



unitec[®]

**Universidad Tecnológica
Centroamericana**

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

REDUCCIÓN DE LA RADIACIÓN DISPERSA E INFLUENCIA EN LA CALIDAD

DE LA IMAGEN EN MAMOGRAFÍA DIGITAL

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

INGENIERÍA EN BIOMÉDICA

PRESENTADO POR:

22111054 DANY HUMBERTO NIETO SABILLON

ASESORES: REYNA VALLE, JUAN CALDERON Y HELEN RAMOS

SAN PEDRO SULA, CORTÉS, HONDURAS, C.A.

MARZO, 2024

DEDICATORIA

Dedico esta muestra de mi pasión por la ingeniería biomédica y la ciencia que la rodea a mi hermano, Andy Nieto, como una expresión de mi preocupación e interés por su desarrollo y aporte a la sociedad hondureña, reflejo de mi amor hacia él. Asimismo, dedico este trabajo a Honduras, como un llamado a la investigación y al pensamiento crítico en todos sus ámbitos, y como una forma de expresar mi amor por la patria. También, dedico este esfuerzo a la memoria de mi maestro, QDEP Ricardo Córdova. A mis padres, Raúl Nieto y Lady Sabillon. Por último, a mis abuelos Raúl Nieto, Enma Rodríguez, QDEP Adolia Pineda y Juan Sabillón.

AGRADECIMIENTOS

El desarrollo de mi proyecto de investigación no habría sido posible sin las personas que me han acompañado a lo largo de las distintas etapas de mi vida. Las personas que me enseñaron y compartieron conocimiento y las que no. En primer lugar, como principales pilares de mi desarrollo y principales responsables de la persona quien soy ahora, agradezco a mis padres Raúl Nieto y Lady Sabillon, personas dignas de admirar, por darme todo, consecuente del esfuerzo y trabajo, un acto noble que valoro profundamente, los principales precursores de mi vida. Agradezco a mi hermana Leidy Sabillon por su apoyo y palabras de aliento, por cuidar de mí y por su amor como hermana. Agradezco a mi hermano Andy Nieto, por siempre pensar en mí y por su amor como hermano. Por último, agradezco ser parte de la familia Nieto y Sabillon.

Agradezco a los maestros que inculcaron convicciones en mi adolescencia, a Jaquelin Montes por fomentar mi interés sobre el desarrollo de Honduras y a Ricardo Cordova por sus grandes lecciones de ciencias y por despertar mi interés por la ingeniería.

En mi etapa universitaria, la Ing. Reyna Valle ha sido, indiscutiblemente, una de las profesionales más influyentes en mi desarrollo. Le agradezco su conocimiento, sabiduría, apoyo, consideración, aprecio, asesoría y tiempo.

A mis profesores que dejaron marcado su huella en mi historia universitaria a la Ing. Stefany García, Ing. Josué Pérez, Ing. Juan Panting e Ing. Manuel Gamero.

A mis asesores temáticos, Ing. Helen Ramos y M. Sc. Juan Calderon, por su tiempo, dedicación, interés y apoyo en el proyecto de investigación.

Agradezco a la Ing. Thelma Argueta y al Ing. Anthony Cuellar por su conocimiento, disponibilidad y amistad. También, por su apoyo en la logística y acceso al equipo de mamografía digital por tomosíntesis en el Hospital Doctor Mario Catarino Rivas, a la Lic. Hilda Murillo, jefa de sala, por su invaluable apoyo.

Agradezco a Jhoseline Pinto por prestarme el phantom de mamografía para poder hacer las pruebas correspondientes en la presente investigación y por su amistad. También, al Ing. Winder Matamoros por su disponibilidad y con el apoyo del instrumental a utilizar.

A mis compañeros y amigos, que dentro y fuera del aula de clases brindaron su apoyo y contribuyeron a mi crecimiento personal y profesional, como darme bonitos momentos, especialmente a Jorge Maldonado, Rachel Rivera, María Gálvez, Noel Sánchez, Daniel Solís, Andrea Ponce, Aaron Chiessa, Alison Rodríguez, David Uziel, Mónica Sequeira, Susan Ayala, Selim Mejía, David Murillo, Luis Flores, Valerie Paredes, Kency Lopez, Andrea Linell, Cristian Zelaya, Gabriela Lopez, a mis colegas de ASEIB 2024, a mis colegas de diferentes carreras y a mis colegas egresados.

A todos, gracias.

EPÍGRAFE

*"Ha habido un aumento alarmante en la cantidad de cosas sobre las
que no sé nada."*

- **ASHLEIGH BRILLIANT**

RESUMEN EJECUTIVO

El cáncer de mama representa uno de los mayores desafíos para la salud mundial, con millones de casos diagnosticados anualmente. En este contexto, la mamografía desempeña un papel fundamental en la detección temprana, aunque un reto clave sigue siendo reducir la dosis de radiación sin comprometer la calidad de la imagen, especialmente cuando se aplica a mujeres asintomáticas en programas de cribado preventivo. Este estudio evaluó el impacto de los protocolos de reducción de dosis en la calidad de la imagen y la radiación dispersa utilizando un sistema FujiFilm Amulet Innovality. La radiación dispersa se midió con un medidor de levantamiento Fluke RaySafe 452, mientras que los modelos de optimización kVp/mAs, desarrollados en MATLAB, se validaron con un maniquí ACR 18-220.

El análisis de imágenes incluyó 437 mamografías (192 de Fase I, 245 de Fase II) evaluadas mediante métricas de relación señal-ruido (CNR)/relación señal-ruido (SNR), distribuciones de intensidad de histograma y evaluaciones enmascaradas realizadas por radiólogos. Los resultados demostraron que una reducción de dosis del 35 % (aumento del kVp del 5 %) mantuvo la calidad diagnóstica (CNR > 2, histogramas alineados con los estándares clínicos), mientras que reducciones ≥ 50 % degradaron la visibilidad de las microcalcificaciones y fibras (CNR < 1, distorsión del histograma). La radiación dispersa mostró una reducción no lineal, con una disminución general del 73 % cerca del maniquí, mientras que las zonas críticas, como la estación del radiólogo, experimentaron una exposición mínima. Los radiólogos calificaron los protocolos de dosis ≤ 35 % como aceptables desde el punto de vista diagnóstico (puntuaciones 2-4/5), pero rechazaron las reducciones ≥ 50 % (puntuaciones $\leq 1/5$). Estos hallazgos establecen una reducción de dosis del 25 al 35 % como el rango óptimo para mantener la eficacia diagnóstica, cumpliendo con los principios ALARA en los cribados poblacionales.

Palabras clave— Optimización de dosis, bajas dosis en MD, radiación dispersa, Dosimetría.

ABSTRACT

Breast cancer represents one of the largest global health challenges, with millions of cases diagnosed annually. In this context, mammography plays a pivotal role in early detection, although a key challenge remains reducing radiation dose without compromising image quality, particularly when applied to asymptomatic women in preventive screening programs. This study evaluated the impact of dose-reduction protocols on image quality and scatter radiation using a FujiFilm Amulet Innovality system. Scatter radiation was measured using a Fluke RaySafe 452 survey meter, while kVp/mAs optimization models, developed in MATLAB, were validated with an ACR 18-220 phantom.

Image analysis included 437 mammograms (192 Phase I, 245 Phase II) assessed through CNR/SNR metrics, histogram intensity distributions, and blind evaluations by radiologists. Results demonstrated that a 35% dose reduction (5% kVp increase) maintained diagnostic quality (CNR > 2, histograms aligned with clinical standards), whereas reductions $\geq 50\%$ degraded visibility of microcalcifications and fibers (CNR < 1, histogram distortion). Scatter radiation showed a non-linear reduction, with a general 73% decrease near the phantom, while critical zones, such as the radiologist station, experienced minimal exposure. Radiologists rated $\leq 35\%$ dose protocols as diagnostically acceptable (scores 2–4/5) but rejected $\geq 50\%$ reductions (scores $\leq 1/5$). These findings establish a 25–35% dose reduction as the optimal range for maintaining diagnostic efficacy while adhering to ALARA principles in population-based screenings.

Keywords— Dose optimization, low-dose in MD, scattered radiation, dosimetry.

TABLA DE CONTENIDO

I. INTRODUCCIÓN	4
II. ESTADO DEL ARTE	5
2.1. ANTECEDENTES	5
2.1.1 RESEÑA HISTÓRICA	5
2.1.2 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	8
2.1.3 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN IONIZANTE CON EL HUMANO.....	11
2.1.4 RADIACIÓN IONIZANTE Y EL DAÑO A LA SALUD	12
2.1.4.1 Efectos de la radiación ionizante con respecto al tiempo	13
2.1.4.2 Efecto Ocular	13
2.1.4.3 Carcinogénesis inducida por Radiación	14
2.1.4.4 Leucemia.....	14
2.1.5 UNIDADES DE RADIACIÓN IONIZANTE.....	14
2.1.6 TÉCNICA RADIOGRÁFICA (kVp Y mAs).....	20
2.1.6.1 Miliamperios-segundo (mAs).....	20
2.1.6.2 Pico de kilovoltios (kVp).....	21
2.1.7 LA IMAGEN RADIOGRÁFICA DE RAYOS X.....	22
2.1.8 INTERÉS NACIONAL Y DEMÁS ESTADÍSTICAS.....	24
2.1.9 SOFTWARES QUE REDUCEN LAS DOSIS DE EXPOSICIÓN DE RADIACIÓN E INVESTIGACIONES RELACIONADAS	28
2.2. PROBLEMÁTICA	32
2.3. IMAGEN INTEGRADORA	35
2.4. CUADRO DE LIMITACIONES	36

III. OBJETIVOS	37
3.1. OBJETIVO GENERAL	37
3.2. OBJETIVO ESPECÍFICOS	37
IV. MÉTODOS	38
4.1. ENFOQUE	38
4.2. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN	39
4.2.1 VARIABLES DEPENDIENTES.....	39
4.2.2 VARIABLES INDEPENDIENTES	39
4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS	40
4.3.1 FLUKE RAYSAFE 452.....	40
4.3.2 MATLAB.....	40
4.3.3 PIEZAS DE PLEXIGLÁS	41
4.3.4 FANTOMAS Y ACR MODELO 18-220.....	42
4.3.5 FUJIFILM AMULET INNOVALITY	43
4.3.6 TABLA DE TÉCNICAS RADIOLÓGICAS.....	45
4.4. METODOLOGÍA DE ESTUDIO	45
4.5. METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN	47
4.5.1 RELACIÓN SEÑAL RUIDO (SNR) Y CONTRASTE CON RUIDO (CNR)	47
4.5.2 TEORÍA DE ERRORES.....	48
4.5.3 ESCALA LIKERT Y ANÁLISIS DE CORRELACIÓN	48
4.6. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	49
4.7. OPERACIONES DE LAS VARIABLES	50
4.8. MATRIZ METODOLÓGICA	52

V. RESULTADOS Y ANÁLISIS	54
VI. DISCUSIÓN	115
6.1 HALLAZGOS IMPORTANTES	116
6.2 LIMITACIONES DEL ESTUDIO	123
6.3 TRABAJOS FUTUROS	125
VII. CONCLUSIONES.....	127
VIII. RECOMENDACIONES	131
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	133

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Efecto del kVp variable y mAs constante en la bioimagen.....	23
Ilustración 2 Efecto del mAs variable y kVp constante en la bioimagen.....	23
Ilustración 3 Imagen Integradora	35
Ilustración 4 Piezas de Plexiglás.	41
Ilustración 5 Phantom de la ACR modelo 18-220	43
Ilustración 6 FujiFilm Amulet Innovality.....	44
Ilustración 7 Metodología de Estudio	47
Ilustración 8 Plano de recinto y posiciones del dosímetro.....	54
Ilustración 9 Posición 1	55
Ilustración 10 Posición 2	55
Ilustración 11 Posición 3	56
Ilustración 12 Posición 4	56
Ilustración 13 Calculadora de optimización en MATLAB	58

Ilustración 14 Configuraciones piezas de plexiglás.....	64
Ilustración 15 Phantom ACR colocación.	75
Ilustración 16 OG 5.7cm (33kV/63 mAs)	91
Ilustración 17 25% 5.7cm (36 kV/40 mAs)	91
Ilustración 18 50% 5.7cm (36 kV/25 mAs)	91
Ilustración 19 80% 5.7cm (36 kV/10 mAs)	91
Ilustración 20 OG 2.9cm (25kV/32 mAs)	92
Ilustración 21 25% 2.9cm (27kV/18 mAs)	92
Ilustración 22 50% 2.9cm (27kV/12.5 mAs).....	92
Ilustración 23 80% 2.9cm (28 kV/ 5 mAs)	92
Ilustración 24 OG 7.2cm (38 kV / 80 mAs).....	93
Ilustración 25 25% 7.2cm (41.8 kV / 49.59 mAs)	93
Ilustración 26 50% 7.2cm (41 kV / 33 mAs).....	94
Ilustración 27 80% 7.2cm (42 kV / 12.5 mAs)	94
Ilustración 28 técnica OG 1.1	102
Ilustración 29 Imágenes de Referencia para OG 1.1	103
Ilustración 30 Imágenes de Referencia para OG 2.2.....	106
Ilustración 31 Imágenes de Referencia para OG 3.3.....	109
Ilustración 32 Imágenes de referencia para el sistema AEC.....	112
Ilustración 33 Comparativa de imágenes con histogramas similares.....	118

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Hitos en la historia de la Imagenología	7
---	---

Tabla 2 coeficientes de w_r	15
Tabla 3 coeficientes de w_T	16
Tabla 4 Dosis aproximada de radiación ionizante que reciben algunos individuos.....	17
Tabla 5 Dosis efectiva en relación con exploración	18
Tabla 6 Rangos de Dosis efectiva	19
Tabla 7 Comparación dosis efectiva en trabajadores ocupacionales y público en general.....	19
Tabla 8 Instalaciones Autorizadas para Operar con Fuentes de Radiación Ionizante en Honduras del año 2024.....	26
Tabla 9 Propensión de estudios sobre el equipo de Rayos - X.....	31
Tabla 10 Metodología de la Investigación	38
Tabla 11 Protocolo Técnica mamográfica	45
Tabla 12 Calculo de errores mediciones de radiación.	61
Tabla 13 Técnica utilizada y optimizada por configuración.....	64
Tabla 14 Cálculo de SNR y CNR para un espesor de 5.7cm.....	95
Tabla 15 Cálculo del SNR y CNR para un espesor de 2.9cm	97
Tabla 16 Cálculo del SNR y CNR para un espesor de 7.2 cm	99

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1 Dosis equivalente.....	15
Ecuación 2 Dosis Efectiva.....	16
Ecuación 3 Intensidad de rayos x y mAs.	20
Ecuación 4 Intensidad de rayos x y kVp	21
Ecuación 5 SNR.....	47

Ecuación 6 CNR	48
Ecuación 7 Incertidumbre	48
Ecuación 8 Proporción directa entre kVp, mAs e intensidad de radiación.....	57
Ecuación 9 Optimización de dosis calculada	57

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 Cantidad de Estudios por equipo de Imagenología.....	30
Gráfico 2 Métodos más utilizados por equipo de imagenología.....	32
Gráfico 3 Variación de Parámetros Técnicos OG 1	65
Gráfico 4 Tendencia de Dosis por Posición OG 1	65
Gráfico 5 Eficacia de la Reducción por Posición OG 1	66
Gráfico 6 Dosis promedio por posición y reducción OG 1	67
Gráfico 7 Variación de Parámetros Técnicos OG 2.....	68
Gráfico 8 Tendencia de Dosis por Posición OG 2	68
Gráfico 9 Eficacia de la Reducción por Posición OG 2	69
Gráfico 10 Dosis promedio por posición y reducción OG 2	70
Gráfico 11 Variación de Parámetros Técnicos OG 3	70
Gráfico 12 Tendencia de Dosis por Posición OG 3.....	71
Gráfico 13 Eficacia de la Reducción por Posición OG 3.....	73
Gráfico 14 Dosis promedio por posición y reducción OG 3	74
Gráfico 15 Variación de Parámetros Técnicos OG 1.1	75
Gráfico 16 Tendencia de Dosis por Posición OG 1.1	76
Gráfico 17 Eficacia de la Reducción por Posición OG 1.1	78

Gráfico 18 Dosis promedio por posición y reducción OG 1.1	79
Gráfico 19 Variación de Parámetros Técnicos OG 2.2	80
Gráfico 20 Tendencia de Dosis por Posición OG 2.2	80
Gráfico 21 Eficiencia de la Reducción por Posición OG 2.2.....	82
Gráfico 22 Dosis promedio por posición y reducción OG 2.2.....	83
Gráfico 23 Variación de Parámetros técnicos OG 3.3.....	84
Gráfico 24 Tendencia de Dosis por Posición OG 3.3	84
Gráfico 25 Eficacia de la Reducción por Posición OG 3.3	86
Gráfico 26 Dosis promedio por posición y reducción OG 3.3.....	87
Gráfico 27 Variación de Parámetros Técnicos para AEC	87
Gráfico 28 Tendencia de Dosis por Posición para AEC.....	88
Gráfico 29 Eficacia de la Reducción por Posición para AEC.....	89
Gráfico 30 Dosis promedio por posición y modo AEC	90
Gráfico 31 Calculo de CNR para OG 1.1	104
Gráfico 32 Comparación de Histograma por Técnica OG 1.1	105
Gráfico 33 Calculo del CNR para OG 2.2.....	107
Gráfico 34 Comparación de Histograma por Técnica OG 2.2	108
Gráfico 35 Cálculo de CNR para OG 3.3.....	110
Gráfico 36 Comparación de Histograma por Técnica OG 3.3	111
Gráfico 37 Cálculo de CNR para el sistema AEC	113
Gráfico 38 Comparación de Histograma por Técnica AEC	114
Gráfico 39 Técnicas con histogramas similares	117

LISTA DE SIGLAS

ALARA As Low As Reasonably Achievable (Tan Bajo Como Razonablemente Sea Posible)

OPS Organización Panamericana de la Salud

ICRP International Commission on Radiological Protection (Comisión Internacional de Protección Radiológica)

kVp Kilovoltaje pico

mAs Miliamperios-segundo

DO Densidad Óptica

CT Computed Tomography (Tomografía Computarizada)

SEN Secretaria de Energía de Honduras

IMSS Instituto Mexicano del Seguro Social

SESAL Secretaría de Salud de Honduras

DBT Digital Brest Tomosynthesis (Mamografía Digital por Tomosíntesis)

AEC Automatic Exposure Control (Control Automático de Exposición)

SNR Signal-to-Noise Ratio (Relación Señal-Ruido)

CNR Contrast-to-Noise Ratio (Relación Contraste-Ruido)

GLOSARIO

1. ALARA: Tan bajo como sea razonablemente posible (CDC, 2024).
2. Kilo Voltaje pico (kVp): es el control primario de la calidad del haz de rayos X y, por tanto, de la penetrabilidad del haz. Un haz de rayos X de mayor calidad es un haz de mayor energía y, en consecuencia, con más probabilidades de penetrar la anatomía de interés (Bushong, 2010).
3. Miliamperios por segundo (mAs): El valor de mAs determina el número de rayos X en el haz primario y, por tanto, controla principalmente la cantidad de radiación (Bushong, 2010).
4. Energía ionizante: es cualquier tipo de radiación capaz de retirar un electrón orbital del átomo con el que interactúa (Bushong, 2010).
5. Energía no ionizante: No es capaz de causar daño directo a las células en términos de ionización (Bushberg, 2021).
6. Radiación Dispersa: Radiación que se dispersa en diferentes direcciones desde un haz de radiación cuando este interactúa con una sustancia, como un tejido del cuerpo (NIH, 2025).
7. Dosis efectiva: es una construcción matemática, un concepto o un sustituto del riesgo, utilizado en protección radiológica como base para calcular los límites anuales de radiación para los trabajadores y el público en general debido a la exposición a la radiación y la incorporación de radionúclidos. (Fisher & Fahey, 2017).
8. Dosis absorbida: Describe la deposición de energía por radiación ionizante en un medio absorbente; la dosis absorbida se aplica a todas las exposiciones a radiación, todos los tipos de radiación ionizante, cualquier medio absorbente y todas las dianas biológicas y geometrías, su unidad es el Gray Gy (Fisher & Fahey, 2017).
9. Dosis equivalente: La dosis equivalente) para un órgano o tejido una cantidad derivada utilizada en protección radiológica para calcular la dosis efectiva en

todo el cuerpo (ICRP, 2007a). La dosis equivalente es el producto de la dosis absorbida media en un órgano o tejido y los factores de ponderación radiológica aplicables (Fisher & Fahey, 2017).

I. INTRODUCCIÓN

La optimización de dosis en imágenes médicas es un aspecto fundamental en la práctica radiológica moderna, ya que busca reducir la exposición del paciente a la radiación sin comprometer la calidad diagnóstica de las imágenes. En particular, la dosimetría juega un papel clave en la evaluación y control de la radiación dispersa, especialmente en estudios de tomografía computarizada y radiología intervencionista, donde la aplicación de técnicas de baja dosis se ha convertido en una prioridad para la protección radiológica (ICRP, 2020).

El desarrollo de estrategias para minimizar la dosis en medicina diagnóstica ha sido impulsado por avances tecnológicos y normativas internacionales, como las establecidas por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), que enfatizan la necesidad de mantener los niveles de exposición "tan bajos como sea razonablemente alcanzable" (ALARA) (IAEA, 2018). La implementación de protocolos de optimización no solo beneficia a los pacientes, sino también al personal de salud expuesto a radiación dispersa, reduciendo los riesgos asociados a la exposición acumulativa (Martin, 2017).

En este contexto, el presente documento aborda la importancia de la dosimetría en la evaluación y control de la radiación dispersa, destacando los avances en técnicas de optimización de dosis y su impacto en la seguridad y eficacia de los procedimientos médicos. Se presentan además los resultados obtenidos en la aplicación de estas estrategias, así como las conclusiones derivadas de su análisis.

II. ESTADO DEL ARTE

El siguiente capítulo representa el apoyo bibliográfico para el entendimiento de los conceptos a utilizar a lo largo del informe, puntos importantes como una reseña histórica, protección radiológica, efectos adversos, unidades de radiación, técnica e imagen radiológica. También, observaciones relevantes acerca del panorama científico relacionado al tema, estadísticas nacionales e internacionales, explicaciones físicas de la interacción de los rayos X y la radiación ionizante con la materia y demás terminología radiológica.

2.1. ANTECEDENTES

El descubrimiento de los rayos X fue y es uno de los avances científicos que permitió la exploración de anatomía humana sin esta ser invasiva, también, permitió la imagen radiológica ser un recurso de apoyo para los diagnósticos que hoy en día son indispensables realizarse para descartar posibles enfermedades o patologías. La radiación ionizante es perjudicial para la salud, por eso el término ALARA es fundamental en el área radiológica para asegurar la integridad de las personas. Los avances tecnológicos han demostrado que se puede lograr reducir las dosis de radiación emitidas por el equipo utilizando filtros de diferentes materiales o software de procesamiento de imágenes.

