

Valoración y optimización de la calidad de imagen a partir de los controles de calidad de los equipos de radiografía digital en el servicio de imágenes diagnósticas en la Fundación Valle del Lili.



Universidad
del Cauca

Elkin Javier Durán Almeciga

Universidad del Cauca
Facultad de Ciencias Naturales Exactas y de la Educación
Departamento de Física
Popayán
2019.

Valoración y optimización de la calidad de imagen a partir de los controles de calidad de los equipos de radiografía digital en el servicio de imágenes diagnósticas en la Fundación Valle del Lili.

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

Elkin Javier Durán Almeciga

Directora:
M.Sc. Sivor Oriana Benavides

Co-Director:
Dr. Gilberto Bolaños Pantoja

Universidad del Cauca
Facultad de Ciencias Naturales Exactas y de la Educación
Departamento de Física
Popayán
2019.

Nota de aceptación

Director: _____

Dr. Gilberto Bolaños Pantoja

Jurado: _____

Dr. Carlos Alberto Rincón López

Jurado: _____

Dr. Wilson Lopera Muñoz

Lugar y fecha de sustentación: Popayán, 10 de Junio de 2019

Resumen

En la actualidad, la radiografía digital es la técnica diagnóstica más común dentro de las especialidades en radiología; es una herramienta ágil y eficaz para identificar estructuras internas del cuerpo humano, y representa un beneficio muy alto en comparación al riesgo. La calidad de la imagen es un factor fundamental a la hora de dar un diagnóstico más preciso. Este trabajo desarrollado en tres equipos de radiografía digital en la Fundación Valle del Lili está enfocado en valorar y optimizar la calidad de la imagen de los equipos de radiografía digital. Este proceso se realizó en tres etapas, la primera etapa consistió en tomar una serie de radiografías típicas de tórax, Postero-anterior (PA) y Lateral Izquierda (LI) utilizando los parámetros comúnmente usados donde se evaluó el estado de las imágenes, la segunda etapa consistió en realizar los controles de calidad de imagen donde se inspeccionó el estado del equipo con relación a la imagen digital y se corrigió en los casos donde se encontró fallo. Por último, se realizó nuevas muestras de radiografías típicas de tórax donde se observaron los cambios y se valoró el estado de la radiografía digital.

Palabras Clave: *Calidad de Imagen, Radiografía Digital, Optimización de la Imagen, Rayos X, Controles de Calidad.*

Tabla de Contenido

<u>Resumen</u>	iv
<u>Introducción</u>	1
1. <u>Capítulo 1 (Fundamento Teórico de la Física de Rayos X)</u>	3
1.1. <u>Producción de Rayos X</u>	4
1.2. <u>Espectro Característico de Rayos X</u>	6
1.3. <u>Interacción de los Fotones con la Materia</u>	8
1.3.1. <u>Efecto Fotoeléctrico</u>	8
1.3.2. <u>Efecto Compton</u>	9
1.3.3. <u>Producción de Pares</u>	11
1.4. <u>Detectores de Radiación Ionizante</u>	12
1.4.1. <u>Cámaras de Ionización</u>	12
1.5. <u>Dosis de Exposición</u>	13
1.5.1. <u>Dosis Absorbida</u>	13
1.5.2. <u>Dosis Equivalente</u>	14
1.5.3. <u>Dosis Efectiva</u>	14
1.5.4. <u>Kerma</u>	15
2. <u>Capítulo 2 (Radiografía Digital Directa (DR) y Calidad de imagen)</u>	16
2.1. <u>Radiografía Digital</u>	17
2.2. <u>Sistemas de Conversión Directa</u>	19
2.3. <u>Componentes de un equipo de radiografía digital</u>	19
2.4. <u>Representación de la imagen digital</u>	21
2.4.1. <u>Dominio Espacial</u>	21
2.4.2. <u>Dominio de las Frecuencias</u>	22
2.5. <u>Parámetros físicos primarios para la evaluación de la calidad de la imagen</u>	24
2.5.1. <u>Contraste</u>	24
2.5.2. <u>Resolución Espacial</u>	26
2.5.3. <u>Ruido</u>	27
2.6. <u>Relación Calidad de Imagen y Dosis de Exposición</u>	28
2.7. <u>Maniquí y Equipos utilizado para estudiar la calidad de la imagen</u>	29
2.7.1. <u>Pro-Digi Phantom RaySafe</u>	30
2.7.2. <u>Maniquí ART Phantom</u>	31
2.7.3. <u>RaySafe X2</u>	32
3. <u>Capítulo 3 (Pruebas de control de calidad asociadas a la imagen digital)</u>	34
3.1. <u>Uniformidad de la imagen</u>	35
3.2. <u>Distorsión de la geometría y tamaño de campo</u>	36

3.3.	<u>Función de respuesta del detector (rango dinámico)</u>	37
3.4.	<u>Resolución Espacial</u>	38
3.5.	<u>Sensibilidad de Contraste</u>	39
3.6.	<u>Ruido de fondo en los detectores</u>	40
3.7.	<u>Ruido</u>	41
3.8.	<u>Elementos de la imagen</u>	42
3.9.	<u>Calibrador de dosis del detector</u>	43
3.10.	<u>Métricas que definen la calidad de imagen</u>	43
3.10.1.	<u>Cálculo de MTF</u>	43
3.10.2.	<u>Cálculo de NPS</u>	44
3.10.3.	<u>Cálculo de DQE</u>	44
4.	<u>Capítulo 4 (Valoración de la calidad de la imagen en radiografía digital)</u>	45
4.1.	<u>Primera Etapa. Evaluación de imagen para radiografía de tórax</u>	46
4.1.1.	<u>Materiales usados</u>	46
4.1.2.	<u>Proyección PA</u>	46
4.1.3.	<u>Proyección LatI</u>	46
4.1.4.	<u>Evaluación de la técnica radiográfica de tórax</u>	46
4.1.5.	<u>Evaluación de la calidad de la imagen usando el maniquí ART Phantom</u>	47
4.2.	<u>Segunda Etapa. Controles de calidad de imagen</u>	48
4.2.1.	<u>Desarrollo de las pruebas de calidad de imagen</u>	48
4.2.2.	<u>Software usado para la valoración de las imágenes</u>	49
4.3.	<u>Tercera Etapa. Verificación de la Calidad de la Imagen</u>	50
5.	<u>Capítulo 5 (Resultados y Análisis)</u>	51
5.1.	<u>Análisis de imagen para radiografía de tórax</u>	52
5.1.1.	<u>Resultados y Análisis de la técnica radiográfica de tórax</u>	52
5.1.2.	<u>Análisis para la calidad de la imagen en radiografía de tórax</u>	57
5.2.	<u>Resultados y Análisis de controles de calidad de imagen</u>	60
5.2.1.	<u>Pruebas de Calidad de Imagen</u>	60
5.2.2.	<u>Análisis MTF, NPS y DQE</u>	74
5.3.	<u>Valoración final de la calidad de la imagen</u>	77
6.	<u>Capítulo 6 (Conclusiones y Recomendaciones)</u>	80
6.1.	<u>Conclusiones</u>	81
6.2.	<u>Recomendaciones</u>	83
	<u>Referencias</u>	84

Introducción

Los sistemas de radiografía digital (DR) son frecuentemente usados en medicina, aplicaciones industriales, imágenes dentales de rayos X, la industria aeroespacial, en seguridad y en pruebas no destructivas de análisis [1] entre otros. Ventajas en la tecnología (DR) han permitido más oportunidades en el campo de la medicina debido a una serie de capacidades útiles tales como: adquisición en tiempo real, post-procesado en tiempo real, técnicas inalámbricas de transmisión de datos, archivo y recuperación de datos electrónicos [2,3]. La implantación masiva de los equipos de radiodiagnóstico que producen imagen digital y la implementación de los sistemas de archivo y transmisión de imágenes (PACS, *pictures archiving and communication system*), han modificado drásticamente el panorama del diagnóstico médico. Las nuevas tecnologías y métodos empleados para la adquisición, procesado, almacenamiento, distribución y análisis e informe de la imagen, requieren nuevos procedimientos de control de calidad que tengan en cuenta las características específicas de la imagen digital y de las modalidades que la producen [4].

En la literatura, la caracterización de un sistema de radiología digital se aborda desde distintas perspectivas: A partir de medidas de parámetros físicos como el contraste, la resolución espacial y el ruido, o, de forma más completa, mediante funciones que describen el comportamiento de estos parámetros para distintas frecuencias espaciales [5,6], como, la función de transferencia de modulación (MTF, *Modulation Transfer Function*), el espectro de potencia de ruido (NPS, *Noise Power Spectrum*), la relación señal-ruido (SNR, *Signal-to-Noise Ratio*), la fluencia equivalente en ruido (NEQ, *Noise Equivalent Quanta*) y la eficiencia de detección cuántica (DQE, *Detective Quantum Efficiency*) [7].

Los sistemas de radiología digital buscan que la imagen digital tenga la representación más cercana al objeto estudiado. Para ello, hay diferentes métodos de adquisición de datos en una imagen médica. Por lo tanto, en cualquiera de los métodos de formación de imagen, se debe ser capaz de juzgar la fidelidad de la imagen en un intento de responder a la siguiente pregunta “¿Con que precisión la imagen retrata la función corporal?” este juicio cae sobre la rúbrica de “Calidad de imagen” [8]. La calidad de la imagen, se refiere a una medida de semejanza con respecto al objeto original, esto es vital para un diagnóstico adecuado; lo que se busca es una imagen con una alta

sensibilidad para detectar la patología. Una óptima calidad de imagen representara un beneficio muy alto para el paciente en comparación al riesgo; en muchos servicios suelen usarse algunas técnicas rudimentarias para tener una mejor imagen digital como lo es el aumento de la corriente o el tiempo de exposición en el tubo de rayos X, que sin lugar a duda reduce el ruido en la imagen pero que resultaría en dosis mayores de exposición algo que no sería justificado, por lo cual será importante lograr una optimización de los factores que intervienen en una radiografía digital con el fin de lograr una buena imagen. El estudio fue llevado a cabo en tres equipos de radiografía digital modelos Ysio, AXIOM Aristos, Multix Fusion de la marca SIEMENS® en el servicio de imágenes diagnosticas de la Fundación Valle del Lili (FVL). Es de considerar que este trabajo puede ser aplicable a cualquier equipo DR.

El objetivo general del trabajo es hacer una valoración de la calidad de la imagen haciendo uso de las pruebas de control de calidad para los equipos de radiografía digital en el servicio de imágenes diagnosticas en la FVL.

En el [capítulo 1](#) se desarrolla todo el formalismo matemático que es fundamental para entender el proceso de producción de los rayos X, así como los distintos procesos de interacción de la radiación con la materia, una breve introducción de los elementos detectores utilizados para medir radiación ionizante. En el [capítulo 2](#) se muestran los componentes de un equipo de radiografía digital y se abordan los conceptos asociados a la adquisición y reconstrucción de la imagen y fundamentalmente el estudio de la calidad de imagen en radiografía digital. En el [capítulo 3](#) se describen las pruebas de control de calidad referentes a la calidad de la imagen para los equipos de radiografía digital. En el [capítulo 4](#) se desarrolla el proceso de valoración de la calidad de la imagen radiográfica de los equipos de radiografía digital, a partir de radiografías (a tórax) en maniquí, con los controles de calidad de imagen y algunas métricas que definen la calidad en una radiografía digital. En el [capítulo 5](#) se presentan los resultados y discusiones del estudio realizado. Inicialmente se presentan los resultados de las imágenes de (tórax). Luego se muestran los resultados de las pruebas control de calidad de imagen que se realizaron y finalmente se muestran las nuevas imágenes de tórax con los mejores parámetros encontrados. En el [capítulo 6](#) se presentan las conclusiones del trabajo y se dan recomendaciones de los principales aspectos del trabajo.

CAPÍTULO 1

Fundamento Teórico de la Física de los Rayos X

Los rayos X no fueron desarrollados; fueron descubiertos, y por casualidad. Durante los años 1870 y 1880, muchos laboratorios de física investigaban la conducción de rayos catódicos a través de

un tubo grande y parcialmente evacuado, conocido como tubo de Crookes. Wilhelm Roentgen estaba experimentando con uno de estos tubos cuando descubrió los rayos X ([Figura 1a](#)). El 8 de noviembre de 1895, Roentgen estaba trabajando en su laboratorio en la universidad de Würzburg en Alemania. Había oscurecido su laboratorio y había cerrado completamente el tubo de Crookes con papel fotográfico negro para poder visualizar mejor los efectos de los rayos catódicos con el tubo. Un plato recubierto con platino-cianuro de bario, un material fluorescente, se encontraba sobre un banco a varios metros del tubo de Crookes. No se escapó luz visible del tubo de Crookes debido al papel negro que lo encerraba, pero Roentgen notó que el platinocianuro brillaba. La intensidad de brillo aumento a medida que la placa se acercaba al tubo; en consecuencia, había pocas dudas sobre el origen del estímulo del resplandor. Las investigaciones fueron exhaustivas y pudo informar sus resultados experimentales a la comunidad científica antes de 1895 [9]. Por este trabajo, en 1901 recibió el premio Nobel de física. Roentgen reconoció el valor de su descubrimiento en el campo de la medicina.

1.1.Producción de Rayos X

Después del descubrimiento de los rayos X, Roentgen fue capaz de describir la mayoría de las características físicas de los rayos X; sin embargo, no fue posible explicar cómo estos se generaban, hasta que los conceptos de átomo, partícula y *cuanto*¹ fueron comprendidos.

Figura 1a Roentgen con el tipo de tubo de Crookes que uso cuando descubrió los rayos X. Los rayos catódicos (electrones) que salen del cátodo son atraídos por el alto voltaje al ánodo, donde producen rayos X y luz fluorescente. [Cortesía de Gary Leach, Memorial Hermann Hospital.]



Los rayos X se crean a partir de la conversión de la energía cinética de los electrones en radiación electromagnética cuando son desacelerados por la interacción con una material objetivo que se denomina blanco o target. Un diagrama simplificado de un tubo de rayos X ([Figura No 1.1a](#)) ilustra los componentes. Para la radiología de diagnóstico, Se aplica una gran diferencia de

¹ Del latín *quantum* (Pl. *quanta*), que significa cantidad.

potencial del orden de los 20000 y 150000 V (20 y 150 kV) entre el cátodo [10] y el ánodo [11], el interior del tubo debe estar al vacío. El cátodo es la fuente de electrones, y el ánodo, posee un potencial positivo con respecto al cátodo, es el objetivo de los electrones. A medida que los electrones del cátodo viajan al ánodo, se acelera por el voltaje entre los electrodos y alcanzan energías cinéticas iguales al producto de la carga eléctrica y la diferencia de potencial. Una unidad común de energía es el electronvoltio (eV), que es igual a la energía alcanzada por un electrón acelerado a través de una diferencia de potencial de 1 V. Así, la energía cinética de un electrón acelerado por una diferencia de potencial de 50 kV es de 50 keV. En el impacto con el blanco, la energía cinética de los electrones se convierte en otras formas de energía. La gran mayoría de las interacciones son colisiones, por lo que los intercambios de energía con electrones en el objetivo generan calor. Una pequeña fracción de los electrones acelerados se encuentra dentro de la proximidad de un núcleo atómico y está influenciada por su campo eléctrico positivo.

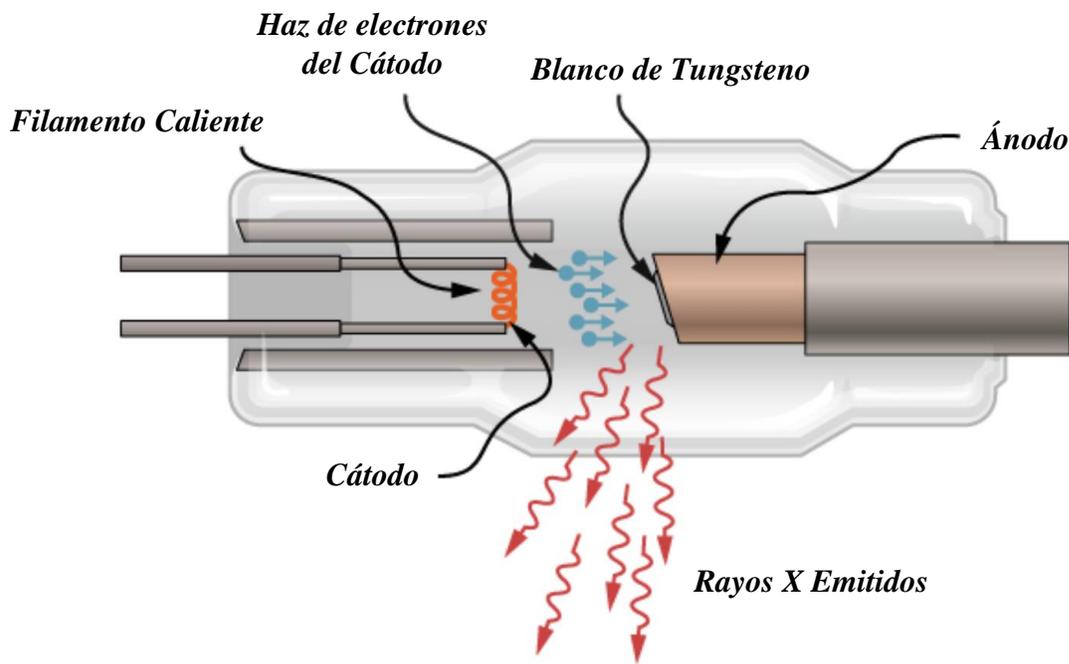


Figura 1.1a Los requisitos mínimos para la producción de rayos X incluyen la conexión de los electrodos (Ánodo y Cátodo) a una fuente de alto voltaje, un haz de electrones, un blanco donde choca el haz de electrones y una envoltura al vacío (OpenStax CNX, 2018).

Las fuerzas eléctricas atraen y desaceleran un electrón y cambian su dirección, causando una pérdida de energía cinética, que se emite como un fotón de rayos X de igual energía, se conoce como (Radiación Bremsstrahlung) [12]. La cantidad de energía perdida por el electrón y, por lo

tanto, la energía de los rayos X resultantes se determinan por la distancia entre el electrón incidente y el núcleo objetivo, ya que la fuerza coulombiana [13] es proporcional al inverso del cuadrado de la distancia. A distancias relativamente grandes del núcleo, la atracción coulombiana es débil. Estos encuentros producen energías bajas de rayos X (Figura 1.1b, electrón N_o 3). A distancias de interacción más cercanas, las fuerzas que actúan sobre el electrón aumentan, causando una mayor desaceleración; estos encuentros producen mayores energías de rayos X (ver Figura 1.1b, electrón N_o 2). Un impacto casi directo de un electrón con el núcleo objetivo produce la pérdida de casi toda la energía cinética del electrón (ver Figura 1.1b, electrón N_o 1). En esta situación se producen las más altas energías de rayos X. El número de rayos X producidos disminuye linealmente con la energía hasta la energía máxima de rayos X, que es igual a la energía de los electrones incidentes.

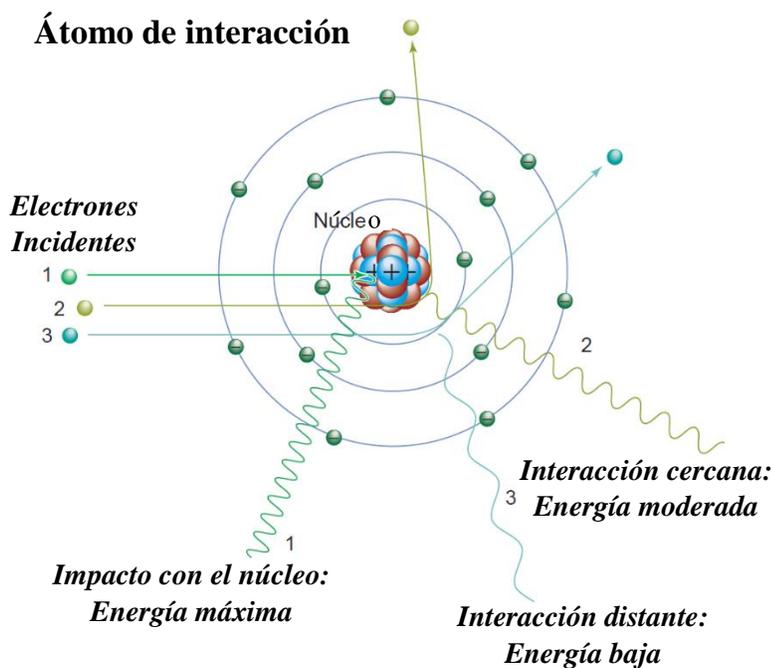


Figura 1.1b La radiación Bremsstrahlung surge de la interacciones electrónicas energéticas con un núcleo atómico del material objetivo. En un enfoque “Cercano”, el núcleo positivo atrae el electrón negativo, causando desaceleración y redirección, lo que resulta en una pérdida de energía cinética que se convierte en una radiografía. La energía de los rayos X depende de la distancia de interacción entre el electrón y el núcleo; disminuye a medida que aumenta la distancia (Bushong, 2017).

1.2. Espectro Característico de Rayos X

Además del espectro continuo de rayos X de Bremsstrahlung, pueden estar presentes picos discretos de energía de rayos X llamados “radiación característica” [14], dependiendo de la composición elemental del electrodo objetivo y del voltaje del tubo de rayos X aplicado. Los electrones en un átomo se distribuyen en capas², cada una de las cuales tiene una energía de enlace de electrones. La capa más interna se designa como la capa K y tiene la energía de enlace más alta,

² Designa la distribución de un orbital alrededor del núcleo atómico.

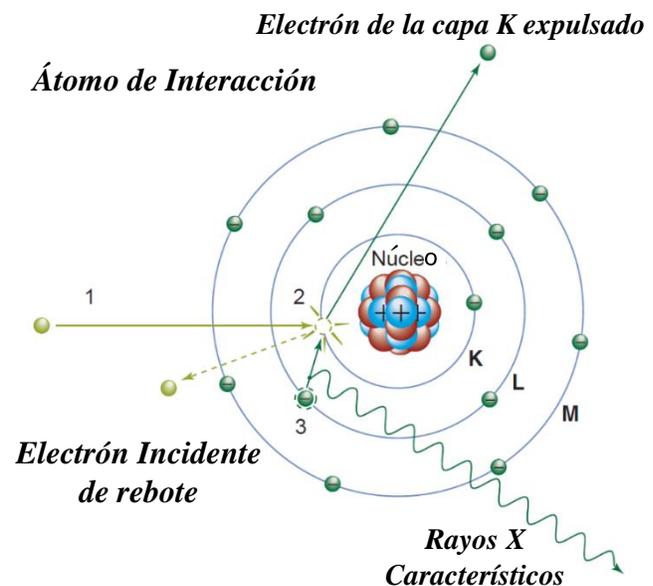
seguida de las capas L, M y N, con energías de unión progresivamente menor. La [Tabla No. 1.2](#) enumera los materiales comúnmente usados como target u objeto de blanco (ánodo) y las energías de enlace correspondiente de sus envolturas de electrones K, L y M.

Tabla 1.2a Energías de fijación electrónicas (keV) para tres materiales comúnmente usados como target en tubos de rayos X, (Bushong, 2017).

Nivel de Transición	Tungsteno	Molibdeno	Rodio
K	69.5	20.0	23.2
L	12.1/11.5/10.2	2.8/2.6/2.5	3.4/3.1/3.0
M	2.8-1.9	0.5-0.4	0.6/0.2

Las energías de enlace de electrones son “características” de los elementos. Cuando la energía de un electrón incidente, determinada por el voltaje aplicado al tubo de rayos X, excede la energía de enlace de una capa de electrones en un átomo target, una interacción de colisión puede expulsar un electrón de su capa, creando una vacante. Un electrón de la capa externa con menos energía de enlace transita inmediatamente para llenar la vacante, y son emitidos rayos X característicos con una energía igual a la diferencia en las energías de enlace de los electrones de las dos capas, ver [Figura No. 1.2a](#).

Figura 1.2a La generación de rayos X característicos en un átomo se produce en la siguiente secuencia: (1) El electrón incidente interactúa con el electrón de la capa K a través de una fuerza eléctrica repulsiva. (2) El electrón de la capa K se elimina (solo si la energía del electrón incidente es mayor que la energía de enlace de la capa K), dejando una vacante en el nivel K de energía. (3) Un electrón de la capa L adyacente (o posiblemente de una capa diferente) llena la vacante. (4) Un fotón de rayos X característicos K_{α} se emite con una energía igual a la diferencia entre las energías de unión de las dos capas. (Bushong, 2017).



Los rayos X son designados por la capa en la que se llena la vacante de electrones, y un subíndice de α o β indica si la transición electrónica es de una capa adyacente α o capa no adyacente β . Por ejemplo, K_{α} se refiere a una transición electrónica de la capa L a la capa K, y K_{β} se refiere a una

transición electrónica de la capa M, N u O a la capa K. Los rayos X característicos de la capa K_{β} son más energéticos que la emisión de los rayos X de la capa K_{α} .

1.3. Interacción de los Fotones con la Materia

Las partículas cargadas de energía cuando se mueven constantemente pierden energía por las interacciones eléctricas con los átomos en la materia. Por otro lado, los fotones³ pierden energía de una manera diferente a la interacción eléctrica debido a sus neutralidades de carga. A saber, los fotones pueden avanzar una cierta distancia antes de que ocurra una interacción con un átomo: esa distancia está dominada estadísticamente por la probabilidad de interacción por unidad de longitud, que depende del medio y la energía del fotón. A veces los fotones interactuados se absorben y desaparecen, o se dispersan y cambian de dirección. Ambos casos son posibles, ya sea que la energía se pierda o no. La dispersión de Thomson [15] y la dispersión de Rayleigh [16] son procesos de interacción de fotones con la materia sin transferencia de energía. Los principales mecanismos de la deposición de energía de los fotones en la materia son la absorción fotoeléctrica (efecto fotoeléctrico), la dispersión de Compton, la creación de pares y la reacción fotonuclear.

1.3.1. Efecto Fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico [17] consiste en la emisión de electrones por parte de un material al ser irradiado por paquetes de onda electromagnética. Einstein [18] propuso que la radiación electromagnética está formada por partículas, a las que llamo (fotones) que tiene la energía de:

$$E = h\nu \quad (1.1)$$

Está energía sería proporcional a la frecuencia de la onda asociada. De este modo, el intercambio de energía entre la radiación y la materia sólo sería posible en valores múltiplos de un cuanto elemental, como el traspaso de un número entero de fotones. Entonces:

- Al incidir la onda sobre la superficie del material, un electrón en reposo absorbe un fotón de energía (ver ecuación 1.1), siendo ν la frecuencia de la onda y h^4 la constante de Planck.
- Si B es la energía necesaria para extraer el electrón de la superficie del material, esta escaparía de la misma con una energía cinética T :

³ Del griego *phôs* (*Pl. phōtós*), que significa Luz. “cuanto de radiación electromagnética”.

⁴ $6.626070150 \times 10^{-34}$ ($J \cdot s$) en el sistema internacional.

$$T = h\nu - B \quad (1.2)$$

Teniendo en cuenta lo anterior, la energía cinética máxima obtenida depende solo de la frecuencia de la radiación incidente, pero no de su intensidad. En cambio, el número de electrones emitidos es función de la cantidad de fotones incidentes (es decir, de la intensidad de la radiación). La emisión de electrones es instantánea, como la transferencia de energía fotón-electrón. Además, Einstein estableció que para que se produzca el efecto fotoeléctrico es necesario superar un valor umbral de la frecuencia de radiación, sea cual sea su intensidad.

1.3.2. Efecto Compton

El Efecto Compton [19] explica el cambio en la dirección y longitud de onda de un fotón tras colisionar con un electrón (ya sea libre o ligado a una capa de un átomo), Arthur Holly Compton demostró así; no solo la naturaleza de la onda, sino también de partícula de la radiación electromagnética. Tras hacer incidir un haz de rayos X sobre un bloque de carbón, Compton se asombró al comprobar que, dependiendo del ángulo con el que fuesen dispersados los distintos rayos, la energía de cada uno de ellos iba variando y por tanto, también lo hacía su longitud de onda [20]. Por ello, la radiación electromagnética cede parte de su energía a una partícula cargada, en este caso el electrón. La colisión elástica se observa en la [Figura N_o 1.3b](#), donde se tiene en cuenta el electrón en reposo en el estado inicial.

