Montalvo, T., and Azorín-Nieto, J. (2011). Niveles de dosis en radiología convencional. *Rev. med. nucl. Alasbimn j*, 13:52.
- [Verdun et al., 2008] Verdun, F. R., Bochud, F., Gundinchet, F., Aroua, A., Schnyder, P., and Meuli, R. (2008). Quality initiatives radiation risk: what you should know to tell your patient. *Radiographics*, 28:1807–1816.
- [Yoon et al., 2021] Yoon, Y., Park, H., Kim, J., Kim, J., Roh, Y., Tanaka, N., and Morishita, J. (2021). Proper management of the clinical exposure index based on body thickness using dose optimization tools in digital chest radiography: A phantom study. *International journal of environmental research and public health*, 18(10):5203.