2.1.1 RESEÑA HISTÓRICA

El descubrimiento de la energía electromagnética, cuya longitud de onda es de 0.005-10 nm, es uno de los descubrimientos científicos el cual la humanidad debería de estar consciente y sumamente agradecida por todos los aportes significativos a la humanidad en diferentes rubros, especialmente en la salud (Mikla & Mikla, 2014). Los diagnósticos de enfermedades pulmonares, ortopédicas, intervenciones quirúrgicas, odontológicas, radioterapia, etcétera (MayoClinic, 2025) son gracias al principio por el cual trabajan los equipos de imagenología que utilizan energía ionizante como principio físico de funcionamiento (NIH, 2025).

El espectro electromagnético llamado «Rayos X», es resultado de un efecto colateral de un experimento con un tubo de «rayos catódicos», si, el mismo donde eventualmente vuestros abuelos y padres miraban televisión por varias décadas (Mary Bellis, 2021). Wilhem Conrad Roentgen, el primer científico super estrella en esos años gracias al descubrimiento de esa «luz X».

En 1895, Roentgen le dijo a su esposa “Cuando la gente se dé cuenta de lo que estoy haciendo, dirá: ‘Roentgen, perdiste la cabeza’” (Busch, 2016). Efectivamente, la revelación de la noche del 8 de noviembre de 1895, mientras Roentgen, hacia pruebas con el tubo recubierto de papel fotográfico para apreciar de mejor manera los efectos de su tubo de rayos catódicos dejó su laboratorio completamente a oscuras.

Se dio cuenta que algo se iluminaba, y era un material llamado «platinocianuro de bario», eso hizo que la curiosidad del científico se intensificara y comenzó a probar de manera rigurosa este fenómeno de luminiscencia que provocaba el tubo de Crook (Marcelo Gálvez, 2013) a pesar de estar envuelto y no importaba que material estuviera entre la fuente de exposición y el papel de dicho material este se iluminaba y lograba mantener el mismo efecto de «fluorescencia». Lo que más llamó la atención es que ningún tipo de luz visible era apreciable salir del mismo.

Poco menos de un mes, Roentgen ya había descrito todas las propiedades que conocemos hoy día de ese espectro electromagnético, un aspecto notable de los rayos X, que siguen su comportamiento similar de las leyes de luz visible, de difracción e interferencia, por el simple hecho que pertenece a la familia de energía electromagnética (Moebs et al., 2021). En 1896 publicó la primera imagen por rayos X la cual representaba la mano de su esposa Anna Bertha (Busch, 2016).

Esto ha evolucionado de manera exponencial, las diferentes técnicas que utilizan los rayos X como principio físico de producción de bioimágenes se clasifican en dos, por radiografía o por fluoroscopia (Bushong, 2010). De manera práctica y respectivamente, una es en dimensiones 2D como una fotografía convencional y la fluoroscopia en imágenes que representan un movimiento, como un video.

También, gracias al descubrimiento de Roentgen, surge la necesidad de crear una nueva especialidad médica como es el técnico radiólogo y el especialista en radiología (Eden, 2022). Perfiles los cuales son los responsables de la operación de los equipos de imagenología e interpretación, sean estos de energía ionizante o no ionizante.

A continuación, se presenta una tabla que recopila algunos de los sucesos más importantes en la historia de la radiología y la física, sacado del libro Manual de Radiológica para técnicos 12va edición (Bushong, 2022).

Tabla 1 Hitos en la historia de la Imagenología

Avances en Radiología
1895-1920: Descubrimientos y Primeros Estudios
1895: Roentgen descubre los rayos X.
1896: Primeras aplicaciones médicas de los rayos X.
1900: Fundación de la American Roentgen Society.
1901: Roentgen recibe el primer Premio Nobel de Física.
1905: Einstein presenta la ecuación $E = mc^2$.
1913: Desarrollo del tubo de rayos X de Coolidge.
1920: Uso de medios de contraste y creación de la ASRT.
1921-1950: Innovación en Equipos y Seguridad
1921: Presentación de la rejilla de Potter-Bucky.
1928: El roentgen se establece como unidad de medida.
1930: Desarrollo de aparatos de tomografía.
1942: Primer procesador automático de película (Pako).
1948: Primer intensificador de imagen fluoroscópico.

Continuación de tabla 1

1951-1980: Avances en Diagnóstico por Imagen

- 1953:** Se adopta el "rad" como unidad de dosis absorbida.
- 1963:** Surge la tomografía por emisión de fotón único (SPECT).
- 1966:** Uso habitual del ultrasonido diagnóstico.
- 1973:** Desarrollo del primer sistema de TC (Hounsfield) y la primera imagen de RM.
- 1979:** Premio Nobel a Cormack y Hounsfield por la TC.

Avances en Radiología

1981-2000: Digitalización

- 1982:** Aparición de los sistemas PACS.
- 1984:** Radiografía computarizada con fósforos estimulables.
- 1990:** Introducción de la TC helicoidal.
- 1996:** Desarrollo de la radiografía digital directa (TFT).
- 2000:** Primer sistema de mamografía digital directa.

2001-2020: Alta Tecnología e Inteligencia Artificial

- 2003:** Premio Nobel a Lauterbur y Mansfield por la RM.
- 2007:** TC helicoidal de 320 cortes (Toshiba).
- 2011:** Aprobación clínica de la tomosíntesis mamográfica digital.
- 2017:** Uso de impresoras 3D y segmentación en TC y RM.
- 2018:** Aplicación de la inteligencia artificial en radiología.

Fuente: (Bushong, 2022).

2.1.2 PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Los rayos X tienen cinco interacciones con la materia, pero solo dos son las más importantes por su relación con la formación de la bioimagen, que es el efecto Compton y el fotoeléctrico. Prácticamente el efecto Compton es cuando el rayo X impacta con un átomo y libera un electrón (electrón Compton) y un rayo X con menor

energía. Para explicar el efecto Compton se hará uso de una analogía, entiéndase que el láser es el rayo X y los espejos los átomos.

Imagínese que usted se encuentra en una habitación llena de objetos reflectivos, como espejos, y con un dispositivo que es capaz de irradiar un haz fino de luz, en forma de láser, el cual apunta a un espejo e irradia. El láser es tan fuerte que provoca que del espejo se desprenda una sección del material y salga disparado con una energía similar a la incidencia del láser, que, a su vez, se refleja y cambia de dirección hacia otro espejo.

Al suceder esto se produce una reacción en cadena hasta que los espejos «absorben» la energía por conservación, lo que significa que el láser irradiado, al impactar con cada espejo se dispersa y pierde energía. Cuando sucede la absorción de energía, se le denomina efecto fotoeléctrico.

El rayo X es absorbido por el átomo y este libera un fotoelectrón, esto significa que el efecto fotoeléctrico es la absorción total del rayo X. Ambas interacciones, el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico, están relacionadas con el número atómico y densidad de masa de los tejidos y explican por qué se aprecia lo que aparece en una radiografía (Bushong, 2010).

De acuerdo con Spellman (2025), el equipo de radiografía es ineficiente, se dice que solo el 1% de la energía generada se aprovecha para producción de los rayos X y el 99% se desperdicia en calor. Con base a esa premisa, es coherente la creación e implementación de filtración, colimación, intensificadora de imagen, entre otros, para aprovechar la energía útil emitida por el equipo.

Por consecuencia, la implementación de estas partes en la estructura básica del equipo también reduce las dosis de radiación emitidas. La filtración solo permite pasar la energía que es útil para formar la bioimagen, la energía que no lo es, es absorbida por los materiales del cual está construido la filtración (Brosi et al., 2011).

La colimación es la configuración donde se pretende tomar la bioimagen identificando una región de interés, lo que provoca que la radiación dispersa no afecte áreas circundantes que no son de interés para el estudio y no sean irradiadas innecesariamente (Ball et al., 2023).

La intensificadora de imagen aprovecha la energía que logra pasar a través del paciente y amplifica este efecto para no usar una terapia mayor, o repetir la toma, esto también reduce significativamente la exposición (Lo et al., 1996).

El plomo, es uno de los materiales más utilizado como protección en contra la radiación ionizante, esto se debe por su alto número atómico y densidad de masa (Perkins, 2023). Eso significa que, al tener muchos electrones en sus diferentes capas atómicas y un espacio reducido entre los electrones, atómicamente hablando, los rayos X tienen demasiada interacción con los electrones. Debido a que el plomo absorbe esa energía y no la permite pasar se le llama «blindaje radiológico».

En la práctica, el metal pesado es usado en chalecos de protección radiológica, blindaje radiológico (recubrimiento en paredes, suelo, ventanas y techos) y en la misma fabricación de los equipos de radiografía y fluoroscopia (Alberto Pinto, 2014); además, el plomo es relativamente económico (ISE, 2017). Cabe recalcar que no es el único utilizado para protección radiológica, pero si marca la pauta para hacer equivalencias, como el uso del hormigón y el aluminio (Rubio, 2024).

Los sistemas de potencia de los equipos de rayos X cuentan con un sistema AEC, que interrumpen la producción de rayos X cuando se detecta que alcanzaron los valores previamente configurados, evitando a una radiación de rayos X innecesaria al paciente (IAEA, 2024). Hoy día, los hospitales y centros de imagenología cuentan con una variedad de equipos, ya sea para diagnóstico, intervenciones quirúrgicas y radioterapia. Los equipos de fluoroscopia y la tomografía computarizada emiten grandes cantidades de radiación ionizante a comparación a la radiografía plana, no hablar de la mamografía.

Es evidente que los avances tecnológicos en la construcción de estos equipos han evolucionado, en años recientes se ha demostrado que el desarrollo de softwares representa como otro método para reducir significativamente las dosis de radiación de los equipos.

Las fábricas han desarrollado softwares para reducir las dosis de radiación al personal de salud y las personas que se someten a los estudios radiológicos y fluoroscópicos. Mas adelante se demuestran las comparaciones de dosis efectiva entre diferentes equipos y zonas de estudio a lo largo del cuerpo humano y las complicaciones y efectos adversos de la radiación ionizante.

2.1.3 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN IONIZANTE CON EL HUMANO

Cuando la radiación ionizante de los rayos X, son atenuados por el cuerpo su energía interactúa principalmente con las moléculas de agua que se encuentran en el interior de las células (Morales-Aramburo & Puerta, 2020). Esto genera una reacción en cadena. Primero, la energía de la radiación provoca la liberación de electrones, por causa del efecto Compton y radiación dispersa. Esta transferencia de energía genera aún más electrones y compuestos reactivos, afectando progresivamente a las moléculas alrededor.

El daño de la radiación ionizante puede ser de dos formas, directo o indirecto, cuando interactúa directamente con la molécula de ADN se altera su estructura (Puerta-Ortiz & Morales-Aramburo, 2020).

Cuando la interacción inicial es con las moléculas de agua produce radicales libres, si el daño se hace en una misma área del ADN dificulta los mecanismos de reparación de las células, lo que puede llevar a daños que no tienen solución, esto resulta en efectos biológicos, manifestadas en alteraciones que pueden ser devastadores. Si el daño es severo, la célula afectada puede morir, lo que interrumpe su función normal.

En otros casos, las células pueden sobrevivir, pero con mutaciones genéticas que alteran su comportamiento. Estas mutaciones no solo afectan el funcionamiento celular, sino que también incrementan el riesgo de desarrollar enfermedades graves, como el cáncer ya que no está controlando el tiempo de producción de la recreación celular (Bushberg, 2021).

La interacción de la radiación ionizante de los rayos X muestra el potencial destructivo a nivel molecular, destacando la importancia de medidas de protección y controles rigurosos en su uso. Teniendo en cuenta lo anterior, esto provoca una serie de complicaciones que son las responsables de afectar a las sociedades por causa de las enfermedades provocadas por la radiación ionizante relacionadas con el cáncer.

2.1.4 RADIACIÓN IONIZANTE Y EL DAÑO A LA SALUD

El modelo lineal sin umbralización hace la relación entre la probabilidad que se diagnostique cáncer a una persona con la dosis de radiación a la que este expuesta, describe que entre más dosis de radiación está expuesta una persona más probabilidades de esta obtenga cáncer (Suárez Fernández, 2020). Un tema controversial en el medio; un estudio hace un llamado para seguir investigando la premisa que el peligro de las bajas dosis de radiación no significa un riesgo grave en la salud de las personas y dice que ha sido sobreestimada, "se ha pintado un panorama sombrío de lo que realmente es" (J. A. Siegel et al., 2018).

También se teoriza que las dosis bajas de radiación son hasta beneficiosas para el cuerpo humano, realizando una interpretación y entendimiento del comportamiento que tiene el ADN de reconstruirse o reemplazarse por la pérdida de los electrones de sus átomos a causa de la radiación ionizante (Slade et al., 2009), lo que podría estimular ciertas funciones fisiológicas (Jonathan Baldwin & Vesper Grantham, 2015).

Sin embargo, el fin que buscan todos los organismos regulatorios de protección radiológica, los radiólogos, físicos y ahora ingenieros biomédicos es reducir lo máximo

posible las dosis de radiación, siguiendo la filosofía ALARA. Lo que está asegurado hasta los momentos es que las dosis bajas de radiación efectiva no son potencialmente dañinos para el cuerpo humano a comparación de las dosis mayores a 100 mSv, no influyen en un porcentaje significativo para aumentar la probabilidad de contraer cáncer, tomar en cuenta que también el porcentaje de la probabilidad de que una persona sea diagnosticada con cáncer es de aproximadamente 40% (NIH, 2015) un porcentaje que de por sí ya es alto.

2.1.4.1 Efectos de la radiación ionizante con respecto al tiempo

Los efectos de la radiación ionizante con la interacción con la materia del cuerpo humano se presentan en forma instantánea o progresiva, entendiéndose que con el tiempo se muestran resultados a dicha exposición de menor o mayor grado (Puerta-Ortiz & Morales-Aramburo, 2020).

Esto depende de la dosis de radiación y en su técnica a como se expone, ya que no es lo mismo recibir una dosis efectiva de 2 Sv de manera instantánea que de manera progresiva alcanzar una dosis de 2 Sv (United Nations, 2011). Los efectos se manifiestan como quemaduras hasta diversos tipos de cáncer. Además, las complicaciones se desglosan de manera amplia. Prácticamente, en cada órgano y sistema vital del organismo.

Las dosis radiación ionizante puede producir efectos agudos como enrojecimiento de la piel, caída del cabello o quemaduras. Por ejemplo, la dosis liminar para el síndrome de irradiación aguda es de aproximadamente 1 Sv. El riesgo es mayor para los niños y adolescentes, porque son más radiosensibles que los adultos (OMS, 2023).

2.1.4.2 Efecto Ocular

El proceso de formación de cataratas, conocido como cataractogénesis, está influido por la edad, los trastornos genéticos, el estrés oxidativo, la inflamación y otras enfermedades oftalmológicas. Además, relaciona el estrés oxidativo con la producción

de aldehídos tóxicos, que causan daños y opacidad a las proteínas del cristal (Singh et al., 2022). Una causa de cataratas es la exposición a radiaciones ionizantes en el cristal del ojo, esto lo sufren los médicos que están involucrado en cirugía usando de radiología intervencionistas. Históricamente, los límites de dosis anuales para el cristal se fijaron en 150 mSv. (Thome et al., 2018).

2.1.4.3 *Carcinogénesis inducida por Radiación*

La carcinogénesis por radiación es un fenómeno biológico por el cual las células vivas normales son dañadas por radiaciones ionizantes, lo que inicia un proceso progresivo que hace que las células sobrevivientes cambien su fenotipo de tal manera que se pierden los controles normales de muerte celular y apoptosis y se inicia un crecimiento canceroso descontrolado (Hill & Kumar, 2011).

2.1.4.4 *Leucemia*

Es un tipo de cáncer que empieza en los tejidos que forman a la sangre, como la médula ósea, y hace que se produzcan grandes cantidades de glóbulos anormales y que estos entren en el torrente sanguíneo" (NIH, 2011). El riesgo de desarrollar leucemia no aumenta de manera lineal con la dosis de radiación, sino que sigue una relación más compleja, ya que no aparece de manera inmediata, sin embargo, al cabo de 5 a 10 años la probabilidad de contraer la enfermedad aumenta significativamente, lo que indica que no importa la dosis el riesgo puede ser alto o bajo. Algo a favor es que a medida pasen los años se reduce el riesgo (Bushberg, 2021).

2.1.5 UNIDADES DE RADIACIÓN IONIZANTE

Se utilizará tres términos para describir las mediciones utilizadas en cálculos en dosimetría. Cuando se habla de radiación ionizante, en realidad se trata de describir actividad y exposición (IAEA, 2024b). Donde una se refiere a la intensidad de radiación proveniente de la fuente y es independiente de la materia donde este impacte, sus unidades son Becquerel (Bq) y Curie (Ci, que es igual a 3.7×10^{10} Bq) y la otra cuando esta radiación es absorbida por una materia, respectivamente (U.S.NRC, 2021).

Para determinar lo que es exposición se hace uso de los siguientes conceptos: Dosis absorbida, su unidad es el Gray (Gy), dosis equivalente y dosis efectiva, sus unidades expresadas en Sievert (Sv). En la práctica, se usan coeficientes que describen el efecto que tiene la radiación en ciertos tejidos, uno de ellos es el factor de ponderación (w_r), que se usa para calcular la dosis equivalente representados en la tabla 3.

Tabla 2 coeficientes de w_r

Weighting factor (w_r)	
Fotones y electrones	$w_r = 1$
Protones	$w_r = 2$
Partículas alfa, fragmentos de fisión e iones pesados	$w_r = 20$
Neutrones	$w_r = \text{Es variable}$

Fuente: (Keith et al., 2013)

Para calcular la dosis equivalente se utiliza la siguiente ecuación:

$$H_T = \sum_R w_r D_{T,R}$$

Ecuación 1 Dosis equivalente

Donde:

H_T = Dosis equivalente (Sv)

w_r = weighting factor

$D_{T,R}$ = Dosis absorbida (Gy)

Para calcular la dosis efectiva se dice que las dosis absorbidas no se hacen de manera uniforme, debido a la atenuación causada por la interacción de energía con la materia de diferentes densidades del cuerpo humano, es por eso por lo que también se creó el factor de ponderación del tejido (w_T). Cuyos valores están representados en la Tabla 3.

Tabla 3 coeficientes de w_T

Factor de ponderación del tejido	
Tejido	w_T
Vejiga	0,04
Médula ósea (roja)	0,12
Superficie ósea	0,01
Cerebro	0,01
Mama	0,12
Colon	0,12
Esófago	0,04
Gónadas	0,08
Hígado	0,04
Pulmón	0,12
Glándulas salivales	0,01
Piel	0,01
Estómago	0,12
Tiroides	0,04
Total parcial	0,88
Resto	0,12
Total	1

Fuente: (ICRP, 2007b).

Para calcular la dosis efectiva se usa la siguiente ecuación:

$$H_E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

Ecuación 2 Dosis Efectiva

Donde:

H_E = Dosis efectiva (Sv)

w_T = Tissue weighting factor

w_r = weighting factor

$D_{T,R}$ = Dosis absorbida (Gy)

A continuación, se comparte tablas recopiladoras acerca de la dosis efectiva en diferentes contextos. Con el objetivo de brindar un enfoque claro de lo que significan las magnitudes de dosis efectivas medidas en mSv, relacionando actividades

cotidianas para ciertas realidades y hacer una idea al lector del riesgo el cual podría estar expuesto en base a radiación natural y generada por el hombre.

Tabla 4 Dosis aproximada de radiación ionizante que reciben algunos individuos

Actividad o Ubicación	Dosis de Radiación Ionizante
Exposición promedio en EE. UU.	
De fuentes naturales	3.0 mSv/año
De fuentes artificiales	0.6 mSv/año
De reactores nucleares	< 0.01 mSv/año
Dosis en distintas localidades	
Kerala, India	13 mSv/año
Colorado, EE. UU.	1.79 mSv/año
Boston, MA, EE. UU.	1.0 mSv/año
Luisiana, EE. UU.	0.92 mSv/año
Edificio de varios pisos (por cada 5 pisos sobre la calle)	~0.01 mSv/año
Cerca de un camión con residuos radiactivos	0.001 mSv/camión
Al lado de una planta nuclear	0.01 mSv/año
Dosis en actividades específicas	
Cerca de un paciente tras un examen de medicina nuclear	< 5 mSv/paciente (depende del material radiactivo)
Trabajador de una planta nuclear	< 3 mSv/año
Radiografía dental completa	0.4 mSv
Azafata en vuelo Nueva York Los Ángeles	0.05 mSv/vuelo
Ver televisión en color	0.02 - 0.03 mSv/año

Fuente: (ATSDR, 2023).

La Tabla 4 brinda una visión general a la cual se refiere a la dosis anual promedio que una persona recibe de todas las fuentes combinadas en Estados Unidos. Incluye radiación natural (como cósmica y terrestre) y artificial (procedente de actividades humanas).

Tabla 5 Dosis efectiva en relación con exploración

Procedimiento	Dosis Estimada de Radiación (mSv)	Equivalencia en Años de Exposición a Radiación Natural
Región Abdominal		
TC de abdomen y pelvis	10 mSv	Aproximadamente 3 años
TC de abdomen y pelvis (con y sin contraste)	20 mSv	Alrededor de 7 años
Colonoscopia por TC	6 mSv	Similar a 2 años
Pielograma intravenoso (IVP)	3 mSv	Equivalente a 1 año
Radiografía del tracto gastrointestinal inferior	8 mSv	Similar a 3 años
Radiografía del tracto gastrointestinal superior	6 mSv	Aproximado a 2 años
Huesos		
Radiografía de columna vertebral	1.5 mSv	Equivalente a 6 meses
Radiografía de extremidades	0.001 mSv	Similar a 3 horas
Sistema Nervioso Central		
TC de cabeza	2 mSv	Aproximado a 8 meses
TC de cabeza (con y sin contraste)	4 mSv	Similar a 16 meses
TC de columna vertebral	6 mSv	Alrededor de 2 años
Tórax	0.1 mSv	10 días
TC de tórax	7 mSv	Aproximado a 2 años
TC para detección de cáncer de pulmón	1.5 mSv	Equivalente a 6 meses
Radiografía de tórax	0.1 mSv	Similar a 10 días
Imagenología en Mujeres		
Densitometría ósea (DEXA) - Mamografía	0.001 mSv	Similar a 3 horas
Mamografía	0.4 mSv	Aproximado a 7 semanas
Imagenología en Hombres		
Densitometría ósea (DEXA) en postmenopausia	0.001 mSv	Similar a 3 horas
Dental		
Radiografía intraoral	0.005 mSv	Similar a 1 día
Corazón		
TC coronaria (CTA)	12 mSv	Aproximado a 4 años
TC cardíaca para evaluación de calcio	3 mSv	Equivalente a 1 año
Medicina Nuclear		
PET/CT (Tomografía por Emisión de Positrones)	25 mSv	Aproximado a 8 años

Fuente: (FWRadiology, 2017)

La Tabla 5 enumera una serie de procedimientos de diagnóstico por imagen y los agrupa según la región anatómica o el sistema corporal evaluado. Es de apoyo para la comprensión a la equivalencia a la radiación natural, porque todos los seres vivos están expuesto a radiación ionizante siempre, es de origen natural y cósmico.

Tabla 6 Rangos de Dosis efectiva

Banda de Dosis (mSv)	Características de la Situación	Requisitos de Protección Radiológica	Ejemplos
Mayor a 20-100	Exposición difícil de controlar. Riesgo alto.	Reducir la dosis en la medida de lo posible. Informar a las personas.	Emergencias radiológicas.
Mayor a 1-20	Beneficio para el individuo o la sociedad. Riesgo moderado.	Controlar la exposición y proporcionar información.	Exposición ocupacional, pacientes en tratamiento.
1 o menos	Bajo riesgo para el individuo. Beneficio para la sociedad.	Controlar la exposición y proporcionar información general.	Exposición del público en general.