La deducción de la expresión para el incremento de la longitud de onda de la radiación resulta directa a partir de estos dos principios:

Conservación del momento [21]

$$p_0 = p_1 \cos\theta + p_2 \cos\phi \quad (1.3)$$

$$p_1 \sin\theta = p_2 \sin\phi \quad (1.4)$$

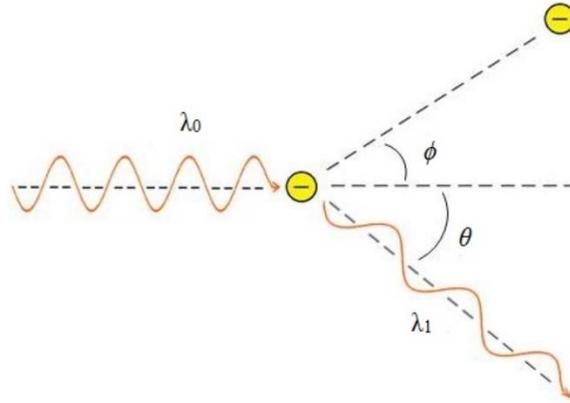


Figura 1.3a Esquema de la dispersión por Efecto Compton [Agüera R. 2018].

Donde el subíndice 0 se refiere al fotón incidente, 1 al fotón tras la colisión y 2 al electrón tras la colisión. Elevando al cuadrado ambas expresiones y sumándolas se obtiene la ecuación:

$$p_0^2 + p_1^2 - 2p_0p_1\cos\theta = p_2^2, \quad (1.5)$$

Que relaciona los momentos de las partículas que interactúan en el estado inicial y final.

Conservación para la energía [22]

$$E_0 + m_e c^2 = T_e + m_e c^2 + E_1 \quad (1.6)$$

Donde E_0 y E_1 son las energías del fotón antes y después de la colisión, respectivamente; y T_e la energía cinética final del electrón. A su vez, esta puede relacionarse con el momento del fotón a partir de la expresión:

$$p = \frac{E}{c} \quad (1.7)$$

Por lo que la expresión (1.6) queda reducida a:

$$T_e = (p_0 - p_1)c \quad (1.8)$$

A partir de la expresión relativista de la energía de un electrón puede obtenerse la energía cinética T_e de este en función de su momento, en este caso p_2 :

$$E^2 = c^2 p_2^2 + m_e^2 c^4 \quad (1.9)$$

$$(T_e + m_e c^2)^2 = c^2 p_2^2 + m_e^2 c^4 \quad (1.10)$$

Despejando p_2^2 en función de T_e e introduciéndolo en la expresión (1.5) junto con (1.8) se obtiene la ecuación:

$$m_e c(p_0 - p_1) = p_0 p_1 (1 - \cos \theta) \quad (1.11)$$

Simplificando la expresión anterior, teniendo en cuenta la relación entre el momento del fotón y su longitud de onda $p = \frac{h}{\lambda}$:

$$\lambda_1 - \lambda_0 = \frac{1}{m_e c} (1 - \cos \theta) \quad (1.12)$$

Así la expresión (1.12) muestra cómo se modifica la longitud de onda del fotón incidente en función del ángulo θ con el que sale dispersado respecto de la dirección inicial. El incremento de la longitud de onda tras la colisión en el caso de $\theta = 180^\circ$, es decir, cuando el fotón “rebota” con el electrón y vuelve por el mismo camino pero en sentido contrario; y nula en el caso de que salga en la misma dirección y sentido que en la situación inicial. Obsérvese, además, que en ningún caso $\lambda_1 - \lambda_0$ será negativo, es decir, el fotón tras la colisión siempre perderá energía, puesto que la longitud de onda tras el choque será mayor que en el estado inicial.

1.3.3. Producción de Pares

Cuando la energía de un fotón es mayor a 1.02 MeV (llamado fotón γ) puede interactuar con el núcleo de un átomo absorbedor durante su paso y como resultado, se produce un electrón positivo y un electrón negativo (llamados par de electrón-positrón [23]). La energía de exceso de 1.02 MeV reaparece como energía cinética de las dos partículas. Este proceso llamado *producción de pares* varía linealmente con Z^2 (número atómico)² del absorbedor y crece lentamente con la energía del fotón. En tejido blando la producción de pares se realiza a energías de 10 MeV arriba de 1.02 MeV. Los electrones positivos creados por producción de pares son aniquilados para producir dos fotones idénticos (de 0.5112 MeV) a los producidos por positrones del decaimiento radiactivo.

La importancia relativa del efecto Compton, fotoeléctrico y producción de pares se muestra en la [Figura No. 1.3c](#) en función de la energía de los fotones incidentes. Se puede observar que el efecto fotoeléctrico es predominante para absorbedores con altos Z a bajas energías (< 0.1 MeV), mientras que la dispersión de Compton es predominante en absorbedores Z intermedios a energías medianas (~ 1 MeV). A energías altas (> 10 MeV), la producción de pares predomina en todos los Z de los absorbedores.

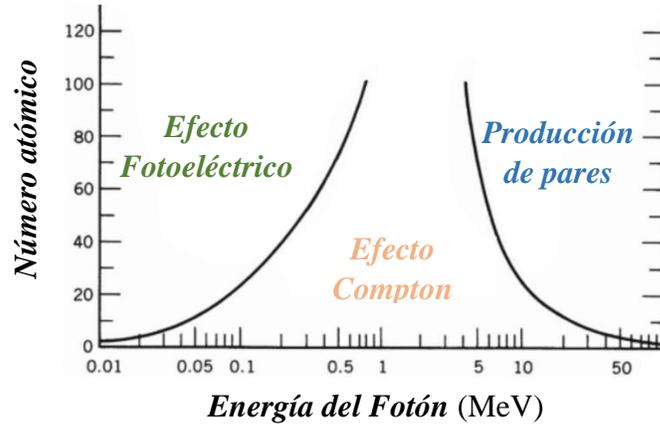


Figura 1.3c Efecto fotoeléctrico, efecto Compton y Producción de pares, dominancia a diferentes energías y número atómico de absorción, (Tomado de Radiochemistry and Nuclear Chemistry (Third Edition), 2002).

1.4. Detectores de Radiación Ionizante

Existe una amplia gama de detectores que abarcan varios principios de transducción para la medición y cuantificación de la radiación ionizante [24,25]. La selección de un detector de radiación se guía por los requisitos de medición, así como por consideraciones prácticas relacionadas con la complejidad y el costo de cada tipo de detector. Por ejemplo, algunos detectores pueden cuantificar la energía de radiación, mientras que otros solo cuentan eventos ionizantes. El diseño y el blindaje de un detector de radiación también afectan su sensibilidad a diferentes fuentes de ionización, incluidas las radiaciones alfa, beta y gamma. Los principales y más comunes detectores son las cámaras de ionización.

1.4.1. Cámaras de Ionización

Las cámaras de ionización [26] son detectores llenos de un gas líquido noble en el que la partícula ionizante crea pares de iones y electrones. Los iones y los electrones se desplazan debajo del campo eléctrico aplicado a los electrodos donde se recolectan. Si el campo eléctrico aumenta, los electrones tienen suficiente energía para ionizar el gas por sí mismos. Los detectores que utilizan este modo se denominan contadores proporcionales. Si el campo eléctrico aumenta aún más, por ejemplo, en un contador Geiger-Mueller [27], los electrones son tan energéticos que los fotones UV [28] se emiten cuando alcanzan el ánodo. Varios tipos de detectores aprovechan el efecto ionizante de la radiación en los gases. Los pares de iones producidos de este modo se pueden recoger por separado. Cuando se aplica un gradiente de potencial entre dos electrodos en una cámara de iones llena de gas, las moléculas cargadas positivamente se mueven al cátodo y los iones negativos (electrones) se mueven rápidamente hacia el ánodo, creando así un pulso medible: dichos impulsos

pueden medirse fácilmente mediante los dispositivos asociados como eventos individuales o corrientes integradas.

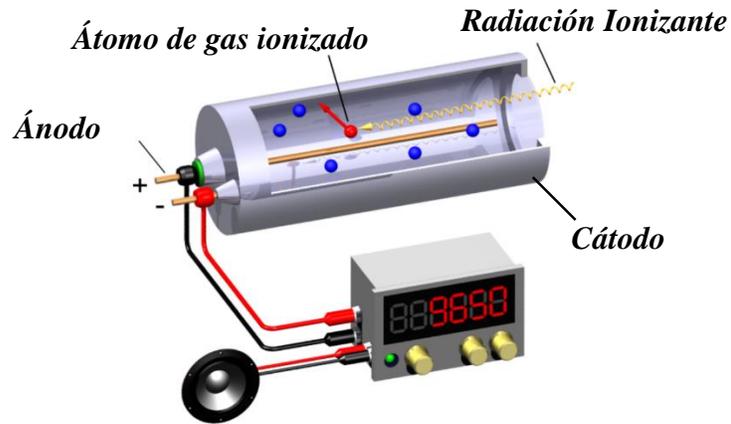


Figura 1.4a Esquema de un contador Geiger, (Tomado de [Svjo-2](#), 2015).

1.5.Dosis de Exposición

Existe la probabilidad de que se produzca un daño biológico cuando los rayos X son absorbidos por tejido vivo. Este daño es resultado del retroceso de electrones (durante el efecto Compton) o del efecto fotoeléctrico. Ambos representan una inyección de energía para la materia viva con la cual interaccionan.

Es útil definir una propiedad del haz de rayos X, conocida como la exposición, que describe la capacidad del haz para producir daño biológico. La exposición, entonces, puede considerarse como una medida cuantitativa de la capacidad del haz para producir ionización. La exposición puede definirse como:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (1.13)$$

Donde ΔQ es el valor absoluto de la carga total de iones de un signo producido en el aire cuando todos los electrones liberados por los fotones de rayos X en un elemento de volumen de aire, de masa Δm , detienen completamente ese volumen. Tiene unidades de *Coulombs* $\times Kg^{-1}$.

1.5.1. Dosis Absorbida

La dosis es una medida de la cantidad de energía de una radiación ionizante depositada en una masa de algún material. Formalmente, la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU, *International Commission on Radiation Units and Measurements*) define la dosis absorbida en un punto [29] como:

$$D = \frac{\Delta\varepsilon}{\Delta m} \quad (1.14)$$

Donde $\Delta\varepsilon$ es la energía media transferida por la radiación a una masa Δm .

El efecto biológico está relacionado con la dosis y depende de la naturaleza de la radiación. La unidad de dosis absorbida es el Gray (Gy) en el sistema internacional (SI).

$$1\text{Gy} = \frac{1\text{J}}{\text{Kg}} = \frac{10^7 \text{erg}}{10^3 \text{g}} = 10^4 \frac{\text{erg}}{\text{g}} = 100\text{rad}$$

1.5.2. Dosis Equivalente

La dosis equivalente describe el efecto relativo de los distintos tipos de radiación ionizante sobre los tejidos vivos. La comisión internacional de protección radiológica (ICRP, *International Commission on Radiological Protection*) [30] utiliza factores de ponderación de radiación W_R para conectar la dosis absorbida a la dosis de protección equivalente. La dosis equivalente en tejidos u órganos se define como:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (1.15)$$

Donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida administrada por el tipo de radiación R promediada sobre un tejido u órgano T . El factor de ponderación de la radiación W_R para los rayos X es 1 [31]. La unidad en el sistema internacional para dosis equivalente es Julios por kilogramo y se denomina Sievert.

$$1 \text{ Sv} = 1 \text{ J Kg}^{-1}$$

1.5.3. Dosis Efectiva

Los tejidos biológicos varían en sensibilidad a los efectos de la radiación ionizante. La ICRP también estableció factores de ponderación del tejido (W_T). La suma de los productos de la dosis equivalente a cada órgano o tejido irradiado (H_T) y el factor de ponderación correspondiente (W_T) para ese órgano o tejido se denomina dosis efectiva (E) [31]:

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (1.16)$$

Donde W_T es el factor de ponderación del tejido para un tejido T dado y H_T es la dosis equivalente en un tejido. La unidad de medida en el SI es el Sievert (Sv).

1.5.4. Kerma

Se define como la energía cinética inicial de todas las partículas ionizantes cargadas dE_{tr} , liberadas por partículas ionizantes sin carga, en una masa dm [31]:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.17)$$

Las unidades de Kerma en el SI es el Gray (Gy).

El Kerma en aire se puede entender como la energía cinética transferida a partículas cargadas por unidad de masa de aire.

CAPÍTULO 2

Radiografía Digital Directa (DR) y Calidad de Imagen

La *radiografía digital* (DR) se utiliza para denominar directamente a una imagen radiográfica en formato digital sin haber pasado previamente por obtener la imagen en una placa de película radiográfica. La imagen es un fichero en la memoria de un ordenador o de un sistema que es capaz de enviarlo a través de una red a un servidor o sistema de archivo y comunicación (PACS, *pictures archiving and communication system*) para su almacenamiento y posterior uso. Se han llevado a cabo desarrollos en las tecnologías de detección digital y las nuevas tecnologías digitales están disponibles en la práctica clínica.

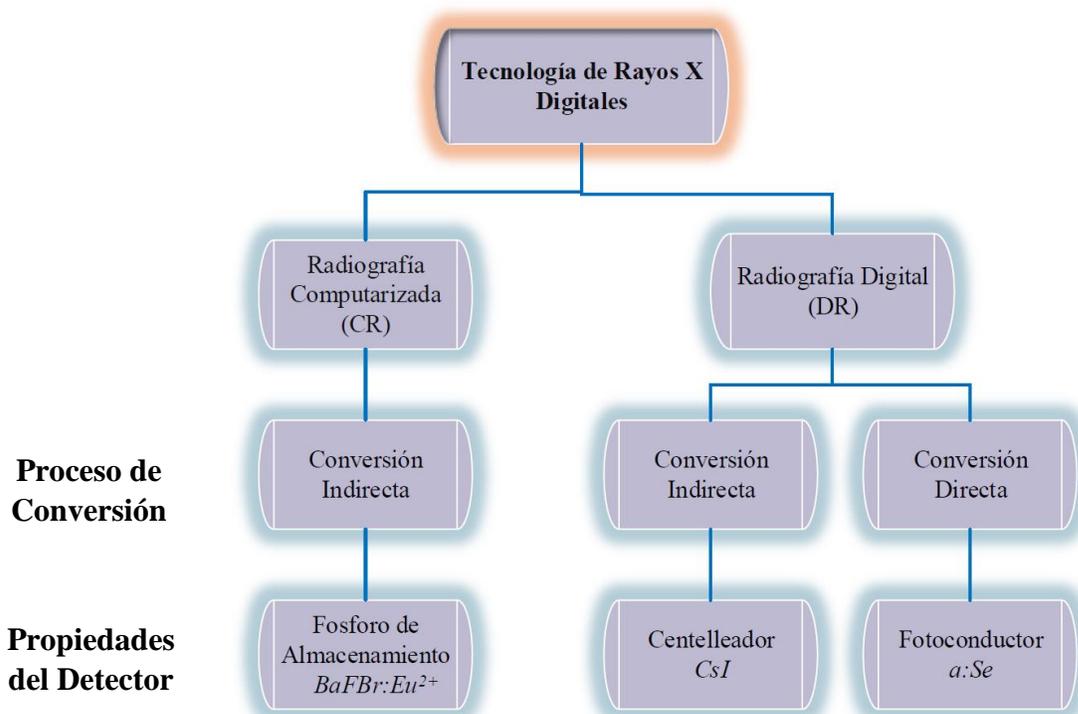


Figura 2.1a Taxonomía de las tecnologías de radiografía digital, (Adaptado de Lança, Silva 2013).

Los sistemas digitales se dividen tradicionalmente en dos categorías ampliamente definidas [32,33]: radiografía computarizada y radiografía digital. Aunque esta taxonomía es comúnmente aceptada, se describen otras clasificaciones [34]: radiografía digital directa e indirecta (incluida la CR). En este caso, la clasificación del detector está relacionada con el proceso de conversión de energía de rayos X en carga eléctrica. La [Figura No. 2.1a](#) muestra una representación esquemática que incluye un diagrama comparativo de la taxonomía de las tecnologías de radiografía digital, el proceso de conversión y las propiedades del detector.

2.1. Radiografía Digital

A finales de los 90s [35] se introdujeron en el mercado sistemas de panel plano de radiografía digital con mecanismos de lectura integrados. Los sistemas de panel plano, también conocidos como detectores de rayos X de gran área, están integrados de una capa sensible a los rayos X y un sistema electrónico legible basados en matrices TFT (*Thin-Film-Transistor*). Los detectores que utilizan una capa de centellador y un fotodiodo TFT sensible a la luz, se denominan detectores TFT de conversión indirecta. Aquellos que usan una capa de fotoconductor sensible a los rayos X y un colector de carga TFT se denominan detectores TFT de conversión directa [35]. La referencia al silicio amorfo (a-Si), que se utiliza en matrices TFT para grabar la señal electrónica, no debe confundirse con a-Se, el material utilizado para capturar energía de rayos X en un detector digital directo. La estructura de un sistema de panel plano DR se muestra en la [Figura No. 2.1b](#).

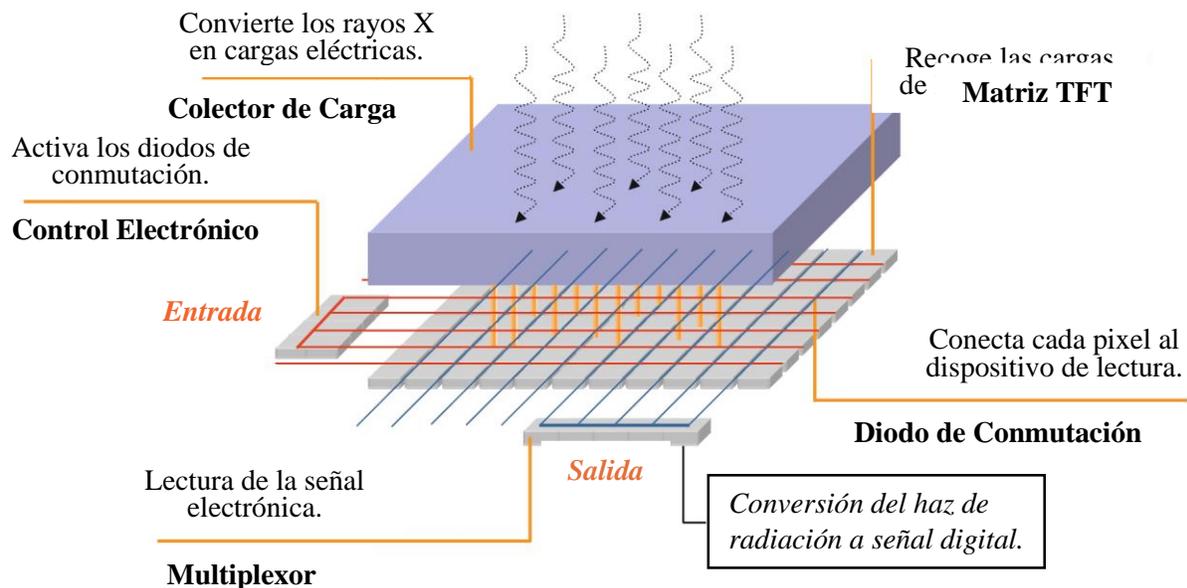


Figura 2.1b Estructura panel plano, (Adaptada de Lança, Silva 2013 [35]).

Este sistema de lectura electrónica permite un proceso de lectura activa, también llamado lectura de matriz activa, en oposición a los sistemas de fósforo de almacenamiento donde no hay elementos de lectura activos integrados dentro del detector. Todo el proceso de lectura es muy rápido, lo que permite nuevos desarrollos en los detectores de rayos X digitales en tiempo real [35]. Las matrices TFT normalmente se depositan sobre un sustrato en varias capas, con la electrónica de lectura en el nivel más bajo y las matrices de colector de carga en niveles más altos. Dependiendo del tipo de detector que se fabrica, los electrodos de recolección de carga o los elementos sensores de luz se depositan en la capa superior de este “Sándwich electrónico” [36].

Las ventajas de este diseño incluyen el tamaño compacto y el acceso inmediato a las imágenes digitales. El rendimiento de los sistemas DR supera ampliamente el rendimiento de los sistemas CR, que tienen eficiencias de conversión del 20 al 35%, y de los sistemas de película-pantalla para radiografía de tórax, que tienen eficiencias de conversión nominal del 25% [36].

2.2. Sistema de Conversión Directa

Los sistemas de conversión directa de gran área utilizan a-Se como material semiconductor debido a sus propiedades de absorción de rayos X y su resolución espacial intrínseca extremadamente alta [35,36]. Antes de que el panel plano se exponga a los rayos X, se aplica un campo eléctrico a través de la capa de Selenio. Luego, la exposición de rayos X genera electrones y agujeros dentro de la capa a-Se: los fotones de rayos X absorbidos se transforman en carga eléctrica y se dirigen directamente a los electrodos de recolección de carga debido al campo eléctrico. Esas cargas, proporcionales al haz de rayos X incidente, se generan y migran verticalmente a ambas superficies de la capa de Selenio, sin mucha difusión lateral. En la parte inferior de la capa de a-Se, las cargas se envían al colector de carga TFT, donde se almacena hasta su lectura. La carga recogida en cada condensador de almacenamiento se amplifica y cuantifica a un valor de código digital para el píxel [37] correspondiente. Durante la lectura, la carga de los condensadores de cada fila es conducida por los transistores a los amplificadores, observar la [Figura No. 2.1b](#) para una mayor ilustración.

2.3. Componentes de un equipo de radiografía Digital

Los componentes principales de un equipo de radiografía digital moderno se ilustran en las [Figuras No. 2.3a, No. 2.3b y No. 2.3c](#):

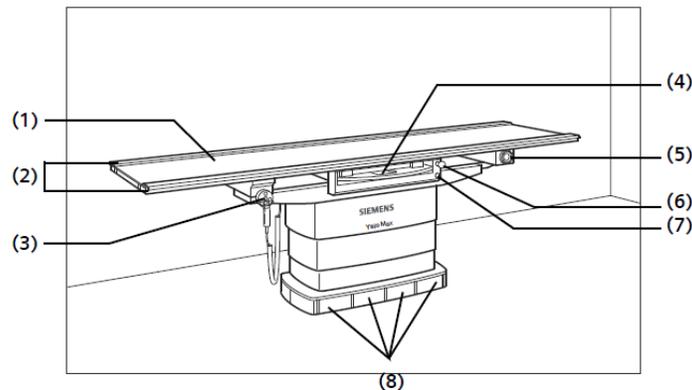
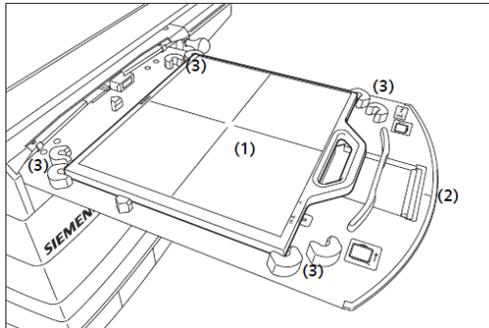


Figura 2.3a Mesa de paciente con detector móvil, (Tomado del User Manual de Ysio).

- (1) Mesa.
- (2) Accesorio de Rieles.
- (3) Control lateral de la mesa de mano.
- (4) Bandeja detectora.
- (5) Pulsador de parada de emergencia.



- (6) Botón de freno para mover la bandeja del detector.
- (7) Botón de centrado de la mesa.
- (8) Interruptor de pie para movimiento de mesa y elevación de mesa.

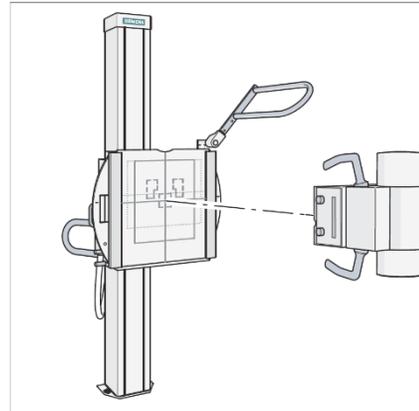
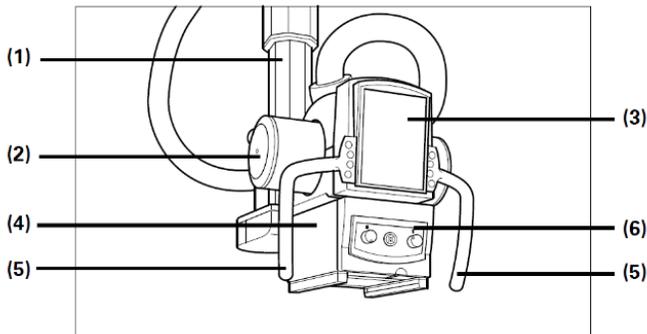


Figura 2.3b Bucky Mural y Bandeja detectora con detector inalámbrico, (Tomado del User Manual de Ysio).

- (1) Detector
- (2) Paradas.

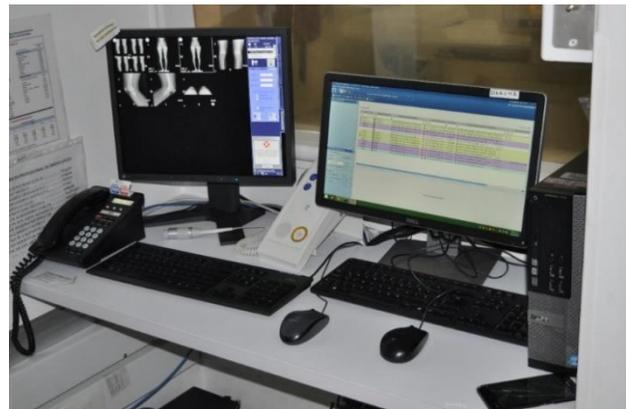


- (3) Mango de la bandeja del detector, marcas de centrado medio.
- (1) Columna de elevación.
- (2) Unidad de tubo de rayos X.
- (3) Interfaz de usuario táctil.
- (4) Colimador de varias hojas.
- (5) Botones para posicionar el tubo de rayos X en la dirección deseada.
- (6) Panel de control del colimado

Figura 2.3c Soporte de carga del tubo de rayos X y sus componentes en 3D, (Tomado del User Manual de Ysio)

En la [Figura No. 2.3d](#) se encuentra una estación de cómputo conectado directamente a PACS.

Figura 2.3d Estación de trabajo, (Sala Ysio FVL).



2.4. Representación de la imagen digital

Las imágenes digitales pueden representarse tanto en los dominios espaciales y de frecuencia [38].

2.4.1. Dominio Espacial

Una radiografía es una representación espacial de un objeto en un área bidimensional de intensidad de exposición variable. La imagen radiográfica monocromática es una función de intensidad de luz 2D, $f(x, y)$, donde x y y son coordenadas espaciales y el valor f en (x, y) es proporcional al brillo de la imagen en ese punto [39]. El valor de f en cualquier coordenada espacial (x, y) representa la intensidad o grado de claridad/oscuridad de la imagen en ese punto [40]. La representación matemática para una función de imagen digitalizada es [41]

$$f(x, y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0, N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1, N-1) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \dots & f(M-1, N-1) \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Con $0 \leq f(x, y) \leq L$, y típicamente $L = 4.095$.

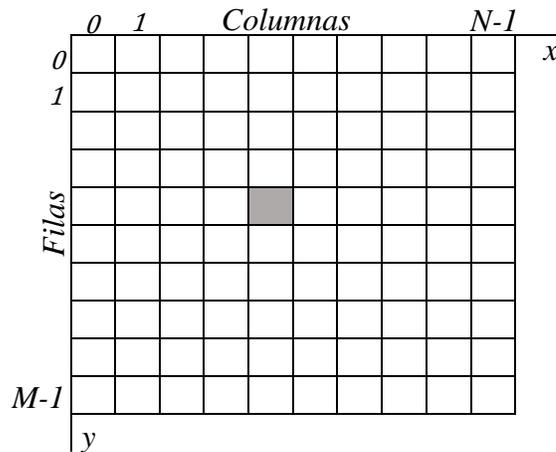
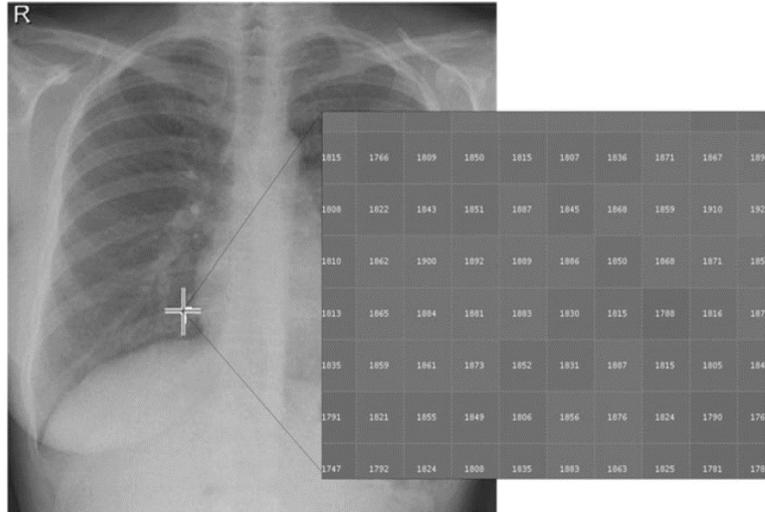


Figura 2.4a Representación de una matriz $M \times N$.