Fuente: (ICRP, 2007a)

La tabla 6 clasifica situaciones de exposición a radiación ionizante según la dosis efectiva recibida, el nivel de riesgo asociado, y las medidas de protección radiológica necesarias.

Tabla 7 Comparación dosis efectiva en trabajadores ocupacionales y público en general

Tipo de Límite	Ocupacional	Público
Dosis Efectiva	20 mSv por año (promedio de 5 años)	1 mSv por año
Dosis Equivalente Anual en:		
Cristalino del ojo	150 mSv	15 mSv
Piel	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv	-

Fuente: (ICRP, 2007a)

La Tabla 7 detalla los límites de dosis de radiación para trabajadores ocupacionales y el público en general, divididos por categorías de exposición y partes

del cuerpo afectadas. Y esto es delicado por las dosis efectivas cuando una persona se somete a estudios que involucran radiación ionizante, esas dosis son instancias a comparación a las dosis efectivas de origen natural.

2.1.6 TÉCNICA RADIOGRÁFICA (kVp Y mAs)

La técnica radiológica se entiende como las consideraciones y configuraciones que el medico radiólogo establece para hacer un examen de rayos X. Existen diversos factores a tomar en cuenta antes de hacer el estudio radiológico, como lo que son los kVp, mAs, SID, tamaño del paciente, grupo etario, persona gestante, tipo de exploración (región anatómica a explorar), colimación, rejilla física y protección radiológica (Edeh et al., 2012) y para mamografía pues los espesores de la mama y comprensión.

Lograr una técnica radiológica adecuada presenta complicaciones e induce las probabilidades del involucramiento de errores sistemáticos (Pesapane et al., 2024). Existen tablas que recopilan que en base a ciertas características del estudio se debe realizar una técnica acorde. Pero son basadas en la experiencia de los médicos por causa de la alta cantidad de estudios radiológicos que ellos realizan (Knight, 2014).

También, el sistema AEC, ayuda a que la imagen sea de calidad, pero tiene sus complicaciones ya que existen configuraciones en el detector de imagen que si no se hace correctamente el paciente puede verse involucrado a una sobreexposición. Entre otras cosas, los parámetros fundamentales en el estudio de rayos X son los kVp y mAs.

2.1.6.1 Miliamperios-segundo (mAs)

La cantidad de rayos X es directamente proporcional a los mAs. Cuando se duplican los mAs, también el número de rayos X emitidos. La cantidad de rayos X se puede calcular con la siguiente ecuación:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{mAs_1}{mAs_2}$$

Ecuación 3 Intensidad de rayos x y mAs.

Donde:

I_1 y I_2 = Dosis absorbida (Gy) inicial y final

mAs_1 y mAs_2 = mAs inicial y final

2.1.6.2 Pico de kilovoltios (kVp)

El cambio en la cantidad de rayos X es proporcional al cuadrado de la proporción de los kVp. Y también regula la penetrabilidad de los rayos X a los tejidos. La cantidad de intensidad de los rayos x con relación al kVp se calcula con la siguiente ecuación:

$$\frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{kVp_1}{kVp_2} \right)^2$$

Ecuación 4 Intensidad de rayos x y kVp

Donde:

I_1 y I_2 = Dosis absorbida (Gy) inicial y final

kVp_1 y kVp_2 = mAs inicial y final

La importancia de estos parámetros es que con ellos se puede manipular la dosis de exposición a la que el paciente se verá expuesto. La premisa a tener en cuenta es que los kVp significan penetrabilidad de los rayos X y la mAs cantidad de rayos X. Y teniendo en cuenta en lo que se dijo en la sección de protección radiológica, mayor cantidad de rayos X (mAs alto) significa mayor interacción con materia por ende mayor dosis de radiación es absorbida y viceversa.

Con la penetrabilidad sucede algo contrario, al aumentar los kVp, menor es la dosis absorbida por la materia, ya que estos rayos X son de alta energía, caso contrario, son de baja energía, por ende, es más fácil que la materia absorba esa energía, lo que significa una mayor dosis de radiación absorbida. Ahora, que efecto tiene este fenómeno en la construcción de la bioimagen.

2.1.7 LA IMAGEN RADIOGRÁFICA DE RAYOS X

Hasta el momento no se ha abordado un tema importante, y es el efecto que tiene reducir la exposición de radiación ionizante en la calidad de la bioimagen. La calidad de una imagen producida por rayos X tiene muchos matices, pero los principales son los mAs y kVp, es aquí donde aparecen conceptos como densidad óptica, contraste y nitidez.

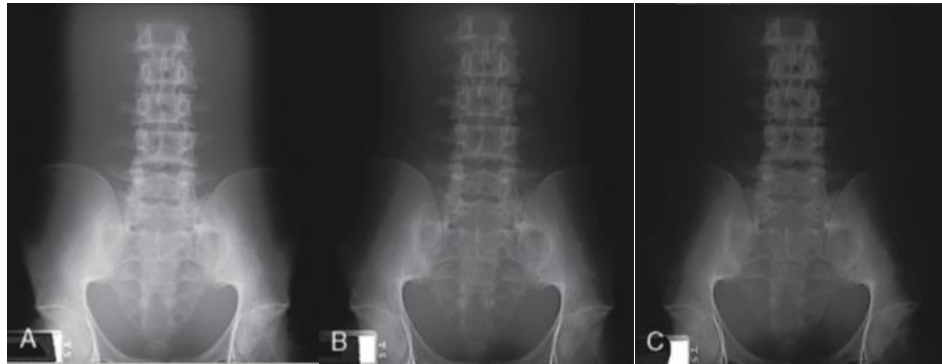
Prácticamente, indica que tan oscura es la imagen, que tanto se diferencia los diferentes tejidos y que tan apreciable son los contornos de los tejidos (por ejemplo, que tan borrosos se ven los bordes del cubito y el radio y su unión con los carpos que conforman la muñeca en una radiografía de brazo).

El lenguaje radiológico para zonas oscuras y blancas son los conceptos de radiolúcido y radiopaco, respectivamente.

El mAs es directamente proporcional a la densidad óptica y los kVp controla el contraste de la bioimagen. Otro factor que también influye en la densidad óptica es la SID, sin embargo, no se desarrollara ya que en la metodología se trabajara con una SID constante, pero se recomienda al lector indagar sobre esa relación (Bushong, 2010), (Bushberg, 2021).

En la continuación del texto, se representa el fenómeno al variar estos parámetros y manteniendo uno de ellos constante. Básicamente, los cambios de kVp, se da un fenómeno que la bioimagen fue se adentrando a los tejidos (desde un punto superficial hasta uno más profundo) y los cambios de mAs se aprecia un cambio en la resolución espacial de la imagen, que significa las diferentes intensidades de grises apreciables y que la tercera imagen tiene una DO mayor que la primera.

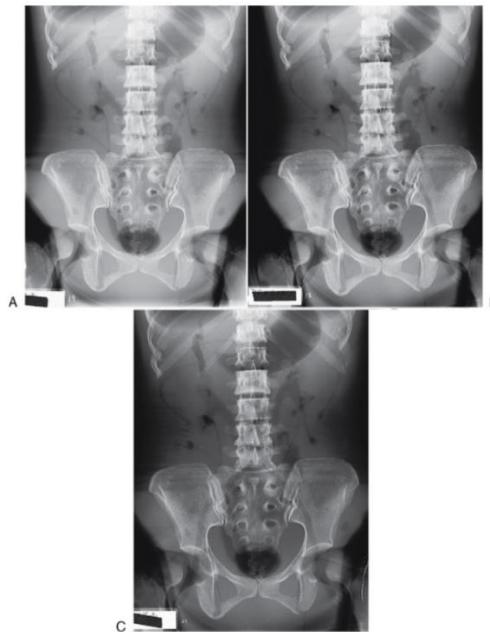
Ilustración 1 Efecto del kVp variable y mAs constante en la bioimagen



Nota: Ejemplo de visualización de la variación del kVp y mAs constante (Bushong, 2010).

La ilustración 1 representa una radiografía de tórax, donde en la A es con una terapia de 75 kVp, la B de 79 kVp y la C de 81 kVp a 28 mAs, respectivamente. La causa principal del aumento del kVp disminuye el contraste y se pierde información diagnóstica.

Ilustración 2 Efecto del mAs variable y kVp constante en la bioimagen



Nota: Ejemplo de visualización de la variación del mAs y kVp constante (Bushong, 2010).

En la ilustración 2 se observa un cambio significativo en la densidad óptica de la imagen, la técnica que se utilizó fue 10 mAs, 12.5 mAs y 15 mAs, a 70 kVp cada una. Se demuestra el control que tienen los mAs en la intensidad del brillo de los tejidos.

Lo importante en una bioimagen producida por rayos X es mantener una densidad óptica constante que tenga un buen contraste, sin embargo, si se aumenta el kVp el doble, es equivalente a aumentar los mAs cuatro veces (es equivalente pero no existirían más rayos X interactuando con la materia), si se realiza la maniobra de aumentar los kVp y disminuir los mAs, se reduce considerablemente la exposición de radiación hacia el paciente, pero involucra sacrificar contraste en la imagen, pero se mantiene una densidad óptica constante.

2.1.8 INTERÉS NACIONAL Y DEMÁS ESTADÍSTICAS

Los exámenes radiológicos son comunes en el dictamen de diversos diagnósticos hacia pacientes, los equipos de imagenología son un instrumento de apoyo para los médicos.

La OPS (2012) menciona que entre el 70% y 80% de los diagnósticos son interpretación del resultado de exámenes de estudio de rayos X y/o ultrasonido. Por ejemplo, en España se realizan 40 millones de pruebas de imágenes de manera anual, donde el 45% son radiografías, mientras que el 18% son tomografía computarizada (TC o TAC), 18% ecografías, 9% resonancias magnéticas (RM), 5% mamografías y el 5% otras pruebas de imagen médica (SERAM, 2022).

En México, el IMSS (2022) realiza 19 millones de estudios radiológicos, donde los estudios más comunes es la radiografía plana, ya sea en su presentación como equipo estacionario y portátil.

En hospital de mayor capacidad de Honduras, la jefa del departamento de radiología en el 2018 en una entrevista expresó que anualmente, en promedio se realizan 120 mil estudios de rayos X y que se realizan 500 estudios radiológicos al día.

Según información proporcionada por la SESAL el 23 de enero del 2025, tiene un control en los equipos de rayos X en los hospitales públicos distribuidos en el país, para rayos X estacionario hay registrados 25 y de rayos X portátil 41 equipos, haciendo un total de 66 equipos de rayos x distribuidos en la salud pública del país (ver Anexo 1).

La OPS menciona que en países industrializados alrededor del 1,700 por cada 1,000 habitantes se hacen estudios de rayos X. En los países de desarrollo sanitario mediano, se realizan unos 400 estudios de rayos x por cada 1,000 habitantes. En los países con desarrollo sanitario bajo, se realizan alrededor de 30 estudios de rayos x por cada 1,000 habitantes.

Si Honduras tuviese un nivel de desarrollo sanitario mediano, en base a lo que dice la OPS, deberían de hacerse 4,236,000 estudios de rayos X anualmente. Eso quiere decir que de 100 personas 40 deberían de realizarse estudios de rayos X, considerando la población censada en el 2023. Un supuesto a priori es que el 40% de la población se expone a dosis de radiación de origen médico. Evidentemente, esto tiene muchos matices y temas controversiales para la población y requiere un análisis situacional y evidentemente ese dato no es significativo.

Pero si demuestra que las limitantes en la salud pública se genera una brecha significativa para la población que está en la necesidad de hacerse un estudio de rayos X, este fenómeno induce malas prácticas y desinterés en la aplicación de normativas nacionales e internacionales de protección radiológica. Donde esto supone que dosis de radiación innecesarias se está emitiendo a personas que no deberían estar expuestas.

Sin embargo, para mitigar los riesgos relacionados con la radiación ionizante en el país existen leyes de protección contra la radiación ionizante de origen médico. El ente encargado de la creación de decretos o acuerdos nacionales es la SEN, en unas de sus direcciones que se llama Dirección General de Seguridad Radiológica. El primer decreto se lanzó en el 2009 y el último acuerdo en el 2022, en ese rango de tiempo se

han emitido 14 documentos. La SEN pública anualmente un listado de instalaciones autorizada para operar con fuentes de radiación. Sin embargo, no todas las instalaciones del país aparecen en la lista, es importante considera la existencia de establecimientos que podrían estar operando sin una autorización vigente.

Tabla 8 Instalaciones Autorizadas para Operar con Fuentes de Radiación Ionizante en Honduras del año 2024

No.	Nombre de la Instalación	Actividad	Fecha de Emisión	Vigencia	Fecha de Vencimiento
1	Diagnóstico Betanco	Radiodiagnóstico Médico	29/1/2024	5 años	29/1/2029
2	MEDITRAUMA	Radiodiagnóstico Médico	30/1/2024	5 años	30/1/2029
3	MEDICASA S. de R.L.	Radiodiagnóstico Médico	8/2/2024	5 años	8/2/2029
4	Centro Médico Santa Rosa S.A. de C.V.	Radiodiagnóstico Médico	13/2/2024	5 años	13/2/2029
5	Corporación Noble Honduras S.A.	Importación y Transporte	13/2/2024	1 año	13/2/2025
6	COFICAB San Pedro Sula S. de R.L.	Importación de Equipo Generador de Radiación Ionizante	16/2/2024	1 año	16/2/2025
7	Hospital y Clínicas Viera S.A.	Radiodiagnóstico Médico	16/2/2024	5 años	16/2/2029
8	Centro de Especialidades Médicas de Siguatepeque (CEMES S. de R.L.)	Radiodiagnóstico Médico	5/3/2024	5 años	5/3/2029
9	Sociedad Médica Cristiana S. de R.L.	Radiodiagnóstico Médico	12/3/2024	5 años	12/3/2029
10	Hospital Militar Regional de San Pedro Sula, Cortes	Radiodiagnóstico Médico	2/4/2024	5 años	2/4/2029
11	Hospital y Centro Urológico Cecuce S. de R.L. de C.V.	Radiodiagnóstico Médico	4/6/2024	5 años	4/6/2029

Continuación de la tabla 8.

12	Hospital Los Angeles S. de R.L. de C.V.	Radiodiagnóstico Médico	5/6/2024	5 años	5/6/2029
13	Asociación Hondureña de Lucha Contra El Cáncer (AHLCANCER)	Radioterapia	13/6/2024	3 años	13/6/2027
14	COSAINSA (Hospital Wood Medical Center)	Radiodiagnóstico Médico	14/6/2024	5 años	14/6/2029
15	Centro Radiológico DSD S. de R.L (Choluteca)	Radiodiagnóstico Dental Extraoral	17/6/2024	7 años	17/6/2031
16	Inversiones Médicas Auroma S.A. de C.V.	Radiodiagnóstico Médico	12/7/2024	5 años	12/7/2029
17	Centro Radiológico DSD S. de R.L (Tegucigalpa)	Radiodiagnóstico Dental Extraoral	12/7/2024	7 años	12/7/2031
18	Centro de Diagnóstico Tecnología Radiológica S.A. de C.V. (TECNORAD)	Radiodiagnóstico Médico	14/8/2024	3 años	14/8/2027
19	Asociación San Lucas Lempira	Radiodiagnóstico Médico	20/8/2024	5 años	20/8/2029
20	Hospital Militar	Radiodiagnóstico Médico	20/8/2024	5 años	20/8/2029
21	Centro de Imágenes Especializadas Rosa (CIMER)	Radiodiagnóstico Médico	9/9/2024	5 años	9/9/2029
22	MEDICURE S.A.	Importación y Transporte de Fuentes Radiactivas	19/9/2024	1 año	19/9/2025

Continuación de tabla 8

23	Radiología Especializada S. de R.L.	Radiodiagnóstico Dental Extraoral	23/10/2024	7 años	23/10/2031
24	AHLCANCER	Importación y Transporte de Fuentes Radiactivas	11/11/2024	1 año	11/11/2025
25	Central de Diagnostico S. R.L. de C.V. (CEDIG)	Radiodiagnóstico Médico	20/11/2024	5 años	20/11/2029
26	CIREM (Nery Josue Perdomo Rodriguez)	Radiodiagnóstico Médico	20/11/2024	5 años	20/11/2029
27	BIO TEST Laboratorio y Clínicas Médicas (Dora Argentina Rodriguez)	Radiodiagnóstico Dental Intraoral	11/3/2024	4 años	11/3/2028
28	Centro Dental de Especialidades (Shirley Imaryani Funez Hernández)	Radiodiagnóstico Dental Intraoral	10/12/2024	4 años	10/12/2020

Fuente: (SEN, 2024).

2.1.9 SOFTWARES QUE REDUCEN LAS DOSIS DE EXPOSICIÓN DE RADIACIÓN E INVESTIGACIONES RELACIONADAS

La tecnología ClarityIQ de Philips reduce la dosis de exposición a la radiación mediante procesamiento de imágenes en tiempo real, ya que es para un equipo de intervención quirúrgica, optimiza el uso de un punto focal pequeño, filtración de cobre y menor salida de mA del tubo de rayos X. Los sistemas AlluraClarity ofrecen imágenes de alta calidad a dosis ultra baja para diversos procedimientos clínicos, apoyándose en la reducción de ruido espacial, compensación de movimiento y ajuste de más de

500 parámetros del sistema lo que mejora la visualización sin aumentar la exposición a la radiación (Philips, 2025).

Por otro lado, se presenta interés por parte de Carestream en reducir las dosis de radiación en los exámenes de radiografía, mejorando el sistema AEC mediante software integrado en la marca, lo hace usando uso del índice de exposición IEC, alertas de verificación de detectores de yoduro de cesio (CsI), que disminuyen hasta un 30 % la dosis comparada con los de oxisulfuro de gadolinio (GOS). Tecnologías como Smart Grid, Energía dual, Tomosíntesis digital y la Cancelación de ruido inteligente (SNC) optimizan la calidad de imagen y ayudan a reducir la radiación dispersa sin comprometer el diagnóstico." (Warner, 2023).

Otra rama de investigación en los equipos de radiografía es no hacer uso de la rejilla física. La tecnología GLI (imágenes sin rejilla) actúa como una rejilla virtual que reduce la radiación dispersa, mejorando el contraste y brillo de las imágenes de rayos X sin necesidad de rejillas físicas. Esto optimiza la calidad de imagen y disminuye la dosis de radiación.

Además, evita problemas de alineación y es ideal para entornos clínicos donde el uso de cuadrículas físicas es complicado, como en quirófanos, unidades de cuidados intensivos y procedimientos móviles, facilitando un flujo de trabajo más eficiente (OR Technology, 2025).

Los softwares de Carestream y GLI, están relacionados intrínsecamente con los detectores que ellos también fabrican. Estos sistemas están optimizados en base a la arquitectura a la cual fueron creados, sufriendo incompatibilidades entre marcas y no poder ejercer su función por la falta de esta compatibilidad.

Sin embargo, en una búsqueda en la literatura, se nota una tendencia en investigaciones que predominaban acerca de reducir las dosis de radiación en el equipo de tomografía computarizada. Un indicativo de la preocupación de las altas exposiciones que es capaz de emitir el equipo.

Dichas investigaciones en su mayoría implementan algoritmos de Machine Learning o Deep Learning como metodología para rectificar la bioimagen en parámetros de bajas dosis.

Para demostrar esto, se utilizaron los siguientes conjuntos de palabras clave para la búsqueda de investigaciones científicas que trataran acerca de la reducción de radiación en equipos de rayos X: "X-ray AND dose reduction AND techniques AND low dose", "Low dose radiography in X-ray" y "Reduction of radiation dose in X-ray machines". Se determino el rango de investigaciones entre el 2019 a 2025 y se usaron las revistas de ScienceDirect, IEEE Explorer y Pudmed. La tabulación mostraba el nombre de la investigación, año, equipo, revista y métodos.

Se recopilaron en total 31 investigaciones, quitando 3 repetidos, N1 = 20, N2 = 3, N3 = 11, respectivamente. El número de 31 investigaciones es coherente para la realización de una revisión bibliográfica. En base a esto se determinó lo siguiente.

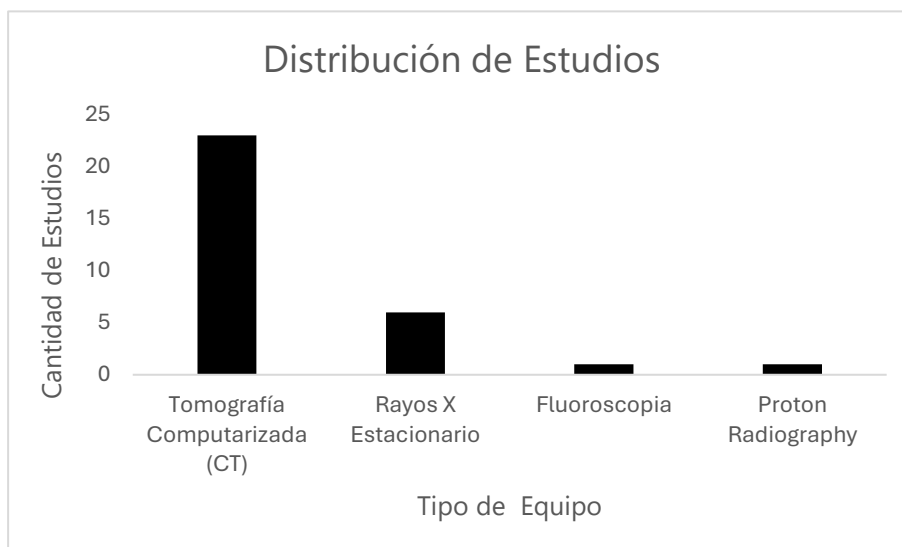


Gráfico 1 Cantidad de Estudios por equipo de Imagenología

Fuente: Elaboración propia

El gráfico 1 donde CT representa el 74.20%, Rayos X el 19.40% y Fluoroscopia y Proton Radiography el 3.20%. Claramente se aprecia una tendencia de estudio a favor del equipo CT.

Tabla 9 Propensión de estudios sobre el equipo de Rayos - X

Nombre del Estudio	Año	Método Aplicado	Tipo de Método
The impact of X-ray scatter correction software on abdomen radiography	2024	Software de corrección de dispersión	Algoritmo/Software
Comparing the standard knee X-ray exposure factor, 10 kV rule, and modified 10 kV rule	2024	Ajuste de parámetros kVp/mAs	Método Físico
Effect of varying X-ray tube voltage and additional filtration	2023	Filtración adicional y ajuste de voltaje	Método Físico
Radiation dose reduction for lateral lumbar spine projection	2023	Filtros de bajo costo	Método Físico
Advancing radiation shielding: The role of Bismuth in X-ray protection	2024	Material de filtración (Bismuto)	Método Físico

Fuente: Elaboración propia.

El panorama con base a los gráficos 1 y 2 es que las investigaciones que involucran el desarrollo o uso de algoritmos o software, entendiéndose también como la implementación de AI, ML o DL, se enfoca mayoritariamente en el equipo de CT.

En rayos X las investigaciones están orientadas en probar diferentes materiales para utilizarlos como filtración, y solo un algoritmo/software, como se muestra en la Tabla 9. La tendencia de esto puede interpretarse de manera lógica leyendo la literatura y una de ellas es como se dijo anteriormente son las altas dosis de radiación,

donde es evidente que la dosis efectiva de un estudio de CT a comparación al de un rayo X estacionario son significativamente superiores. Sin embargo, el rayo X estacionario no deja ser un equipo sumamente usado en el medio, por no decir que es uno de los equipos más utilizados en el área de imagenología en conjunto con el ultrasonido, también este se encuentra en otra presentación, como es el rayo X portátil, que es un equipo que se usa en varias zonas de los hospitales por causa a su fácil movilidad.

Es un equipo que está en constante uso y no importa la dosis de radiación, sigue siendo perjudicial para la salud. Es importante comentar que el equipo de mamografía ni se menciona en la revisión bibliográfica realizada.

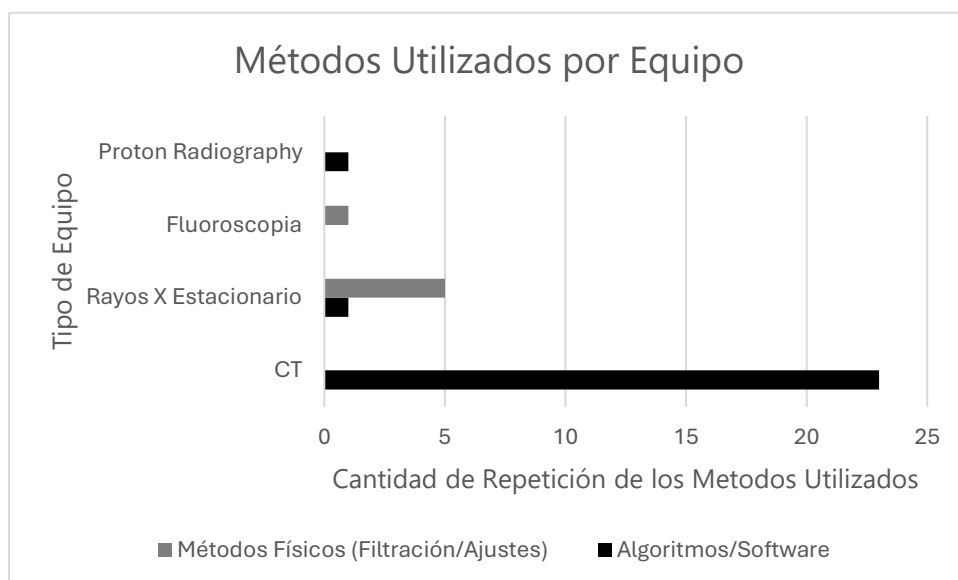


Gráfico 2 Métodos más utilizados por equipo de imagenología

Fuente: Elaboración propia

2.2. PROBLEMÁTICA

El cáncer de mama representa uno de los mayores desafíos en salud global. En 2022 se diagnosticaron 2,3 millones de casos en mujeres y se registraron 670 000 muertes a nivel mundial, siendo el cáncer de mama el más común en 157 de 185 países (OMS, 2024). Aproximadamente la mitad de los cánceres se presentan en mujeres sin

factores de riesgo específicos más allá de la edad y el sexo, mientras que solo el 0,5–1% ocurre en hombres.

En América Latina y el Caribe se registraron más de 220 000 nuevos diagnósticos y casi 60 000 muertes, y en los Estados Unidos se prevé que para 2025 se diagnosticarán alrededor de 316 950 nuevos casos de cáncer de seno invasivo y 59 080 de carcinoma ductal in situ, con un riesgo vital promedio de 1 de cada 8 (13%) y una disminución en la tasa de mortalidad del 44% desde 1989 (American Cancer Society, 2025; R. L. Siegel et al., 2024).

Dado este enorme impacto, el cribado mediante mamografía se consolida como una herramienta esencial para la detección precoz. Sin embargo, el principal desafío en la mamografía radica en reducir la dosis de radiación sin comprometer la calidad de la imagen, un equilibrio crítico que cobra especial relevancia cuando se aplica a mujeres asintomáticas con fines preventivos. Paradójicamente, aunque la dosis en mamografía (0,4 mSv) es considerablemente menor que en otros estudios radiológicos de alta dosis, la exposición acumulativa puede inducir riesgos que deben minimizarse (ICRP, 2021).

Avances tecnológicos como la regla modificada de 10 kV en rayos X estacionarios han demostrado disminuir significativamente la dosis (Wenman & Lockwood, 2024), al igual que el uso de fluoroscopia de dosis baja con tecnología de mejora de imagen en procedimientos como la fusión intersomática lumbar anterior (ALIF) (Kuhn et al., 2024).

Asimismo, en tomografías computarizadas para pacientes con sobrepeso, la reducción del voltaje de 120 kV a 100 kV y el empleo de mAs automático han permitido reducir la dosis a la mitad y mejorar la calidad de imagen en un 37% (Aljweber et al., 2024).

A pesar de estos avances en otras modalidades, en la mamografía persiste la necesidad de optimizar la dosis sin sacrificar la precisión diagnóstica. En muchos

centros se utilizan todavía técnicas convencionales o empíricas, lo que expone a pacientes con alto índice de masa corporal a dosis innecesariamente elevadas (Hamd et al., 2023).

Además, el uso de equipos portátiles aumenta la exposición a radiación dispersa en pacientes, personal médico y cuidadores (Tam et al., 2023), y la dependencia de rejillas físicas, aunque mejora la calidad de imagen incrementa la dosis en comparación con las rejillas virtuales, validadas en estudios con fantomas antropomórficos que utilizan técnicas de 70 kVp y simulación Monte Carlo, aunque se advierte sobre la posible pérdida de información diagnóstica (Sayed et al., 2023).

La evidencia epidemiológica subraya que, en países con muy alto Índice de Desarrollo Humano (IDH), 1 de cada 12 mujeres será diagnosticada con cáncer de mama en su vida, mientras que 1 de cada 71 morirá por la enfermedad; en contraste, en países con bajo IDH, 1 de cada 27 será diagnosticada y 1 de cada 48 morirá (OMS, 2024).

Estos datos, junto con el incremento anual de la incidencia alrededor de un 1% (1,4% en mujeres menores de 50 años) y las diferencias notables en mortalidad según grupos étnicos, refuerzan la necesidad imperiosa de optimizar la dosis en mamografía mediante la incorporación de nuevas tecnologías.

Frente a la alta carga mundial del cáncer de mama y la importancia crucial del cribado para su detección temprana, es fundamental avanzar en la optimización de la dosis en mamografía.

La incorporación de nuevas tecnologías que permitan reducir la exposición radiológica sin comprometer la calidad diagnóstica es esencial para proteger a las mujeres, asegurar una detección precoz y, en última instancia, reducir la mortalidad por esta enfermedad.

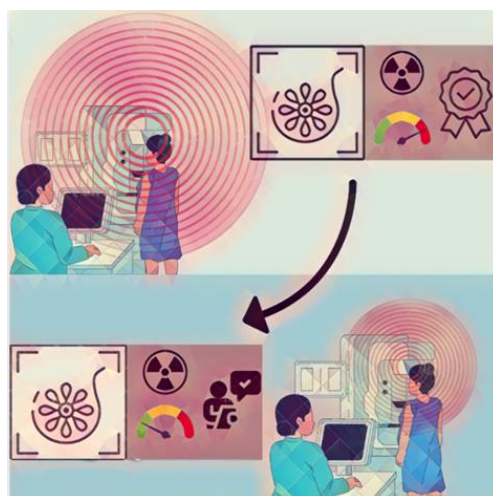
2.3. IMAGEN INTEGRADORA

El proyecto de investigación se enfoca en la optimización de la técnica radiológica utilizada en mamografía, con el propósito de reducir la radiación dispersa sin comprometer la calidad de la imagen obtenida. La mamografía es una técnica ampliamente aceptada en el diagnóstico por imágenes debido a su alta validez diagnóstica, lo que significa que proporciona imágenes precisas y confiables para la detección de patologías mamarias.

Sin embargo, un aspecto intrínseco de este método es la generación de una cantidad significativa de radiación dispersa, lo que puede representar un riesgo tanto para el paciente como para el personal de salud que realiza el procedimiento. Dado este escenario, el objetivo del estudio es encontrar estrategias o modificaciones en los parámetros técnicos de la mamografía que permitan minimizar la radiación dispersa sin afectar la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas.

Esto puede implicar el ajuste de factores como el voltaje del tubo de rayos X, el uso de colimadores, filtros especiales, o incluso la evaluación de las nuevas tecnologías que reduzcan la dispersión de la radiación. En última instancia, el proyecto busca mejorar la seguridad del procedimiento sin comprometer su eficacia, contribuyendo así a una práctica radiológica más eficiente y segura.

Ilustración 3 Imagen Integradora



Nota: Elaboración Propia.

2.4. CUADRO DE LIMITACIONES

Autores	Año	País	Enfoque del estudio	Tipo de limitación	Detalle de la limitación
Teuwen et al.	2021	Países Bajos	No experimental (Longitudinal)	Metodológica	- Análisis en 2D (no 3D completo). - No incluye efectos físicos reales (<i>dispersión de rayos X</i> , espectro policromático).
M.Ali et al.	2020	Irak/Reino Unido	Cuasi-experimental	Diseño experimental	- Evaluación en un solo fabricante (Hologic). - <i>No considera variaciones extremas de grosor/densidad mamaria.</i>
Tongkum et al.	2020	Tailandia	Experimental puro	Generalización	- Validado solo en equipo GE Definium 8000. - No incluye pacientes obesos o <i>anatomías atípicas (enfermedades).</i>
Kostidis et al.	2023	Australia	No experimental (Transversal)	Técnica/Modelado	- <i>Mediciones de radiación a altura fija (130 cm).</i> - Fantomas simplificados (sin brazos/hombros).

Fuente: Elaboración propia.

Limitantes a superar: Mediciones de radiación dispersa a diferentes alturas, variaciones en densidad y espesor y se utilizara un phantom que es para detectar fibras, masas y microcalcificaciones.

III. OBJETIVOS

El siguiente capítulo es destinado a plasmar los objetivos a alcanzar para la realización del proyecto de investigación, mostrando como puntos y actividades clave a desarrollar para su consecución.

3.1. OBJETIVO GENERAL

Evaluar la calidad de imágenes de mamografía digital al reducir la dosis de radiación mediante la optimización de los parámetros de la técnica radiológica y así maximizar el procesamiento de imágenes integrado en el equipo para mejorar la seguridad radiológica.

3.2. OBJETIVO ESPECÍFICOS

- Optimizar los parámetros de la técnica radiológica para disminuir la intensidad de radiación emitida sin comprometer la capacidad diagnóstica.
- Cuantificar la dosis de radiación aplicada en el impacto de las modificaciones en la reducción de la exposición.
- Evaluar comparativamente la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con la dosis optimizada frente al protocolo convencional, mediante parámetros objetivos (CNR, SNR e Histograma).

IV. MÉTODOS

En el siguiente capítulo se presenta el enfoque del estudio, diseño y tipo de alcance. Mostrando las variables de investigación, las técnicas y herramientas a utilizar, para hablar continuamente con la metodología de estudio, donde se describe como se realizarán los experimentos. Por último, la metodología de validación, cronograma de actividades y operabilidad de las variables.

4.1. ENFOQUE

El enfoque de esta investigación es cuantitativo, ya que busca medir variables objetivas como la dosis de radiación emitida por los rayos X y la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas, mediante parámetros numéricos. La reducción se logrará mediante optimización de la técnica radiológica, lo que, puede provocar un deterioro en la calidad de la imagen y comprometer la precisión diagnóstica, por ende, se entiende como alcance explicativo. Para abordar esta problemática, se propone comparar dos escenarios: por un lado, las técnicas convencionales, que se utilizan de manera habitual y generan imágenes de alta calidad a expensas de dosis relativamente mayores; y por otro, las técnicas de baja dosis, que reducen la exposición radiológica, pero pueden afectar la calidad de la imagen. Durante un período delimitado de aproximadamente 9 semanas, se evaluarán los hallazgos de la prueba y la realización de estas. Es decir, que el diseño de la investigación es cuasiexperimental.

Tabla 10 Metodología de la Investigación

Categoría	Tipo
Enfoque	Cuantitativo
Tipo de Diseño	Cuasiexperimental
Tipo de Alcance	Explicativo

Fuente: Elaboración propia.

4.2. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

A continuación, se muestran con detalles las variables dependientes e independientes del estudio, con su explicación de su relación con la calidad de imagen y varios factores en el estudio.

4.2.1 VARIABLES DEPENDIENTES

- Calidad de Imagen: Es la variable que se busca evaluar y mantener en el estudio. Se mide a partir de parámetros como SNR, CNR e histogramas. La literatura menciona que la manipulación de los mAs y kVp se refleja en un cambio en la densidad óptica y contraste de la imagen. El desafío es equilibrar esta relación en una dosis baja aplicada con el fin de seguir la filosofía ALARA y sin comprometer la calidad diagnóstica de la imagen.

4.2.2 VARIABLES INDEPENDIENTES

- Radiación absorbida: El tamaño y la densidad del tejido mamario son determinantes en la cantidad de radiación en los cuales se verán expuestos, pacientes con mamas de espesor bajo pueden sufrir una subexposición y mamas de espesor alto una sobreexposición, lo que influye en la calidad de la imagen y la integridad del paciente que se somete al estudio.
- Procesamiento de Imágenes: conjunto de algoritmos que están integrados en el sistema del equipo de tomosíntesis, para contrarrestar ruido, artefactos y demás parámetros no deseables en la imagen.
- Técnicas radiológicas: Se ven involucrados los parámetros como el mAs y kV que se determinan en base al paciente y tipo de exploración. También, el filtrado, blanco y compresión.
- Equipo Médico: Las especificaciones técnicas como la presencia del sistema AEC, uso de rejillas, tipo de colimador, filtros con los que cuenta el equipo, valores superiores e inferiores, protocolos de técnicas radiológicas clasificados por tamaño de la mama, exploración y tecnologías de captación de la imagen

son factores que influyen en cómo se adquiere la imagen determinando la calidad de la misma.

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

Se presentan los instrumentos a aplicar para hacer posible las mediciones de dosis de radiación ionizante y demás instrumentación para hacer posible la experimentación.

4.3.1 FLUKE RAYSAFE 452

El Fluke RaySafe 452 es un instrumento de medición portátil diseñado para evaluar con precisión los niveles de radiación ionizante en equipos de diagnóstico por imágenes, como los sistemas de tomosíntesis mamaria. Su función principal es cuantificar parámetros clave durante los procedimientos radiológicos, incluyendo la dosis superficial recibida por el paciente, la energía del haz de rayos X y la radiación dispersa en el entorno (Fluke Biomedical, 2025).

Se empleó específicamente para analizar cómo la radiación secundaria aquella que se dispersa al interactuar con el fantoma o el equipo se distribuye en el ambiente al modificar los protocolos técnicos.

4.3.2 MATLAB

MATLAB (2025) que significa Matrix Laboratory es un entorno de programación y software desarrollado por MathWorks, diseñado para realizar cálculos numéricos, simulaciones y análisis de datos mediante un lenguaje de alto nivel basado en matrices. Se emplea ampliamente en diversas disciplinas, como la ingeniería, las matemáticas y las ciencias aplicadas, debido a su capacidad para resolver ecuaciones complejas, generar gráficos avanzados y ejecutar algoritmos de optimización.

En este caso, MATLAB se utilizará para el procesamiento de imágenes, permitiendo calcular la calidad de imagen realizando los cálculos de SNR, CNR e histogramas. También, para la realización de calculadora de dosis optimizada, donde

se coloca la dosis convencional y tener como resultados la nueva técnica optimizada con valores de kV y mAs ajustados para reducir la intensidad de la radiación.

4.3.3 PIEZAS DE PLEXIGLÁS

Se utiliza piezas de plexiglás de la marca PHYWE, para la simulación mamaria empleando piezas de geometrías variadas, como semicírculos, triángulos, rectángulos y planos convexos, cuyas densidades serán rigurosamente controladas, oscilando entre 1284.25 y 1423.38 kg/m³. Estas piezas, dispuestas en configuraciones personalizadas, permiten las variaciones anatómicas en espesor y densidad mamaria, replicando desde mamas delgadas hasta estructuras heterogéneas con gradientes de densidad. El objetivo principal de este instrumento será evaluar la relación entre los parámetros técnicos de la mamografía digital y la radiación dispersa, realizando mediciones dosimétricas de alta precisión. Al controlar la densidad y la geometría de las piezas de plexiglás, se podrá estudiar cómo las diferentes configuraciones mamarias influyen en la dispersión de la radiación. Esto permitirá optimizar los protocolos de imagen y, en última instancia, reducir la dosis de radiación recibida por el paciente en futuras aplicaciones de mamografía digital.

Ilustración 4 Piezas de Plexiglás.



Nota: Set de Óptica (PHYWE, 2024).

4.3.4 FANTOMAS Y ACR MODELO 18-220

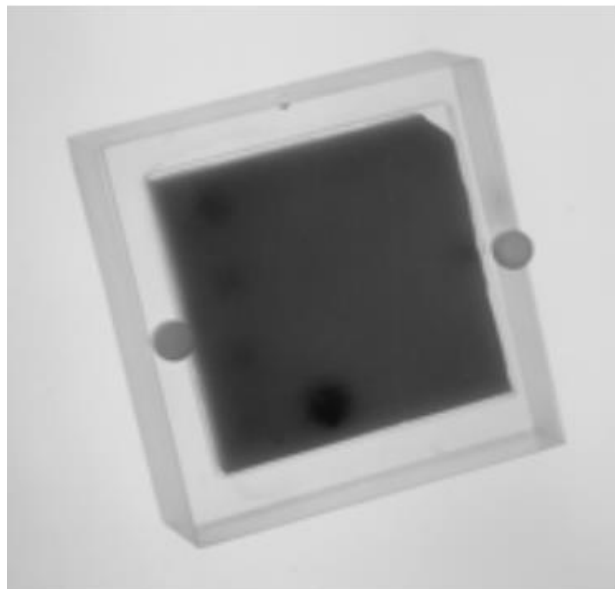
Un maniquí de imágenes médicas, también conocido como fantoma, es un objeto especializado utilizado en imagenología médica para el control de calidad, calibración de equipos, dosimetría y formación del personal. Existen dos tipos principales: los antropomórficos, que simulan la anatomía y composición tisular de un paciente real, permitiendo la optimización de protocolos de imagen sin exponer a múltiples pacientes a la radiación, además de facilitar la enseñanza de técnicas de obtención de imágenes y la evaluación de parámetros de exposición, y los de calibración, que suelen tener forma de cilindros o placas con valores de densidad predefinidos y se emplean para verificar la precisión en la reconstrucción de imágenes, ya que cualquier desviación en estos valores puede indicar la necesidad de mantenimiento o ajuste del equipo. Los avances en impresión 3D han mejorado el desarrollo de modelos antropomórficos, aumentando su fidelidad en la representación de los tejidos humanos (Hacking et al., 2020).

El Mammographic Accreditation Phantom es un dispositivo diseñado para garantizar la calidad de imagen en los sistemas de mamografía, permitiendo cumplir con los estándares establecidos por el American College of Radiology (ACR) y la Mammography Quality Standards Act (MQSA). Su propósito es facilitar la detección de cambios en la calidad de imagen para que puedan corregirse oportunamente, asegurando un desempeño óptimo del equipo.

El fantoma ha sido desarrollado para evaluar de manera cuantitativa la capacidad del sistema mamográfico en la identificación de estructuras pequeñas que simulan aquellas encontradas en un entorno clínico real. Entre estos elementos se incluyen microcalcificaciones, calcificaciones fibrosas en conductos y masas tumorales, los cuales son fundamentales en la detección temprana del cáncer de mama. La variedad de objetos de prueba incorporados en su diseño permite evaluar el desempeño del sistema desde estructuras fácilmente visibles hasta aquellas que representan un reto incluso para los equipos más avanzados.

Fabricado en acrílico, la fantoma tiene dimensiones de 10.15 cm de ancho, 10.8 cm de profundidad y 4.4 cm de altura, con un peso aproximado de 0.55 kg. Su estructura está compuesta por una base acrílica de 3.4 cm de grosor, una cubierta de 3 mm, y un inserto de cera de 7 mm que contiene 16 conjuntos de objetos de prueba. En su interior, se encuentran partículas de óxido de aluminio (Al_2O_3) que simulan microcalcificaciones, seis fibras de nylon que representan estructuras fibrosas y cinco masas en forma de lente que imitan tumores, con tamaños variados que permiten evaluar la capacidad del sistema para detectar lesiones en diferentes condiciones (ACR, 2003).

Ilustración 5 Phantom de la ACR modelo 18-220



Nota: Phantom utilizado para desarrollar protocolo de calidad para mamografía, imagen tomada del manual de operador (FLUKE, 2005).

4.3.5 FUJIFILM AMULET INNOVALITY

Se utilizará el sistema de tomosíntesis digital FDR MS-3500, un equipo diseñado para la obtención de imágenes mamográficas mediante la emisión de rayos X y detección digital de alta resolución. Este sistema está destinado a la visualización de la estructura del tejido mamario con mayor precisión que la mamografía convencional, ya que incorpora tecnología de tomosíntesis para generar imágenes seccionales que

reducen la superposición de estructuras. Sin embargo, en estas pruebas, el equipo será configurado con el tubo fijo a 0°, obteniendo imágenes en una única proyección en lugar de múltiples cortes (FUJIFILM, 2020).

El equipo cuenta con un detector digital de campo completo que optimiza la captura de la imagen y sistemas de filtrado diseñados para mejorar la relación contraste-ruido. Además, ajusta automáticamente parámetros como el kVp, mAs y el tipo de filtrado en función de la densidad y espesor del tejido, asegurando una adecuada exposición y optimizando la dosis radiológica. Estas pruebas estarán dirigidas a evaluar el rendimiento del sistema bajo estas condiciones específicas de adquisición, considerando factores como la estabilidad de la señal, la uniformidad de la imagen y la respuesta del detector en configuraciones de exposición fija.

Ilustración 6 FujiFilm Amulet Innovality.



Nota: Equipo de Mamografía Digital y tomosíntesis (FUJIFILM, 2020).

4.3.6 TABLA DE TÉCNICAS RADIOLÓGICAS

El libro *The Essential Physics of Medical Imaging* (Bushberg et al., 2022) propone protocolos estandarizados para pacientes adultos, diferenciados por diferentes espesores, tecnologías de equipo, blancos, filtro y kV/mAs.

Tabla 11 Protocolo Técnica mamográfica

Espesor cm	DIGITAL, Mo TARGET, CELLULAR GRID			DIGITAL, W TARGET, CELLULAR GRID			DIGITAL TOMOSYNTHESIS, W TARGET, NO GRID		
	Filter	kV	mAs	Filter	kV	mAs	Filter	kV	mAs
<3	Mo 30 µm	24	35	Rh 50 µm	25	40	Al 700 µm	26	35
3-5	Mo 30 µm	27	75	Rh 50 µm	28	80	Al 700 µm	29	50
5-7	Mo 30 µm	31	100	Rh 50 µm	31	150	Al 700 µm	33	65
>7	Rh 25 µm	33	150	Ag 50 µm	32	200	Al 700 µm	38	85

Fuente: (Bushberg et al., 2022).