Cada elemento cuadrado de la matriz bidimensional se llama PIXEL (elemento de imagen). La [Figura No. 2.4a](#) muestra una matriz de imágenes de 10 x 10 filas y columnas y una representación de píxeles (cuadro gris) en un punto (x, y) de la matriz. Una imagen digital contiene $M \times N$ píxeles representados en una matriz $M \times N$, donde M y N son el número de filas (M) y columnas (N) presentes en la matriz. Cada pixel es una región rectangular (cada elemento de la cuadrícula) y el valor asociado con el pixel debe representar la exposición en ese punto.

Figura 2.4b Representación de pixeles en la imagen. (Lança, Silva 2013).

En la [Figura No. 2.4b](#) Una representación de imagen de pixeles, la imagen muestra una vista extrema en primer plano de una pequeña región de pixeles en la imagen de destino de una radiografía Postero-Anterior (PA) de tórax. El objetivo elegido en este



ejemplo se encuentra ligeramente por encima del ángulo cardiofrénico del pulmón derecho.

Se muestra el valor numérico de cada pixel dentro del área elegida de rectángulo pequeño y se representa en valores de pixel alrededor de 1800. Los valores de cada coordenada espacial (x, y) de la radiografía dan la intensidad o el grado de gris de la imagen como una representación de una estructura anatómica en ese punto.

2.4.2. Dominio de las Frecuencias

La imagen representada en el dominio espacial podría transformarse en una representación diferente llamado dominio de la frecuencia. La utilidad de trabajar en el dominio de la frecuencia es que es posible transformar los datos sin procesar originales y realizar ciertas operaciones de procesamiento y medición de imágenes sin pérdida de información ni introducción de ruido [38]. Un simple concepto de frecuencia espacial se describe usando una expresión matemática simple [38]:

$$I = \sin(\omega x), \quad (2.2)$$

Donde I es la intensidad, x es la distancia a través de la imagen y ω es la frecuencia espacial. El concepto de frecuencia espacial expresado en la ecuación 2.2 describe la tasa de intensidad en una imagen de un perfil sinusoidal que varía desde -1 (Negro) hasta $+1$ (blanco). La teoría de Fourier afirma que, en las condiciones más prácticas, cualquier imagen puede describirse como la suma de una serie de sinusoides en las direcciones x y y . La frecuencia espacial se expresa como el número de ciclos / mm: en frecuencia espacial 10 ciclos / mm describe una capacidad superior de un sistema digital para reproducir un objeto en comparación con un sistema limitado a 5 ciclos /mm. Además, las representaciones en el dominio de la frecuencia se utilizan en medidas

cuantitativas de detectores digitales, como la función de transferencia de modulación (*MTF*), los espectros de potencia de ruido (*NPS*) y la eficiencia cuántica de detección (*DQE*).

La conversión entre dominios espaciales y el dominio frecuencia requiere el uso de la transformada de Fourier. El uso de una transformada de Fourier en 2D convierte una imagen en su dominio espacial al equivalente del dominio de la frecuencia. La transformada de Fourier de una imagen es una representación exacta de la imagen y no se pierde información en el proceso de transformada de Fourier. Por convención, los espectros 2D de Fourier son una visualización en función de la frecuencia, en las que las frecuencias espaciales más bajas se representan en el centro del espectro y las frecuencias más altas se representan a lo largo de los ejes x y y del espectro.

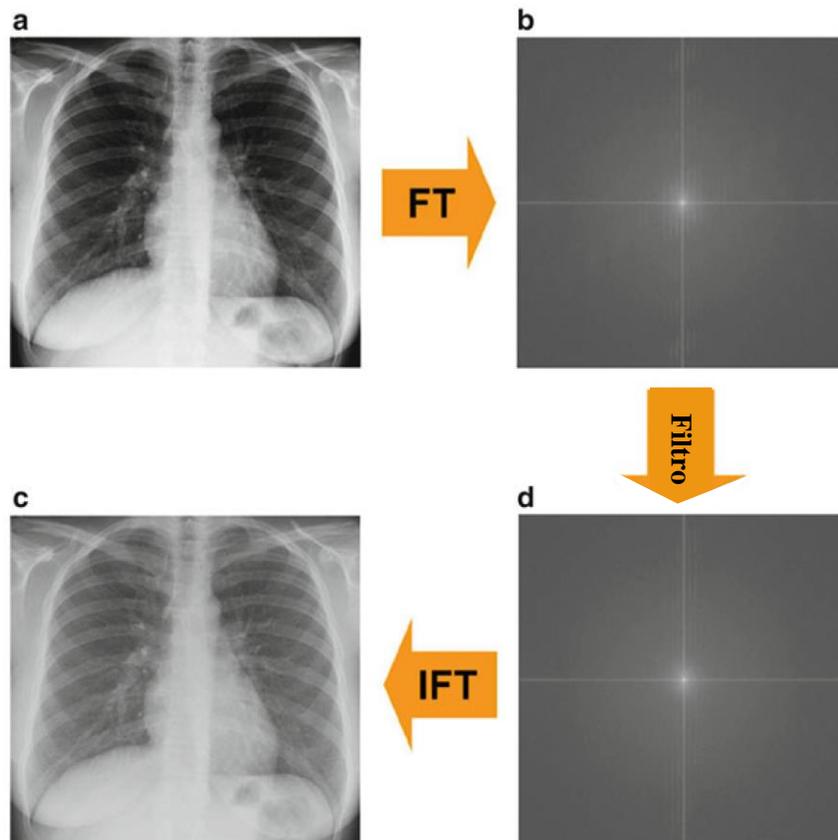


Figura 2.4c Transformada de Fourier 2D (FT) y transformada de Fourier inversa (IFT) de una radiografía de tórax, (Lança, Silva 2013).

La [Figura N^o 2.4c](#) a modo de ejemplo, muestra un espectro de transformada de Fourier (FT) 2D de una radiografía de tórax [Figura N^o 2.4c](#) (a) utilizando el programa ImageJ, un programa de análisis y procesamiento de imágenes basado en java (disponible gratuitamente en el sitio web oficial <http://rsbweb.nih.gov/ij/>). Los espectros muestran una amplia gama de datos de frecuencia espacial

relacionados con las direcciones horizontal y vertical de la imagen, [Figura No. 2.4c](#) (b). Filtrar la imagen en el dominio de frecuencias significa cambiar su contenido espectral directamente con efectos globales que se pueden ver en el dominio espacial mediante el uso de transformada de Fourier inversa (IFT) ([Figura No. 2.4c](#) (d)). En este ejemplo, la imagen filtrada proporciona una mejor visualización del parénquima pulmonar, con menos ruido, para un mejor diagnóstico.

2.5. Parámetros físicos primarios para la evaluación de la calidad de imagen

La calidad de imagen describe que tan bien una imagen de diagnóstico muestra información sobre la fisiología y anatomía de un paciente, incluidos los cambios en las estructuras anatómicas causados por traumas o enfermedades [\[42\]](#). Hay tres factores importantes que pueden afectar la calidad de la imagen: contraste, resolución espacial y ruido [\[43\]](#).

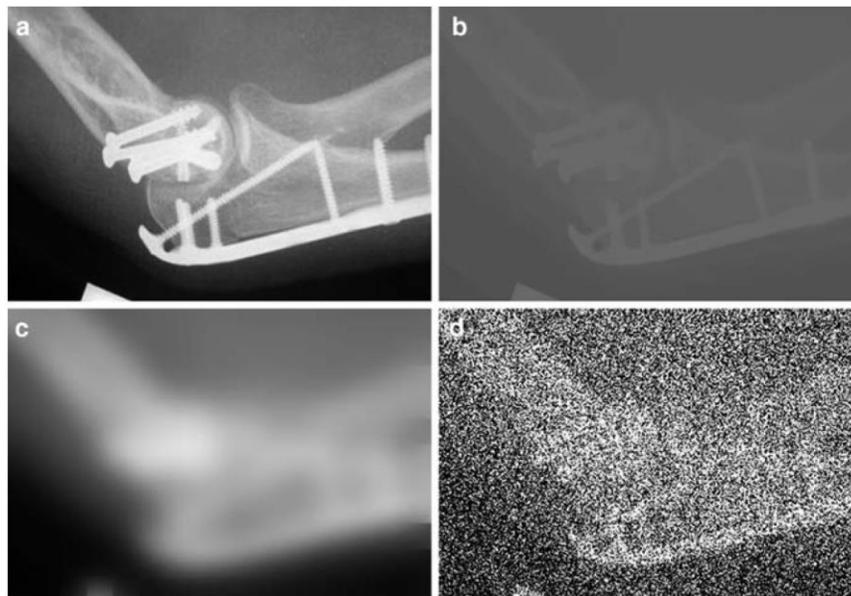


Figura 2.5a Diferentes contrastes y resolución de un codo. a) La imagen del codo muestra un buen contraste y resolución, con un bajo nivel de ruido. b) La imagen muestra poco ruido y alta resolución espacial, pero es inútil porque tiene un contraste casi nulo. c) La imagen muestra una resolución espacial extremadamente pobre, así como un alto contraste y bajo ruido. d) Esta imagen tiene una gran resolución espacial; sin embargo, el mayor nivel de ruido ha destruido la información de contraste [\[42\]](#).

2.5.1. Contraste

El contraste es una medida de la magnitud de las diferencias de señal medidas entre regiones físicamente diferentes del objeto fotografiado. Cuando estas señales medidas se convierten en un “contraste” de imagen, se describe la magnitud de las diferencias de intensidad entre las diferentes regiones de la imagen. Por lo tanto, se puede pensar que el contraste de la imagen es el producto del contraste de la señal y del detector:

$$C_I = C_S \times C_D \quad (2.3)$$

El contraste de la señal (C_S) depende de la fuente de energía y de las propiedades físicas del objeto fotografiado: describe el rango de energías emitidas por el objeto. El contraste del detector (C_D) depende de la forma en que la señal emitida por el objeto de la imagen se modifica.

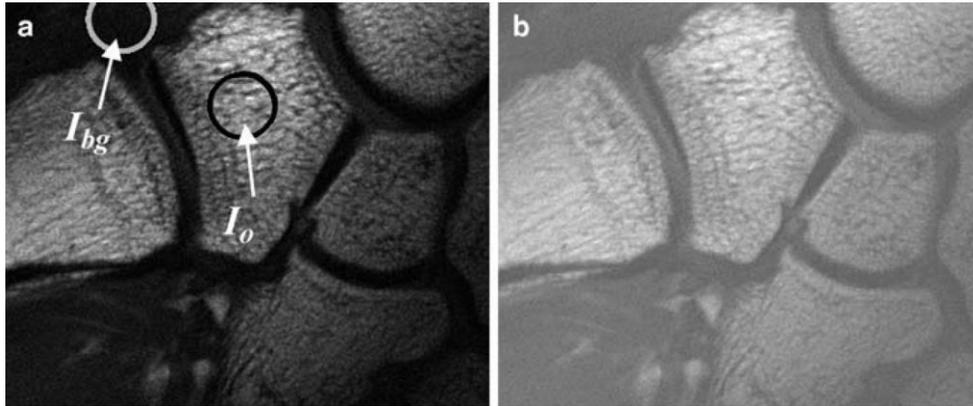


Figura 2.5b Dos versiones de la imagen ampliada de una muñeca. La imagen **a** tiene claramente mayor contraste que la imagen **b** - los huesos mucho más brillantes en relación con el fondo del tejido circundante, aunque en la imagen **b** el brillo promedio de los huesos es mayor que en la imagen **a**. Las medias de contraste se basan en la diferencia relativa o absoluta en la intensidad promedio de un objeto y su fondo [42].

En la [Figura No. 2.5a](#), el contraste de la imagen está influenciado por los ajustes de ancho y los niveles de la ventana. Este gran contraste da como resultado áreas de imagen más brillantes y oscuras. El diferente coeficiente de atenuación lineal de los rayos X permite distinguir entre las variadas estructuras internas del cuerpo humano, como los tejidos blandos, los pulmones y los huesos [44]. La [Figura No. 2.5b](#) muestra dos versiones de la imagen ampliada de una muñeca. La imagen (a) tiene mayor contraste que la imagen (b), los huesos son mucho más brillantes en relación con el fondo del tejido circundante, aunque en la imagen (b) el brillo promedio de los huesos es mayor que en la imagen (a) ¿Cómo se pueden medir estas diferencias de contraste cuantitativamente? Una forma simple de hacer esto sería medir la intensidad de píxel promedio en una región ósea “típica” (dentro del círculo negro, por ejemplo) y en una región típica “fondo” de tejido blando (dentro del círculo blanco). La diferencia entre estas intensidades promedio es 124 para la imagen (a) y 63 para imagen (b). Esta medida sugiere que el contraste en la imagen (a) es aproximadamente el doble del contraste en la imagen (b). Esta cifra parece estar un poco fuera de

lugar de la percepción humana, indicando una diferencia de contraste mucho mayor entre las dos imágenes.

Una medida más general de contraste describe la diferencia de intensidad con respecto al fondo:

$$C = \frac{I_o - I_{bg}}{I_{bg}} \quad (2.4)$$

Donde I_o e I_{bg} son las intensidades de píxeles promedio en el objeto y su fondo. Usando lo anterior para la [Figura N.º 2.5b](#) se obtendrían valores de contraste para hueso frente a fondo de 3.35 para la imagen (a) y 0.44 para la imagen (b), lo que sugiere que la diferencia de contraste en la imagen (a) es 7.6 veces mayor que la imagen (b).

2.5.2. Resolución Espacial

La resolución espacial es la capacidad de un sistema de imágenes para permitir que dos estructuras adyacentes se demuestren como separadas. Se conoce como la nitidez de la imagen y se relaciona con la claridad de los bordes de la imagen. La imagen borrosa da como resultado una pérdida de resolución espacial [45]. Esto se ve afectado por varios factores, como el movimiento del paciente en relación con el receptor de imagen y la fuente de rayos X, el elemento detector (del⁵) tamaño de apertura efectivo y factores geométricos, como el tamaño de punto focal del tubo de rayos X.

Los efectos del contraste y el ruido son muy importantes, por lo que una descripción adecuada de la resolución espacial debe involucrar estos factores. Los métodos robustos para describir la resolución espacial para un sistema de imágenes proporcionan una medida de que tan bien se desempeña el sistema de imágenes en un rango continuo de dimensiones de objeto. La gran mayoría de los sistemas de imágenes en radiología son digitales, y claramente el tamaño del elemento de la imagen (píxel) en una imagen establece un límite en lo que teóricamente se puede resolver en esa imagen. Si bien es cierto que no se puede resolver un objeto que es más pequeño que el tamaño del píxel, también es cierto que se puede detectar un objeto de alto contraste que es más pequeño que el tamaño del píxel si su amplitud de señal es suficientemente grande como para afectar el valor de escala de grises de ese píxel. También es cierto que si bien las imágenes con píxeles más pequeños tienen el potencial de ofrecer una alta resolución espacial, muchos otros factores también afectan la resolución espacial, y en muchos casos, no es el tamaño del píxel el

⁵ Detector element; en español: (elemento detector): El área más pequeña de una matriz discreta de detector digital sobre la cual se mide una señal.

factor limitante de la resolución espacial. En lugar de intentar definir la resolución espacial con un único parámetro de “tamaño mínimo”, es mejor describir completamente la forma en que se pierde el contraste inherente de un objeto con imagen en el sistema de imágenes a medida que aumenta la frecuencia espacial

$$M = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (2.5)$$

Donde I_{max} y I_{min} son las intensidades de señal máximas y mínimas. El MTF para un sistema de imágenes, o un componente de un sistema de imágenes, se define como:

$$M = \frac{M_{out}(f)}{M_{in}(f)} \quad (2.6)$$

Donde $M_{in}(f)$ es la modulación de la señal de “entrada” y $M_{out}(f)$ es la modulación de la señal de salida.

2.5.3. Ruido

Ningún método de imagen funciona sin contraste y ningún método de imagen está libre de ruido. Si el contraste es bajo y el ruido es alto, las variaciones de intensidad aleatorias debidas al ruido dificultarán la detección visual de los cambios de intensidad debidos al contraste. La [Figura No. 2.5c](#) ilustra cómo un nivel creciente de ruido en relación con el contraste disminuye nuestra capacidad para distinguir objetos en una imagen. Pero antes de discutir la interrelación entre el ruido y el contraste, primero consideremos el origen y los tipos de ruido encontrados en las imágenes médicas.

El ruido se superpone a la información de la imagen y se puede definir dentro de regiones de tejido homogéneas a través de las fluctuaciones en el brillo de las estaciones de observación o en la densidad óptica de la radiografía [44]. La imagen de rayos X es producida por fotones de rayos X absorbidos individualmente dentro de la región de la imagen radiológica. La imagen generalmente se forma a través de las contribuciones de cada fotón de rayos X individual. Por lo tanto, se absorben varios fotones de rayos X para cada área de la imagen, lo que resulta en una menor fluctuación debido al ruido. El ruido cuántico está determinado por los cuantos de rayos X absorbidos por el receptor de imagen. La eficiencia de la transformación (de la energía absorbida) en el receptor de imagen para diferentes portadores de información (luz visible) o portadores de carga (electrones), así como el número de fotones de rayos X, también puede estar involucrada en el ruido. Esto se debe a las limitaciones relacionadas con la cantidad de fotones de luz que forman

la imagen visible en la estación de visualización [44]. Se produce un ruido aleatorio debido a las fluctuaciones estadísticas dentro del sistema de imágenes (por ejemplo, el sistema digital, incluido el ruido de cuantificación, el ruido electrónico) y esto tiene un impacto importante en el ruido de la imagen total. Este tipo de ruido no está vinculado a una ubicación específica en el receptor. El ruido de patrón fijo en radiografía digital, está relacionado con la variación en la ganancia del preamplificador. El sistema digital tiene capacidad de eliminar este ruido utilizando técnicas de procesamiento digital [44].

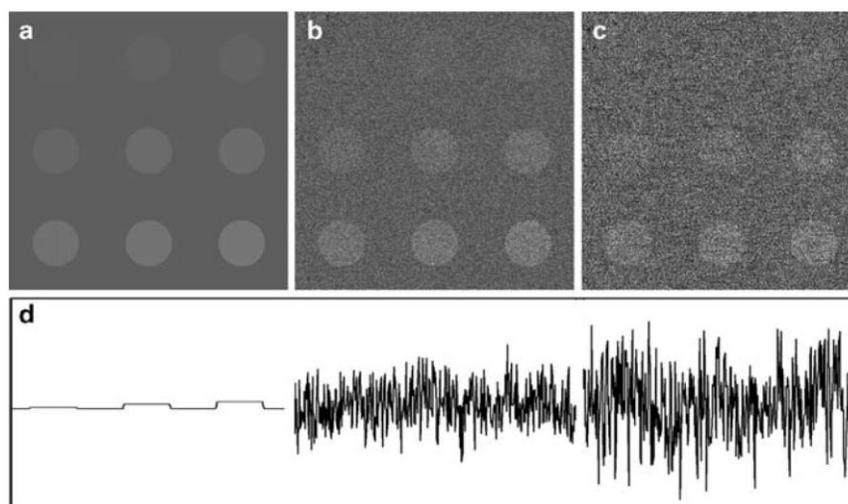


Figura 2.5c La presencia de ruido reduce la capacidad de extraer información de una imagen. El patrón de prueba sin ruido (a) contiene nueve círculos de igual diámetro con un contraste que varía de 0.003 a 0.069. En presencia de ruido (imagen b y c), la visibilidad de los objetos de menor contraste se reduce o se pierde por completo. La grafica (d) muestra el perfil de intensidad a través de la fila superior de círculos. Observe que los objetos son más fáciles de distinguir en la imagen que en el perfil de intensidad. Esto se debe a que nuestra percepción calcula un promedio espacial de intensidades en la imagen (2D) pero no en perfil (1D) [42].

La radiación dispersa se considera una fuente de ruido que causa la degradación de la imagen radiográfica. Disminuye el rango dinámico de rayos X disponibles en el lado de la salida del paciente. Como resultado, el sujeto de contraste y relación señal/ruido (SNR) disminuye porque no tiene suficiente señal y contiene más ruido cuántico [45].

2.6.Relación Calidad de Imagen y Dosis de Exposición

La cantidad de dosis de exposición es un factor vital para caracterizar la calidad de una imagen radiográfica. El concepto de “tan bajo como razonablemente sea posible” (ALARA) está asociado con la calidad de la imagen, y este concepto se concentra en las dosis de radiación que se administran como resultado de los procedimientos de Imagenología médica. Estos son importantes

debido a la necesidad de mantener bajas dosis de radiación. En algunos casos, como la radiografía aplicada a niños, los pacientes pediátricos tienen una alta sensibilidad a la radiación ionizante [47].

Los sistemas de DR y RC proporcionan a los pacientes reducciones significativas de la dosis de exposición, así como un mejor índice de calidad de imagen que las radiografías de película-pantalla (SF) [48]. La mejora del índice de calidad de imagen y la reducción de la dosis de exposición requiere la optimización de toda la cadena de imágenes mediante, por ejemplo, técnicas de adquisición y eficiencia del detector [48,49].

Los parámetros de adquisición, como tensión (kV) y carga (mAs), controlan la cantidad de dosis de radiación y, por lo tanto, la relación SNR y el contraste con el ruido (CNR) [50]. Cuando se modifica el kV, se cambia la potencia de penetración del haz o la calidad del haz. Además, el mAs es responsable de la cantidad de fotones en el haz primario. Si se requiere una mayor calidad de rayos X para que los haces primarios penetren más, se debe aplicar un kV más alto para permitir que los electrones se muevan más rápido en la corriente del tubo. Esto disminuirá la radiación dispersa dentro del cuerpo y reducirá la dosis, debido a la gran penetración asociada con un kV alto. Es necesario mantener un nivel de dosis lo más bajo posible y que tenga un alto kV, sin afectar el índice de calidad de imagen [51]. Además, en la radiografía digital, la dosis afecta principalmente el ruido en las imágenes y, por lo tanto, disminuye el índice de calidad de imagen. Por ejemplo, la densidad de la imagen está influenciada por la subexposición, lo que resulta en un aumento del ruido de la imagen [50]. Los fotones se distribuyen de manera aleatoria dentro de la imagen de rayos X, lo que se considera una fuente importante de ruido cuántico.

2.7. Maniqués y Equipos usados para el estudio de calidad de imagen

No existe una definición del parámetro indicativo de calidad de imagen en radiografía digital. La mayoría de los protocolos utilizados para determinarla se basan en la detectabilidad de objetos con varios tamaños y contrastes [52]. El estudio de la calidad de imagen se fundamenta en protocolos consistentes en métodos de puntuación basados en la visibilidad de los objetos de prueba, de forma que se obtiene un número representativo de la calidad del procedimiento de obtención de la imagen radiográfica y en base a métricas cuantificables de eficiencia en los detectores de imagen.

2.7.1. Pro-Digi Phantom RaySafe

El maniquí o fantoma de radiografía Pro-Digi Phantom de RaySafe ([Figura No. 2.7a](#)) es un espectro multifuncional diseñado para pruebas de constancia de equipos de radiografía digital. Se utiliza para analizar directamente la calidad de la imagen, como: la alineación del haz, el rango dinámico, la resolución de contraste, la resolución espacial y la homogeneidad. Este maniquí es muy versátil en las pruebas referentes a calidad de imagen ya que reduce la cantidad de exposiciones y el tiempo empleado en realizar las pruebas necesarias. El maniquí está diseñado según las normas DIN 6868-58 y DIN 6868-13 [\[53\]](#).

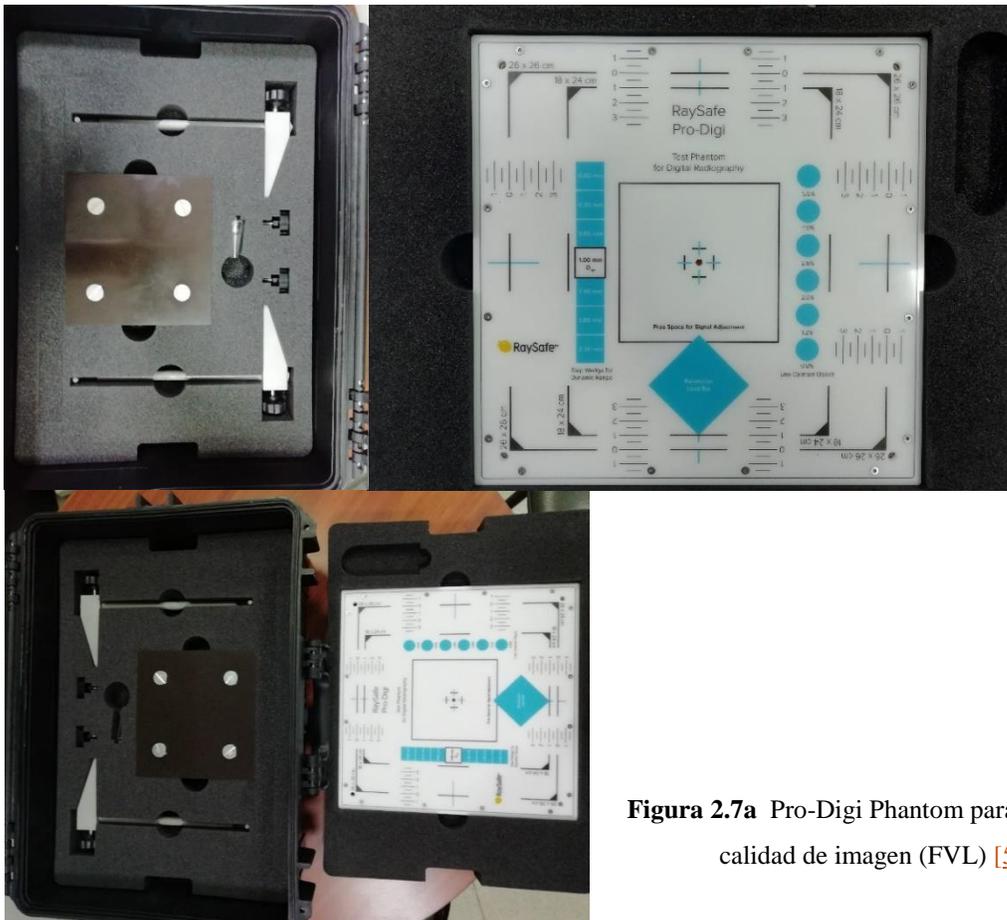


Figura 2.7a Pro-Digi Phantom para pruebas de calidad de imagen (FVL) [\[53\]](#).

La forma de valorar este maniquí es mediante la inspección visual, la inspección se basa en un método de puntuación, cada prueba contiene un método de puntuación descrito en el maniquí. Por lo tanto, se considera la figura a estudiar después de que se haya realizado la prueba según la norma y se estima el grado de visibilidad de la figura menos apreciable donde se obtiene una puntuación en función del nivel de apreciabilidad. La metodología para cada una de las pruebas se explica en el [capítulo 3](#).

Es imprescindible asegurar la obtención de imágenes de alta calidad para garantizar la obtención de un diagnóstico correcto. Uno de los pasos fundamentales en el control de calidad del procedimiento de obtención de imágenes radiográficas es la evaluación de la calidad de la imagen radiográfica. Por tal motivo se utilizan maniqués de referencia [54].

2.7.2. Maniquí ART Phantom

Aunque los maniqués de agua utilizados para calibración, simulan la mayoría de los tejidos blandos humanos y son fáciles de usar, no proporcionan una forma realista de la forma del cuerpo humano, las diferencias en las densidades tisulares y las distribuciones de densidad de masa espacial entre diferentes lugares de los órganos dentro del cuerpo humano. La versión del maniquí antropomórfico que se usa hoy en día se ha venido desarrollando desde hace más de 50 años.

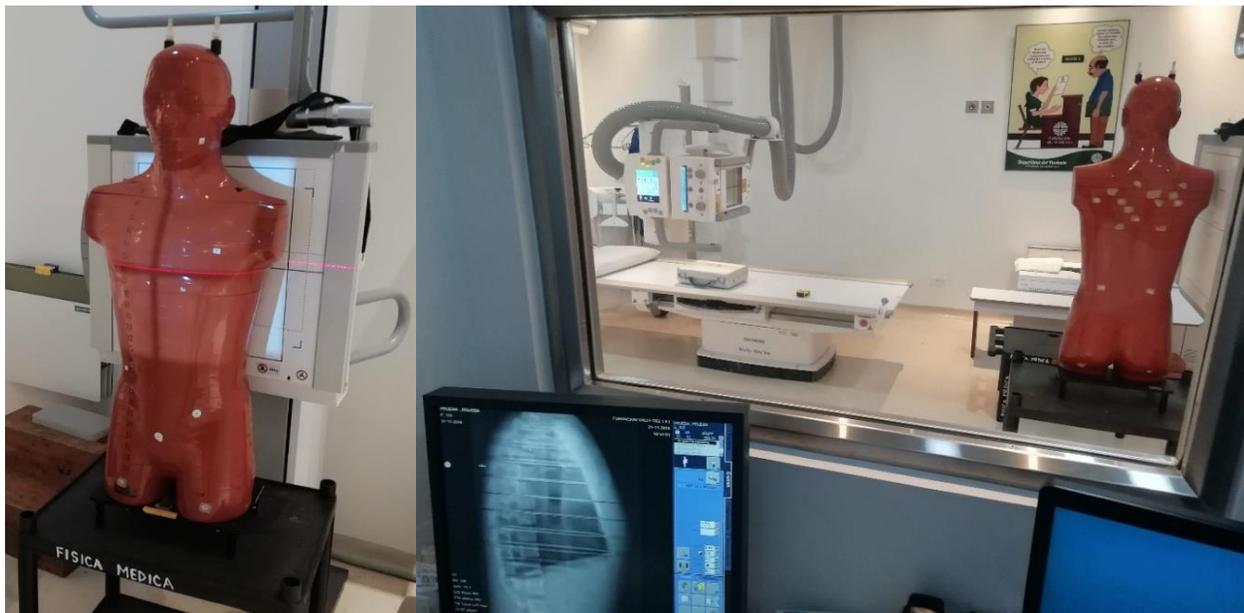


Figura 2.7b Maniquí ART Phantom en la Fundación Valle del Lili.

El termino antropomórfico se define como “atribuir formas humanas a un objeto que no es humano”. La mayoría de los maniqués antropomorfos se diseñan y se construyen normalmente para asemejarse a la forma y tamaño del cuerpo humano.

El maniquí de cuerpo antropomorfo ART ([Figura No 2.7b](#)) de la compañía Radiology Support Devices Inc., en Long Beach, CA; es el descendiente del maniquí original Alderson RANDO⁶. El maniquí representa un hombre con 175 cm de altura y 73.5 Kg de masa corporal. El espectro incluye cortes transversales desde el vértice de la cabeza hasta justo debajo de la ingle. Este maniquí tiene mejoras sustanciales con respecto al Alderson original, como el uso de materiales equivalentes a los tejidos que siguen las especificaciones de la ICRU 44 [\[29,30\]](#) en términos de una composición homogénea estable en la forma anatómica deseada con propiedades como (conductividad eléctrica, térmica y propiedades mecánicas) y por supuesto propiedades relacionadas con la radiación (atenuación y dispersión) para simular tejidos humanos (ICRU) [\[29\]](#). El esqueleto humano está constituido por un polímero muy detallado moldeado de un esqueleto humano que reproduce la forma, la densidad de la masa y el coeficiente de atenuación del hueso.

2.7.3. RaySafe X2



Figura 2.7c Equipo RaySafe modelo X2 (Fundación Valle del Lili).

El RaySafe (ver [Figura No 2.7c](#)) es un elemento multifuncional que permite realizar determinadas medidas para equipos emisores de radiación ionizante, cuenta con 5 sensores especializados para las medidas en los distintos equipos; el sensor R/F es el sensor utilizado en los equipos de radiografía digital, su principal función consiste en medir la dosis de exposición (con y sin maniquí). El sensor X2 R/F se puede utilizar en todas las aplicaciones de radiografía sin la necesidad de seleccionar rangos o modos. Es capaz de medir todos los parámetros radiológicos,

⁶ Creado por: Alderson, S. W., Lanzl, L. H., Rollins, M., & Spira, J. (1962).

como dosis, tasa de dosis, kVp, HVL⁷, filtración total, tiempo de exposición, pulsos, frecuencia del pulso y otros.

⁷ HVL: Half Value Layer o medida de la capa hemirreductora.

CAPÍTULO 3

Pruebas de control de calidad asociadas a la imagen digital

Estas pruebas se basan en la resolución Introducción al control de calidad en radiología digital, IEC 62220-1, DIN 6868-58 y DIN 6868-13, así como el protocolo español de radiodiagnóstico de la sociedad española de física médica, concernientes esencialmente a la parte de calidad de imagen. Para medir la exposición que llega a los detectores y definir las técnicas de disparo necesarias para algunas pruebas, se procederá según las siguientes indicaciones [55]:

Esquema Estandar

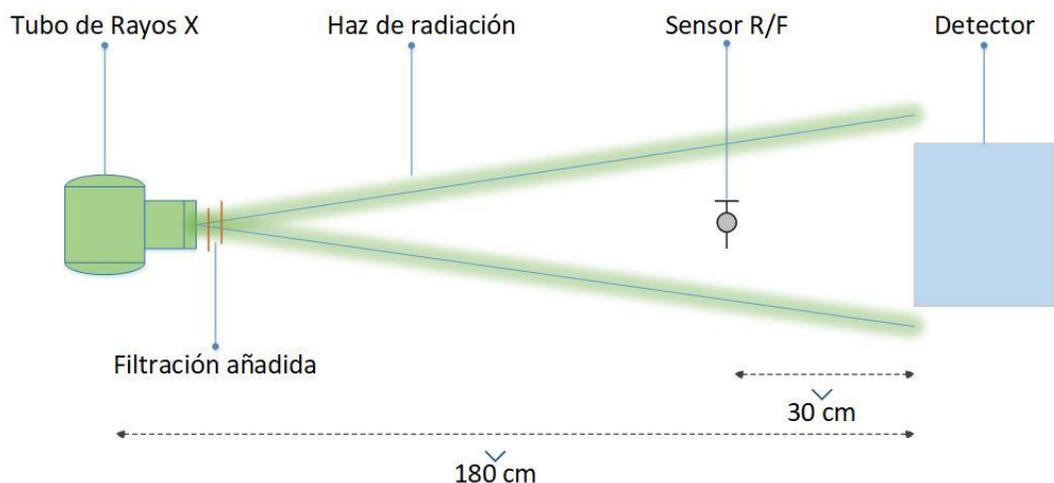


Figura 3.1a Consideraciones previas a la medida.

3.1. Uniformidad de la imagen

3.1.1. Objetivo: Evaluar los valores medios de píxeles (VMP) y la desviación típica (DTP) en una región de interés (ROI), esto para asegurar que la imagen sea uniforme y esté libre de artefactos.

3.1.2. Herramientas:

1. MicroDICOM o ImageJ.
2. Pro-Digi Phantom.
3. RaySafe X2 (Sensor R/F).

3.1.3. Metodología:

1. Coloque el Pro-Digi Phantom en detector de imagen tal como lo indica la [Figura No. 3.1a](#) Sitúe el tubo de rayos X a una distancia de 180 cm del receptor de imagen.
2. Ajuste el campo luminoso al área del Pro-Digi Phantom y el sensor R/F a 30 cm del detector.

3. Realice 5 exposiciones con la técnica necesaria para obtener en el detector una dosis de 10 μGy , usando 70 kV y 1.0 mm de Cu.

3.1.4. Análisis:

1. Medir el número de píxeles de una región de interés (ROI) de 4 cm x 4 cm en el centro de la imagen digital y en el centro de los cuatro cuadrantes de la imagen cruda, use el software ImageJ.
2. Encontrar los valores medios de pixel (VMP) y la desviación típica de estas (DTP) para cada una de las ROIs.
3. Encontrar la desviación máxima de la relación señal ruido (RSR) de cada una de las ROIs a partir de :

$$SNR = \frac{VMP}{DTP} \quad (3.1)$$

- 3.1.5. **Tolerancia:** La desviación máxima de los valores medios de píxel (VMP) de las diferentes ROIs (centro de la imagen digital y centro de los cuatro cuadrantes) con respecto al VMP promedio de las 5 ROIs será $\leq \pm 10 \%$ (en imagen preprocesada).

La desviación máxima de la relación señal ruido (SNR) de las ROIs individuales con respecto al SNR promedio de las 5 ROIs debería ser $\leq \pm 20 \%$.

3.2. Distorsión de la geometría y tamaño de campo

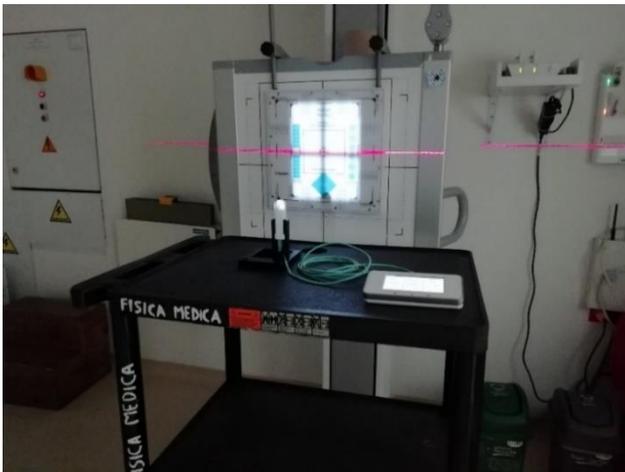


Figura 3.1b *Tamaño de campo en el detector.*

- 3.2.1. **Objetivo:** Determinar la exactitud de las herramientas de medida de distancias que presenta el programa incorporado, además de comprobar la distorsión. Para el tamaño del campo, comprobar que el tamaño nominal del detector coincide con el realmente visualizado en el monitor.

3.2.2. Herramientas:

1. MicroDICOM o ImageJ.
2. Pro-Digi Phantom.
3. RaySafe X2 (Sensor R/F).

3.2.3. Metodología:

1. Coloque el Pro-Digi Phantom sobre la mesa de exploración o sobre el bucky mural como lo indica la [Figura No 3.1b](#).
2. Sitúe el tubo de rayos X a una distancia de 150 cm del receptor de imagen.
3. Ajuste el área del campo luminoso sobre el Pro-Digi y tome de 2 a 3 exposiciones para 18 cm x 24 cm y 26 cm x 26 cm, dimensiones reticulares del Pro-Digi ver [Figura No 3.1a](#).
4. Exponer el detector con una técnica de 50-60 kV, sin filtración adicional y 10 mAs.

3.2.4. Análisis:

1. Con el ImageJ mida la distancia de cada una de las marcas y lados del campo luminoso, calcule las longitudes de los cuadrados de la imagen en las direcciones x e y concéntricos.
2. Encuentre la distancia de cada uno de los lados del campo luminoso y compare con la distancia real midiendo el Pro-Digi Phantom.
3. Verificar si hay algún tipo de distorsión.

3.2.5. Tolerancia: Tamaño de campo: Desviación entre el tamaño nominal y el visualizado $\leq \pm 5 \%$. Distorsión geométrica: La diferencia entre las distancias medidas y las reales no deberían ser superiores al 3 % en el centro de la imagen y al 5 % en las esquinas.

3.3. Función de respuesta del detector

3.3.1. Objetivo: Comprobar la relación entre la exposición y el valor del píxel en todo el rango dinámico del detector o por lo menos en varios órdenes de magnitud de la exposición.

3.3.2. Herramientas:

1. MicroDICOM o ImageJ.
2. Pro-Digi Phantom.
3. RaySafe X2 (Sensor R/F).
4. 1mm de Cu.

3.3.3. Metodología:

1. Coloque el Pro-Digi Phantom sobre el bucky mural como lo indica la [Figura No 3.1c](#).
2. Sitúe el tubo de rayos X a una distancia de 180 cm del detector.

3. Haga cuatro exposiciones con una tensión de 70 kV y aumentando sucesivamente el valor de la carga (de 1 a 50 mAs respectivamente) con 1 mm de Cu.
4. Con el sensor R/F del RaySafe X2 se mediará la dosis de entrada del detector, se recomienda colocar el sensor a 30 cm del receptor de imagen y luego corregir por el inverso del cuadrado de la distancia.



Figura 3.1c Posicionamiento para rango dinámico.

3.3.4. Análisis:

1. Haciendo uso del ImageJ encuentre el número de píxeles para cada uno de los cuadros de distinto gris en el rango dinámico del pro-digi phantom, ver [Figura No 3.1d](#).
2. Verifique la relación de cada número de píxel por cuadro de gris para todo el rango dinámico.
3. Determinar la dosis en el detector del panel plano, estas deberían variar al menos entre 1 y 50 μGy .
4. Representar una gráfica del valor del píxel frente a la distancia de los distintos niveles de gris, [Figura No 3.1d](#).



Figura 3.1d. Rango Dinámico.

3.3.5. Tolerancia: El coeficiente de determinación $R^2 \geq 0,95$. Pendiente de la recta: desviación respecto al valor teórico $< 10\%$.

3.4. Resolución espacial

3.4.1. Objetivo: Comprobar la resolución espacial mediante el patrón de pruebas de rayos X.

3.4.2. Herramientas:

1. Pro-Digi Phantom.
2. RaySafe X2 (Sensor R/F).

3. MicroDICOM o ImageJ.

3.4.3. Metodología:

1. Coloque el Pro-Digi Phantom sobre la mesa de exploración como lo indica la [Figura No 3.1a](#).
2. Una distancia de 100 cm del tubo de rayos x al detector de imagen (No usar rejilla si aplica).
3. Giré el tablero 45° en el sentido anti-horario de las manecillas del reloj.
4. Ajuste el área del campo luminoso de tal forma que cubra todo el rombo azul del pro-Digi Phantom.
5. Realice una exposición con 50-60 kV pero con un mAs alto para reducir el ruido cuanto sea posible.

3.4.4. Análisis:

1. Haciendo uso del software ImageJ, utilice la herramienta de zoom en una estación de trabajo para determinar el par de líneas por resolución milimétrica.
2. Deberá ser capaz de distinguir 3 líneas por separado ver [Figura No 3.1e](#).

3.4.5. Tolerancia: Deberá ser capaz de distinguir tres líneas separadas, la resolución no deberá cambiar con el tiempo.

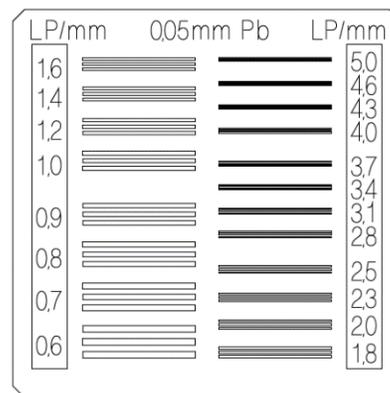


Figura 3.1e Posicionamiento para resolución espacial y cuadro de escala.

3.5. Sensibilidad de contraste

3.5.1. Objetivo: Determine el número de elementos de bajo contraste que se pueden discernir en la imagen de prueba.

3.5.2. Herramientas:

1. Pro-Digi Phantom.
2. RaySafe X2 (Sensor R/F).
3. MicroDICOM o ImageJ.

3.5.3. Metodología:

1. Coloque el Pro-Digi Phantom sobre la mesa de exploración como lo indica la [Figura No. 3.1a](#), y ajuste el campo luminoso de tal forma que cubra los elementos de bajo contraste.
2. Sitúe el tubo de rayos X a una distancia de 100 cm DFD.
3. Haga varias exposiciones con una tensión de 70 kV y aumentando sucesivamente la carga de (1, 2, 4, 8, 10, 16 y 50 mAs respectivamente).
4. Con el sensor R/F del RaySafe X2 se medirá la dosis de entrada del detector.

3.5.4. Análisis:

1. Haciendo uso del software ImageJ, determine el contraste más bajo en la imagen y compare para los distintos mAs.

3.5.5. Tolerancia: Los seis objetos deberán ser distinguibles y no cambiar con el tiempo ver [Figura No. 3.1f](#).

Figura 3.1f Objeto de bajo contraste, (User Manual)



3.6. Ruido de fondo

3.6.1. Objetivo: Determinar el ruido inherente del sistema, verificando la no exposición en el sistema de imagen.

3.6.2. Herramientas:

1. Delantal plomado.
2. RaySafe X2 (Sensor Survey).
3. MicroDICOM o ImageJ.

3.6.3. Metodología:

1. Sitúe el tubo de rayos X a 180 cm del detector en el bucky mural como lo muestra la [Figura No. 3.1g](#), si es posible quite la parrilla anti difusora.
2. Cierre totalmente el colimador, en caso de ser necesario ponga placas de plomo sobre colimador.
3. Ponga un delantal plomado sobre la mesa de exploración de tal forma que cubra todo el detector de imagen.
4. Realice varias exposiciones con la técnica más baja posible (40 o 50 kV y 0.5 mAs)



Figura 3.1g Posicionamiento para ruido de fondo.

3.6.4. Análisis:

1. La intención es asegurar un kerma en aire prácticamente cero a la entrada del detector. Se debe registrar el valor de dosis indicado por el sistema y el indicado por el RaySafe, así como el valor de pixel en la imagen.
2. Las imágenes no deben mostrar artefactos extraños que podrían manifestar un mal funcionamiento de los detectores.

3.6.5. Tolerancia: Sin artefacto en apreciación visual. Constancia: Desviación del VPM con respecto al valor de referencia <50%.

3.7. Ruido

3.7.1. Objetivo: Determinar la linealidad entre la relación señal ruido (SNR_2) y la dosis de Kerma en aire a la entrada en el detector.

3.7.2. Herramientas:

1. RaySafe X2 (Sensor R/F).
2. MicroDICOM o ImageJ.

3.7.3. Metodología:

1. Utilizando las medidas del valor medio de píxel y la desviación estándar del valor del píxel realizadas para determinar la función de respuesta del detector, se calcula la (SNR) y (SNR_2).

3.7.4. Análisis:

1. Representar el SNR_2 en función de valores de Kerma-aire o mAs, por lo cual se calcula VMP_2 que es el valor medio de píxel linealizado y DTP_2 desviación típica linealizada.

$$VMP_2 = e^{\left(\frac{VMP-b}{a}\right)} \quad (3.2)$$

Donde a y b son coeficientes de linealidad $b \approx 0.5$

$$DTP = a(Kerma)^b \quad (3.3)$$

$$DTP2 = \frac{DTP}{a} * VMP2 \quad (3.4)$$

$$SNR2 = \frac{VMP2}{DTP2} \quad (3.5)$$

2. Estimar la linealidad a partir del mejor ajuste de los valores medidos y calcular el coeficiente de determinación R².

3.7.5. Tolerancia: El ruido cuántico ha de ser la mayor componente de ruido; $R^2 = 0.9$.

3.8. Elementos de la imagen

3.8.1. Objetivo: Evaluar imágenes radiográficas estándar con el fin de encontrar algún elemento extraño en ellas.

3.8.2. Herramientas:

1. Pro-Digi Phantom
2. RaySafe X2 (Sensor R/F)
3. MicroDICOM o ImageJ.

3.8.3. Metodología:

1. Si es posible, quitar la parrilla antidifusora del sistema, ver [Figura No. 3.1h](#).
2. Abrir los colimadores de forma que se exponga la superficie completa del detector.
3. La DFD deberá ser mayor de 150 cm (preferiblemente en torno a 180 cm).
4. Con la ayuda de los resultados de las medidas y aplicando la ley del cuadrado inverso de la distancia, se determinarán las técnicas necesarias para obtener en el detector una dosis de 10 μGy, usando 70 kV y 1 mm Cu de filtración añadida.
5. Obtener 4 imágenes en estas condiciones.

3.8.4. 3.8Análisis:

1. Analizar las imágenes siguiendo metodología de la prueba de uniformidad de la imagen, para pixeles que presenten una desviación relevante debe considerarse como pixeles defectuoso, use el software ImageJ.
2. Inspeccionar visualmente manchas o artefactos en la imagen.

3.8.5. Tolerancia: La imagen no debe tener ninguna mancha o elemento defectuoso.



Figura 3.1h Esquema elementos en la imagen.

3.9. Calibrador de dosis

3.9.1. Objetivo: Determinar la exactitud del indicador de dosis que proporciona el sistema, comparándolo con el valor calculado a partir de la exposición dada.

3.9.2. Herramientas:

1. Filtro de cobre 1 mm.
2. RaySafe X2 (sensor R/F)
3. MicroDICOM o ImageJ.

3.9.3. Metodología:

1. Obtener 5 imágenes con la carga necesaria para irradiar al detector entre 1 μGy y 50 μGy , con en el esquema de la [Figura No. 3.1a](#).

3.9.4. Análisis:

1. Para cada imagen obtener el índice de exposición EI, de acuerdo al reporte de la AAPM 2009 [\[56\]](#) (American Association of Physicists in Medicine) para un detector DR de siemens se tiene:

$$X(\mu\text{Gy}) = \frac{\text{EI}}{100} \quad (3.6)$$

Unidades del índice de exposición son μGy Kerma en aire.

Datos de calibración: 70 kV+0.6 mmCu, 21 mmAl, HVL=6.8 mmAl.

2. En cada imagen obtener el índice de exposición correspondiente indicado por el equipo. Despejando la exposición en las ecuaciones que definen el índice de exposición proporcionadas por el fabricante, se obtiene la exposición para cada imagen, en μGy ; este valor deberá compararse con el medido por el RaySafe.

3.9.5. Tolerancia: La dosis obtenida a partir del indicador de exposición y la medida deben coincidir dentro de un $\pm 20\%$.

- Las pruebas pueden ser analizadas con cualquier lector DICOM⁸.

3.10. Métricas que definen la calidad de imagen

Los sistemas de imagen digital requieren la determinación y medición de detectores de rendimiento físico. Estas mediciones tales como la Función de Transferencia de Modulaci3n (MTF), Espectro de potencia de ruido (NPS), y la Eficiencia Cuántica de Detecci3n (DQE) proporcionan evaluaciones objetivas del desempeño de los detectores digitales [\[57\]](#).

⁸ Digital Imaging and Communication On Medicine; Estandar mundialmente conocido para el intercambio de imágenes médicas.

3.10.1. Cálculo de la Función de Transferencia de Modulación (*MTF*)

La *MTF* es una medida de la capacidad de un detector de imágenes para reproducir el contraste y resolución espacial de una imagen en varias frecuencias espaciales [58].

Una técnica frecuentemente usada para medir *MTF* es evaluar la respuesta del sistema de imagen a los objetos de borde [59,60]. Según la norma IEC 62220-1[61].

3.10.2. Cálculo del Espectro de Potencia de Ruido (*NPS*)

La *NPS*, a menudo denominada Espectro de Wiener (*WS*, *Wiener Spectra*), es una métrica de la calidad de imagen utilizada para medir las características y patrones de ruido en todas las frecuencias de la imagen y proporciona una descripción más completa del ruido en una imagen. La norma IEC establece que: El (*NPS*) se determina a partir de imágenes uniformes tomadas con el equipo de radiografía digital. La porción del área expuesta uniformemente del detector de rayos X digital utilizado para el análisis de *NPS* se dividirá en áreas cuadradas, llamadas ROIs, para cada ROI calcular el *NPS* individual.

3.10.3. Cálculo de la Eficiencia Cuántica de Detección (*DQE*).

La *DQE* es el mejor parámetro para caracterizar una imagen digital. Primero se debe calcular la función *NNPS* (Espectro de potencia de ruido normalizado) de la imagen analizada, éste será el promedio de los *NPS* calculados sobre las regiones dividido por el cuadrado del valor Kerma en aire. La frecuencia espacial de cada punto (u_x, u_y) de este conjunto se convierte en unidimensional calculando su distancia al origen: $u = \sqrt{u_x^2 + u_y^2}$. El valor de *NNPS* (u) a lo largo de cada ejes el promedio de los correspondientes a $u \pm 0.01/p$. La calidad de radiación deberá ser RQA5. Finalmente, la *DQE* se calcula según:

$$DQE(u) = \frac{q \cdot MTF^2}{K \cdot NNPS(u)} \quad (3.7)$$

Tabla 2.4 Calidad de radiación y sus correspondientes valores de $q = SNR_{entrada}^2$ fijados por las normas IEC⁹ 62220-1:2003 para la determinación de la *DQE* en radiología general.

<i>Espectro</i>	<i>kV</i> <i>aproximado</i>	<i>Filtración</i> <i>Añadida (mm Al)</i>	<i>Capa Hemirreductora</i> <i>(mmAl)</i>	q (fotones · mm^{-2} · μGy^{-1})
RQA 3	50	10	4.0	21759
RQA 5	70	21	7.1	30174
RQA 7	90	30	9.1	32362
RQA 9	120	40	11.5	31077

⁹ *International Electrotechnical Commission*, en español: comisión electrónica internacional.

CAPÍTULO 4

Valoración de la calidad de la imagen en radiografía digital

La valoración de la calidad de imagen para los equipos de radiografía digital se efectuara en tres etapas.

4.1. Primera Etapa. Evaluación de imagen para radiografía tórax.

La exploración habitual del tórax consiste en la realización de dos radiografías con el paciente (maniquí ART Phantom) en bipedestación¹⁰: una en proyección póstero-anterior (PA) y otra Lateral izquierda (LatI). Antes de hacer cualquier examen verificar el óptimo funcionamiento de los equipos, en caso de encontrar alguna anomalía reportar al servicio de electromedicina.

4.1.1. Materiales Usados:

- Maniquí ART Phantom.
- Sensores (R/F y Survey) RaySafe como dosímetro.
- Tres equipos de radiografía digital (Aristos, Multix FUSION e Ysio, todos de la marca siemens®)

4.1.2. Proyección PA

Primero se ajustan los parámetros pertinentes en el equipo para la toma del examen. Por lo cual, se debe alinear el tubo de rayos X con el detector de imagen y se ubica a una distancia foco detector (DFD) de 180 cm, luego el maniquí ART Phantom debe estar ubicado entre el detector de imagen y el tubo de RX con el pecho recostado sobre el detector de tal forma que el haz cubra toda la cavidad torácica, ver [Figura No. 4.1a](#) imagen izquierda. Para la toma de las imágenes se usa una tensión de 125 kV y se varía carga (P , corriente por tiempo) de 0.5 a 10 mAs [[62-64](#)].

4.1.3. Proyección LatI

Igual que para la proyección (PA) se debe alinear el tubo de rayos X con el detector de imagen a una distancia de 180 cm, el costado derecho del maniquí ART Phantom debe estar recostado sobre el detector de imagen, ver [Figura No. 4.1a](#) imagen derecha. Para esta prueba la tensión es de 125 kV y la carga P se varía de 1 a 14 mAs. Lo anterior es teniendo en cuenta la experiencia de los tecnólogos en el servicio, para este examen y lo encontrado en la literatura [[63-64](#)].

4.1.4. Evaluación de la técnica radiográfica con el maniquí ART Phantom.

Tener el conocimiento de por qué se debe usar determinada técnica para un área del cuerpo en particular, permite tomar mejores decisiones para el estudio y por supuesto esto contribuye a tener una mejor imagen digital.

Tres funciones son vitales para tener una buena calidad de imagen:

¹⁰ Se refiere a estar en posición erguida o sostenido sobre dos patas.

- El poder de penetración del haz de rayos X (Ajuste en la tensión (kV) del tubo de rayos X).
- La corriente en el tubo de rayos X (miliamperios).
- El ajuste en el tiempo de exposición.

El ajuste del KV en el tubo de rayos X controla el contraste: la diferencia de los niveles de densidad de los diferentes órganos y espesores en el tórax.



Figura 4.1a: Representación técnica para la toma de una radiografía póstero-anterior (PA) imagen izquierda y Proyección Lateral imagen derecha en FVL.

La Carga P (corriente por tiempo) controla la intensidad del haz de rayos X, y está relacionada con el ennegrecimiento de la imagen.

En el ambiente clínico es bueno tener en cuenta el espesor del paciente, como se usó el maniquí ART Phantom los parámetros fueron estándar para estas pruebas.

Lo ideal es encontrar la mejor relación de kV y mAs para las proyecciones PA y LatI. Dentro de la técnica radiográfica es muy importante estudiar la dosis de radiación que recibe el maniquí ART Phantom, por lo cual se mide el Kerma en aire a la entrada del maniquí en el centro del haz de radiación para PA y LatI, se verifica el valor de Kerma en aire a la entrada con relación a la calidad de la imagen, y se escogen los mejores parámetros.

4.1.5. Evaluación de la calidad de imagen usando el maniquí ART Phantom.

Las evaluaciones de dosis para pacientes son muy representativas cuando se comprueba la calidad de la imagen. La Comisión Europea (CE) [62] y el colegio Americano de radiología [63-64] han establecido criterios de calidad de imagen en radiología de diagnóstico, siguiendo el principio de

la radiación ALARA (UE, 1996). Aquellos criterios fueron básicamente definidos considerando o no la presencia de estructuras anatómicas de la región enfocada a partir de la imagen obtenida.

4.2. Segunda Etapa. Controles de Calidad de Imagen.

Es indispensable para cualquier equipo emisor de radiación ionizante que se efectúen los controles de calidad correspondientes, esto garantiza no solo que el equipo se encuentre en óptimas condiciones, sino que los estándares de calidad (ejemplo, calidad de imagen y dosis de exposición) se encuentren dentro de los límites estipulados por los entes de control a cargo.