Se destaca que estas tablas son útiles debido a recomendaciones por la ACR cuando el control automático de exposición (AEC) no garantiza resultados consistentes, especialmente debido a variaciones en el grosor y composición del tejido mamario. Además, se resalta que el procesamiento digital permite ajustar el contraste de la imagen y ampliar el rango de kV utilizados.

Cabe señalar que esta información proviene de la edición 2021 del libro, lo que indica que son afirmaciones relativamente recientes dentro del campo de la mamografía digital. Sin embargo, es coherente pensar que recibió una actualización en el 2011 ya que la FDA aprobó el primer sistema de mamografía digital por tomosíntesis en ese año.

4.4. METODOLOGÍA DE ESTUDIO

Este estudio se basa en un modelo iterativo con retroalimentación, en el cual se desarrollan y optimizan protocolos radiológicos de manera progresiva, permitiendo ajustes continuos en función de los resultados obtenidos.

Inicialmente, se calcularán técnicas optimizadas a partir de técnicas radiológicas convencionales, utilizando las ecuaciones 3 y 4, que establecen la relación entre los parámetros de exposición (kVp y mAs) y la intensidad de radiación. Como parte del proceso de optimización, se evaluarán tres niveles de ajuste en la dosis de radiación (25 %, 50 % y 80 % de reducción). La relación matemática de proporcionalidad directa permitirá calcular estos valores y ajustar los parámetros de exposición con base a la tabla 11, las cuales contienen las técnicas radiológicas de referencia.

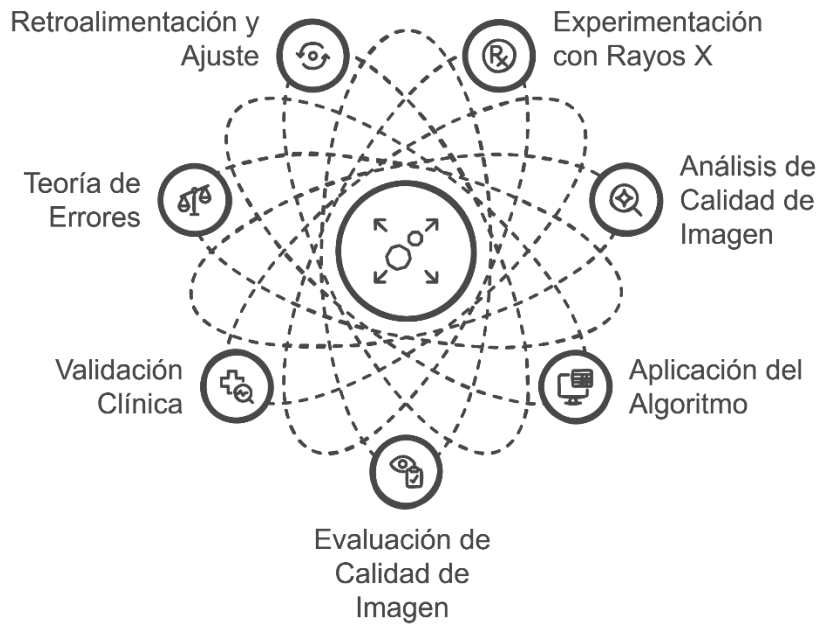
Para validar estas técnicas, se realizarán experimentos en un equipo de rayos X de mamografía digital por tomosíntesis utilizando un fantoma. Se tomarán imágenes con los parámetros convencionales y posteriormente con los protocolos optimizados, midiendo la dosis de radiación en cada caso. La comparación entre ambas técnicas permitirá analizar la variación en la calidad de imagen, considerando que el proceso de optimización implica un aumento en los kVp y una disminución en los mAs, lo que teóricamente reduce el contraste, pero mantiene la densidad óptica constante.

Como parte del modelo iterativo, los resultados serán sometidos a análisis cuantitativo mediante métricas como la relación señal-ruido (SNR) y la relación contraste-ruido (CNR) e histogramas.

Finalmente, se aplicará teoría de errores para evaluar la precisión de las mediciones de radiación obtenidas con el dosímetro Fluke Raysafe 452. Los resultados de cada iteración se analizarán y, en caso de ser necesario, se realizarán ajustes en los protocolos, asegurando una mejora progresiva mediante la retroalimentación continua del proceso.

Este enfoque iterativo con retroalimentación permite optimizar las técnicas radiológicas de manera sistemática, asegurando un equilibrio entre reducción de dosis y calidad de imagen.

Ilustración 7 Metodología de Estudio



Fuente: Elaboración propia utilizando Napkin AI.

4.5. METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

Se muestran a detalle los parámetros para comprobar la calidad de la imagen producida por el algoritmo, en base a investigaciones del medio donde los valores de manera cuantitativa determinan la calidad de las imágenes. Asimismo, la validación clínica se cuantificará utilizando preguntas cerradas y utilizando escala de satisfacción.

4.5.1 RELACIÓN SEÑAL RUIDO (SNR) Y CONTRASTE CON RUIDO (CNR)

La SNR se define como la relación entre la media de la señal en una región de interés y la desviación estándar del ruido (Sheldon & Burke, 2025).

$$SNR = \frac{\mu_{señal}}{\mu_{ruido}}$$

Ecuación 5 SNR

Donde:

$\mu_{señal}$ = media de señal.

μ_{ruido} = desviación estándar del ruido.

El CNR mide la diferencia de intensidad entre dos regiones (por ejemplo, hueso y tejido blando) en presencia del mismo nivel de ruido (Alsleem & Almohiy, 2020). Se calcula como:

$$CNR = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sigma_{ruido}}$$

Ecuación 6 CNR

Donde:

μ_1 = media de intensidad de la primera región.

μ_2 = media de intensidad de la segunda región.

σ_{ruido} = desviación estándar del ruido.

4.5.2 TEORÍA DE ERRORES

Para estimar la incertidumbre de las mediciones con el Raysafe 452, se usa el cálculo de incertidumbre estándar:

$$u = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

Ecuación 7 Incertidumbre

Donde:

σ = desviación estándar de las mediciones.

n = numero de mediciones realizadas.

4.5.3 ESCALA LIKERT Y ANÁLISIS DE CORRELACIÓN

La escala Likert es una herramienta de medición psicométrica ampliamente utilizada en encuestas y cuestionarios para evaluar actitudes, opiniones o percepciones. Consiste en una serie de afirmaciones a las cuales se pide al encuestado que responda utilizando un rango de opciones que suelen expresar grados de acuerdo o desacuerdo (Matas, 2018). Haciendo uso de preguntas cerradas se mitiga a una interpretación cualitativa.

4.6. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

SEMANA	Investigación de protocolo	Reunión de Orientación	Reunión Discusión	Desarrollo de Cálculos Optimizados	1ra. Visita y Experimentación	Análisis de resultados de Fase I	2da. Visita y Experimentación	Análisis de resultados de Fase II	Resultados	Conclusiones
1	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
2	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
3	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
4	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
5	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
6	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
7	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
8	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active
9	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active	Active

4.7. OPERACIONES DE LAS VARIABLES

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
<p>Objetivo General Evaluar la calidad de imágenes de mamografía digital al reducir la dosis de radiación mediante la optimización de los parámetros de la técnica radiológica y así maximizar el procesamiento de imágenes integrado en el equipo para mejorar la seguridad radiológica</p>	<p>Dependiente Calidad de imagen</p>	<p>Se refiere a información diagnóstica aceptable y útil para el dictamen de un diagnóstico</p>	<p>Valores de ruido, contraste, nitidez, resolución espacial, densidad óptica</p>	<p>Valores de CNR altos e histogramas uniformes y relacionados entre ellos.</p>
<p>Objetivos Específicos Optimizar los parámetros de la técnica radiológica para disminuir la intensidad de radiación emitida sin comprometer la capacidad diagnóstica.</p>	<p>Independientes Técnicas Radiológica Optimizada</p>	<p>Se refiere al ajuste de parámetros aptos para una imagen radiológica útil, con dosis de exposición reducidas sin perjudicar la calidad de la imagen</p>	<p>kVp y mAs proporcionales a buena calidad de imagen y baja dosis</p>	<p>Técnica Optimizada</p>
<p>Cuantificar la dosis de radiación aplicada en el impacto de las modificaciones en la reducción de la exposición.</p>	<p>Radiación Ionizante</p>	<p>Refiere a las medidas de dosis absorbida, que depende directamente de la persona y estructura anatómica debido a las diferencias entre las densidades de los tejidos</p>	<p>Niveles de mGy siguiendo la filosofía ALARA</p>	<p>Radiación Dispersa</p>

Continuación

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
Evaluar comparativamente la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con la dosis optimizada frente al protocolo convencional, mediante parámetros objetivos	Análisis con procesamiento de Imágenes	Se refiere a las técnicas de procesamiento de imágenes médicas para cuantificar la calidad de la imagen radiológica.	Algoritmo implementado en el cálculo de los parámetros producto de la técnica optimizado	SNR, CNR e Histogramas

Fuente: Elaboración propia.

4.8. MATRIZ METODOLÓGICA

Problema de Investigación	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Metodología y Herramientas
<p>La problemática se centra en cómo reducir la exposición acumulada a radiación en mamografías sin afectar la calidad de las imágenes diagnósticas. Aunque la mamografía utiliza dosis bajas, el uso de técnicas convencionales y equipos portátiles especialmente en pacientes con altos índices de masa corporal puede incrementar los riesgos asociados. Por ello, es necesario desarrollar y validar estrategias tecnológicas y metodológicas que optimicen la dosis radiológica, garantizando diagnósticos precisos en un contexto de alta incidencia y mortalidad del cáncer de mama.</p>	<p>¿Cómo se puede disminuir la dosis de radiación dispersa en el equipo de mamografía digital por tomosíntesis mediante ajustes técnicos y tecnologías de procesamiento avanzado, sin comprometer la calidad diagnóstica?</p>	<p>Objetivo General</p> <p>Evaluar la calidad de imágenes de mamografía digital al reducir la dosis de radiación mediante la optimización de los parámetros de la técnica radiológica y así maximizar el procesamiento de imágenes integrado en el equipo para mejorar la seguridad radiológica.</p>	<p>Calidad de imagen</p>	<p>Valores positivos de CNR, SNR e histogramas usando MATLAB</p>
	<p>¿Qué ajustes en los parámetros de la técnica radiológica permiten reducir la radiación emitida sin afectar la capacidad diagnóstica de la imagen?</p>	<p>Objetivo Especifico</p> <p>Optimizar los parámetros de la técnica radiológica.</p>	<p>Técnicas Radiológica Optimizada</p>	<p>Haciendo uso de las ecuaciones 3 y 4 y utilizando proporcionalidad directa entre ellas, calculando reducción del 25, 35, 50 y 80%</p>
	<p>¿Cómo varía la dosis de radiación aplicada al modificar las técnicas radiológicas y qué impacto tiene en la exposición del paciente?</p>	<p>Objetivo Especifico</p> <p>Cuantificar la dosis de radiación aplicada en el impacto de las modificaciones en la</p>	<p>Radiación Ionizante</p>	<p>Fluke RaySAFE 452</p>

reducción de la
exposición.

Tabla continuación

Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Metodología y Herramientas
¿Cómo se compara la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con una dosis optimizada de radiación frente a las obtenidas con el protocolo convencional, utilizando parámetros objetivos?	Objetivo Especifico Evaluar comparativamente la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas con la dosis optimizada frente al protocolo convencional, mediante parámetros objetivos	Procesamiento de Imágenes	CNR, SNR, Histogramas

Fuente: Elaboración propia.

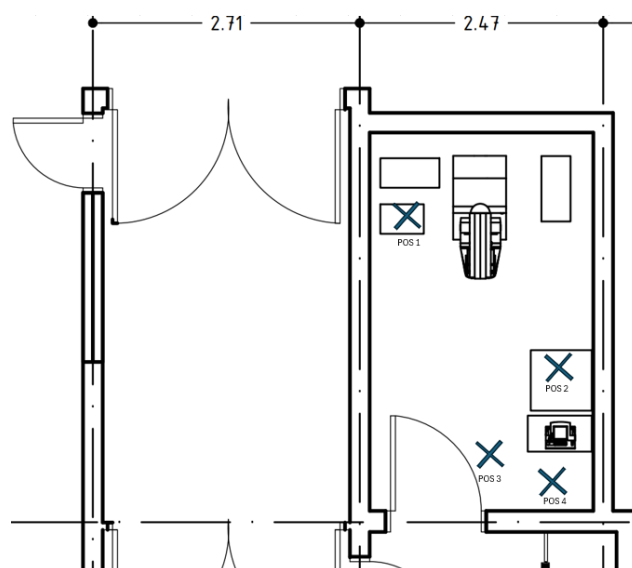
V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En el siguiente capítulo, se muestran los resultados recopilados. Organizados según los objetivos planteados del proyecto de investigación. Primero se describe el lugar de estudio, configuraciones aplicadas, ubicaciones del instrumento y demás. También, se plasmó como se consiguió reducir la dosis, utilizando la fórmula que relaciona el kVp y mAs con la intensidad de la radiación ionizante emitida por el equipo. Por último, los análisis para la calidad de imágenes que fueron resultados de las mediciones. La presentación de resultados se divide en Fase I y Fase II, donde la primera fase es una exploración y análisis de hallazgos en las pruebas y la Fase II la validación con un phantom y errores de la Fase I solucionados.

5.1 LEVANTAMIENTO Y ESTUDIO DEL RECINTO

El estudio se llevó a cabo en el Hospital Doctor Mario Catarino Rivas, en el área de imagenología, llamado Centro de Diagnóstico por Imágenes. El hospital cuenta con un equipo de mamografía digital por tomosíntesis de la marca FujiFilm. La habitación tiene un área de 10.02 m². En la ilustración 8, se puede observar la distribución del equipo, generador, UPS, impresora y consola en el recinto de mamografía digital.

Ilustración 8 Plano de recinto y posiciones del dosímetro.



Nota: Elaboración propia.

Ilustración 9 Posición 1



Nota: Elaboración propia.

En la posición 1, a 0.50 metros del suelo, el dosímetro se colocó sobre una de las UPS del equipo para garantizar una medición adecuada.

Ilustración 10 Posición 2



Nota: Elaboración Propia.

En la posición 2, el dosímetro se colocó sobre la impresora, frente a la mampara de la consola. Esta ubicación es la más cercana y se encuentra a una altura de 1.25 metros sobre el suelo.

Ilustración 11 Posición 3



Nota: Elaboración Propia.

La posición 3 corresponde a la ubicación de un posible acompañante del paciente, con una altura que oscila entre 1.65 y 1.70 metros.

Ilustración 12 Posición 4



Nota: Elaboración Propia.

La cuarta posición está relacionada con el médico radiólogo, el profesional de la salud encargado de realizar el estudio. Este perfil es el que acumula la mayor exposición a la radiación durante su jornada laboral.

El dosímetro Fluke RaySafe 452 se empleó para medir la radiación dispersa en cuatro ubicaciones estratégicas alrededor del equipo: lateral al tubo de rayos X, frente al fantoma, junto a la consola operativa y dentro de esta. En cada posición, se realizaron cuatro mediciones consecutivas bajo dos condiciones: protocolos convencionales y optimizados, registrando datos comparativos del KERMA en el aire, cuya unidad es el nGy. Los protocolos optimizados se establecieron mediante una reducción progresiva de la dosis (25%, 50% y 80%), ajustando kVp y mAs; en una segunda fase, se incorporó una reducción adicional del 35%.

5.2 OPTIMIZACIÓN DE TÉCNICA RADIOLÓGICA

La optimización sale a partir de la relación en proporciones de las *ecuaciones 3 y 4*, que queda de la siguiente manera.

$$\frac{I_1}{I_2} = \left(\frac{kVp_1}{kVp_2} \right)^2 \left(\frac{mAs_1}{mAs_2} \right)$$

Ecuación 8 Proporción directa entre kVp, mAs e intensidad de radiación

Dado que sea deseado que la nueva intensidad de $I_2 = (1 - R) I_1$ (donde R es la fracción de reducción de dosis), se tiene:

$$(1 - R) = \left(\frac{kVp_1}{kVp_2} \right)^2 \left(\frac{mAs_1}{mAs_2} \right)$$

También, se puede asumir que si el kVp aumenta en un factor F ($kVp_2 = F kVp_1$), la ecuación se puede expresar de la siguiente manera:

$$(1 - R) = \left(\frac{1}{F} \right)^2 \left(\frac{mAs_1}{mAs_2} \right)$$

Y si despejamos para mAs_2 , se tiene la siguiente ecuación:

$$mAs_2 = \frac{(1 - R) mAs_1}{F^2}$$

Ecuación 9 Optimización de dosis calculada

Básicamente, la *ecuación 9* permite calcular una optimización en la intensidad en la radiación emitida por el equipo teniendo una técnica radiológica inicial,

entendiéndose como un kVp y mAs iniciales, donde posteriormente a la optimización se obtienen los kVp y mAs finales (una técnica radiológica optimizada). La misma ecuación fue implementada en un código en MATLAB para hacer una “calculadora” para optimización de dosis, como se observa en la ilustración 11, esto facilita y automatiza el cálculo y obtención de los nuevos valores optimizados.

Ilustración 13 Calculadora de optimización en MATLAB

```

16 % Solicitar el porcentaje de reducción de dosis (por ejemplo, 25 para 25%)
17 reduction_percent = input('Ingrese el porcentaje de reducción de dosis (ej: 25 para 25%): ');
18 R = reduction_percent / 100; % Convertir a fracción
19
20 % Solicitar los parámetros originales
21 kVp_original = input('Ingrese el valor de kVp original: ');
22 mAs_original = input('Ingrese el valor de mAs original: ');
23
24 % Solicitar el factor de incremento F (opcional; si se presiona ENTER se usará 1.1)
25 F = input('Ingrese el factor de incremento para kVp (por defecto 1.1): ');
26 if isempty(F)
27     F = 1.1;
28 end
29
30 % Cálculos:
31 % Nuevo kVp
32 kVp_nuevo = F * kVp_original;
33 % Nuevo mAs para mantener la dosis reducida en (1-R):
34 mAs_nuevo = (1 - R) * mAs_original / (F^2);
35
36 % Mostrar resultados
37 fprintf('\nResultados para una reducción de dosis del %.2f%%:\n', reduction_percent);
38 fprintf('-----\n');
39 fprintf('Nuevo kVp: %.2f\n', kVp_nuevo);
40 fprintf('Nuevo mAs: %.2f\n', mAs_nuevo);

```

Command Window

```

Programa de optimización de parámetros de exposición
-----
Relación: (kVp_nuevo)^2 * mAs_nuevo = (1-R)*(kVp_original)^2 * mAs_original
Incremento en kVp: kVp_nuevo = F * kVp_original (con F por defecto 1.1)

Ingrese el porcentaje de reducción de dosis (ej: 25 para 25%): 25
Ingrese el valor de kVp original: 38
Ingrese el valor de mAs original: 80
Ingrese el factor de incremento para kVp (por defecto 1.1):

Resultados para una reducción de dosis del 25.00%:
-----
Nuevo kVp: 41.80
Nuevo mAs: 49.59

```

Nota: Elaboración propia.

En la cuantificación de las dosis en la FASE I, se sufrió un error sistemático al momento de tomar las mediciones para las configuraciones de 5.7 cm y 2.9 cm por lo que las mediciones para las técnicas sin optimización para OG 1 y OG 2 se perdieron. Por consecuente, se presentará únicamente las optimizaciones para esta primera fase correspondientes a OG 1 y OG 2. Sin embargo, fue posible lograr solucionar ese error para la configuración de 7.2 cm (OG 3). Dicho error se tomó en cuenta en la segunda fase del trabajo de campo.

5.3 TEORÍA DE ERRORES

El monitor de radiación RaySafe 452 de Fluke Biomedical detecta un pulso de radiación con una duración de aproximadamente 1 a 2 segundos, registrando una tasa de dosis que puede llegar a ser 100 veces superior al nivel de fondo. Para asegurar que se capte la totalidad del pulso y se permita la estabilización del sistema entre mediciones, se empleó un tiempo de integración de 5 a 10 segundos. Esta estrategia resulta adecuada, ya que, pese a que el pulso es breve, el intervalo empleado garantiza que el evento se registre completamente sin que el proceso de adquisición introduzca variaciones adicionales.

Por otra parte, es importante destacar que, en condiciones de radiación continua, el RaySafe 452 presenta un límite de respuesta de $\pm 20\%$ respecto a la dosis real. Sin embargo, en el presente estudio las mediciones se realizaron en modalidad pulsada, por lo que la alta relación señal/ruido (con pulsos superiores al fondo) y el tiempo de integración adecuado minimizan el impacto de dicha especificación sobre los resultados.

En la serie AEC, los intentos realizados con una configuración de 29 kVp y 91 mAs reflejaron dosis medias de 184.00 nGy y 168.75 nGy en los intentos 2 y 3, con márgenes de error de 1.17% y 1.96%, respectivamente. Sin embargo, en los intentos 1 y 4, los valores disminuyeron a 16.68 nGy y 0.63 nGy, lo que incrementó el error hasta aproximadamente un 45%, evidenciando la amplificación del error en señales cercanas al fondo.

Para la configuración de 29 kVp y 63 mAs, las dosis medias de 127.50 nGy y 119.75 nGy registraron errores de 4.27% y 5.80%, mientras que los intentos con menor señal presentaron errores superiores al 29%. En el caso de 29 kVp y 34 mAs, los intentos con dosis medias de 78.90 nGy y 76.17 nGy mostraron errores de 6.25% y 7.51%, mientras que aquellos con señales más débiles registraron errores superiores al 14%.

En la serie OG, la configuración de 33 kVp y 63 mAs arrojó dosis de 188.25 nGy y 180.50 nGy con errores de 3.26% y 1.72%, pero en el intento con menor señal, el error alcanzó el 67.95%. Para 25 kVp y 32 mAs, los valores de 39.65 nGy y 37.28 nGy mantuvieron errores por debajo del 7%, mientras que el intento con menor dosis presentó un error del 42.55%. En la configuración de 38 kVp y 80 mAs, los intentos de mayor dosis lograron errores de 4.76% y 2.47%, mientras que el intento con 39.02 nGy mostró un error del 34.02%.

En la reducción del 25%, la configuración de 36 kVp y 40 mAs registró una dosis de 155.25 nGy con un error de 12.64%, mientras que otro intento, con 31.90 nGy, presentó un error del 26.94%. Para 27 kVp y 18 mAs, la dosis de 27.15 nGy tuvo un error del 5.72%, en contraste con los 3.33 nGy que alcanzaron un error del 38.54%. En 42 kVp y 50 mAs, la dosis de 339.25 nGy mostró un error del 3.96%, mientras que un intento con 38.15 nGy registró un error del 33.95%. En la reducción del 35%, la configuración de 34.65 kVp y 36 mAs presentó una dosis de 128.50 nGy con solo un 1.96% de error, mientras que otro intento, con 17.60 nGy, alcanzó el 13.47%. En la configuración de 39 kVp y 45 mAs, las dosis de 247.00 nGy y 206.75 nGy presentaron errores de 4.46% y 2.21%, respectivamente.