El proceso de valoración y optimización se basa en desarrollar los controles de calidad referentes a calidad de imagen que se mencionan en la [Tabla No. 4.1a](#) y están descritos de manera detallada en el [capítulo 3](#). La valoración de la calidad de imagen deberá hacerse sobre monitores adecuados, preferiblemente sobre los utilizados habitualmente para el diagnóstico clínico cuyo correcto funcionamiento y calibración según el estándar DICOM hayan sido verificados. En el caso de usar software que analiza de forma automática las imágenes adquiridas, éste debe ser calibrado previamente y ajustar los parámetros de sensibilidad de forma que se garantice una capacidad de detección a la del ojo humano [65].

4.2.1. Desarrollo de las pruebas de Calidad de Imagen

Si bien es cierto que la importancia de la calidad de la imagen se centran en los parámetros de resolución espacial, contraste y ruido; es importante realizar pruebas de homogeneidad y distorsión de la geometría que garanticen que se evalué la zona de interés, así como la prueba de función de respuesta del detector que permiten evidenciar la respuesta del detector de imagen para las distintas dosis de exposición y como se mencionó anteriormente la importancia que tiene la dosis de exposición al estar relacionado directamente con el ruido; todos estos factores contribuyen intrínsecamente a la calidad de la imagen.

Tabla 4.1a *Pruebas referentes de calidad de imagen para equipos de radiografía digital.*

Pruebas de calidad de imagen	
Uniformidad de la imagen	Función de respuesta del detector
Distorsión de la Geometría	Resolución espacial
Elementos de la imagen	Sensibilidad de contraste
Calibrador de dosis en el detector	Ruido y Ruido de fondo

Mediciones de calidad como la relación señal/ruido (SNR), la función de transferencia de modulación (MTF) y los espectros de Wiener (WS). Juntos forman una base para la descripción de la calidad de la imagen que abarcan los tres parámetros de calidad de imagen física, ver [Figura](#)

N_o 4.2a. La DQE es la medida del efecto combinado del ruido y el rendimiento de contraste de un sistema de imágenes, expresado en función del detalle del objeto [66]. Sumado a esto, numerosos autores [67-71] concuerdan que la DQE es el principal parámetro para describir la calidad de imagen porque combina tanto los efectos del ruido como de la resolución espacial, ya que es una medida independiente del objeto y del observador y proporciona una comparación cuantitativa y objetiva de las características de los distintos detectores y tecnologías.

4.2.2. Software usado para la valoración de las Imágenes

El software usado para el procesamiento de las imágenes es el **ImageJ**¹¹ desarrollado en el *National Institutes of Health* [72]. Es un software de dominio público y fue desarrollado para ayudar a los usuarios a lograr la caracterización física de los sistemas digitales de rayos X y algunos controles de calidad de imagen.

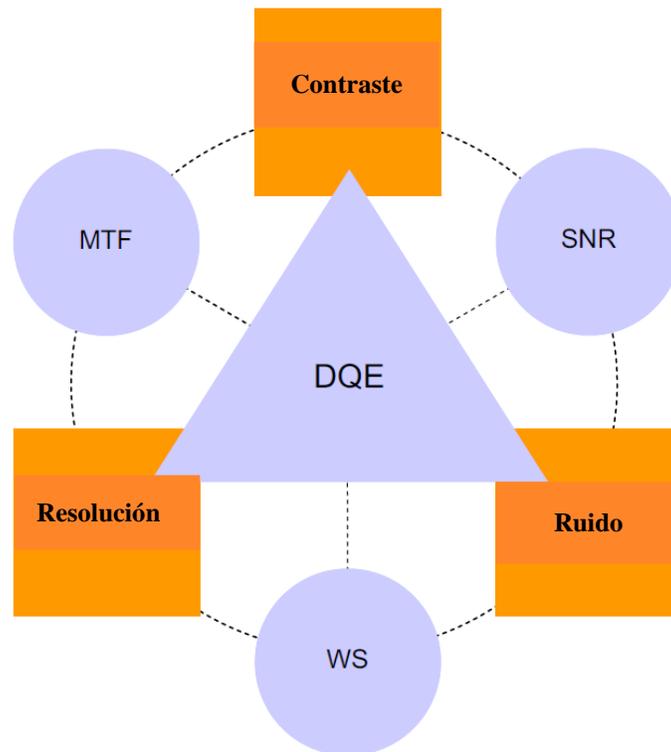


Figura 4.2a. Triángulo de calidad de imagen: Relación entre parámetros de calidad de imagen y mediciones de imagen física; (Lança L, Silva A; 2013).

¹¹ Disponible en: http://www.medphys.it/down_dqe.htm

4.3. Tercera Etapa. Verificación de la calidad de Imagen.

Después de realizar todo el proceso de evaluación en la técnica radiográfica para las proyecciones PA y LatI, así como la valoración de la calidad de imagen para las muestras tomadas inicialmente y los controles de calidad de imagen en los equipos de radiografía digital, hechas todas las correcciones, se tomaron nuevas imágenes PA y LatI con los mejores parámetros encontrados y se detalla la mejora del proceso.

CAPÍTULO 5

Resultados y Análisis

El proceso de investigación estuvo dividido en tres etapas, los resultados para cada una de las etapas se efectuaron en el orden referente a la valoración de la calidad de imagen en radiografía digital. A continuación se presentan los resultados para cada una de las etapas y de cada una de las pruebas realizadas, de esta forma presentar el protocolo de control de calidad implementado en el servicio de imágenes diagnosticas de la Fundación Valle del Lili (FVL).

5.1. Primera Etapa. Análisis de imagen para radiográfica de tórax.

Las radiografías póstero-anterior y lateral de tórax son estudios complementarios que permiten la evaluación de las diferentes estructuras que ocupan la cavidad torácica, para designar una imagen como de buena calidad no solo se debe evaluar la técnica radiográfica sino las condiciones del equipo y los parámetros implícitos en el mismo, por ello la interpretación de las imágenes requiere de un conocimiento de los principios físicos del proceso de adquisición y formación de la imagen.

5.1.1. Resultados y Análisis de la técnica radiográfica de tórax

Se realizaron 32 imágenes típicas de tórax con el maniquí ART Phantom, los resultados encontrados de dosis de exposición $H_{A,M,Y}(mSv)$, $DAP_{A,M,Y}(mGy * cm^2)$ y $K_{a,i}(mGy)$ se aprecian en las [Tablas N^o 5.1a](#) para Aristos, [5.1b](#) para Multix y [5.1c](#) para Ysio.

Tabla 5.1a Valores registrados en dosis equivalente a 1 m, Kerma a la entrada del maniquí y dosis por área en el detector en Aristos.

Aristos						
(PA)	kV	mAs	DFD(cm)	$H_A(\mu Sv)$	$K_{a,i}(mGy)$	DAP_A
Imagen 1	125	0.69	180	0.251	0.04261	105
Imagen 2	125	1.21	180	0.317	0.09395	106
Imagen 3	125	2.22	180	0.503	0.1148	158
Imagen 4	125	4.22	180	1.122	0.2394	349
Imagen 5	125	10.23	180	2.563	0.4854	790
(Latl)						
Imagen 1	125	1.21	180	0.224	0.09728	76
Imagen 2	125	4.22	180	0.868	0.2435	285
Imagen 3	125	8.23	180	1.553	0.3941	479
Imagen 4	125	10.23	180	2.082	0.4877	673
Imagen 5	125	14.23	180	2.948	0.6194	955

Utilizando la unidad base del RaySafe® se estudió el comportamiento de las curvas de dosis en relación con los parámetros estándar de Kilovoltaje (kV) y miliamperaje por tiempo (mAs), esto debido a que se debe tener un equilibrio entre la dosis de exposición con respecto a la calidad de la imagen. Para esto la comisión europea (CE) [73] estableció unos límites de referencia en

radiografías de tórax póstero-anterior y Lateral izquierda que se muestran en la [Tabla No. 5.1d](#). Se usó el maniquí ART Phantom para simular la zona torácica en un paciente de condiciones estándar 73 Kg de masa corporal y 1.75 m de altura.

Tabla 5.1b Valores promedio registrados en dosis equivalente a 1 m, Kerma a la entrada del maniquí y dosis por área en el detector en Multix.

Multix						
(PA)	kV	mAs	DFD(cm)	$H_M(\mu Sv)$	$K_{a,i}(mGy)$	DAP_M
Imagen 1	125	0.6	180	0.046	0.02257	18.8
Imagen 2	125	1.1	180	0.108	0.07395	44.8
Imagen 3	125	2.1	180	0.268	0.1014	97.6
Imagen 4	125	4.1	180	0.557	0.1925	203.1
Imagen 5	125	10.1	180	1.434	0.3524	520
(Latl)						
Imagen 1	125	1.1	180	0.139	0.07528	44.8
Imagen 2	125	2.1	180	0.296	0.1438	97.4
Imagen 3	125	4.1	180	0.615	0.3568	202.8
Imagen 4	125	8.1	180	1.268	0.4159	413.9
Imagen 5	125	10.1	180	1.597	0.5912	519.1
Imagen 6	125	14.1	180	2.259	0.7132	730.7

Tabla 5.1c Valores promedio registrados en dosis equivalente a 1 m, Kerma a la entrada del maniquí y dosis por área en el detector en Ysio.

Ysio						
(PA)	kV	mAs	DFD(cm)	$H_Y(\mu Sv)$	$K_{a,i}(mGy)$	DAP_Y
Imagen 1	125	0.4	180	0.047	0.02467	19.2
Imagen 2	125	1.1	180	0.106	0.07768	44
Imagen 3	125	2.1	180	0.233	0.1437	93.8
Imagen 4	125	4.1	180	0.485	0.2248	193.1
Imagen 5	125	10.1	180	1.239	0.3734	494.8
(Latl)						
Imagen 1	125	1.1	180	0.122	0.07867	43.8
Imagen 2	125	2.1	180	0.268	0.1741	94.4
Imagen 3	125	4.1	180	0.551	0.3824	193.9
Imagen 4	125	8.1	180	1.135	0.4368	395.1
Imagen 5	125	10.1	180	1.436	0.6022	496.2
Imagen 6	125	14.1	180	2.02	0.7414	695.9

El uso del kilovoltaje pico de 125 kV incrementa la penetración del haz de radiación sobre el tórax del maniquí, este valor es alto debido a que la cavidad torácica del maniquí es de 25 cm de espesor, además de que se encuentra con varios órganos que deben ser penetrados para obtener una buena imagen, un kV alto permite el uso de corrientes más bajas, y esto se traduce en dosis de exposición menores, también aumentar la DFD reduce considerablemente la dosis, cabe recordar que la radiación ionizante también cumple la ley del cuadrado inverso de la distancia por lo cual la

distancia de posicionamiento del tubo de rayos X es un factor importante en la cantidad de dosis que recibe el maniquí. El Kerma en aire $K_{a,i}$ es proporcional a la carga (producto corriente-tiempo mAs) de exposición para los tres equipos como se evidencia en las tablas. Los valores de tensión 125 kV y 180 DFD son tomados como ejemplos de buena técnica radiografía (CEC, 1996) [73], por lo cual se toman como parámetros fijos.

Tabla 5.1d Niveles de referencia Según la Comisión Europea (CE) para radiografías de tórax en proyección PA y Lateral (Lat) [73].

Proyección	Kerma a la entrada (mGy)	Paciente
PA	0.4	Adulto (Estándar)
Lat	1.5	Adulto (Estándar)

No todas las técnicas requieren el mismo nivel de calidad de imagen o información diagnóstica, se deberán establecer criterios para las distintas técnicas de diagnóstico por imágenes para evitar dosis excesivas. Se usan diagramas cajón-bigote para analizar el $K_{a,i}(mGy)$ como sigue.

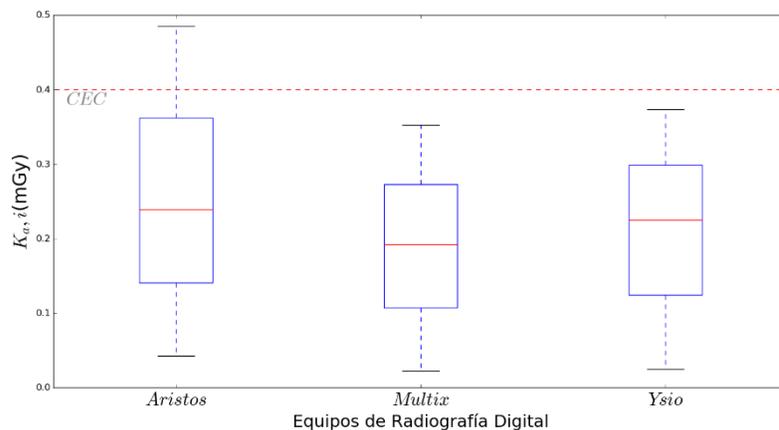


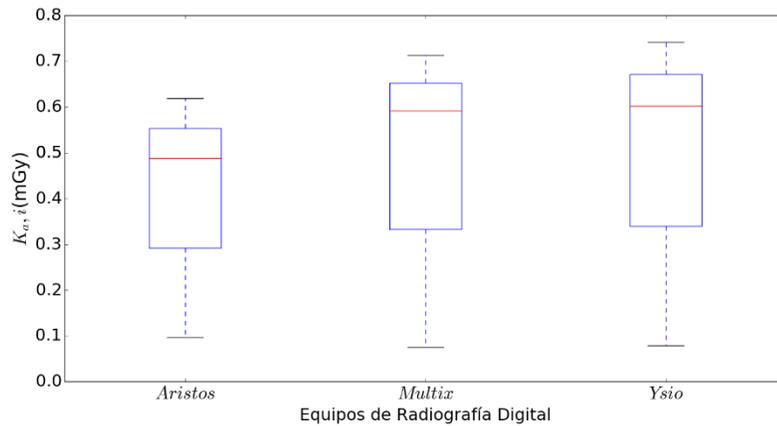
Figura 5.1a Diagrama de cajón-bigote del kerma en la superficie de entrada para radiografía de tórax en la proyección pósterio-anterior (PA) para el maniquí ART Phantom.

La [Figura No 5.1a](#) presenta la estadística descriptiva para la proyección PA de los tres equipos, lo cual representa 15 pruebas. Para los equipos Multix e Ysio tanto el primer cuartil como el tercer cuartil se encuentran dentro de los límites de referencia del (CE) para los distintos valores de carga así como límites exteriores, esto es importante tenerlo en cuenta como una dosis estándar para la práctica clínica, en el equipo Aristos el límite superior es de 0.48 mGy entendiéndose que los niveles de dosis pueden variar si se varía el espesor del maniquí, en la práctica clínica esto puede ser algo aleatorio debido a que todos los pacientes no son iguales, por tal motivo es necesario cambiar los niveles de dosis que se generen y así encontrar la mejor imagen clínica y de calidad. La relación

entre el primer cuartil y el tercer cuartil es de 1.1 por lo cual no se presenta ningún valor atípico en PA, una parte se encuentra por fuera, cerca del 6.66 % de Kerma en aire de la distribución.

La [Figura No. 5.1b](#) presenta la estadística descriptiva en la proyección LatI y todos los valores tanto del primer cuartil como del tercer cuartil están dentro de los valores que se consideran normales por la comisión europea, y no se aprecia ningún valor atípico en las 17 muestras que se tomaron. No se encontró algún error relativo grande debido a que las técnicas radiográficas fueron las estipuladas en la literatura y en la práctica diaria de los tecnólogos en radiología. Esto también se debe a que los detectores digitales permiten un amplio rango de exposición y su sensibilidad ayuda en hacer más preciso el cálculo de índices de exposición y en consecuencia la dosis recibida.

Figura 5.1b Diagrama de cajón-bigote del Kerma en la superficie de entrada para radiografía de tórax en la proyección Lateral Izquierda (LatI) para el maniquí ART.



Como toda medición física que se realice el Kerma en aire tiene una incertidumbre que puede deberse a diversos factores: La naturaleza de la radiación, e instrumento de medición, el observador y algunas condiciones externas.

Cada uno de estos factores constituye por separado una fuente de incertidumbre y contribuye en mayor o menor grado a la incertidumbre total de la medida, para la incertidumbre asociada al sensor R/F del RaySafe® se tomó aquella registrada en el certificado de calibración (1.4%), para la distancia foco detector DFD se tomó una incertidumbre de 2.5cm para 1m de distancia y para la distancia del posicionamiento del sensor R/F 5mm en 1m, el factor por retrodispersión es un 8.5 % de la muestra medida. El documento implementación del Código de Prácticas de Dosimetría en Radiología Diagnóstica Reporte Técnico No. 147 de la IAEA, (2011) [73] ejemplifica valores de incertidumbre para la práctica clínica. Para factores de corrección por presión y temperatura puede asumirse un 0.1 % (IAEA, 2010).

La dosis en radiografía de tórax afecta principalmente el ruido de la imagen, el ruido se puede entender como las fluctuaciones (Borrosidades) no deseadas en la imagen, el ruido puede cubrir o reducir la visibilidad de ciertas estructuras, como se puede ver en las [Figuras No. 5.1e](#) en la proyección PA la imagen superior izquierda con una carga de 1.1 mAs se ve mucho más nublada que la imagen superior derecha con una carga de 2.1 mAs, la imagen nublada se entiende como un ruido mayor y la otra imagen es mucho más clara, esto también está determinado por la cantidad de dosis que recibe el maniquí 0.07768 mGy para la primera y 0.1437 mGy para la segunda en Kerma en aire, esto se aprecia claramente también con la dosis equivalente por dispersión a 1 metro 0.106 μSv y 0.233 μSv respectivamente como se evidencia en:

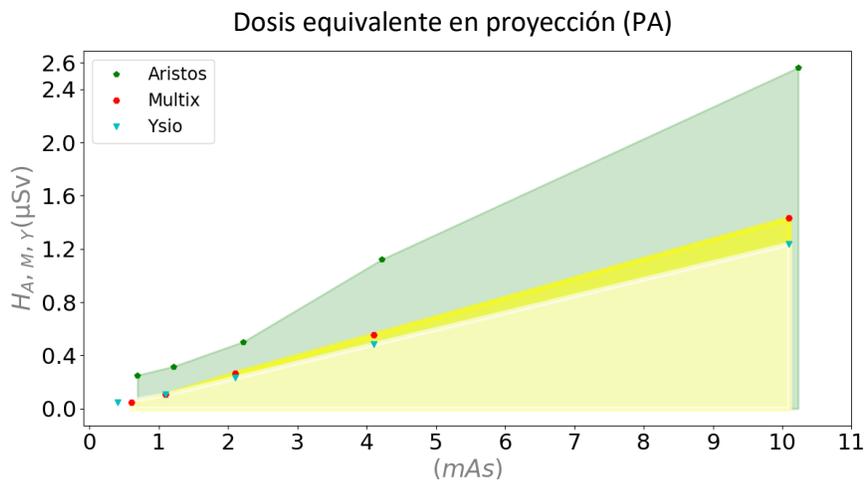


Figura 5.1c Gráfica de dosis equivalente a 1 metro de distancia del ART Phantom vs carga (P , mAs) en la proyección PA.

De la [Figura No. 5.1c](#) área blanca en Ysio, se puede establecer que a medida que aumenta la carga aumenta la dosis equivalente a 1m, así mismo el DAP en el detector. Si se observa la proyección LatI pasa exactamente lo mismo. Comparando las dosis de exposición con las imágenes radiográficas, ver [Figura No. 5.1e](#), a medida que aumenta la dosis de exposición se reduce el ruido, es común que exista algo de ruido anatómico en las radiografías de tórax, ya que las características anatómicas superpuestas como costillas, vasos pulmonares, corazón, mediastino y diafragma contienen densidades distintas, lo que reduce el paso de fotones X en los tejidos.

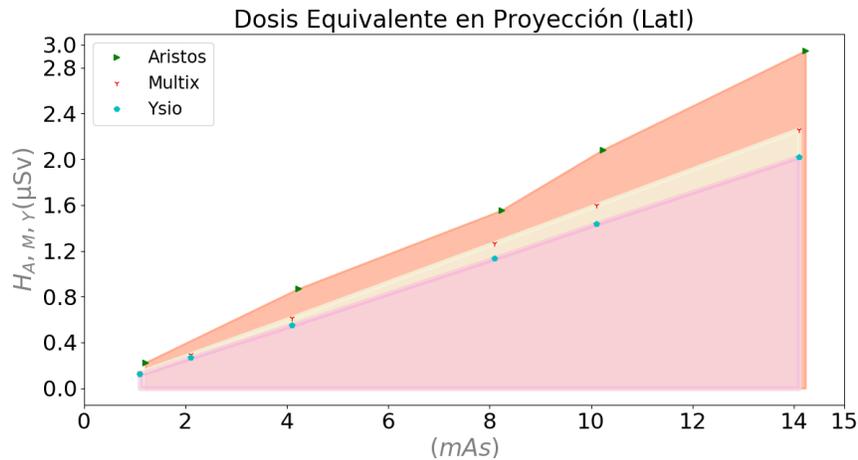


Figura 5.1d Gráfica de dosis equivalente a 1 metro de distancia del ART Phantom vs carga (P, mAs) en la proyección LatI.

Las Figuras No 5.1c y 5.1d muestran el consecuente aumento de la dosis equivalente dispersada a 1 metro de distancia del maniquí ART Phantom, es de apreciar que tanto en la proyección PA como en LatI las dosis equivalente es mucho mayor en el equipo Aristos que en los otros dos, área verde en PA y área coral en LatI esto permite entender que el tubo de rayos X con iguales parámetros de tensión y carga producen mayor cantidad de fotones, esto no representa una cantidad alta de dosis de exposición en lo absoluto, pero si puede representar un factor importante a la hora de tomar una técnica adecuada para el trabajo en los tres equipos, como podría ser bajar la cantidad de carga mAs para el equipo Aristos en comparación con el Ysio y el Multix para una misma técnica.

5.1.2. Análisis de la calidad de imagen para radiografía de tórax

Las imágenes fueron enviadas a PACS después haber sido tomadas, para posteriormente ser descargadas del AGFA¹². Se visualizaron en lectores DICOM, las imágenes llevaban un mínimo de procesamiento porque el AGFA está configurado de tal forma que se vea presentable para el radiólogo. Se analizó cada una de las imágenes por separado los cambios más notorios se refieren al ruido de las imágenes, tanto para la proyección en PA como LatI tal como se analizó en el punto anterior. Las imágenes tienen una buena resolución, con un contraste más alto para las imágenes con menor carga, la diferencia de grises (rango dinámico) es notable debido a las diferencias de cargas, y a pesar de que la técnica con carga de 10.1 mAs tenga buen contraste y bajo ruido no se

¹² Software de la compañía Agfa Gevaert®, en el cual se visualizan y se procesan las imágenes en el PACS de FVL.

toma como la mejor técnica puesto que al aumentar la carga se genera una mayor cantidad de fotones de rayos X que interactúan con el maniquí de tal forma que hay un exceso de fotones X que atraviesan órganos indispensables y no los dejan ver por completo por lo tanto se percibe muy oscura la imagen ver [Figura No. 5.1a](#) imagen inferior derecha. En conclusión se considera que en los valores de baja carga se obtiene una calidad de imagen aceptable para el estudio clínico en PA. La evaluación de los criterios para proyección en PA y LatI se realizó de acuerdo (CE, ICPR, y otros autores [74]).

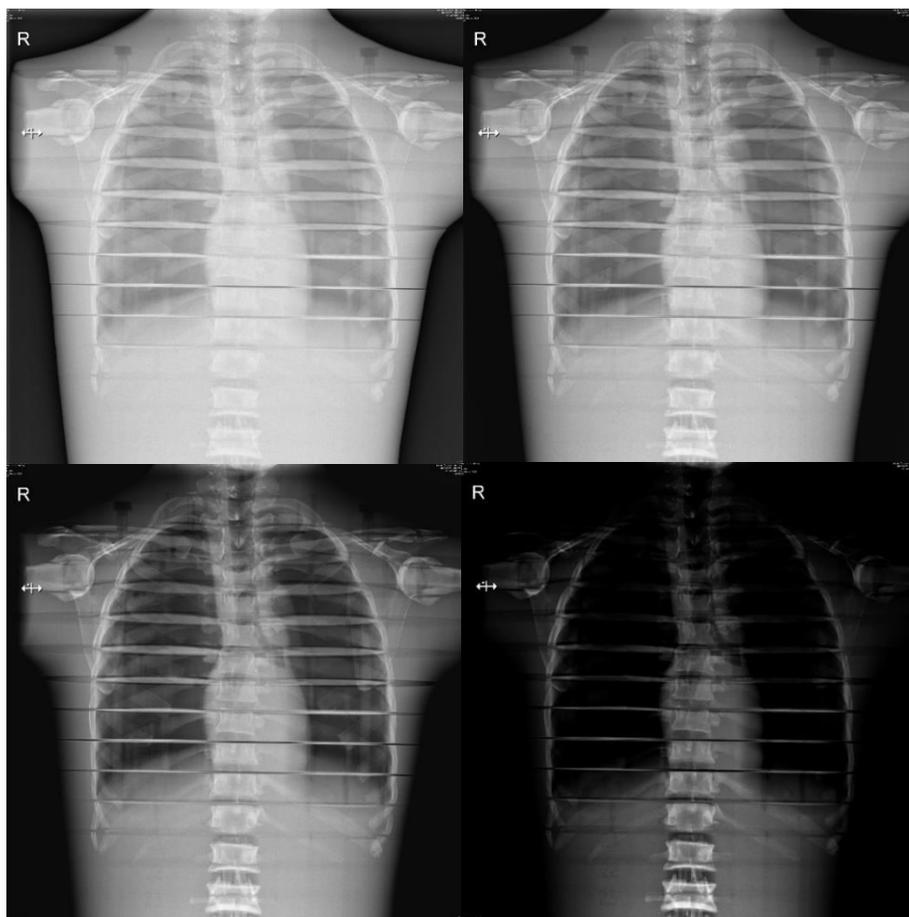


Figura 5.1e Radiografía en proyección PA del maniquí ART Phantom, La carga y DAP para cada imagen son: Superior izquierda $P=1.1$ mAs y $DAP=44$ ($mGy * cm^2$), Superior derecha $P=2.2$ mAs y $DAP= 93.8$ ($mGy * cm^2$), Inferior Izquierda $P=4.1$ mAs y $DAP=193.1$ ($mGy * cm^2$), e Inferior derecha $P=10.1$ mAs y $DAP=494.8$ ($mGy * cm^2$). (Tomado de Ysio).

La radiografía con carga 0.6 mAs es muy nublosa y no hay una visualización nítida en patrones vasculares y algunas venas. Las imágenes que cumplieron todos los criterios fueron las de carga 1.1, 2.1 y 4.1 mAs en la figura las dos imágenes superiores y la inferior izquierda por lo cual se calcula el promedio y se concluye que la imagen con mejor calidad debe tener una carga de 2.43 mAs para la proyección PA.

Para la proyección LatI la carga debe ser un poco mayor debido a que el maniquí ART Phantom se sitúa de lado con un espesor de 38 cm por esta razón la imagen con carga 1.1 mAs se ve más nublada que las otras y no se aprecia visualmente nítida la columna aórtica como uno de los criterios estipulados por la (CE, 1996), ver [Figura No. 5.1f](#) imagen superior izquierda. Se puede decir entonces que para imágenes con carga muy baja en proyecciones LatI no se considera como imagen de calidad aceptable.

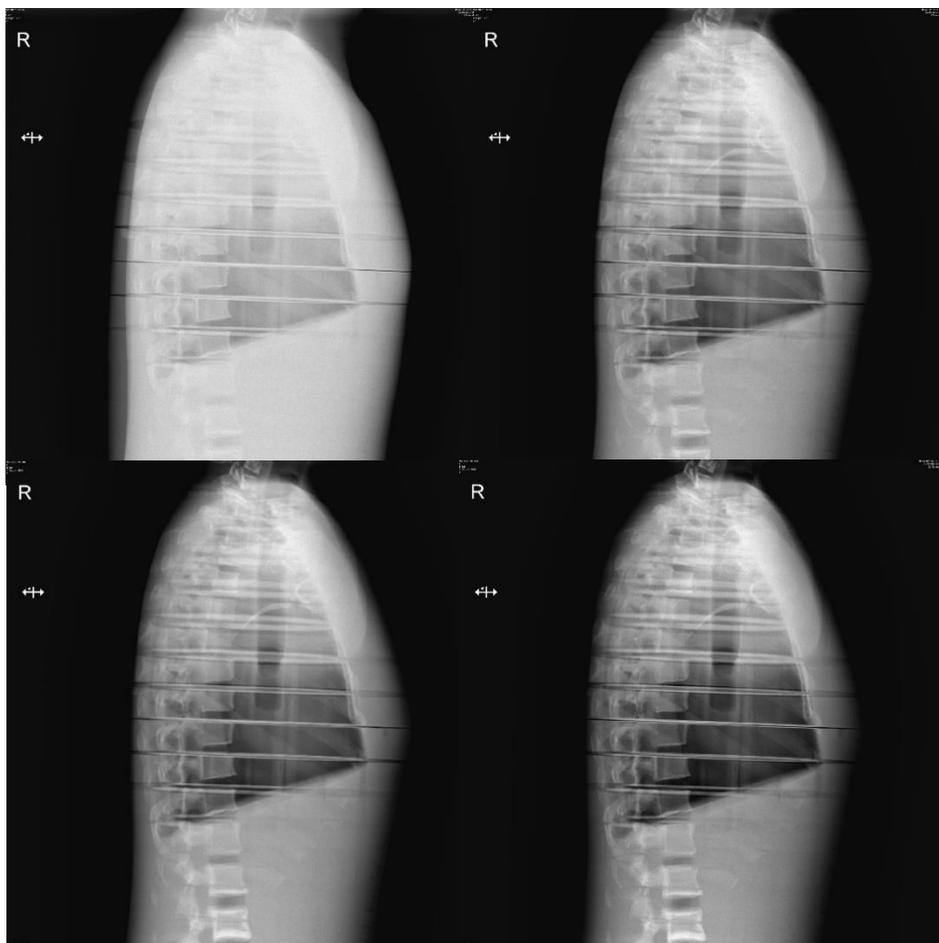


Figura 5.1f Radiografía en proyección LatI del maniquí ART Phantom, La carga y DAP para cada imagen son: Superior izquierda $P=1.1$ mAs y $DAP=43.8$ ($mGy * cm^2$), Superior derecha $P=4.1$ mAs y $DAP= 193.9$ ($mGy * cm^2$), Inferior Izquierda $P=10.1$ mAs y $DAP=496.2$ ($mGy * cm^2$), e Inferior derecha $P=14.1$ mAs y $DAP=695.5$ ($mGy * cm^2$). (Tomado de Ysio).

Por consiguiente las imágenes que superaron todos los criterios fueron las de carga 4.1, 8.1, 10.1 y 14.1 mAs respectivamente, encontrando el promedio se puede concluir que la imagen con mejor calidad debe tener una carga de 9.1 mAs para la proyección LatI. El número de exposiciones (imágenes adquiridas) por estudio y el nivel de calidad de imagen deberían limitarse al número

exigido para tomar imágenes clínicas (y no más). Una buena radiografía digital en FVL deberá tomarse con los parámetros descritos en [Tabla No. 5.1e](#) para los equipos Aristos, Multix e Ysio.

Tabla 5.1e Técnica para la mejor calidad de imagen.

Proyección	kV	DFD(cm)	mAs
PA	125	180	2.43
LatI	125	180	9.1

5.2. Resultados y Análisis Controles de Calidad de Imagen

Los estudios realizados a partir de los controles de calidad de imagen brindan un aporte significativo a la hora de valorar la calidad de la imagen digital, ya que evidencia el estado de cada uno de los factores que intervienen en la reconstrucción de la imagen, como lo son: resolución, contraste y ruido entre otros. El método y los materiales de las pruebas se encuentran estructurados en el [capítulo 3](#) y los resultados son mostrados y discutidos a continuación.

5.2.1. Pruebas de Calidad de Imagen

El análisis que se realiza de la imagen digital aporta información sobre las características del maniquí que muy difícilmente pueden obtenerse mediante observación directa de la imagen.

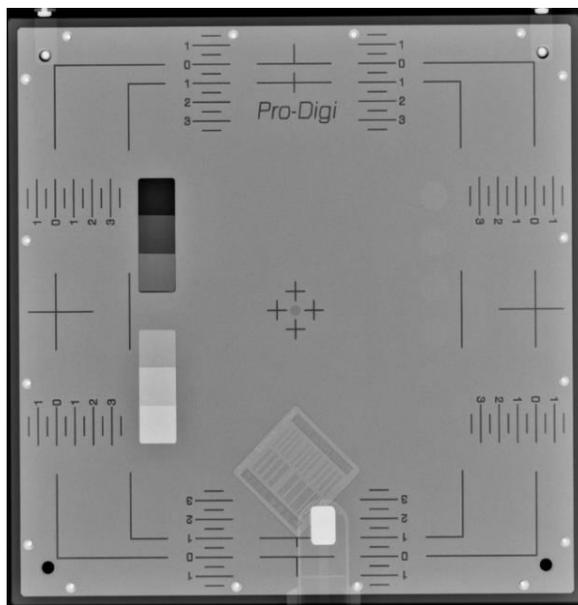


Figura 5.2a Radiografía del Pro-Digi Phantom de RaySafe con los siguientes parámetros: tensión de 70 kV, carga de 22 mAs, Kerma en aire medido a la entrada 10.27 μ Gy y 1 mmCu de filtración añadida. (Tomado del Equipo Multix Fusion)

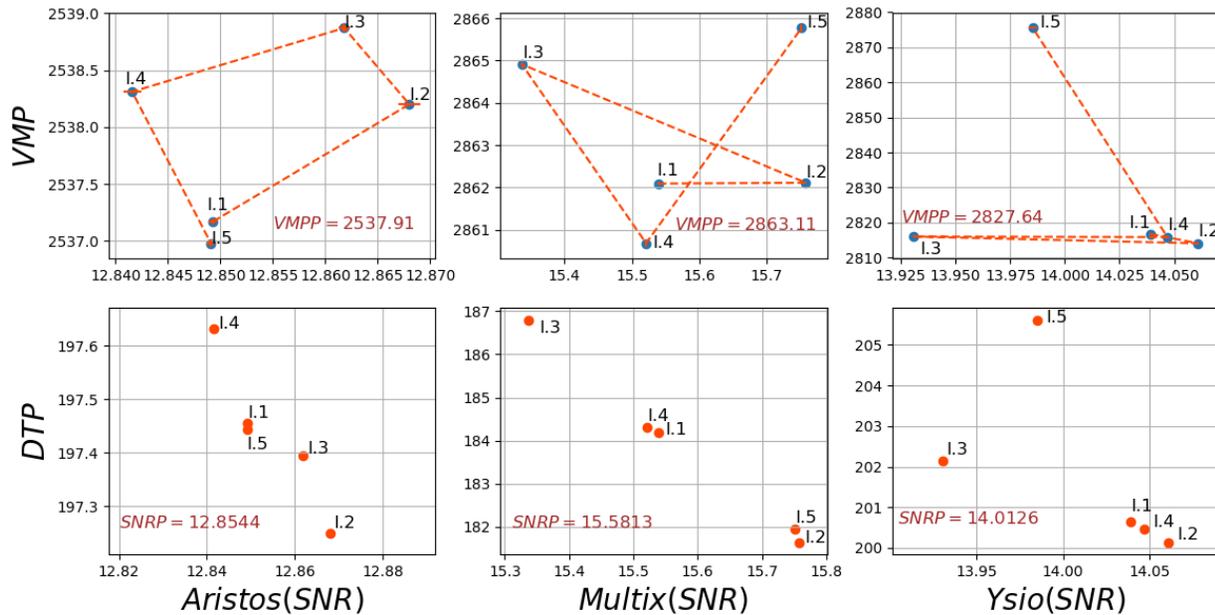


Figura 5.2b Resultados obtenidos en la prueba de uniformidad de imagen.

1. Uniformidad de la Imagen

En la [Figura No. 5.2b](#), I.1 se refiere a la imagen número 1 y así sucesivamente hasta la imagen 5 (I.5), el error relativo del valor medio de pixel (VMP) en relación con el promedio de VMP (VMPP) de las 5 imágenes está por debajo del 0.2 % por este motivo no se distingue en las imágenes. DTP es la desviación estándar del valor medio de pixel. Se determinó tomar una ROI completa de 30 X 30 cm debido a que la imagen tenía un aspecto muy limpio, poco ruido y ningún artefacto, esto permite realizar el análisis a la imagen completa. El programa utilizado para hacer el análisis fue el [ImageJ](#) que calcula el número de pixeles por coordenada, tanto VMP, DTP y SNRP fueron calculados según la teoría planteada. (SEFM y Samei et al. [75]) establecen que el valor de pixel promedio debe ser inferior al 20 % entre las ROI's de la imagen y de igual forma debe estar dentro del $\pm 10\%$ de la SNR en la ROI promedio para que sea aceptable, como se tomó una ROI general para el detector, esta se comparó con cada una de las ROI tomadas. Se encontró que los tres detectores poseen una matriz activa muy limpia y efectiva ya que cada uno de los VMP presenta un error relativo muy pequeño en relación con el promedio (VMPP) de igual forma la diferencia de señal/ruido (SNR) entre cada imagen es mínima.

El uso de detectores que no superen este estándar puede generar imágenes defectuosas y esto llevar a una imagen de baja calidad que puede representar un diagnóstico erróneo, por tal motivo esta prueba es fundamental a la hora de estudiar la calidad en la imagen. En la [Figura No. 5.2b](#) se evidencia la variación del DTP y SNR, la desviación típica representa pixeles que están alejados de su valor medio por tal motivo entre más pequeña sea la DTP mejor será la relación de señal y ruido, una SNR alta representa una buena imagen digital. La constancia del Kerma en aire a la entrada del detector representa un factor necesario para que el número de pixeles no varíe de una forma drástica ya que el aumento de dosis se daría por mayor cantidad de fotones de rayos X producidos y capturados por la matriz activa lo que representaría una relación señal/ruido mayor.

2. Distorsión de la Geometría y Tamaño de Campo

Tabla 5.2a Medias de alto y ancho con su respectivo error relativo en comparación a sus mediadas reales.

Aristos						
# Imag.	T. Ancho(mm)	T. Alto(mm)	Ancho(mm)	Alto(mm)	ϵ Alto (%)	ϵ Ancho (%)
1	260	260	264.666	264.354	1.794	1.674
2	260	260	264.502	264.502	1.731	1.731
3	260	260	264.571	264.261	1.758	1.638
4	180	240	182.908	244.712	1.615	1.963
5	180	240	182.162	244.234	1.201	1.764
Multix						
# Imag.	T. Ancho(mm)	T. Alto(mm)	Ancho(mm)	Alto(mm)	ϵ Alto (%)	ϵ Ancho (%)
1	260	260	260.31	267.175	0.119	2.759
2	260	260	267.049	267.048	2.711	2.710
3	260	260	267.464	266.821	2.870	2.623
4	180	240	180.884	246.302	0.491	2.625
5	180	240	181.832	246.45	1.017	2.687
Ysio						
# Imag.	T. Ancho(mm)	T. Alto(mm)	Ancho(mm)	Alto(mm)	ϵ Alto (%)	ϵ Ancho (%)
1	260	260	259.374	266.735	0.240	2.590
2	260	260	261.434	269.388	0.551	3.610
3	260	260	266.087	265.768	2.341	2.218
4	180	240	184.05	244.747	2.250	1.977
5	180	240	181.545	244.801	0.858	2.001

Esta prueba es de relevancia a la hora de verificar que la imagen que está capturando el equipo de radiografía digital tenga efectivamente las dimensiones reales del objeto y no presente distorsión. El Pro-Digi Phantom tiene escalas de medida definidas que con la ayuda de la regla de medida del programa ImageJ, se midió alto y ancho en las dos cuadrículas definidas dentro del maniquí de 26 x 26 cm y 24 x 18 cm. La [Figura No. 5.2c](#) muestra las mediadas realizadas con el equipo Aristos

tanto alto y ancho de las dos cuadrículas evidenciando que las medidas realizadas con la regla del programa están muy cercanas a sus valores reales, esto se puede evidenciar mejor en la [Tabla No. 5.2a](#) donde se muestra el valor del error como ϵ Alto (%) y ϵ Ancho (%). El (PCCR de SEFM) establece que las medidas de distancia de un objeto definido deben estar dentro del $\pm 5\%$ de su valor real.

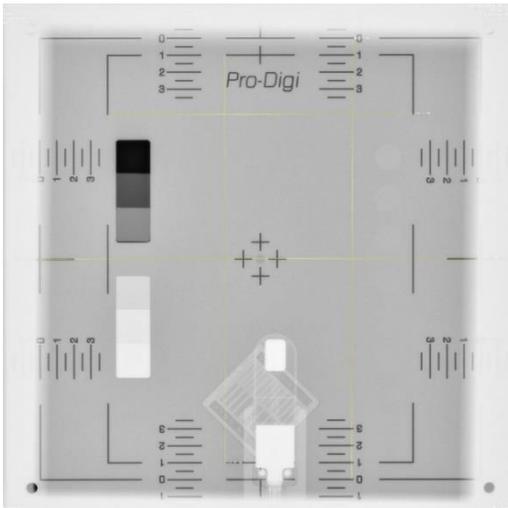


Figura 5.2c Medida del tamaño de campo y exactitud de las dimensiones del Pro-Digi Phantom tomado de

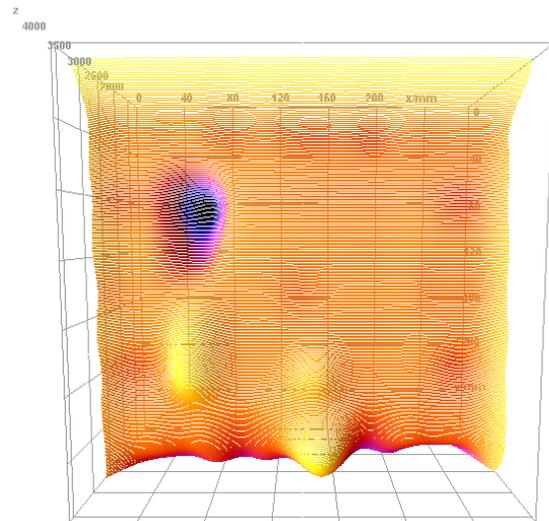


Figura 5.2d Imagen en líneas del contorno del Pro-Digi Phantom.

La [Figura No. 5.2d](#) muestra el contorno del Pro-Digi Phantom en líneas de colores para verificar la singularidad (No distorsión) de la imagen. Como se evidencia, la mayor parte del tablero las líneas en color naranja y con la misma pendiente no presentan ningún tipo de artefacto o aberración

3. Función de Respuesta del Detector

Es muy conocido que los detectores digitales tienen un rango dinámico mucho más amplio que los convencionales y evidentemente tienen una respuesta lineal como se observa en la [Figura No. 5.2e](#), esto en la práctica clínica elimina virtualmente el riesgo de una exposición fallida, En las 7 imágenes se aprecia la diferencia de gris entre cada uno de los escalones como lo aconseja el constructor del maniquí, con esto se logra comprobar la efectividad del extenso rango dinámico que tiene el detector para el equipo.

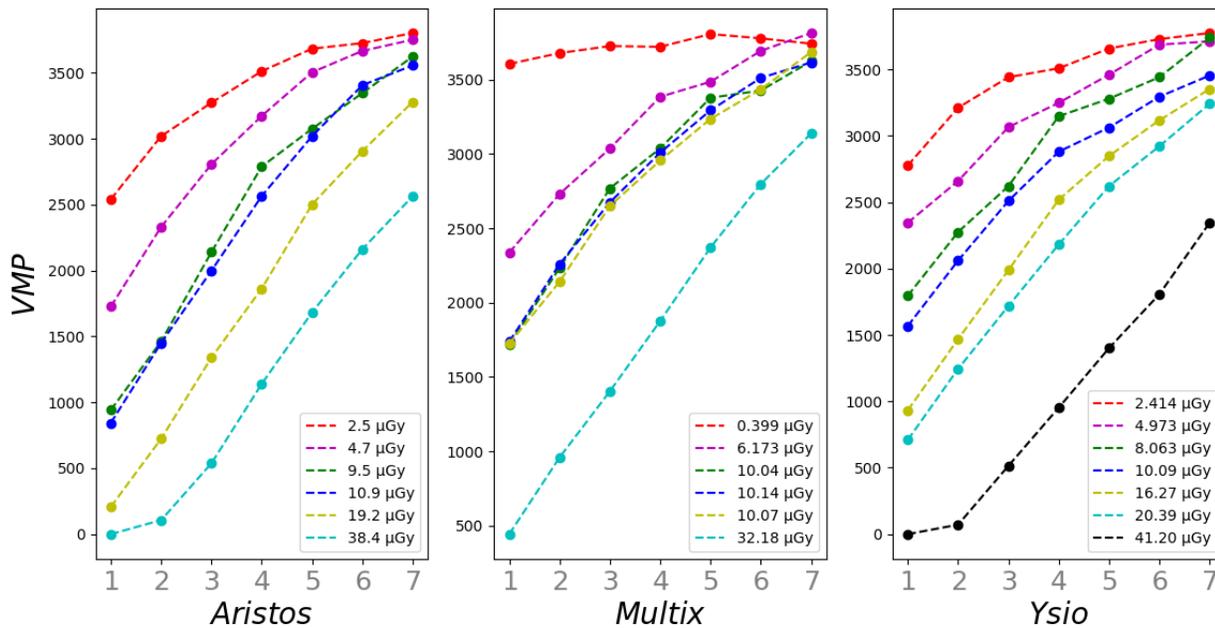


Figura 5.2e Número de píxeles medido en la coordenada central de cada uno de los escalones del rango dinámico donde 1 es el elemento más oscuro y 7 el elemento más claro.

La zona del maniquí para análisis de rango dinámico está construido como una escalera de cuñas de cobre con distinto espesor cada escalón, donde la zona más oscura escalón 1 representa un escalón con espesor de 0 mm, segundo escalón 0.30 mm, tercer escalón 0.65 mm, cuarto escalón 1 mm, quinto escalón 1.40 mm, sexto escalón 1.80 mm y séptimo escalón 2.30 mm de cobre, ver [Figura No. 5.2e](#) de 1 a 7. Conocer la diferencia de los espesores de cobre en cada escalón permite entender que cantidad de píxeles forma la imagen en el detector a medida que se varía la carga, como se puede ver en la figura el número de píxeles aumenta por escalón, para la primera imagen (dosis de 2.5 μGy línea roja), el escalón 1 en el equipo Aristos se reportaron 2540 píxeles, para el siguiente escalón subió el número de píxeles y así sucesivamente hasta el escalón No. 7 con 3802 píxeles comprobando que el número de píxeles formados por el detector es directamente

proporcional al espesor de prueba, esto sucede debido a que la matriz de carga del detector recibe más fotones de rayos X en la zona de menor espesor y son llenados más pixeles que en las zonas de mayor espesor, esto se evidencia mucho más a medida que se aumenta la carga, ya que si se aumenta la carga el tubo de rayos X produce una mayor cantidad de fotones y la matriz de carga en el detector es llenada por más fotones reduciendo el número de pixeles libres.

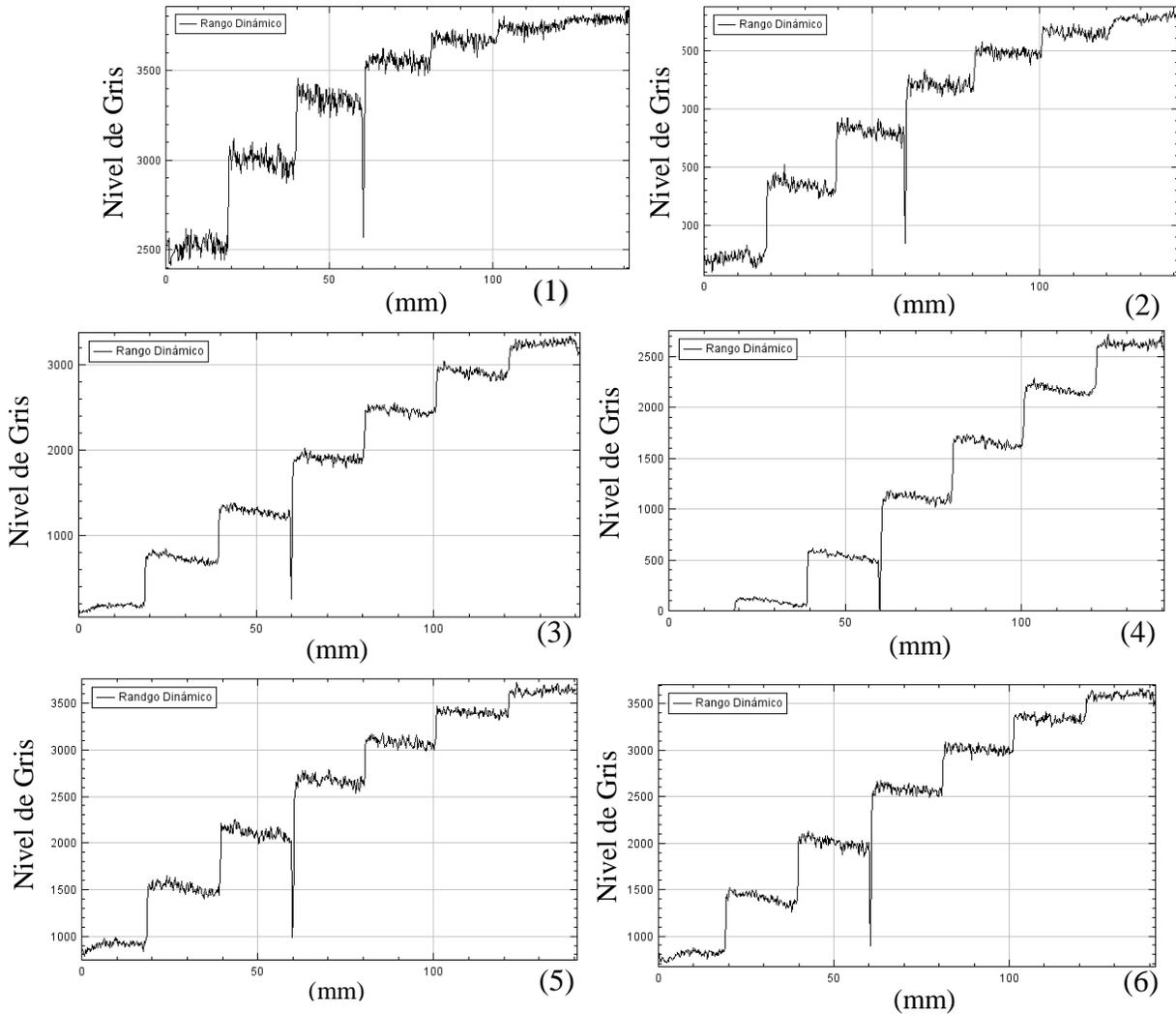


Figura 5.2f Gráficas ilustrando el rango dinámico para distintos valores de carga (Aristos), Kerma en aire medido a la entrada en (μGy) para: imagen 1 $K=2.5$, imagen 2 $K=4.7$, imagen 3 $K=9.5$, imagen 4 $K=10.7$, imagen 5 $K=19.2$ e imagen 6 $K=38.4$.

Uno de los aspectos más importantes de tener en cuenta en el rango dinámico es como responde el detector digital a las variaciones de dosis de radiación, para esto se estudió la diferencia de gris en las imágenes en cada una de los aumentos de dosis. Como se observa en la [Figura No. 5.2f](#)

(análisis en el equipo Aristos), Se distinguen todos los niveles de gris para cada escalón en las 6 graficas, se analiza la [Gráfica \(1\)](#), donde se observa que en los últimos dos escalones casi no se diferencian los grises y la dosis de radiación para esta imagen es de 2.5 μGy en la siguiente [Gráfica \(2\)](#) con una dosis de radiación de 4.7 μGy son apreciables los 7 escalones pero la diferencia de grises en los últimos dos es corta aún, para la [Gráfica \(3\)](#) con una dosis mayor los escalones se distinguen perfectamente al igual que en la [Gráfica \(4\)](#) con una dosis más alta de las anteriores, si observamos la [Gráfica \(5\)](#) con una dosis de kerma en aire a la entrada de 19.2 μGy se distinguen perfectamente los grises y se aprecia la diferencia para cada escalón, además la curva de respuesta de la forma $\text{Pixel} = a + b * \log(\text{Kerma en aire})$ donde a y b son coeficientes de linealidad presenta un coeficiente de determinación de 0.966 para las imágenes tomadas en Aristos totalmente dentro del rango de tolerancia, de la misma manera coeficientes de determinación de 0.958 y 0.954 para Multix e Ysio, esto permite comprobar que a medida que se aumenta la dosis mejora la función de respuesta del detector.

4. Resolución Espacial

Uno de los puntos de alta relevancia en la valoración de la calidad de la imagen consiste en determinar la resolución espacial. La zona del maniquí se muestra en la [Figura No. 5.2g](#), está compuesta por 20 grupos de líneas horizontales formados por tres líneas opacas con distinto calibre cada grupo, cuya distribución espacial va de 0.6 a 50 pares de línea por milímetro (LP/mm), por lo cual determinar la resolución de la imagen significa determinar hasta qué grupo se pueden

distinguir las tres líneas con un contraste suficiente.

La [Tabla No. 5.2b](#) muestra la resolución obtenida de las imágenes tomadas en los tres equipos, así como los parámetros usados para la obtención y la dosis de kerma en aire a la entrada del maniquí.

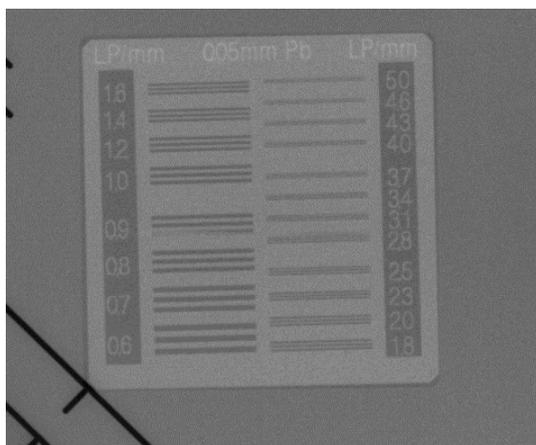


Figura 5.2g Subimagen Resolución Espacial (Ysio)

Tabla 5.2b *Limites de resolución espacial en los equipos Aristos, Multix e Ysio.*

Aristos				
# Imagen	kV	mAs	<i>K</i> (mGy)	Resolución (LP/mm)
1	60	5	0,1217	2.8
2	60	10	0,2398	2.8
3	60	8	0,1927	2.8
4	60	8	0,1947	2.8
5	60	8	0,1949	2.8
6	60	13	0,3017	3.1
7	60	13	0,3024	3.1
Multix				
1	50	20	0,5198	2.8
2	50	20	0,5206	2.8
3	50	20	0,5207	2.8
4	50	50	1,306	3.1
5	50	50	1,305	3.1
6	50	50	1,304	3.1
Ysio				
1	60	4	0,1077	2.5
2	50	4	0,06662	2
3	60	8	0,2186	2.8
4	60	8	0,2197	2.8
5	60	8	0,2196	2.8
6	60	10	0,2736	3.1
7	60	16	0,4424	3.1

Esta prueba se hace con una tensión baja debido a que se necesita un buen contraste para poder observar mejor los pares de líneas en la imagen del maniquí, se observa que la resolución es directamente proporcional al aumento de la carga y esto se nota mucho mejor en la nitidez de la imagen, para los tres equipos las cargas más altas presentaron la mejor resolución espacial 3.1 LP/mm, el manual de operación de los equipos presenta en su datasheet una resolución de 3.6 LP/mm para la frecuencia de Nyquist (máxima frecuencia espacial). El tamaño y la cantidad de pixeles en la matriz del detector están directamente relacionados con la resolución espacial que se puede producir en la imagen digital. Por lo tanto, el objeto resoluble más pequeño no puede ser más pequeño que el tamaño del pixel [75]. Si se tiene en cuenta lo anterior un mayor número de pixeles en la matriz permitiría crear imágenes con mayor resolución espacial. 3.1 LP/mm es una resolución alta en la imagen teniendo en cuenta que 3.6 LP/mm es la resolución ideal en el detector. Una resolución alta representa objetos más pequeños, además la resolución espacial de un sistema de radiografía digital puede estar limitada por la calidad de la pantalla de la computadora donde se estudie la muestra. Por otro lado, como no se cuenta con una medición de resolución previa no se

puede ser más preciso, estos resultados serán de importantísima relevancia para estudios posteriores de resolución espacial, ya que se podrá hacer un estudio retrospectivo de resolución y comparar con los mismos parámetros tomados, donde la resolución no deberá cambiar con el tiempo.

5. Sensibilidad de contraste

La zona de bajo contraste está compuesta por 6 elementos de bajo contraste. Los discos en toda la zona de contraste tienen el mismo diámetro, pero cada uno de los discos tiene un espesor distinto. La [Figura No. 5.2h](#) muestra los resultados de las imágenes tomadas en el equipo Ysio donde se alcanza a percibir el contraste más bajo sobre 1.2 %, vemos que el porcentaje de bajo contraste tiende a disminuir (aumenta el contraste) cuando aumenta la carga esto debido a que el tiempo de exposición aumenta con la carga entonces la cantidad de fotones que interactúan con el maniquí es mucho mayor y como el espesor de cada uno de los discos es distintos, los discos retienen mayor cantidad de fotones por el aumento de espesor en los mismo y se diferencia un mayor contraste.