Para la reducción del 50%, en la configuración de 36 kVp y 25 mAs, una dosis de 246.00 nGy tuvo un error del 7.90%, mientras que otra medición con 0.46 nGy alcanzó un error del 65.53%. En la configuración de 27 kVp y 12.5 mAs, la dosis de 34.63 nGy mostró una alta variabilidad con un error del 83.81%, en contraste con los 20.93 nGy que registraron solo un 5.47% de error.

En la reducción del 80%, la configuración de 36 kVp y 10 mAs reflejó una dosis de 38.13 nGy con un error mínimo del 3.14%, mientras que otro intento alcanzó un error del 16.39%. En la configuración de 42 kVp y 12.5 mAs, las dosis de 77.97 nGy y 67.38 nGy mantuvieron errores por debajo del 5.03%, lo que demuestra estabilidad incluso en condiciones de alta atenuación.

La metodología utilizada, donde se tomó el tiempo de integración de 5 a 10 segundos, demostró ser efectiva para capturar pulsos completos incluso en condiciones de alta intensidad. Se identificó una correlación clara entre la magnitud de la dosis y el error relativo. En mediciones con señales superiores a 100 nGy, los errores se mantuvieron generalmente por debajo del 10%, lo que valida la precisión en condiciones óptimas. Sin embargo, en señales cercanas al fondo, menores a 10 nGy, los errores se amplificaron hasta alcanzar valores entre el 20% y el 80%, lo que refleja una limitación inherente a la resolución del equipo, además que es lógico ya que las variaciones en las posiciones 1 y 4 los rayos X que se lograban penetrar eran de poca energía por atenuación por causa de su interacción con materia. En la tabla 12 se desglosa los cálculos para la teoría de errores respecto a cada intento de las mediciones, demostrando la confiabilidad de las mediciones y cálculos realizados en el estudio.

Tabla 12 Calculo de errores mediciones de radiación.

Grupo	kVp	mAs	Intento	Promedio (nGy)	Desviación (nGy)	Error (%)	Incertidumbre (nGy)
AEC_H	29	91	1	16.675	7.5084	45.0278	7.6084
AEC_H	29	91	2	184	2.1602	1.174	2.2602
AEC_H	29	91	3	168.75	3.304	1.9579	3.404
AEC_H	29	91	4	0.625	0.2872	45.9565	0.3872
AEC_N	29	63	1	9.35	2.755	29.4652	2.855
AEC_N	29	63	2	127.5	5.4467	4.2719	5.5467
AEC_N	29	63	3	119.75	6.9462	5.8006	7.0462
AEC_N	29	63	4	0.475	0.15	31.5789	0.25
AEC_L	29	34	1	7.675	1.1117	14.4844	1.2117
AEC_L	29	34	2	78.9	4.9349	6.2546	5.0349
AEC_L	29	34	3	76.175	5.718	7.5064	5.818
AEC_L	29	34	4	0.575	0.0957	16.6509	0.1957
OG1	33	63	1	18.1	3.9421	21.7795	4.0421
OG1	33	63	2	188.25	6.1305	3.2566	6.2305
OG1	33	63	3	180.5	3.1091	1.7225	3.2091
OG1	33	63	4	0.95	0.6455	67.9471	0.7455
OG2	25	32	1	2.575	0.6652	25.8333	0.7652

continuación de Tabla 12

Grupo	kVp	mAs	Intento	Promedio (nGy)	Desviación (nGy)	Error (%)	Incertidumbre (nGy)
OG2	25	32	2	39.65	2.068	5.2157	2.168
OG2	25	32	3	37.275	2.5552	6.8551	2.6552
OG2	25	32	4	0.225	0.0957	42.5523	0.1957
OG3	38	80	1	39.025	13.2771	34.0221	13.3771
OG3	38	80	2	389.75	18.554	4.7605	18.654
OG3	38	80	3	339	8.3666	2.468	8.4666
OG3	38	80	4	1.3	0.1633	12.5615	0.2633
25%_1	36	40	1	31.9	8.5934	26.9386	8.6934
25%_1	36	40	2	155.25	19.6193	12.6372	19.7193
25%_1	36	40	3	143.5	9.1104	6.3487	9.2104
25%_1	36	40	4	0.575	0.1258	21.8836	0.2258
25%_2	27	18	1	3.325	1.2816	38.5444	1.3816
25%_2	27	18	2	27.15	1.5524	5.7179	1.6524
25%_2	27	18	3	27.525	2.4405	8.8663	2.5405
25%_2	27	18	4	0.275	0.2217	80.6311	0.3217
25%_3	42	50	1	38.15	12.9505	33.9464	13.0505
25%_3	42	50	2	339.25	13.4505	3.9648	13.5505
25%_3	42	50	3	292.75	11.8708	4.0549	11.9708
25%_3	42	50	4	0.975	0.3594	36.8613	0.4594
35%_1	34.7	36	1	17.6	2.3707	13.4696	2.4707
35%_1	34.7	36	2	128.5	2.5166	1.9585	2.6166
35%_1	34.7	36	3	116	6.0553	5.2201	6.1553
35%_1	34.7	36	4	0.575	0.1708	29.7013	0.2708
35%_2	26.3	18.9	1	3.025	0.4573	15.1189	0.5573
35%_2	26.3	18.9	2	27.725	1.919	6.9215	2.019
35%_2	26.3	18.9	3	24.425	0.8261	3.3823	0.9261
35%_2	26.3	18.9	4	0.325	0.15	46.1538	0.25
35%_3	39	45	1	48.6	7.9204	16.2972	8.0204
35%_3	39	45	2	247	11.0151	4.4596	11.1151
35%_3	39	45	3	206.75	4.5735	2.2121	4.6735
35%_3	39	45	4	0.55	0.0577	10.4973	0.1577
50%_1	36	25	1	63.95	17.5234	27.4017	17.6234
50%_1	36	25	2	246	19.4422	7.9033	19.5422
50%_1	36	25	3	210.25	10.7819	5.1281	10.8819
50%_1	36	25	4	0.4575	0.2998	65.5343	0.3998
50%_2	27	12.5	1	3.475	1.4385	41.3945	1.5385
50%_2	27	12.5	2	20.925	1.1442	5.468	1.2442
50%_2	27	12.5	3	34.625	29.0203	83.813	29.1203
50%_2	27	12.5	4	0.175	0.05	28.5714	0.15
50%_3	41	32	1	33.725	12.8868	38.2114	12.9868
50%_3	41	32	2	194.25	12.6062	6.4897	12.7062

continuación de Tabla 12

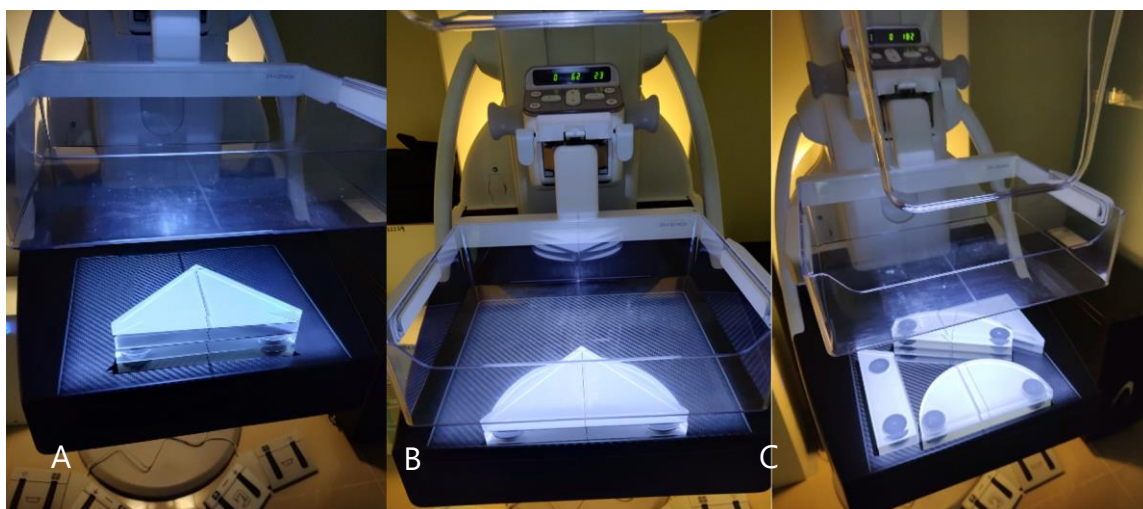
Grupo	kVp	mAs	Intento	Promedio (nGy)	Desviación (nGy)	Error (%)	Incertidumbre (nGy)
50%_3	41	32	3	171.5	7.5498	4.4022	7.6498
50%_3	41	32	4	0.45	0.238	52.8995	0.338
80%_1	36	10	1	8.85	2.37	26.7791	2.47
80%_1	36	10	2	38.15	6.2517	16.3871	6.3517
80%_1	36	10	3	38.125	1.1955	3.1357	1.2955
80%_1	36	10	4	0.25	0.0577	23.094	0.1577
80%_2	28	5	1	1.95	0.8185	41.9762	0.9185
80%_2	28	5	2	8.775	0.1708	1.9462	0.2708
80%_2	28	5	3	8.525	0.75	8.7977	0.85
80%_2	28	5	4	0.25	0.1	40	0.2
80%_3	42	12.5	1	19.45	7.9501	40.8743	8.0501
80%_3	42	12.5	2	77.975	3.9187	5.0255	4.0187
80%_3	42	12.5	3	67.375	2.4771	3.6765	2.5771
80%_3	42	12.5	4	0.4	0.1414	35.3553	0.2414

Fuente: Elaboración propia.

5.4 FASE I CUANTIFICACIÓN DE RADIACIÓN DISPERSA

La primera fase del estudio se desarrolló mediante pruebas experimentales que combinó el uso de piezas de plexiglás de densidades diferentes y mediciones dosimétricas para evaluar la relación entre parámetros técnicos con la radiación dispersa. Se usaron configuraciones físicas personalizadas (ilustración 13) que simularon variaciones anatómicas en espesor y densidad mamaria, utilizando piezas de geometrías específicas como semicírculos, triángulos, rectángulos y planos convexos cuyas densidades oscilaron entre 1284.25 y 1423.38 kg/m³. Estas piezas se dispusieron en arreglos complejos para representar diferentes escenarios, como mamas delgadas (2.9 cm de espesor, mediante la reducción de piezas) o estructuras heterogéneas con gradientes de densidad (combinando formas asimétricas y apilamientos).

Ilustración 14 Configuraciones piezas de plexiglás.



Nota: Elaboración propia.

Para cada configuración, se seleccionaron parámetros técnicos iniciales (kVp y mAs) basados en tablas de referencia que vinculan espesores con técnicas radiológicas estándar (ver tabla 13). Dichas técnicas se tomaron en función del espesor obtenido en la ilustración 14: a un espesor de 5.7 cm para 10.A, 2.9 cm para 10.B y 7.2 cm para 10.C con los planos convexos. Estos datos se recopilan en la siguiente tabla.

Tabla 13 Técnica utilizada y optimizada por configuración.

Configuración	kVp	mAs	25%		35%		50%		80%	
OG1 (5.7 cm)	33	63	36	40	34.65	36	36	25	36	10
OG2 (2.9 cm)	25	32	27	18	26.25	18.87	27	12.5	28	5
OG3 (7.2 cm)	38	80	42	50	39	45	41	32	42	12.5

Fuente: Elaboración propia.

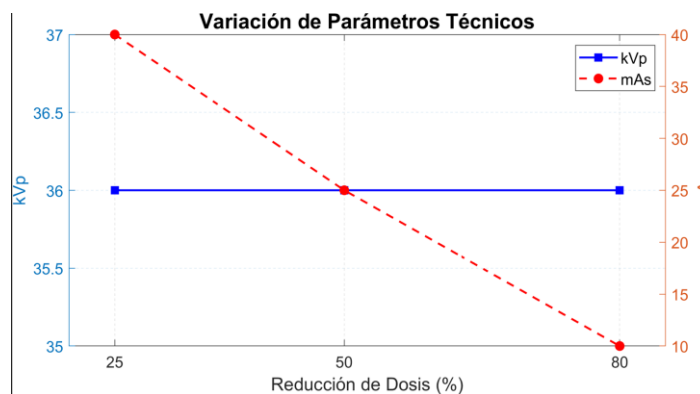


Gráfico 3 Variación de Parámetros Técnicos OG 1

Fuente: Elaboración propia.

En el caso de la optimización para OG 1, el kVp se mantuvo constante debido a los resultados de las optimizaciones calculadas en las tres reducciones. El mAs, por otra parte, experimentó una disminución, comenzando en un máximo de 40 y llegando a su mínimo de 10 mAs.

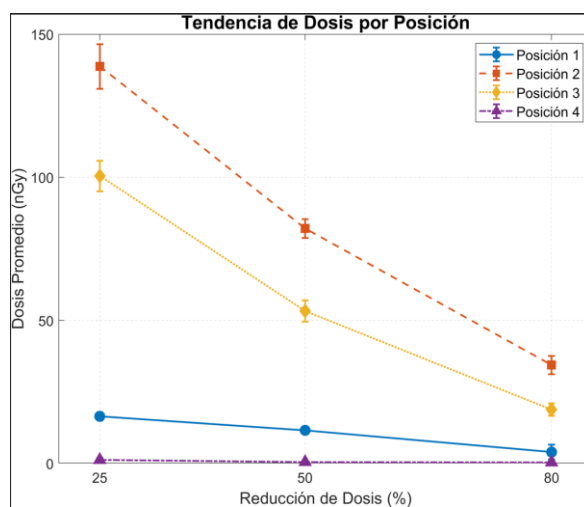


Gráfico 4 Tendencia de Dosis por Posición OG 1

Fuente: Elaboración propia.

La tendencia de las dosis de radiación fue decreciendo a medida que la intensidad de la radiación disminuía, con una dispersión de los datos no tan alta, lo que indica que las mediciones son relativamente constantes. La razón por la que las posiciones 1 y 4 tienen dosis bajas se debe a que, en la posición 1, la energía se atenúa considerablemente al atravesar más materia para llegar al mismo punto;

además, al encontrarse a un costado y en una posición baja, la misma construcción del equipo evita la fuga de radiación, lo que disminuye la radiación dispersa en esa zona. En la posición 4, la dosis baja se debe a que el sensor está detrás de la mampara o vidrio con blindaje radiológico. Este mismo fenómeno se aprecia en las demás gráficas y en sus diferentes intentos y técnicas.

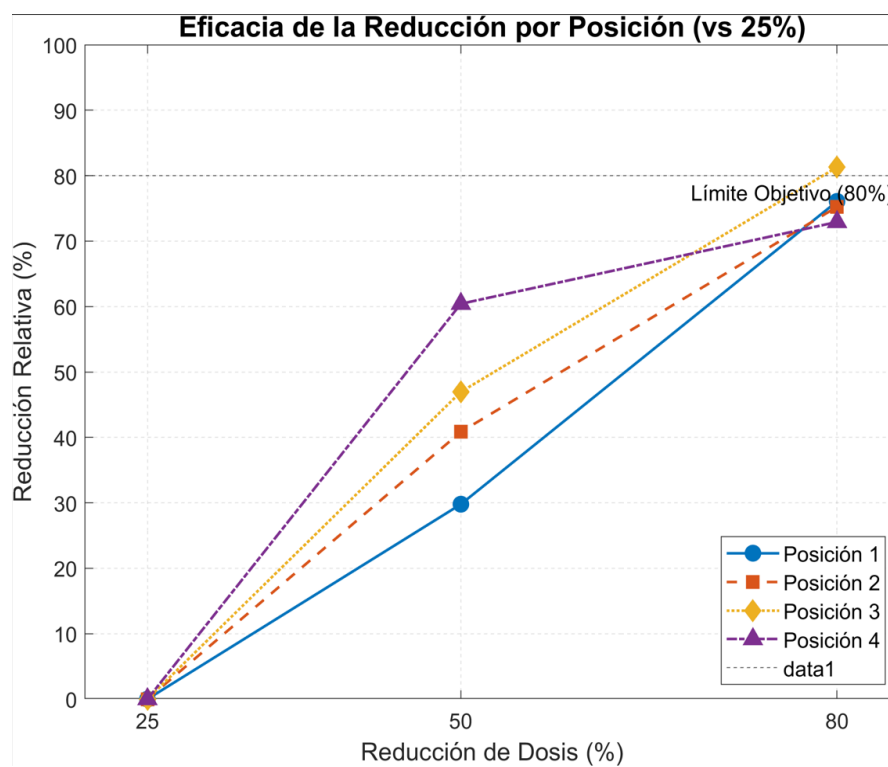


Gráfico 5 Eficacia de la Reducción por Posición OG 1

Fuente: Elaboración propia.

Debido al error sistemático expresado en algunos párrafos, el análisis de esta gráfica se ve afectado, ya que la reducción del 25% se toma como referencia para comparar las siguientes, que son del 50% y 80%. Por lo tanto, solo es útil analizar estas últimas. Como es evidente, la reducción relativa indica el porcentaje de acierto que proporciona el valor teórico en contraste con el valor real.

Las posiciones 1 y 4 no tienen un comportamiento predecible debido al funcionamiento del dosímetro de Fluke, que acumula la radiación a la que está expuesto, incluyendo la radiación presente en el ambiente. Cada exposición tardaba entre 3 y 5 segundos, y se tomaba la medición únicamente en ese rango de tiempo

para evitar que la radiación ambiental influyera de manera considerable en las mediciones. Dicho esto, también considerando su posición, donde la energía se atenúa bastante, esas mediciones se mantenían bajas, pero con variaciones relevantes.

Por otra parte, las posiciones 2 y 3, al estar más expuestas sin ninguna materia interrumpiendo hacia la zona de emisión de los rayos X, muestran un comportamiento con una relación cercana a la reducción relativa y calculada.

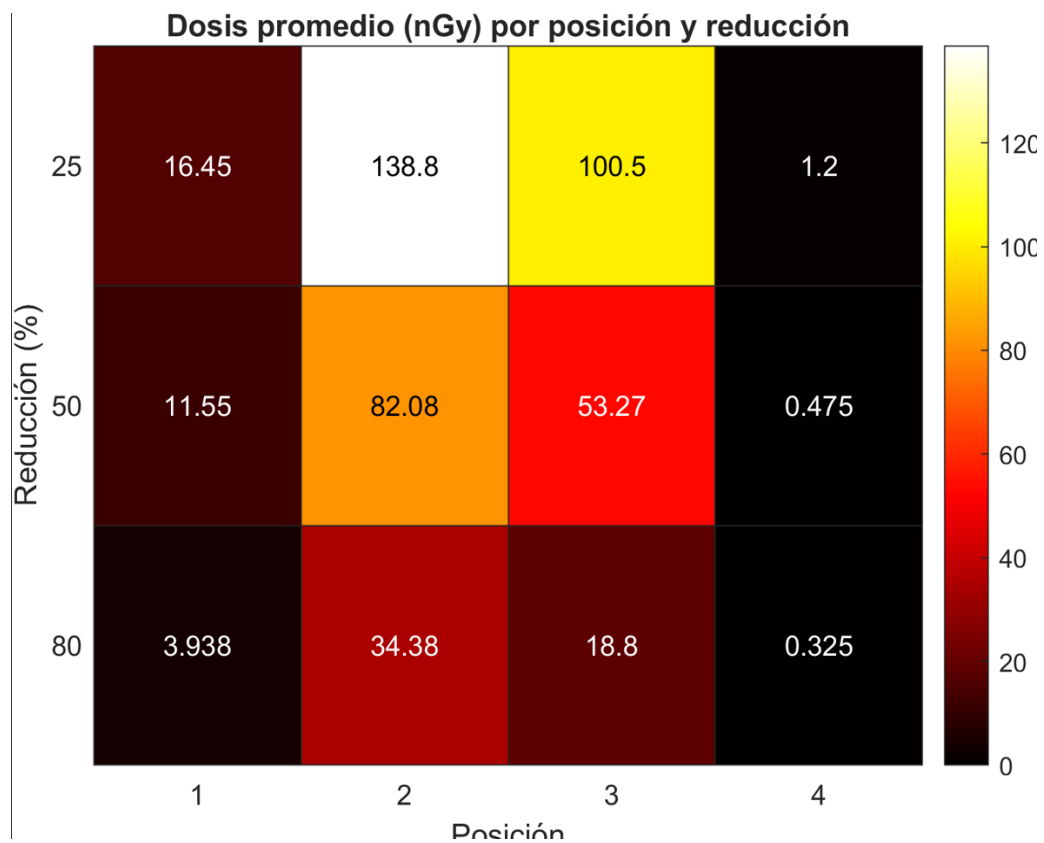


Gráfico 6 Dosis promedio por posición y reducción OG 1

Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico 6 se presenta un gráfico de calor, que sirve como apoyo para brindar una idea del promedio de las magnitudes de la radiación dispersa en las diferentes posiciones expuestas a las reducciones del 25%, 50% y 80%. En él se observa un comportamiento en las dosis que disminuye conforme a las optimizaciones.

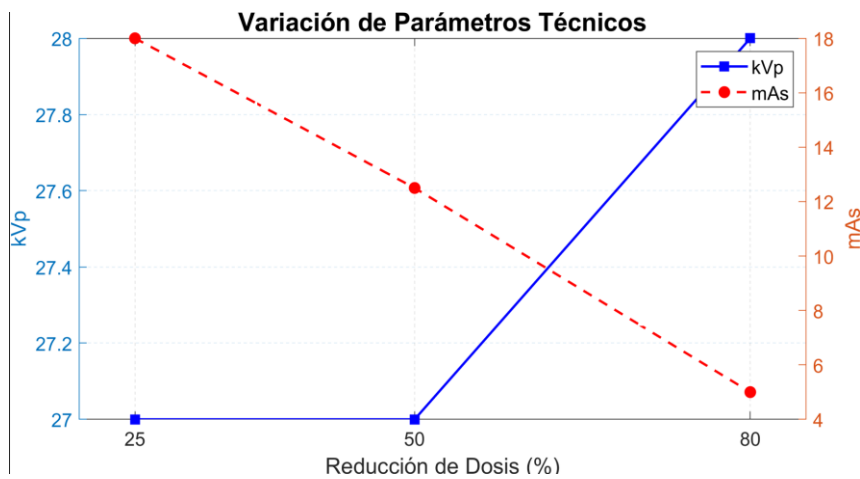


Gráfico 7 Variación de Parámetros Técnicos OG 2

Fuente: Elaboración propia.

En las optimizaciones para la segunda configuración de plexiglás (OG 2), en la reducción del 25% y 50% se utilizó el mismo valor de kVp, y se elevó a 28 kVp en la reducción del 80%. En cuanto al mAs, se fue reduciendo a 18, 12.5 y 5 mAs, respectivamente.