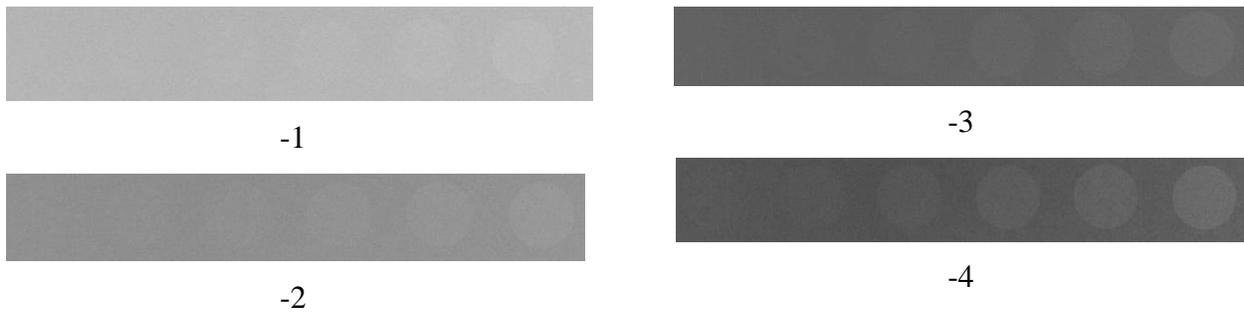
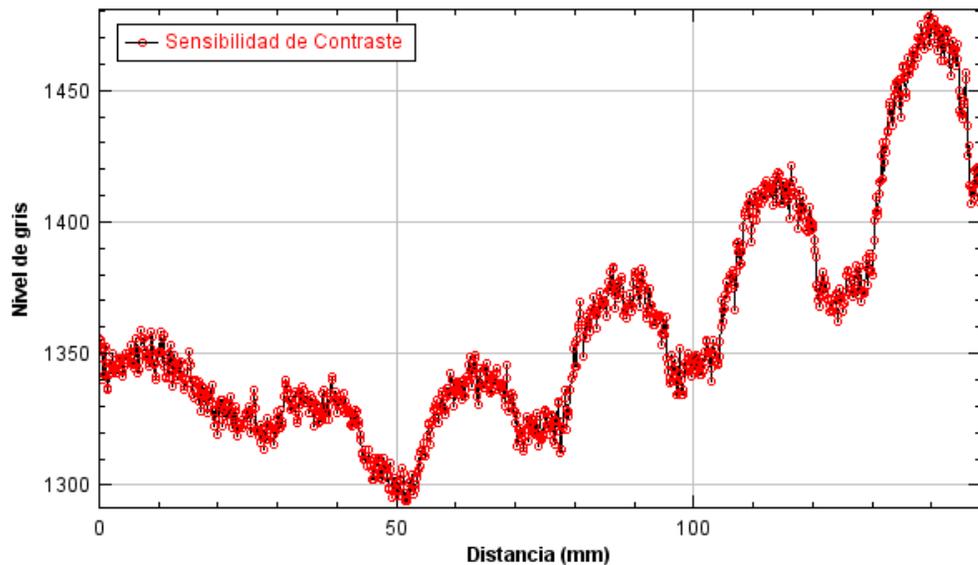


Figura 5.2h Zonas de bajo contraste tomado con los parámetros indicados en la [Tabla No. 5.2c](#) para el equipo Ysio.

Figura 5.2i Diferencia de gris respecto a la distancia, imagen de contraste con tensión de 70 kV y 4.1 mAs de carga del equipo Ysio.



Por otro lado los parámetros de estimación de contraste se pueden evidenciar por la diferencia de grises respecto a su fondo, esto lo observamos en las [Figuras No. 5.2i](#) lineal , donde el disco número 1 con coordenada en X de 140 mm y un porcentaje de bajo contraste de 5 %, presenta un valor en la escala de grises cerca de los 1600 en Z y tiene un tono mucho más claro, a medida que se estudia el disco siguiente se aprecia un oscurecimiento leve en el valor de gris y los valores de bajo contraste mucho más oscuros. El aumento de dosis es directamente proporcional al contraste de la imagen como se observa en la [Tabla No. 5.2c](#).

Tabla 5.2c *Diferencia de Kerma en aire la entrada y la diferencia de porcentaje en contrastes.*

Aristos				
# de imagen	kV	mAs	<i>K</i> (mGy)	(%) de bajo contraste
1	70	1.18	0.023	2.00
2	70	2.21	0.0669	1.20
3	70	4.22	0.1332	1.20
4	70	8.22	0.2662	1.20
Multix				
1	70	1.1	0.04725	2.00
2	70	2.1	0.1012	1.20
3	70	4.1	0.2112	1.20
4	70	8.1	0.4295	1.20
Ysio				
1	70	1.1	0.03422	2.00
2	70	2.1	0.07191	2.00
3	70	4.1	0.1515	1.20
4	70	8.1	0.3094	1.20

Las imágenes de más baja dosis pueden ser más difíciles de diferenciar por el exceso de ruido, el contraste es menor ya que el ruido no permite que la matriz de pixeles capture de una forma homogénea la misma cantidad de fotones y esto hace que la imagen no tenga una intensidad de brillos uniforme, por el contrario para las imágenes con dosis mayor la matriz activa captura de una forma más homogénea los fotones que llegan a ella y esto brinda que la imagen tenga un buen contraste como los mostrados en la [Tabla No. 5.2c](#) para las cargas más altas.

6. Ruido de fondo

Se hicieron 4 pruebas en cada uno de los equipos con los parámetros más bajos que los equipos permiten, 4 kV de tensión y 0.5 mAs de carga. La intención en esta prueba es verificar si existe algún tipo de señal o ruido inherente al sistema, como el colimador está totalmente cerrado y se interpuso un protector de plomo entre el detector de imagen y el tubo de rayos X, la dosis de Kerma en aire a la entrada medida con el sensor R/F del RaySafe® es cero para absolutamente todas las

mediadas. Que la dosis de radiación medida sea cero garantiza que no exista ruido relacionado con la dosis de exposición, se registraron algunos valores muy bajos de DAP en los tres equipos, estos valores de DAP están dentro del rango de incertidumbre proporcionado por el fabricante por lo cual no representa presencia de dosis en el detector ni fotones de rayos X en la matriz activa. Los valores de VMP registrados por el detector en los tres equipos están por encima de los 3760 pixeles en promedio, esta cantidad de pixeles es alta con toda lógica ya que la matriz de carga en el detector no está recibiendo ningún fotón emitido por los rayos x y la variación en cada uno de los detectores es muy corta, si se analiza los VMP del detector de Aristos estos van de los 3808.45 a los 3813.47 pixeles en promedio, un rango de 5 pixeles de diferencia que es prácticamente nula, esta variación de pixeles se debe a la fluctuación en la fuente de energía o a interferencias en el detector. De igual forma, el equipo Multix con 1 pixel de diferencia y 7 pixeles en Ysio no representanta algún ruido inherente en el sistema.

Los DTP para el equipo Aristos son muy pequeños, esto quiere decir que los valore de VMP estuvieron muy cercanos al promedio en cada coordenada de la matriz, y esto se evidencia en una SNR alta para el equipo, La SNR de Aristos es más alta que la del Multix y la del Ysio respectivamente, esto permite concluir que el detector de Aristos presenta un escaso ruido de fondo inherente al sistema para condiciones iguales de exposición, lo que no quiere decir que los equipo Multix o Ysio tengan un ruido de fondo significativo.

Se realizó un gráfico en 3D para evaluar la diferencia de grises en el detector para cada una de las pruebas tomadas en los equipos, en la [Figura No. 5.2j](#) se muestra la diferencia de grises en todo el detector digital del equipo Multix, en las 4 imágenes graficadas se percibe un nivel homogéneo de grises, la rugosidad de cada una de las imágenes es muy escasa y no se presenta ningún nivel anormal de gris que represente una fluctuación indebida en el sistema. En la coordenadas entre 0 y 50 mm en los ejes x y y se aprecia un nivel de gris un poco mayor a los otros, esto no representa un cambio abrupto en la matriz de carga, y puede deberse a que alguna coordenada en ese rango de la matriz tenga menos sensibilidad que el resto, lo que no representa un riesgo de ruido asociado por alguna falla, de hecho la imagen física es muy plana y nítida en todo el contorno, en los otros equipos no se presenta alguna irregularidad y se concluye que el ruido de fondo es bajo muy bajo en los tres detectores de imagen.

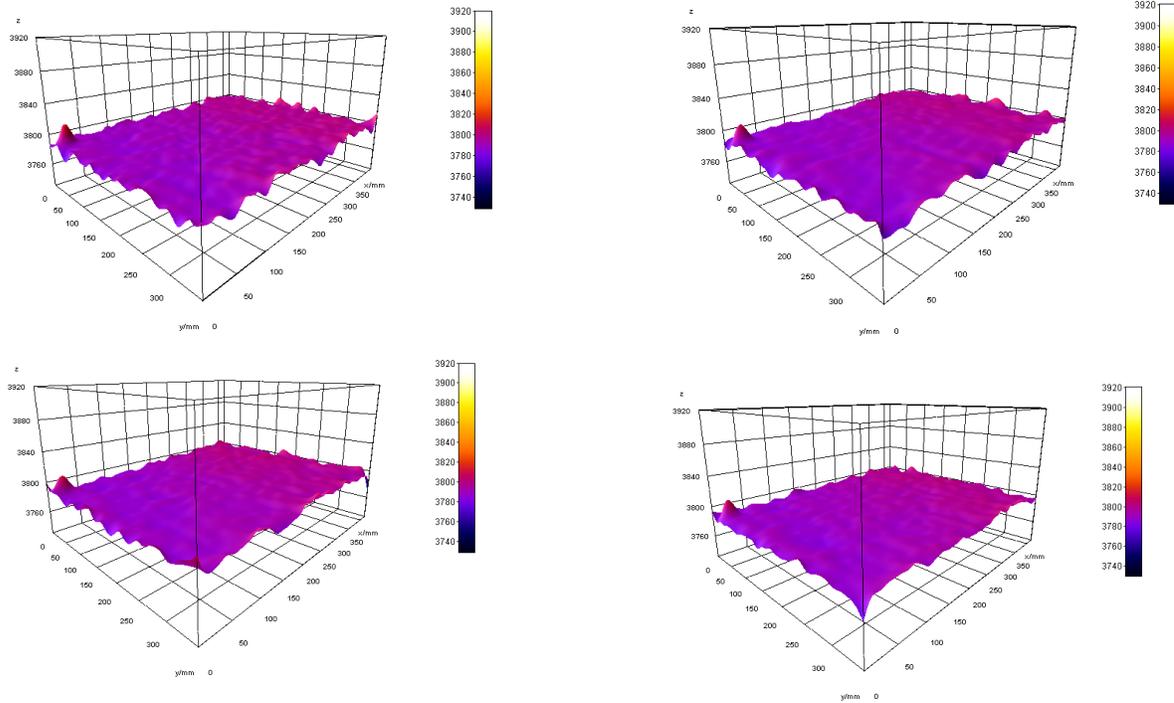


Figura 5.2j Gráficas ilustrando el ruido de fondo en el sistema para el equipo Multix con los parámetros de muestra más bajos en el equipo, tensión 40 kV y carga 0.5 mAs.

7. Ruido

El ruido es un factor determinante a la hora de valorar la calidad de imagen de un equipo de radiografía digital, se tomaron de 6 a 7 imágenes de prueba por equipo. La [Figura N_o 5.2k](#) muestra como el DTP aumenta a medida que aumenta el Kerma en aire a la entrada, de acuerdo a (IPEM, 2005) un detector caracterizado por una respuesta lineal la DTP (Ruido) ha de ser proporcional a la raíz cuadrada de la exposición. Los coeficientes de determinación en los tres casos son mayores a 0.94 comprobando la linealidad del detector, por tal razón no fueron linealizados los VMP y DTP.

El ruido del detector se vuelve más significativo a niveles de baja exposición una SNR más baja, mientras que para niveles de exposición más altos, el ruido cuántico y el ruido anatómico dominarán en las radiografías médicas una SNR más alta. Para los tres detectores a medida que se disminuye el VMP aumenta el SNR, tiene sentido ya que las diferencias de calidad de imagen con respecto a SNR son significativas si se evalúa la imagen por la cantidad de Kerma en aire a la entrada, por ejemplo para el equipo Ysio la SNR para la dosis más baja 2.414 μGy de Kerma en aire es 48.1 y aumenta a medida que aumenta el Kerma en aire, disminuye el ruido en la imagen.

Otra forma de analizar el ruido es evaluar el espectro de potencia de ruido que se expondrá más adelante.

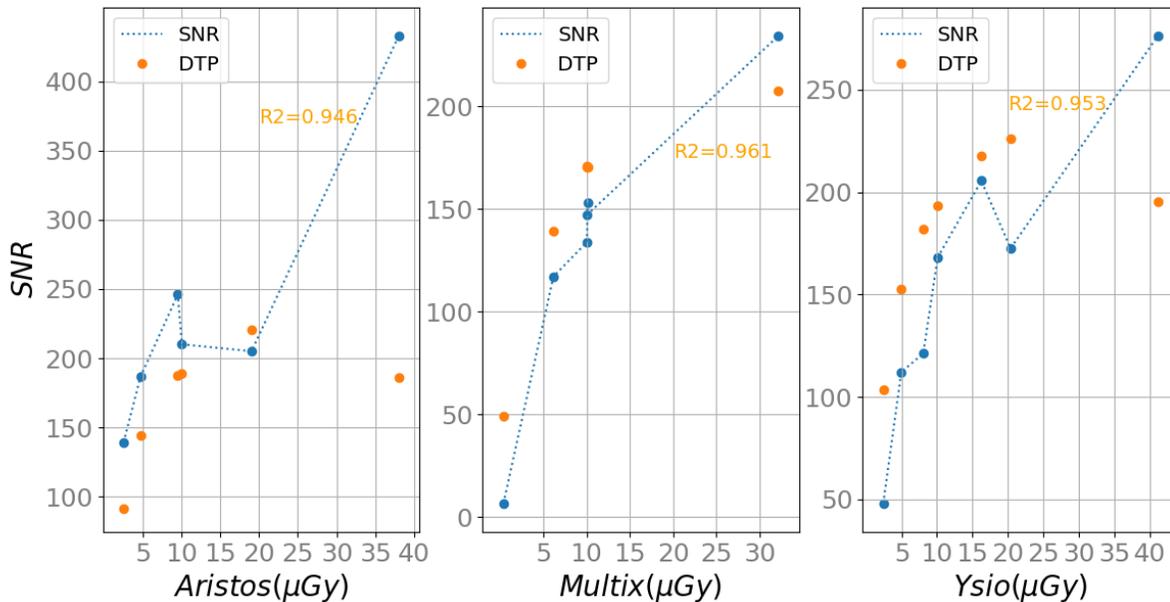


Figura 5.2k Distribución SNR con respecto al Kerma en aire a la entrada, donde R2 es el coeficiente de determinación.

8. Elementos en la Imagen

Se tomaron 4 imágenes sin parrilla antidifusora para cada equipo, donde se inspecciono la presencia de algún elemento extraño en la imagen, el no uso de la parrilla antidifusora es debido a reducir la cantidad de fotones de rayos x que son redireccionados por la rejilla, para una cantidad de kerma en aire a la entrada de aproximadamente 10 μGy , en las siguiente [Tabla No. 5.2d](#), se muestra el $KI(\mu\text{Gy})$ referido a Kerma en aire a la entrada corregido por la ley del cuadrado inverso de la distancia, esto para tener mayor precisión de la dosis de exposición en la superficie del detector digital, Esto permite evaluar una mayor cantidad de pixeles para igual dosis de exposición.

Tabla 5.2d VMP sin rejilla para verificar elementos en la imagen.

# Imagen	Aristos		Multix		Ysio	
	VMP	$KI(\mu\text{Gy})$	VMP	$KI(\mu\text{Gy})$	VMP	$KI(\mu\text{Gy})$
1	2572.61	6.875	2388.32	7.145	2419.84	6.815
2	2573.38	7.152	2390.52	7.159	2424.24	6.845
3	2573.95	6.736	2401.32	7.173	2424.77	6.891
4	2573.06	6.736	2406.78	7.229	2426.27	6.864

La [Tabla No. 5.2d](#) evidencia una constancia en los VPM a lo largo de los 3 equipos corroborando que la matriz activa no presenta inconsistencia por desviación anormal del número de píxeles.

9. Calibrador de Dosis en el Detector

Los resultados para determinar la exactitud de dosis en el detector se encuentran en la [Figura No. 5.2l](#), IE es índice de exposición proporcionado por el equipo, $K(\mu Gy)$ es el kerma en aire a la entrada medido con sensor R/F y $Kl(\mu Gy)$ es el $K(\mu Gy)$ corregido por el inverso del cuadrado de la distancia, fue necesario usar la ecuación de exposición de dependencia $x(\mu Gy)$ ver ecuación 3.6 en el [capítulo 3](#), con los parámetros referidos a la calidad RQA5 [76]. La prueba se hizo con un filtro de cobre de 1 mm de espesor siendo necesario hacer un ajuste de linealización, la precisión entre el $x(\mu Gy)$ comparado con kerma en aire corregido por el inverso al cuadrado estuvo dentro de los 9% para todos los niveles de exposición.

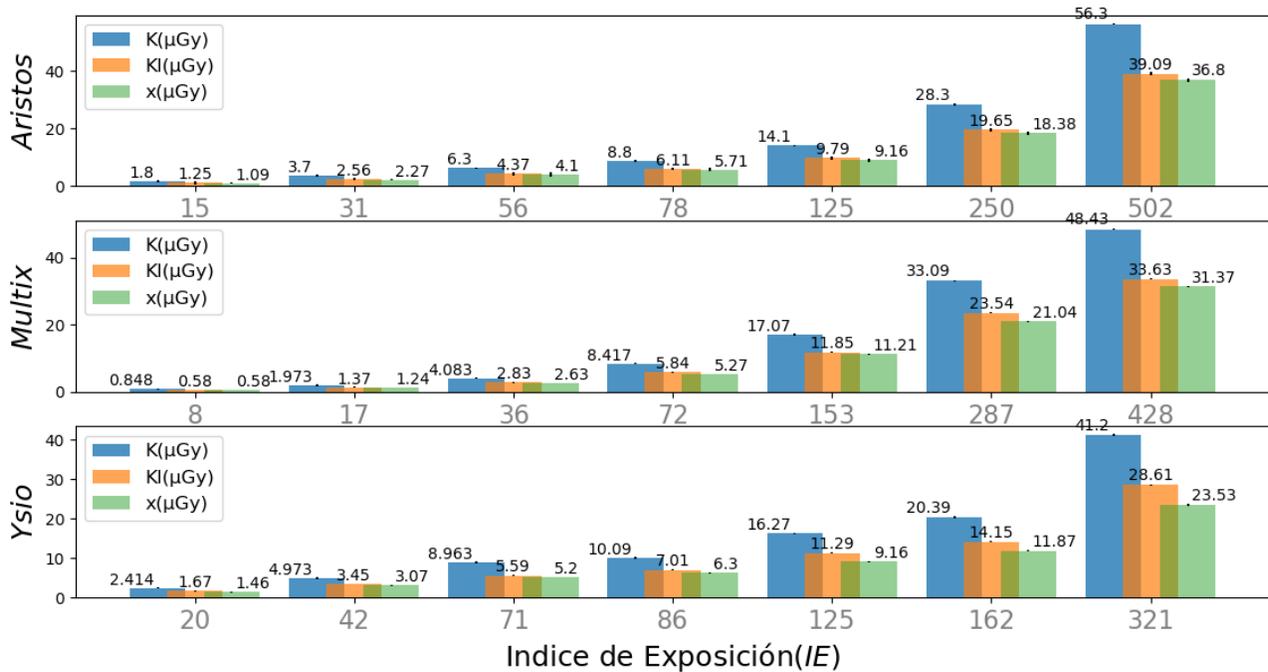


Figura 5.2l Resultados para calibrador de dosis en el detector.

La mayor desviación para el equipo Aristos se presentó para los valores más bajos de carga a diferencia del equipo Ysio, esto puede deberse a la precisión de la cámara de ionización en los detectores de imagen, ya que el equipo Aristos es el que más tiempo lleva en la institución y su uso ha sido ampliamente mayor. La exposición $x(\mu Gy)$ en el detector se calculó utilizando una

corrección geométrica apropiada y la relación entre el centro y la exposición periférica en el detector. La grafica evidencia la correlación lineal entre IE y K (μGy), por lo cual se puede concluir que el IE depende de la carga. A medida que se aumenta la carga aumenta el IE.

5.2.2. Análisis MTF, NPS y DQE

Una caracterización completa de las propiedades físicas de la calidad de imagen en radiografía digital requieren la determinación de la MTF, NPS y DQE [77]. El equipo Multix fue cambiado en los últimos días, por lo cual no se pudo analizar la parte final del trabajo para este equipo.

1. MTF

Para medir MTF se usó un borde de cobre de 1 mm de espesor para la calidad de haz de RQA5 como lo especifica la norma IEC, el dispositivo de prueba se puso en contacto con la superficie del detector y se inclinó ligeramente con respecto a la matriz de pixeles.

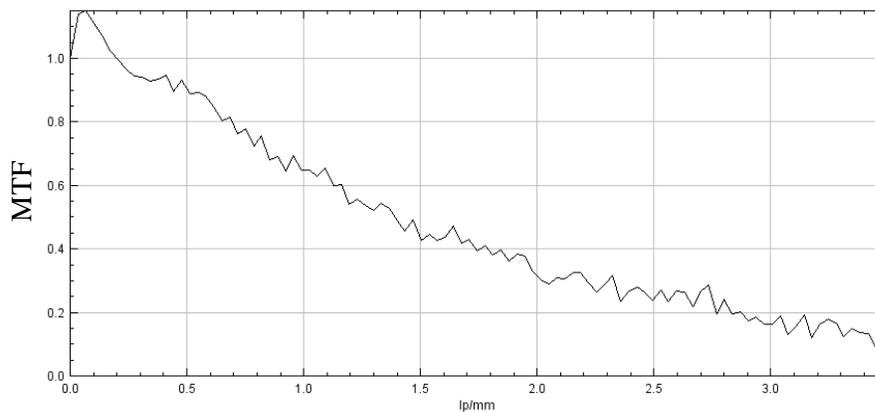


Figura 5.2.2a MTF analizado para un valor de Kerma en aire en la superficie de $66.9 \mu\text{Gy}$ Aristos.

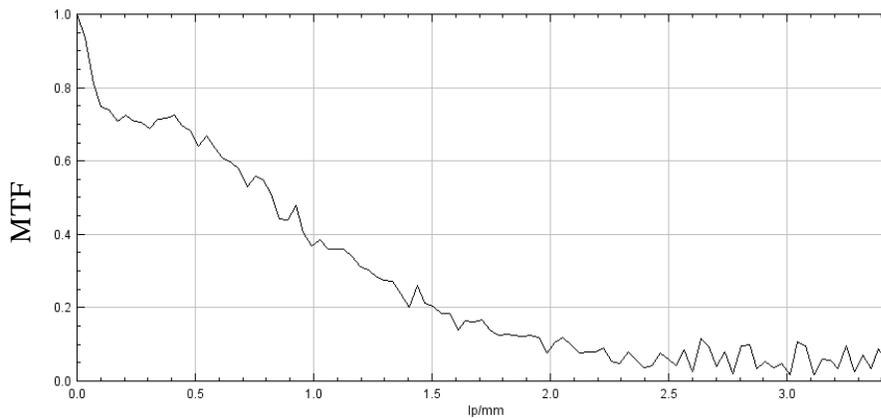


Figura 5.2.2b MTF analizado para un valor de Kerma en aire en la superficie de $550.1 \mu\text{Gy}$ Ysio.

Las [Figuras No. 5.2.2a](#) y [5.2.2b](#) ilustran una comparación de las estimaciones de MTF en los equipos Aristos e Ysio respectivamente. Los resultados muestran un patrón de calidad de imagen

uniforme. En los dos casos de MTF a medida que aumenta la frecuencia en LP/mm se reduce el MTF, 1 sería el MTF ideal a 0 LP/mm de frecuencia espacial, lo que representaría una resolución espacial igual al objeto real. Para el equipo Ysio la caída de MTF es más rápida debido a una mayor dosis de kerma en aire a la entrada del detector 550.1 μGy , pero la frecuencia espacial para los dos equipos está dentro de los mismos rangos encontrados en las pruebas de control de calidad de imagen, para el equipo Aristos el 10 % de MTF evidencia una frecuencia espacial de 3.5 LP/mm y 3 LP/mm para valores menores al 10% en Ysio respectivamente. Para Ysio el posicionamiento de la lámina de cobre en el detector fue mayor de 3° con respecto a su centro lo que puede reducir un poco su MTF, ver imagen en la parte derecha de las gráficas de MTF.

2. NNPS

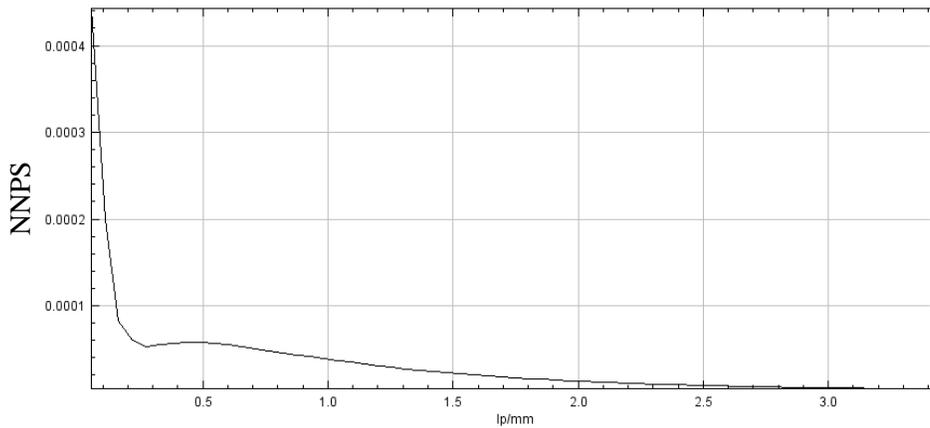


Figura 5.2.2 c Espectro de potencia de ruido normalizado en el equipo Aristos.

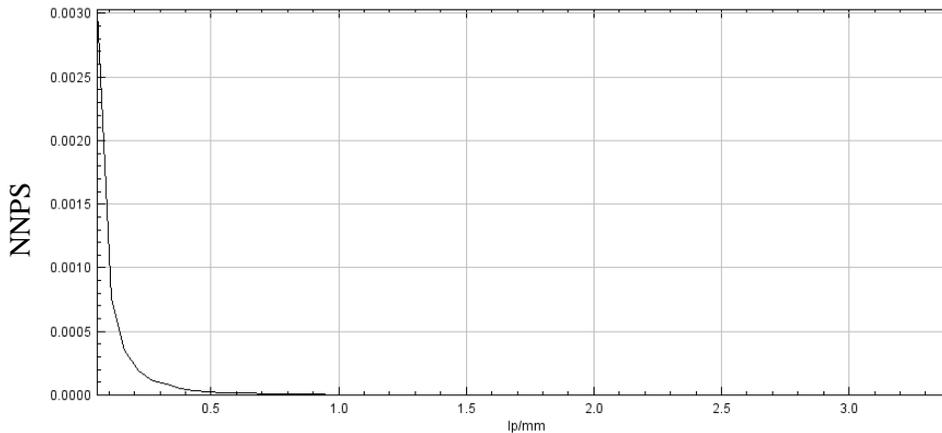


Figura 5.2.2 d Espectro de potencia de ruido normalizado en el equipo Ysio.

Las [Figuras No. 5.2.2c](#) y [5.2.2d](#) muestran el espectro de potencia de ruido normalizado (NNPS) unidimensional, el comportamiento es similar para los detectores, pero el ruido en el equipo

Aristos es mayor, para la frecuencia espacial de 2 LP/mm se percibe menos del 10% del NNPS a diferencia del equipo Ysio para el cual desaparece el NNPS en frecuencias mayores a 0.5 LP/mm, esto es debido a que la dosis de Kerma en aire a la entrada para el equipo Ysio fue mayor un 20% aumentando la relación señal ruido SNR.

En los dos casos el rendimiento NNPS del detector presenta una tendencia normal para un detector de imagen digital, La densidad espectral de potencia de ruido se reduce a medida que aumenta la frecuencia espacial, esto es debido a que la cantidad de fotones de rayos X que interactúan con la matriz del detector disminuye con el aumento de la frecuencia.

3. DQE

Esta prueba es fundamental ya que engloba factores como el contraste, resolución y ruido, y da una medida de la eficiencia del detector que es vital para valorar la calidad de la imagen en un equipo de radiografía digital.

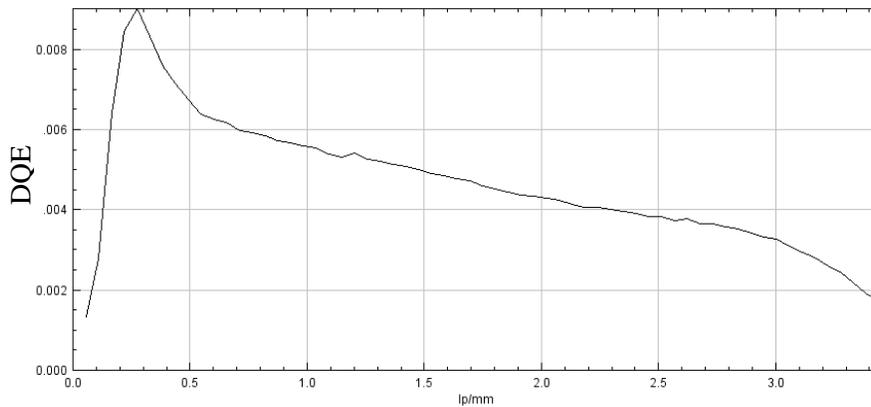


Figura 5.2.2 e Eficiencia Cuántica de Detección, Aristos.

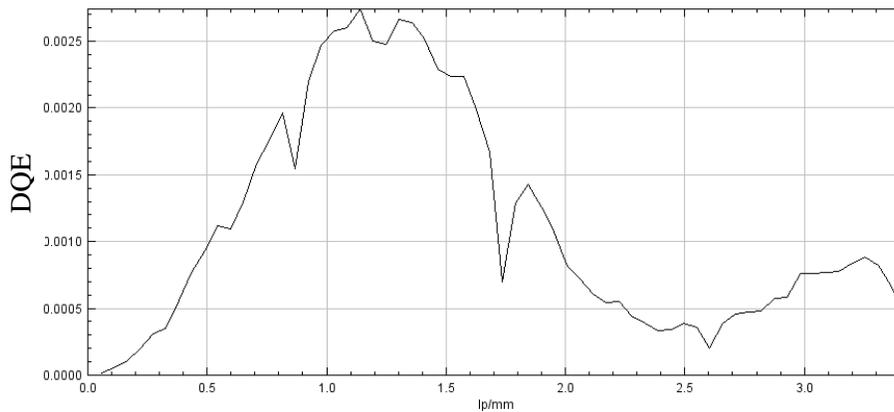


Figura 5.2.2 f Eficiencia Cuántica de Detección, Ysio.

Las curvas de DQE para los detectores de los equipos Aristos e Ysio se muestran en las [Figuras No. 5.2.2e](#) y [5.2.2f](#) respectivamente, para el primero se ve que la mayor eficiencia en el detector (100%) se encuentra en las bajas frecuencias, esto quiere decir que para frecuencias espaciales de 0.2 a 0.5 LP/mm la relación señal/ruido a la entrada es la misma que a la salida del detector y esto representa que la señal que es capturada es la que se está visualizando, a medida que se aumenta la frecuencia espacial se reduce la DQE, para una frecuencia de 3 LP/mm cerca a la se encontró en las pruebas de calidad de imagen la eficiencia cuántica de detección está dentro del 40% . Para el equipo Ysio se evidencia un poco de fluctuación en la gráfica de DQE esto en principio puede deberse a la amplia inclinación de la lámina de cobre en el detector, a pesar que se presentó una mejor respuesta de NNPS no logro compensar la caída más rápida de MTF en el detector, aun así muestra un DQE menor al 30% para frecuencias espaciales mayores a 3 LP/mm, la DQE en los dos detectores es directamente proporcional a las MTF y la tendencia fue la misma mostrando una respuesta acorde a lo expuesto en la literatura.

5.3. Valoración Final de la Calidad de Imagen

Se tomaron 6 radiografías de tórax con proyección PA y 6 en proyección LatI con los mejores parámetros, ver [Tabla No. 5.1e](#), se muestra la mejor imagen de cada proyección para cada equipo; ver [Figura No. 5.3a](#), las 4 radiografías cumplen los criterios de la CE y el colegio americano de radiología. Visualmente no presenta ningún elemento extraño o que afecte la imagen de alguna forma, tienen un buen contraste, una alta resolución y no se aprecia ruido alguno. Las 12 imágenes son nítidas y cumplen con los límites de dosis de exposición. Comparando las imágenes con las tomadas en la etapa inicial, se aprecian algunos cambios leves en las diferencias de grises, observar [la imagen No. 5.1e](#) con carga 2.2 mAs, las imágenes iniciales presentan un tono de gris más leve a diferencia de las tomadas en la etapa final, esto sugiere que la calidad de imagen para estas proyecciones posiblemente sea la mejor.

La [Tablas No 5.3a](#), [5.3b](#), [5.3c](#) y [5.3d](#) muestran una comparación de los parámetros técnicos usados entre la adquisición de las primeras imágenes y las tomadas para la mejor técnica encontrada, resaltando el estado de la imagen en los dos casos.

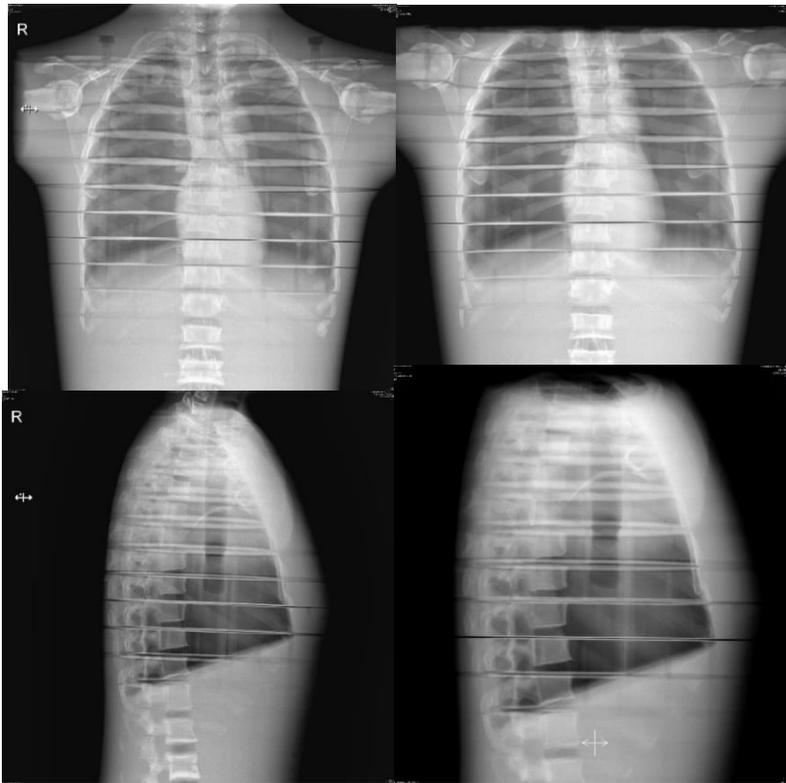


Figura 5.3a Radiografías tomadas con los mejores parámetros encontrados, ver [Tabla 5.1e](#). Imágenes de izquierda equipo Ysio e imágenes derechas equipo Aristos.

Tabla 5.3a Comparación parámetros técnicos y estado de la imagen en proyección PA Aristos.

Primera Técnica Aristos			Mejor Técnica Aristos		
mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado	mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado
0.69	0.04261	Nublada	2.43	0.1475	Buena
2.22	0.1148	Buena			
10.23	0.4854	Oscurecida			

Tabla 5.3b Comparación parámetros técnicos y estado de la imagen en proyección PA Ysio.

Primera Técnica Ysio			Mejor Técnica Ysio		
mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado	mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado
0.4	0.02467	Nublada	2.43	0.1607	Buena
2.1	0.1437	Buena			
10.1	0.3734	Oscurecida			

Tabla 5.3c Comparación parámetros técnicos y estado de la imagen en proyección LatI Aristos.

Primera Técnica Aristos			Mejor Técnica Aristos		
mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado	mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado
1.21	0.09728	Nublada	9.1	0.4509	Buena
8.23	0.3941	Buena			
14.23	0.6194	Buena			

Tabla 5.3d Comparación parámetros técnicos y estado de la imagen en proyección LatI Ysio.

Primera Técnica Ysio			Mejor Técnica Ysio		
mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado	mAs	$K_{a,i}(mGy)$	Estado
1.1	0.07867	Nublada	9.1	0.4497	Buena
8.1	0.4368	Buena			
14.1	0.7414	Buena			

CAPÍTULO 6

Conclusiones y Recomendaciones

6.1. Conclusiones

Son múltiples las formas que se pueden usar para valorar la calidad de la imagen en un equipo de radiografía digital, para este trabajo: sobre radiografías típicas de tórax, a partir de controles de calidad de imagen y también con pruebas de objetividad como MTF, NPS y DQE.

Este trabajo mostró la importancia de usar una adecuada técnica radiográfica para el estudio de tórax con las características que exige la comisión europea y el colegio americano de radiología en las proyecciones PA y Lateral, se encontró que para la proyección PA con tensión de 125 kV, DFD de 180 cm y una carga de 2.43 mAs representa la mejor técnica para visualizar los criterios exigidos con un contraste deseable y una resolución espacial alta, de igual forma para la proyección lateral izquierda con tensión de 125 kV, DFD de 180 cm y carga de 9.1 mAs representa la mejor técnica en LatI, este mAs mayor que en la otra proyección debido a que el espesor del maniquí en esta posición es de 38 cm con respecto a los 23 cm en PA por lo que se necesita una mayor densidad de fotones de rayos X para cubrir todo el espesor. Para la optimización de la calidad de imagen es de gran importancia el ajuste de los parámetros de exposición como los son un kV y mAs adecuados, ya que las técnicas de reducción de dispersión y dosis de exposición logran tener un mejor contraste y resolución espacial deseada.

La dosis de exposición juega un papel muy importante para el estudio de calidad de imagen, esto es debido a la clara relación de la dosis con el contraste, resolución y ruido de la imagen, para bajas dosis de exposición en el maniquí ART Phantom se apreciaba nublada la imagen y esto no permitía evaluar todos los criterios que exige la CE, y para altas dosis la imagen se torna muy oscura a pesar de percibirse un ruido muy bajo, por la tanto la optimización de kerma en aire a la entrada nos permite concluir que una buena imagen digital en la proyección PA se registre con una rango de dosis entre 0.073 y 0.4 mGy a la entrada del maniquí, así como 0.14 y 1.5 mGy en la proyección LatI respectivamente y concuerda con los entes regulatorios [73].

Los controles de calidad de imagen representan un factor vital si se quiere evaluar la calidad de la imagen en cualquier equipo de radiografía digital, ya que se analiza cada uno de los aspectos determinantes en la formación de la imagen: la prueba de uniformidad de imagen refleja que el valor promedio de pixeles a lo largo de toda la imagen digital se mantiene, y presenta un error muy por debajo del 1% lo que evidencia una alta uniformidad. Los tamaños medidos en el Pro-Digi Phantom no discreparon de las medidas reales y son consecuentes con sus dimensiones. Se

evidencio que el rango dinámico es muy amplio en el detector y la diferencia de grises es perceptible tanto para altas como bajas dosis. Para altas dosis de exposición la resolución espacial es más baja debido a que la cantidad de fotones de rayos X que modulan es mayor, a diferencia de la resolución espacial el mejor contraste se presentó con dosis más altas esto es debido a que el ruido se reduce. El ruido de fondo mostro valores de cero kerma en aire a entrada del detector, sin fluctuaciones en las imágenes preprocesadas concluyendo que la menor cantidad de ruido se deba a corrientes de fuga existentes en el detector. Para equipos de radiografía digital, algunos parámetros que identifican la calidad de imagen como lo son el ruido se correlacionan bien con la dosis de exposición (kerma en aire a la entrada del maniquí o detector de imagen). Para dichos detectores digitales, las mayores dosis dan como resultado una mejor calidad de imagen (lo que se puede entender como una imagen menos ruidosa) sobre un rango de dosis definido. Cuando se aumenta la dosis se mejora la relación de señal/ruido (SNR) y por el contrario para dosis más bajas se reducen la SNR. Por inspección visual a lo largo y ancho de las imágenes radiográficas tomadas no se apreció ningún elemento defectuoso o artefacto que permita decir que deteriora la calidad en la imagen digital. El índice de exposición representa un valor de la cantidad de kerma en aire que llega al detector digital, hay que tener cuidado con la distancia de posicionamiento del sensor R/F entre el detector y el tubo de rayos x puesto que para tener una medida objetiva se precisa que la radiación cumple con la ley del inverso al cuadrado de la distancia, se destaca que la dosis depende directamente de la carga (mAs) en el tubo de rayos x, esto es debido a que el aumento de la carga genera una mayor cantidad de fotones emitidos por rayos x y esta cantidad mayor de fotones ionizan más átomos en la materia incrementando las dosis de exposición.

Las métricas de calidad de imagen como los son MTF, NNPS y DQE son fundamentales para caracterizar el rendimiento intrínseco de los detectores digitales. Para frecuencias más bajas la MTF es mucho más alta y desciende a mitad que aumenta la frecuencia espacial, se concluye que a esa razón es la respuesta del borde colocado, donde 0 LP/mm seria la resolución igual al objeto real (Máxima resolución) y desciende esa resolución a medida que aumenta la frecuencia, para frecuencias de 3 LP/mm el MTF está dentro del 20%. El NNPS describe la descomposición espectral de las fluctuaciones de píxel a píxel de los datos de imagen de salida en el detector digital, para las frecuencias espaciales encontradas el DQE es acorde a la calidad de la imagen, un DQE más alto representaría una mejor calidad de imagen, esto será muy importante para estudios

posteriores de DQE ya que si se encuentran valores más bajos de DQE para resoluciones espaciales iguales la calidad en la imagen decrecería, lo ideal es tratar de subir esos valores de DQE.

El software ImageJ fue una herramienta fundamental para la lectura de las distintas características en las imágenes pre-procesadas, puesto que permite medir VMP, DTP y SNR y otras medias, también se descargó un plugin COQ¹³ que permite hacer mediciones físicas como MTF, NPS y DQE así como algunos controles de calidad. Todas las medias hechas servirán de referencia para estudios de calidad de imagen futuros.

Los datos encontrados reflejan el estado real de la calidad de imagen de los equipos de radiografía digital Aristos, Multix e Ysio, esto permite hacer un análisis de la metodología apropiada para optimizar el estado de la imagen digital, el sistema planteado se basa en abordar primero los controles de calidad que garantizan que el equipo se encuentre en las mejores condiciones para que se pueda efectuar la mejor imagen digital. Luego, el tipo de radiografía que se quiere hacer, para esto se estudia la técnica radiográfica y se ubican los mejores parámetros para la adquisición de la imagen, y finalmente se analizan las medidas objetivas que definen la calidad de la imagen MTF, NPS y DQE, estas métricas abordan parámetros como resolución contraste y ruido. Todo esto permite encontrar la mejor imagen digital en el equipo.

La valoración de la calidad de la imagen permitió no solo definir la técnica adecuada, sino también analizar las características físicas que permita escoger la mejor imagen digital.

6.2. Recomendaciones

La metodología utilizada en este trabajo, los procedimientos y los resultados pueden ser tenidos en cuenta por los físicos médicos de la Fundación Valle del Lili como parte de los controles de calidad que se implementen para los equipos de radiografía digital en el servicio de imágenes diagnósticas.

¹³ Valido en: http://www.medphys.it/down_dqe.htm

Referencias

- [1] Korner M., Weber C.H., Wirth S., Pfeifer K.J., Reiser M.F., Treitl M. Advances in digital radiography: Physical principles and system overview. *Radiographics*. 2007;27:675–686. doi: 10.1148/rg.273065075.
- [2] Lança L., Silva A. Digital radiography detectors—A technical overview: Part 1. *Radiography*. 2009;15:58–62. doi: 10.1016/j.radi.2008.02.004.
- [3] Cho H.S., Jeong M.H., Han B.S., Kim S., Lee B.S., Kim H.K., Lee S.C. Development of a portable digital radiographic system based on FOP-coupled CMOS image sensor and its performance evaluation. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 2005;52:1766–1772. doi: 10.1109/TNS.2005.856792.
- [4] Miquélez, S. (2011). Introducción; SEFM. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (pp. 15). España; ADI servicios editoriales; ISBN: 978-84-938016-9-4.
- [5] Bor, D. (2019). A modified formulation of eDQE for digital radiographic Imaging (pp 6-14). *Radiation Physics and Chemistry*. ELSEVIER. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.10.010>.
- [6] Yun, S. (2017). Detective quantum efficiency of a phosphor-coupled photodiode array detector for use in digital X-ray tomosynthesis system. (PP 130-135). *NDT and E International*. ELSEVIER. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ndteint.2017.08.003>.
- [7] Buades, M.J. y Gonzáles, A. (2011). Métricas que definen la calidad de la imagen; SEFM. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (pp. 43-44). España; ADI servicios editoriales; ISBN: 978-84-938016-9-4.
- [8] Dance, D.R. Christofides, S. Maidment A.D.A. McLean I.D. and Ng K.H. (2014). Measures of image quality. Technical Editors, *Diagnostic radiology physics: a handbook for teacher and students*.-Vienna: International Atomic Energy Agency (pp 55). Printed by the IAES in Austria, September 2014.
- [9] Bushong, Stewart C., *Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection*. Page (7-8) Eleventh Edition. | St. Louis, Missouri: Elsevier, [2017] | Includes bibliographical references and index.
- [10] Ludwig Bergmann, Wilhelm Raith, and Clemens Sch • afer. *Elektromagnetismus*, volume 2. Walter de Gruyter, 1999.
- [11] J Anthony Seibert and John M Boone. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. *Journal of nuclear medicine technology*, 33(1):3{18, 2005.
- [12] Bharath A.A. *Introductory Medical Imaging*. “Braking” Radiation Page (6-7). Copyright © 2009 by Morgan & Claypool. ISBN: 9781598296129. DOI 10.2200/S00165ED1V01Y200811BME026.
- [13] Feynman, R. P.; Leighton, R. B.; and Sands, M. *The Feynman Lectures on Physics*, Vol. 2. Redwood City, CA: Addison-Wesley, p. 1-2, 1989.

- [14] R.A. EDWARDS M.A. (CANTAB.), in *Physics for O.N.C. Courses*, 1970
- [15] JJ Thomson, *Philos. Mag. Series 6*, 22, 469 (1911).
- [16] Young, Andrew T (1981). "Rayleigh scattering". *Applied Optics*. **20** (4): 533–5. Bibcode: 1981ApOpt...20..533Y. Doi:10.1364/AO.20.000533. PMID 20309152.
- [17] Willett, Edward. *The basics of quantum physics: understanding the photoelectric effect and line spectra*. New York: Rosen Pub. Group, 2005.
- [18] R W Clark, *Einstein: The Life and Times* (1979).
- [19] J. Phys. Soc. *Inelastic Dispersion in Electron Diffraction*. *Jpn.* 34, pp. 129-133 (1973).
- [20] J. Domínguez-Montes and E. L. Eisman, Representative model of particle–wave duality and entanglement based on De Broglie's interpretation. *Physics Essays*. 2012, Vol. 25, P. 215-220.
- [21] J. D. Jackson, *Classical Electrodynamics*, 2nd edition, Wiley, New York, (1975). p. 137
- [22] Colding, L.A. 1864. On the history of the principle of the conservation of energy. *London, Edinburgh and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*. 27: 56–64.
- [23] L. Sodickson; W. Bowman; J. Stephenson; R. Weinstein (1970). "Single-Quantum Annihilation of Positrons". *Physical Review*. **124**: 1851. Bibcode: 1961PhRv..124.1851S. Doi:10.1103/PhysRev.124.1851.
- [24] G. F. Knoll, *Radiation Detection and Measurement, Third Ed.* (Wiley, 2000).
- [25] M. F. L'Annunziata, ed., *Handbook of Radioactivity Analysis, Third Ed.* (Elsevier, 2012).
- [26] Ion chambers - RSO magazine Vol.8 No.5, Paul R Steinmeyer. "Archived copy" (PDF). Archived from the original (PDF) on 2012-09-15. Retrieved 2013-08-18.
- [27] vlab.amrita.edu,. (2011). Geiger Muller Counter. Retrieved 2 February 2019, from vlab.amrita.edu/?sub=3&brch=45&sim=539&cnt=6
- [28] J.M.Bidault P.Fonte T.Francke P.Galy V.Peskov I.Rodionov. (2006). *A Novel UV Photon Detector with Resistive Electrodes*. ELSEVIER Volume 158, August 2006, Pages 199-203.
- [29] International Commission on Radiation Units and Measurements (2011) Fundamental quantities and units for ionizing radiation (Revised). ICRU Report 85a. J ICRU 11(1a)
- [30] International Commission on Radiological Protection (1991) 1990 recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60. Ann ICRP 21(1–3).
- [31] International Commission on Radiological Protection (2007).The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP 37(2/4)
- [32] Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer KJ, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics*. 2007;27:675–86.
- [33] Samei E, Seibert JA, Andriole K, Badano A, Crawford J, Reiner B, Flynn MJ, Chang P. AAPM/RSNA tutorial on equipment selection: PACS equipment overview. *Radiographics*. 2004;24:313–34.

- [34] Schaetzing R. Computed radiography technology. In: Samei E, Flynn MJ, editors. *Advances in digital radiography: RSNA categorical course in diagnostic radiology physics*. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 2003. p. 7–21.
- [35] Kotter E, Langer M. Digital radiography with large-area flat-panel detectors. *Eur Radiol*. 2002;12:2562–70.
- [36] Culley JD, Powell GF, Gingold EL, Reith K. Digital radiography systems: an overview. Available at http://www.hologic.com/oem/pdf/DROverviewR-007_Nov2000.pdf (2000).
- [37] Lyon RF. A brief history of 'pixel'. Paper EI 6069-1. Digital Photography II — Invited Paper. IS&T/SPIE Symposium on Electronic Imaging. 15–19 January 2006, San Jose, California, USA. doi: 10.1117/12.644941; <https://doi.org/10.1117/12.644941>.
- [38] Bourne R, editor. *Fundamentals of digital imaging in medicine*. London: Springer; 2010.
- [39] Petrou M, Bosdogianni P, editors. *Image processing: the fundamentals*. New York, NY: Wiley; 1999.
- [40] Oakley J, editor. *Digital imaging: a primer for radiographers. Radiologists and healthcare professionals*. London: Greenwich Medical Media; 2003.
- [41] Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL, editors. *Digital image processing using Matlab*. Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall; 2004.
- [42] Bourne, R., *Fundamentals of Digital Imaging in Medicine*. 2010, Dordrecht New York London: Springer.
- [43] Tapiovaara, M., *Review of relationships between physical measurements and user evaluation of image quality*. Radiation protection dosimetry, 2008. **129**(1-3): p. 244-248.
- [44] Aichinger, H., et al., *Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology*. Radiation exposure and image quality in x-ray diagnostic radiology: physical principles and clinical applications, ed. J. Dierker, S. Joite-Barfuss, and M. Sabel. 2011, Dordrecht: Springer.
- [45] Williams, M.B., et al., *Digital Radiography Image Quality: Image Acquisition*. Journal of the American College of Radiology, 2007. **4**(6): p. 371-388.
- [46] Bontrager, K.L.a. and J.P. Lampignano, *Textbook of radiographic positioning and related anatomy*. Eight edition. ed, ed. J.P.a. Lampignano. 2014: Elsevier/Mosby.
- [47] Seibert, J.A., *Tradeoffs between image quality and dose*. Pediatric radiology, 2004. **34**(3): p.S183-S195.
- [48] Uffmann, M. and C. Schaefer-Prokop, *Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose*. European Journal of Radiology, 2009. **72**(2): p. 202-208.
- [49] Khotle, T., et al. *Optimization of exposure factors and image quality for computed radiography*. in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany*. 2009. Springer.

- [50] Veldkamp, W.J.H., L.J.M. Kroft, and J. Geleijns, *Dose and perceived image quality in chestradiography*. *European Journal of Radiology*, 2009. **72**(2): p. 209-217.
- [51] Engel-Hills, P., *Radiation protection in medical imaging*. *Radiography*, 2006. **12**(2): p. 153-160.
- [52] Verdun F.R, R. Moeckly, J.F. Valley, F. Bochud, C. Hessler and P. Schnyder, *European survey on image quality assessment methods used in mammography*, *Radiation Protection Dosimetry* 80 (1998) 73-76.
- [53] User Manual. Pro-Digi Phantom RaySafeTM. © 2015.10 Unfors RaySafe 5000188-1.3. Tomado de: <https://www.flukebiomedical.com/sites/default/files/resources/5000188-raysafe-pro-digi-manual-1.3.pdf>
- [54] Campayo E. (2005). *Indicadores de calidad de imágenes digitales en programas de control de calidad en mamografía*. (Tesis Doctoral). Universidad politécnica de valencia, Valencia, España.
- [55] Morant, J.J. (2013). Control de calidad en sistemas de adquisición estática: sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos). SEFM, Introducción al control de calidad en radiología digital (pp. 296). España, ADI Servicios Editoriales; ISBN: 978-84-938016-9-4.
- [56] AAPM, 2009. An exposure indicator for digital radiography. Tech. rep.
- [57] Lança, L. and Silva, A; *Digital Imaging Systems for Plain Radiography*, DOI 10.1007/978-1-44614-5067-2_3, © Springer Science+Business Media New York 2013.
- [58] Samei E. Performance of digital radiographic detectors: quantification and assessment methods. In: Samei E, Flynn MJ, editors. *Syllabus: advances in digital radiography—categorical course in diagnostic radiology physics*. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 2003. p. 37–47.
- [59] Dobbins JT. Image quality metrics for digital systems. In: Beutel J, Kundel H, Van Metter RL, editors. *Handbook of medical imaging*. Washington, DC: SPIE Press; 2003.
- [60] Samei E, Buhr E, Granfors P, Vandenbroucke D, Wang X. Comparison of edge analysis techniques for the determination of the MTF of digital radiographic systems. *Phys Med Biol*. 2005;50:3613–25.
- [61] International Electrotechnical Commission. *Medical electrical equipment—characteristics of digital X-ray imaging devices. Part 1: Determination of the detective quantum efficiency*. In: International Standard IEC62220-1, Geneva; 2003.
- [62] *European Guidelines on Quality criteria for diagnostic radiographic images*. SBN 92-827-7284-5. © ECSC-EC-EAEC, Brussels · Luxembourg, june 1996.
- [63] GEMO-007/ *Guías de evaluación médico ocupacional*, Ministerio Nacional de Salud. Lima Perú, 2008.
- [64] American College of Radiology. *Acr-aapm practice parameters for diagnostic reference levels and achievable doses in medical x-ray imaging*, 2013.

- [65] Morant, J.J. (2013). Control de calidad en sistemas de adquisición estática: sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos). SEFM, Introducción al control de calidad en radiología digital (pp. 296). España, ADI Servicios Editoriales; ISBN: 978-84-938016-9-4.
- [66] Chotas HG, Dobbins III JT, Ravin CE. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. *Radiology* 1999;210:595e9.
- [67] Sandrik JM, Wagner RF. Absolute measures of physical image quality: measurement and application to radiographic magnification. *Med Phys* 1982; 9: 540-549.
- [68] Bunch PC, Huff KE, van Metter R. Analysis of the detective quantum efficiency of a radiographic screen-film combination. *J Opt Soc Am* 1987; 4: 902-909.
- [69] Moy JP. Signal-to-noise ratio and spatial resolution in x-ray electronic imagers: Is the MTF a relevant parameter?. *Med Phys* 2000; 27: 86-93.
- [70] Buhr E, Günther-Kohfahl S, Neitzel U. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Med Phys* 2003;30: 2323-2331.
- [71] Neitzel U, Günther-Kohfahl S, Borasi G, Samei E. Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set. *Med Phys* 2004; 31: 2205-2211.
- [72] Collins TJ (julio de 2007). «ImageJ for microscopy». *BioTechniques* **43** (1 Suppl): 25-30. PMID 17936939. doi:10.2144/000112517.
- [73] European Commission. Council Directive 97/43/Euratom (Medical Exposure Directive) of June 30,1997, on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposures. Official J Eur Commun. 1997;L180/22.
- [74] Uffmann M. and Schaefer-Prokop C., Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. 7 may 2009 published by Elsevier Ireland Ltd, doi:10.1016/j.ejrad.2009.05.060
- [75] Samei E. Performance of digital radiographic detectors: factors affecting sharpness and noise. In: Samei E, Flynn MJ, editors. Syllabus: advances in digital radiography-categorical course in diagnostic radiology physics. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 2003.p.49–61.
- [76] Willis, C.E. (2004). “Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR.” *Pediatr Radiol* 34 (Suppl 3): S221-S226. An Exposure Indicator for Digital Radiography. AAPM Report No 116. July (2009).
- [77] Baudes M. J., González A. y Tobarra B. *Implementación de un programa informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital*. Revista de Física Médica (2006); 7(2): 57-67.