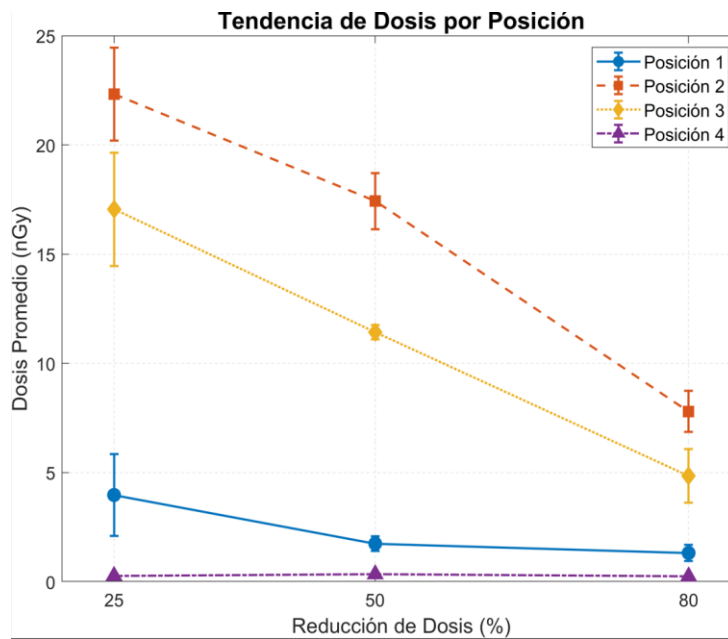


Gráfico 8 Tendencia de Dosis por Posición OG 2

Fuente: Elaboración propia.

Lo notorio del gráfico 8 es que existe una dispersión considerable en las mediciones de la reducción del 25%, lo cual indica que las intensidades no siempre son uniformes. Las gráficas de la posición 4 se mantienen relativamente constantes, mientras que las demás decrecen, como es esperable respecto a la dosis.

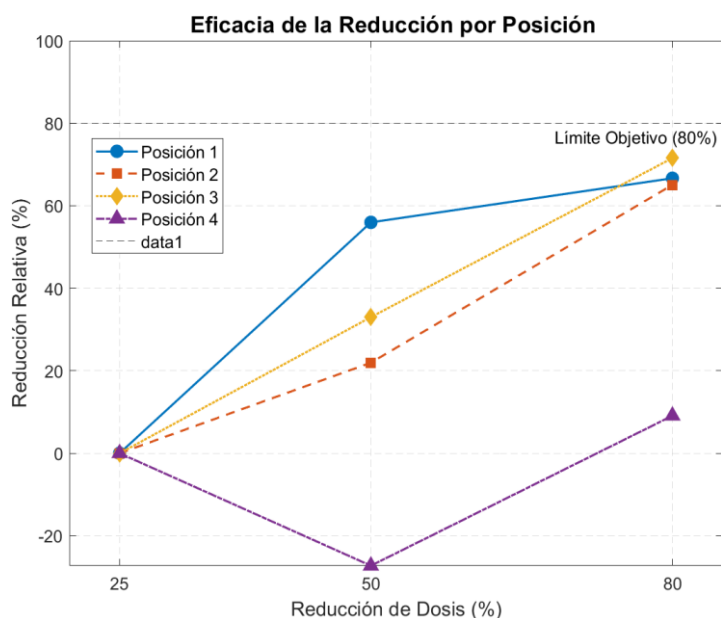


Gráfico 9 Eficacia de la Reducción por Posición OG 2

Fuente: Elaboración propia.

En la posición 1, en la reducción del 50%, se consiguió una reducción relativa de casi el 60%, más de lo que se tenía previsto. Esto no ocurre en las posiciones 3, 4 y 5, donde las posiciones 3 y 4 se mantienen en un rango de reducción relativa del 20-40%, y la posición 5, en cambio, aumentó más del 20% en la dosis. Para la reducción teórica del 80%, las posiciones 1 a 4 se mantienen en una dosis relativa entre el 60% y el 80%. Sin embargo, la problemática encontrada en esta gráfica pierde relevancia debido a las magnitudes con las que se están trabajando, las cuales están ilustradas en la gráfica 10.

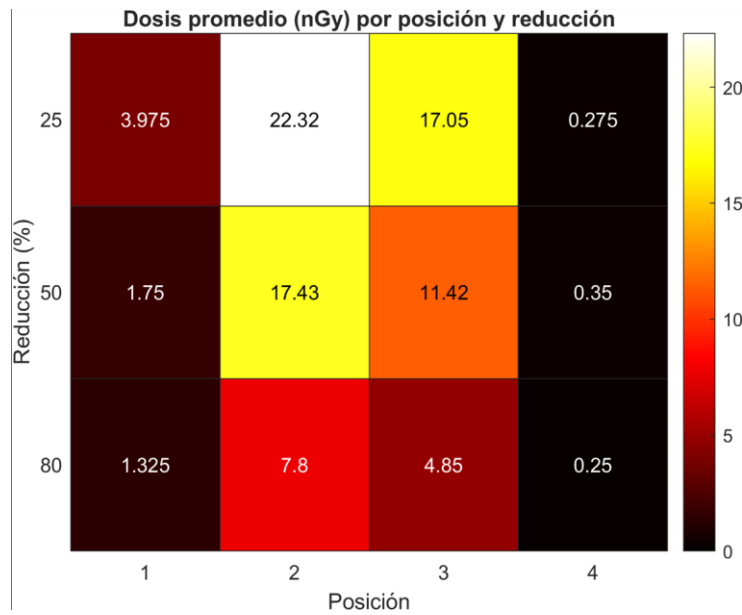


Gráfico 10 Dosis promedio por posición y reducción OG 2

Fuente: Elaboración propia.

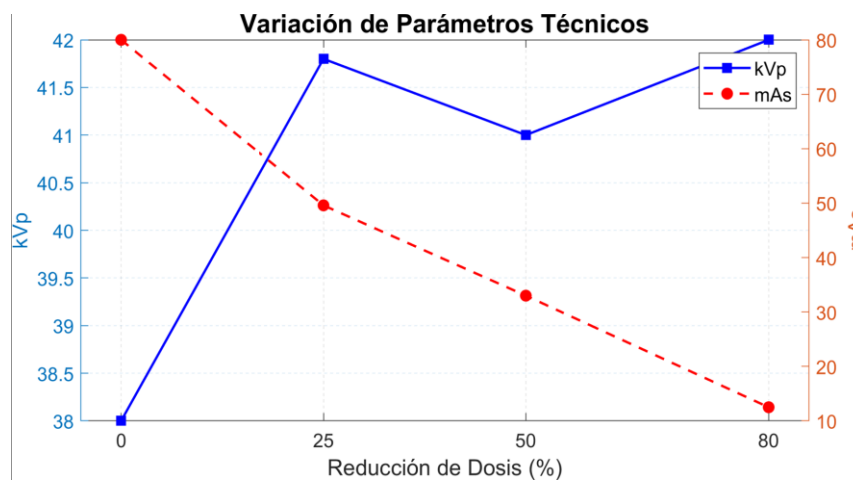


Gráfico 11 Variación de Parámetros Técnicos OG 3

Fuente: Elaboración propia.

En la tercera configuración, llamada OG 3, se logró medir las dosis, incluyendo el valor original de la técnica radiológica, que es 38 kVp y 42 mAs. En la gráfica 11, están claramente visibles las técnicas posteriores con sus respectivas reducciones.

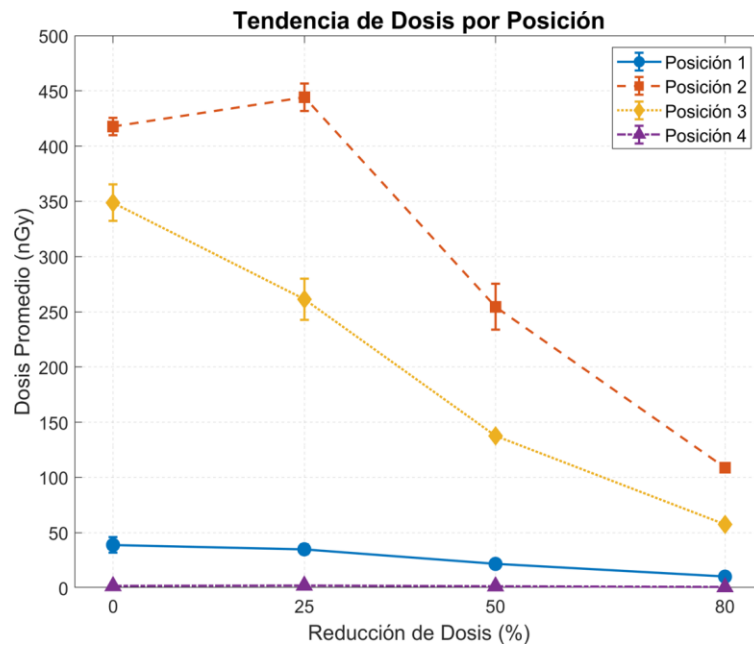


Gráfico 12 Tendencia de Dosis por Posición OG 3

Fuente: Elaboración propia.

En la gráfica 12, se puede apreciar un comportamiento que se observará en las diferentes tendencias a partir de ahora. En la reducción del 25%, en la posición 2 se dio un aumento en la dosis de radiación, alcanzando aproximadamente un promedio de 449 nGy, cuando la técnica original, sin reducción de radiación, está por debajo de ese valor. Esto es razonable, ya que los rayos emitidos en ese punto fueron de alta energía en comparación con los kVp iniciales. Además, la cantidad de rayos X es considerable, ya que tiene una reducción del 25%, lo que es suficiente para generar este fenómeno. Si bien es cierto que el kVp aumentó, también se redujo una buena parte del mAs, disminuyendo las interacciones con la materia, por lo que las dosis de radiación no se elevaron. Las demás posiciones tienen un comportamiento que, a este momento, ya es familiar.

En la técnica OG 3, la dosis promedio en la posición 1 fue de 38.9 ± 7.1 nGy (RE = 18.3%), lo que sugiere fluctuaciones importantes en esta posición. Para la posición 2, se registró una dosis media de 417.8 ± 7.8 nGy (RE = 1.9%), lo que indica una medición precisa a pesar de la alta radiación. En la posición 3, la dosis fue de 348.8 ± 16.5 nGy (RE = 4.7%), siendo el segundo valor más alto registrado, aunque con un

error absoluto notable. Finalmente, en la posición 4 se obtuvo una dosis de 1.6 ± 0.6 nGy (RE = 36.2%), lo que refleja una alta variabilidad en mediciones bajas.

Para la reducción del 25%, la posición 1 presentó una dosis de 34.9 ± 4.3 nGy (RE = 12.5%), mostrando una ligera disminución en la radiación comparado con el 8% y una reducción en el error relativo. En la posición 2, la dosis media aumentó a 444.3 ± 12.4 nGy (RE = 2.8%), lo que resulta paradójico, ya que se observa un incremento en la radiación pese a la mayor reducción. La posición 3 mostró una dosis de 261.3 ± 18.6 nGy (RE = 7.1%), lo que representa una reducción significativa respecto al 8%, aunque con un incremento en el error relativo. En la posición 4, la dosis fue de 2.1 ± 0.4 nGy (RE = 17.8%), registrando un pequeño aumento en radiación, pero con una disminución del error relativo a casi la mitad.

En la reducción del 50%, la posición 1 presentó una dosis de 21.7 ± 3.9 nGy (RE = 18.0%), lo que representa una reducción de casi la mitad comparado con el 25%, pero con un aumento en el error relativo. Para la posición 2, la dosis media fue de 254.5 ± 20.9 nGy (RE = 8.2%), reflejando una caída drástica en la radiación y el error absoluto más alto del grupo. La posición 3 mostró una dosis de 157.8 ± 1.0 nGy (RE = 0.7%), lo que indica el valor más preciso de todos, con un error absoluto casi inexistente. En la posición 4, la dosis fue de 1.4 ± 0.7 nGy (RE = 47.0%), similar al valor obtenido en la reducción del 80%, pero con el error relativo más alto del estudio, lo que destaca la inestabilidad en mediciones bajas.

Finalmente, en la reducción del 80%, la posición 1 registró una dosis de 19.1 ± 0.7 nGy (RE = 7.3%), siendo el valor más bajo para esta posición con una reducción drástica del error relativo. En la posición 2, la dosis fue de 188.8 ± 1.3 nGy (RE = 1.2%), lo que indica la medición más precisa en esta posición. La posición 3 mostró una dosis de 57.3 ± 1.0 nGy (RE = 3.4%), evidenciando una reducción extrema con un error absoluto controlado. Finalmente, en la posición 4, la dosis fue de 0.7 ± 0.3 nGy (RE = 44.2%), registrando la radiación mínima histórica, aunque con un error relativo aún elevado, confirmando la dificultad de medir valores tan bajos.

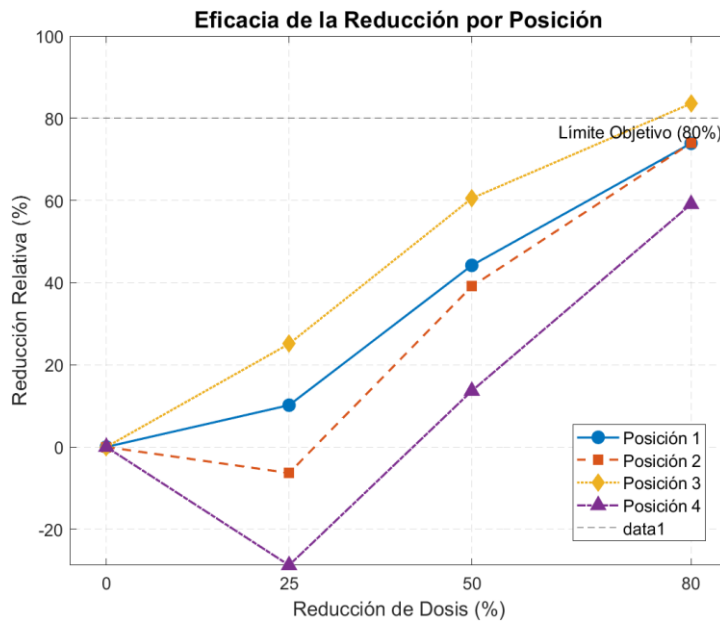


Gráfico 13 Eficacia de la Reducción por Posición OG 3

Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico 13, la posición 3 es la más optimista, ya que la dosis relativa aumenta cuando la reducción de la dosis calculada se reduce, lo que indica una relación positiva entre la teoría y la práctica. En contraste, en las siguientes posiciones, en la reducción teórica del 25%, la dosis relativa no es acertada; sin embargo, esto se ve compensado con las reducciones siguientes del 50% y 80%. El siguiente gráfico 14 apoya la presente gráfica.

En la reducción objetivo del 25%, la posición 1 presentó un cambio del 10.2%, reflejando una disminución moderada con respecto al valor de referencia. Para la posición 2, se registró una variación de -6.3%, lo que indica un ligero aumento en lugar de la reducción esperada. En la posición 3, la reducción fue del 25.1%, mostrando una disminución significativa. Finalmente, en la posición 4 se obtuvo un cambio de -28.8%, lo que representa un incremento considerable en lugar de una reducción.

En la reducción objetivo del 50%, la posición 1 mostró una reducción del 44.2%, acercándose a la meta establecida. La posición 2 registró una disminución del 39.1%, evidenciando una reducción consistente, aunque ligeramente menor a la esperada. En la posición 3, la reducción alcanzó el 60.5%, superando la meta y reflejando un cambio

significativo. Por su parte, la posición 4 presentó una disminución del 13.6%, mostrando una menor reducción en comparación con las demás posiciones.

Finalmente, en la reducción objetivo del 80%, la posición 1 experimentó una disminución del 73.9%, acercándose al objetivo establecido. En la posición 2, la reducción fue del 74.0%, manteniendo un comportamiento similar al de la primera posición. La posición 3 mostró la mayor reducción con un 83.6%, superando la meta y evidenciando una disminución marcada. Por último, la posición 4 presentó una reducción del 59.1%, siendo la menor en esta categoría, aunque todavía considerable. Estas magnitudes se pueden apreciar en el gráfico 14.

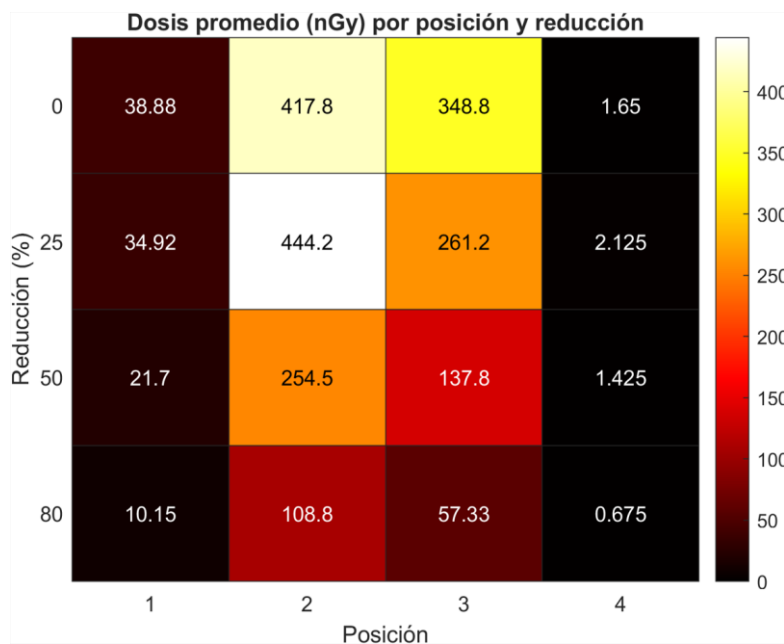


Gráfico 14 Dosis promedio por posición y reducción OG 3

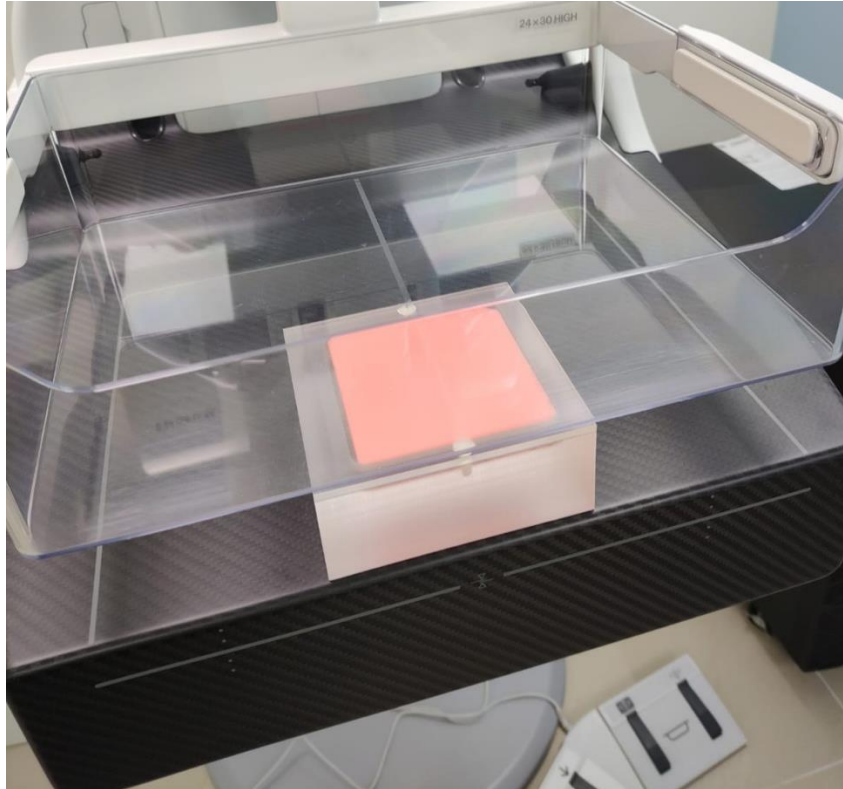
Fuente: Elaboración propia.

5.5 FASE II CUANTIFICACIÓN DE RADIACIÓN DISPERSA

En la Fase II se utilizó el phantom acreditado por la ACR, modelo 18-220, mostrado en la ilustración 15. Se implementó la misma metodología al momento de realizar las mediciones y se decidió aplicar una reducción del 35% (con un factor de incremento del 5% en el kVp, para evitar energías altas), debido a que la diferencia

entre las imágenes, al menos de manera visual, no era muy notoria en la reducción del 25% al 50%. La colocación del phantom de la ACR se presenta en la ilustración 15.

Ilustración 15 Phantom ACR colocación.



Nota: Elaboración propia.

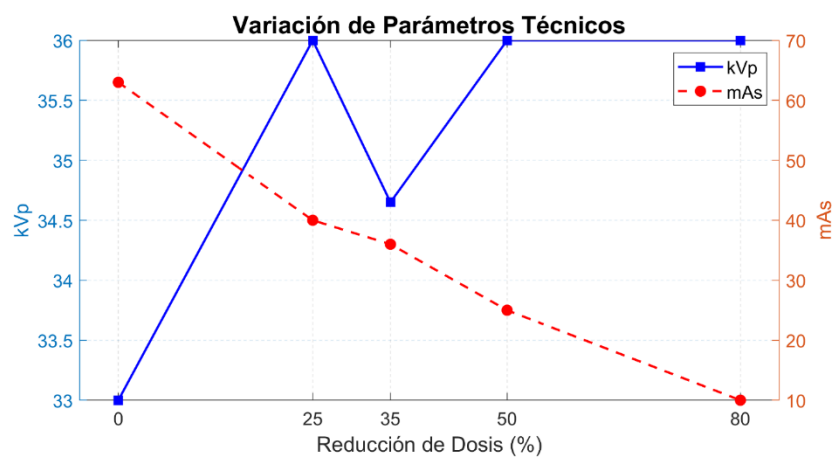


Gráfico 15 Variación de Parámetros Técnicos OG 1.1

Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico 15 se muestran todas las combinaciones de kVp y mAs utilizadas en la técnica OG 1.1, donde hubo una disminución, y este parámetro se observará a lo largo de todas las gráficas del presente tipo. En la reducción del 35%, el kVp disminuyó en el rango de 34 a 35 kVp. Esto se debe a que esa reducción del cálculo se hizo con un factor que afectaba el incremento del kVp en un 5%, y no en un 10%, como se hizo en las demás técnicas optimizadas. En el gráfico se pueden observar las siguientes combinaciones de acuerdo con las dosis reducidas.

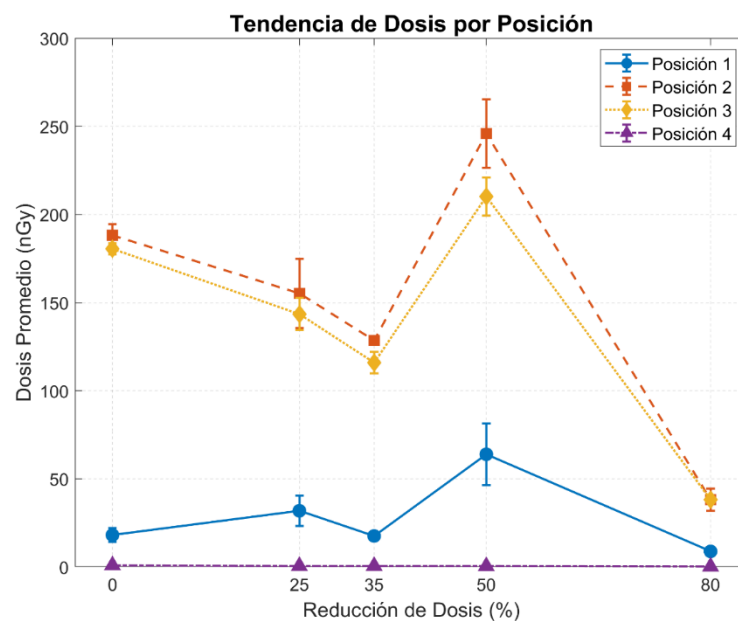


Gráfico 16 Tendencia de Dosis por Posición OG 1.1

Fuente: Elaboración propia.

En la tendencia del gráfico 16, se observa una gran variabilidad, con un pico de dosis en el 50% debido a las altas energías de kVp al momento de la medición. Esto contrasta con los gráficos de la Fase I, donde este fenómeno no ocurrió. Sin embargo, sucedió en el incremento del 25% en la técnica de OG 3. Todas las demás posiciones mantienen un comportamiento decreciente, y la posición 4 se mantiene constante.

En la reducción del 0%, la posición 1 presentó una medición de 18.1 ± 3.9 nGy (RE = 21.8%), lo que indica una variabilidad considerable en la medición. La posición 2 registró 188.3 ± 6.1 nGy (RE = 3.3%), con un error relativo bajo, lo que sugiere una medición más precisa. En la posición 3, se obtuvo 180.5 ± 3.1 nGy (RE = 1.7%), lo que

también refleja una medición precisa. Finalmente, en la posición 4 se midió 0.9 ± 0.6 nGy (RE = 67.9%), lo que indica un alto nivel de incertidumbre en mediciones muy bajas.

Con una reducción del 25%, la posición 1 presentó una medición de 31.9 ± 8.6 nGy (RE = 26.9%), mostrando una mayor variabilidad respecto al 0%. En la posición 2, se obtuvo 155.3 ± 19.6 nGy (RE = 12.6%), lo que indica un incremento en el error relativo. La posición 3 registró 143.5 ± 9.1 nGy (RE = 6.3%), con una reducción en la variabilidad, aunque aún considerable. En la posición 4 se midió 0.6 ± 0.1 nGy (RE = 21.9%), con una variabilidad menor a la de la medición inicial.

En la reducción del 35%, la posición 1 mostró una medición de 17.6 ± 2.4 nGy (RE = 13.5%), indicando una disminución en la radiación con una variabilidad moderada. La posición 2 presentó 128.5 ± 2.5 nGy (RE = 2.0%), con un error relativo bajo y una medición más precisa. En la posición 3 se registró 116.0 ± 6.1 nGy (RE = 5.2%), con una ligera reducción en la variabilidad. La posición 4 mostró 0.6 ± 0.2 nGy (RE = 29.7%), con un error relativo notablemente alto.

Con una reducción del 50%, la posición 1 presentó 63.9 ± 17.5 nGy (RE = 27.4%), indicando un aumento en la variabilidad respecto a las reducciones anteriores. En la posición 2, se obtuvo 246.0 ± 19.4 nGy (RE = 7.9%), con una medición más alta pero con un error relativo moderado. La posición 3 registró 210.3 ± 10.8 nGy (RE = 5.1%), reflejando una mayor radiación con un error moderado. En la posición 4 se obtuvo 0.5 ± 0.3 nGy (RE = 65.5%), destacando una alta incertidumbre en mediciones muy bajas.

En la reducción del 80%, la posición 1 presentó 8.9 ± 2.4 nGy (RE = 26.8%), con una considerable reducción en la radiación y un error relativo notable. En la posición 2, se obtuvo 38.1 ± 6.3 nGy (RE = 16.4%), con una reducción significativa y un error relativo moderado. La posición 3 registró 38.1 ± 1.2 nGy (RE = 3.1%), con una medición precisa y un error relativo bajo. En la posición 4 se obtuvo 0.3 ± 0.1 nGy (RE = 23.1%), con una radiación extremadamente baja y un error relativo moderado.

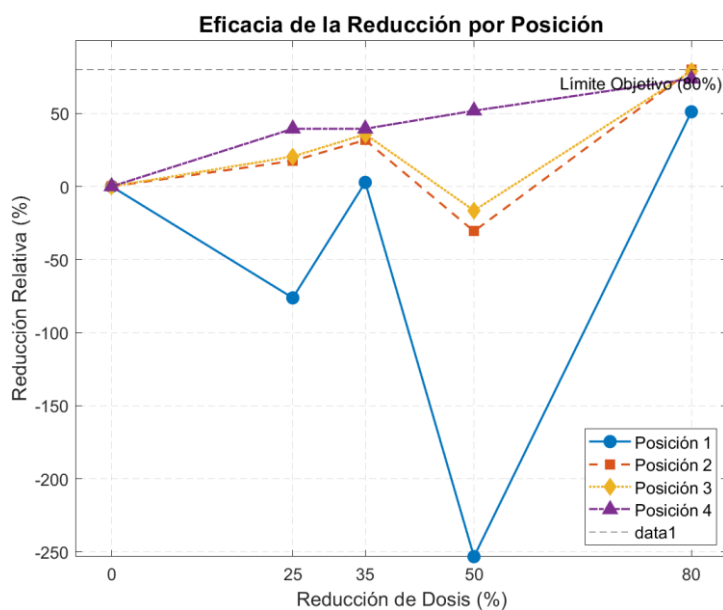


Gráfico 17 Eficacia de la Reducción por Posición OG 1.1

Fuente: Elaboración propia.

El gráfico 17 no es alentador, ya que la reducción teórica del 50% de la dosis muestra que la reducción relativa no fue tal, sino que, por el contrario, la dosis aumentó en base a la técnica aplicada. Esto se debe a la energía que se aplicó en su momento. Sin embargo, esto no concuerda con las mediciones de la Fase I.

En la reducción objetivo del 25%, la posición 1 presentó una disminución de -76.2%, indicando una reducción significativa en la medición. En la posición 2, se observó un aumento del 17.5%, sugiriendo una mejora moderada en la medición. La posición 3 registró un incremento del 20.5%, mientras que la posición 4 mostró un aumento del 39.5%, reflejando una mejora sustancial en la medición.

Con una reducción objetivo del 35%, la posición 1 presentó una leve mejora de 2.8%, mientras que la posición 2 mostró un incremento considerable del 31.7%. La posición 3 experimentó un aumento del 35.7%, mientras que la posición 4 se mantuvo constante con un 39.5%, destacando una estabilidad en la medición.

En la reducción objetivo del 50%, la posición 1 presentó una disminución drástica de -253.3%, lo que sugiere un cambio abrupto en los resultados. La posición

2, por el contrario, registró una reducción de -30.7%, mientras que la posición 3 mostró una disminución de -16.5%. Finalmente, la posición 4 experimentó un aumento del 51.8%, destacando un cambio significativo en la medición.

Con una reducción objetivo del 80%, la posición 1 mostró un aumento del 51.1%, mientras que la posición 2 experimentó una mejora notable del 79.7%. La posición 3 registró un aumento del 78.9%, mientras que la posición 4 también presentó una mejora considerable del 73.7%, reflejando un incremento significativo en las mediciones.

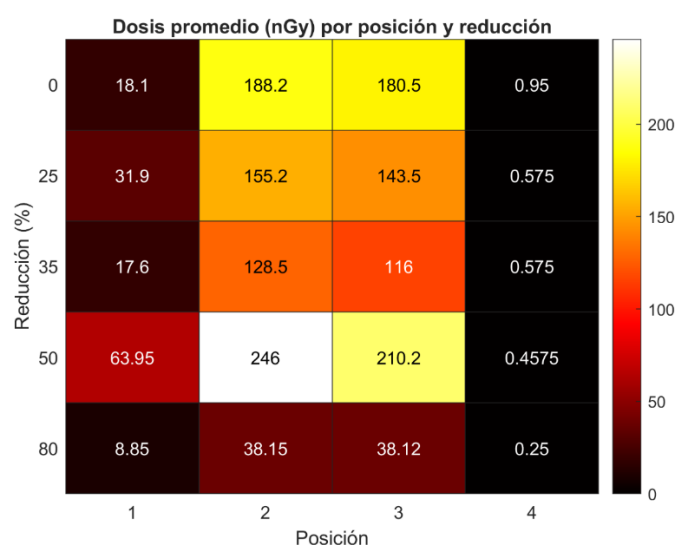


Gráfico 18 Dosis promedio por posición y reducción OG 1.1

Fuente: Elaboración propia.

El gráfico 18 muestra el promedio de todas las dosis registradas en las diferentes posiciones y sus diferentes escenarios en cuanto a la reducción de la dosis. Se pueden observar los cuadros blancos y claros en la reducción del 50%, lo cual no es favorable en la medición de la radiación dispersa, ya que esos rayos X provenían de alta energía.

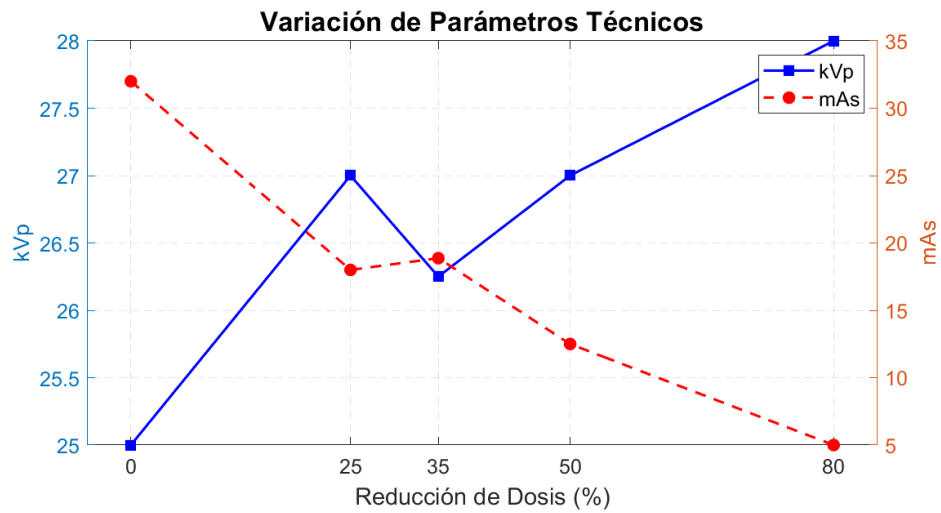


Gráfico 19 Variación de Parámetros Técnicos OG 2.2

Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico 19 se pueden ver todas las combinaciones de los parámetros en la técnica OG 2.2. Se observa el mismo comportamiento en la reducción del 35%, donde el mAs disminuye drásticamente.

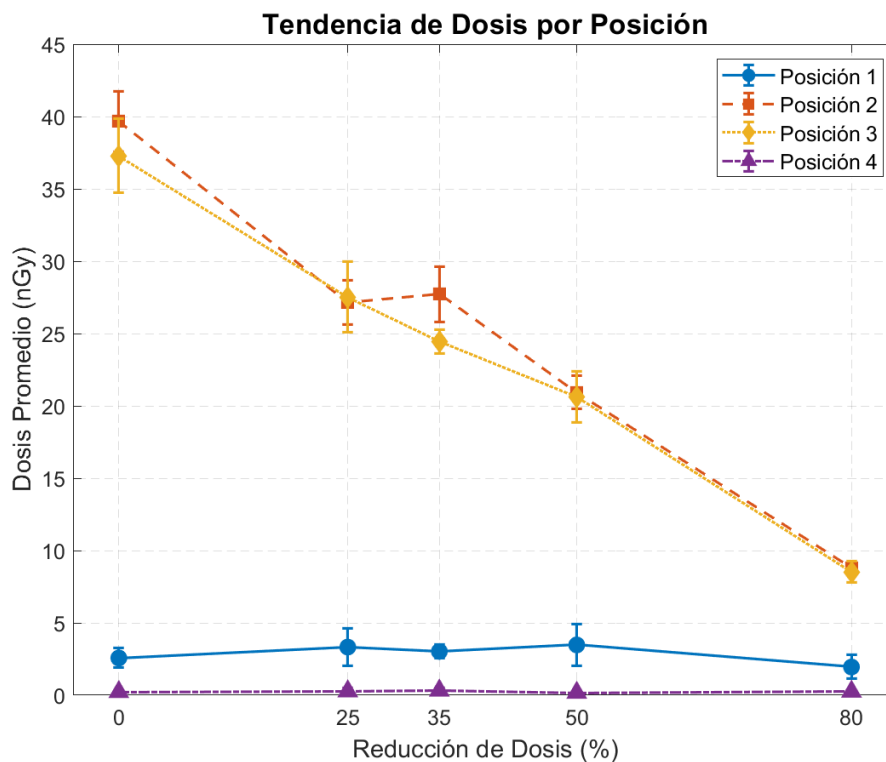


Gráfico 20 Tendencia de Dosis por Posición OG 2.2

Fuente: Elaboración propia.

Los resultados del gráfico 20 muestran una tendencia a la disminución de la dosis, pero en los parámetros de las reducciones del 25% y 35%, la posición 2 se mantiene relativamente constante, subiendo ligeramente la dosis promedio. Por otro lado, la posición 3 presenta un comportamiento decreciente, con ciertos parámetros mostrando una desviación o dispersión relevante en los datos. Las posiciones 1 y 4 se mantienen constantes.

Con la reducción del 0%, los valores obtenidos para cada posición fueron los siguientes: en la Pos 1, se observó una dosis de 2.6 ± 0.7 nGy con un error relativo (RE) de 25.8%; en la Pos 2, la dosis fue de 39.7 ± 2.1 nGy con un RE de 5.2%; en la Pos 3, la dosis medida fue de 37.3 ± 2.6 nGy con un RE de 6.9%; y en la Pos 4, la dosis fue de 0.2 ± 0.1 nGy con un RE de 42.6%.

Para la reducción del 25%, los resultados fueron los siguientes: en la Pos 1, la dosis alcanzó los 3.3 ± 1.3 nGy con un RE de 38.5%; en la Pos 2, la dosis fue de 27.1 ± 1.6 nGy con un RE de 5.7%; en la Pos 3, la dosis obtenida fue de 27.5 ± 2.4 nGy con un RE de 8.9%; y en la Pos 4, se registró una dosis de 0.3 ± 0.2 nGy con un RE de 80.6%.

Con la reducción del 35%, los valores para cada posición fueron: en la Pos 1, la dosis fue de 3.0 ± 0.5 nGy con un RE de 15.1%; en la Pos 2, la dosis medida fue de 27.7 ± 1.9 nGy con un RE de 6.9%; en la Pos 3, se obtuvo una dosis de 24.4 ± 0.8 nGy con un RE de 3.4%; y en la Pos 4, la dosis fue de 0.3 ± 0.2 nGy con un RE de 46.2%.

Para la reducción del 50%, los valores registrados fueron los siguientes: en la Pos 1, la dosis fue de 3.5 ± 1.4 nGy con un RE de 41.4%; en la Pos 2, la dosis alcanzó los 20.9 ± 1.1 nGy con un RE de 5.5%; en la Pos 3, la dosis obtenida fue de 20.1 ± 1.5 nGy con un RE de 7.3%; y en la Pos 4, se midió una dosis de 0.2 ± 0.1 nGy con un RE de 28.6%.

Para la reducción del 80%, los resultados fueron los siguientes: en la Pos 1, la dosis registrada fue de 1.9 ± 0.8 nGy con un RE de 42.0%; en la Pos 2, la dosis alcanzó los 8.8 ± 0.2 nGy con un RE de 1.9%; en la Pos 3, la dosis obtenida fue de 8.5 ± 0.8 nGy

con un RE de 8.8%; y en la Pos 4, se midió una dosis de 0.3 ± 0.1 nGy con un RE de 40.0%.

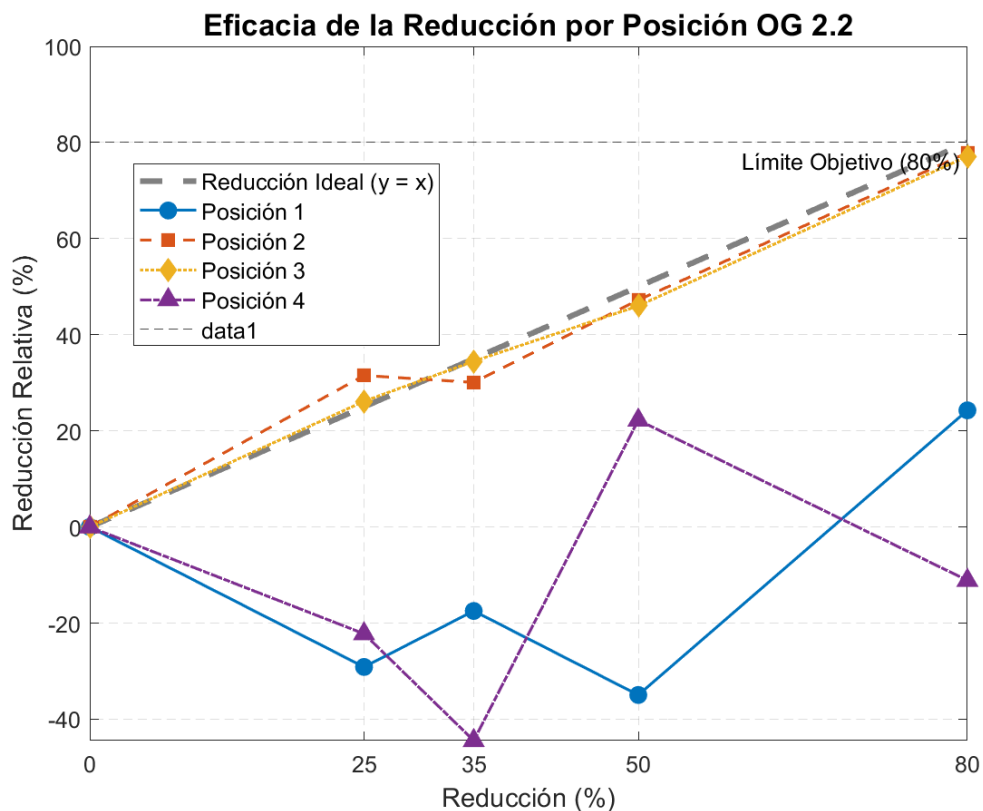


Gráfico 21 Eficiencia de la Reducción por Posición OG 2.2

Fuente: Elaboración propia.

La precisión también varía considerablemente en las posiciones 1 y 4, donde hubo varios incrementos: dos incrementos para la posición 1 y uno para la posición 4. Sin embargo, las gráficas más útiles son las de las posiciones 2 y 3, donde se alcanzó el objetivo en la mayoría de los casos. En la reducción del 25%, las dosis están dentro del rango de la reducción relativa, entre el 22% y el 30%. En el rango de la dosis teórica del 35%, se encuentra entre el 30% y el 35% relativo. Para la reducción del 50%, están justo en el valor relativo, y en la reducción del 80%, alcanzan un 79% de reducción relativa.

Con la reducción del 25%, los valores para cada posición fueron los siguientes: en la Pos 1, se observó una disminución del 29.1%; en la Pos 2, se registró un aumento

del 31.5%; en la Pos 3, la variación fue del 26.2%; y en la Pos 4, hubo una disminución del 22.2%.

En la reducción del 35%, los resultados fueron los siguientes: en la Pos 1, se obtuvo una reducción del 17.5%; en la Pos 2, el aumento fue del 30.1%; en la Pos 3, se alcanzó un incremento del 34.5%; y en la Pos 4, la reducción fue del 44.4%. Para la reducción del 50%, los valores obtenidos fueron: en la Pos 1, se presentó una disminución del 35.0%; en la Pos 2, el aumento alcanzó el 47.2%; en la Pos 3, la variación fue del 46.0%; y en la Pos 4, se observó un incremento del 22.2%. Finalmente, con la reducción del 80%, los resultados fueron: en la Pos 1, se obtuvo un aumento del 24.3%; en la Pos 2, el incremento fue del 77.9%; en la Pos 3, se alcanzó una variación del 77.1%; y en la Pos 4, se registró una disminución del 11.1%.

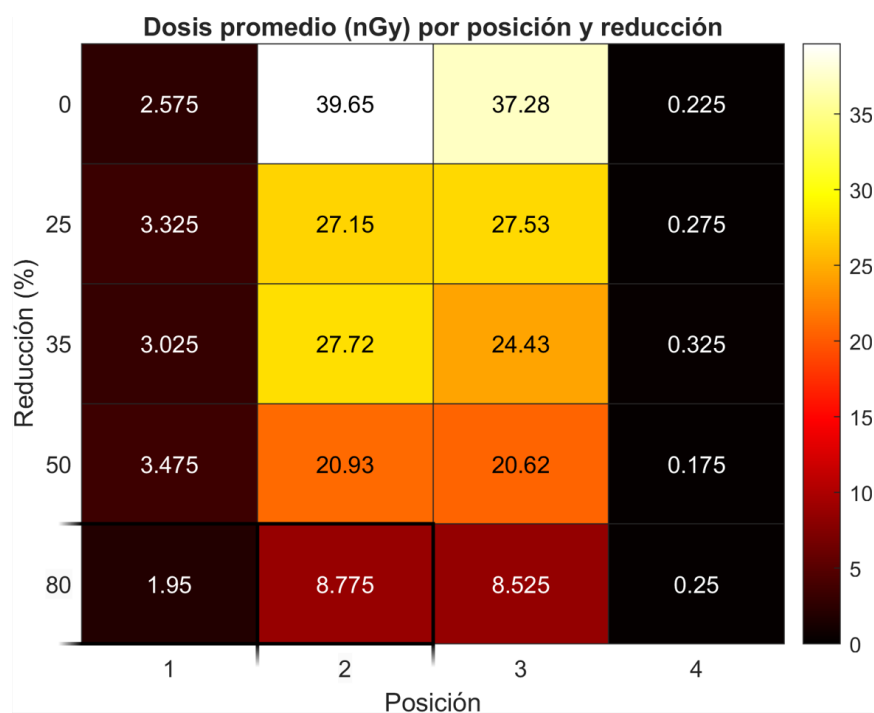


Gráfico 22 Dosis promedio por posición y reducción OG 2.2

Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico de dosis promedio por posición, se puede observar que los valores de la dosis se van reduciendo, a excepción de la posición 2 en la reducción del 35%, donde se mantienen relativamente iguales.

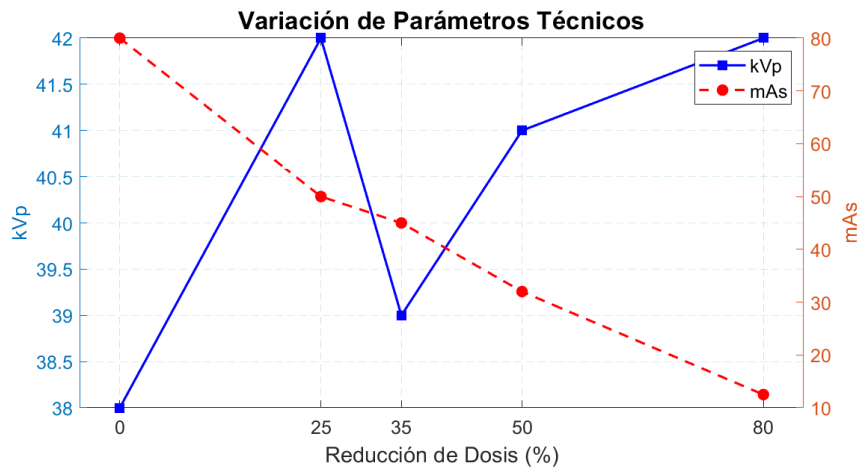


Gráfico 23 Variación de Parámetros técnicos OG 3.3

Fuente: Elaboración propia.

El gráfico número 23 representa la variación de parámetros de la técnica OG 3.3, donde, como ya es habitual a este punto, el kVp disminuye considerablemente a 39 kVp en la reducción del 35%, y la mAs disminuye proporcionalmente, al igual que las dosis de radiación en términos porcentuales.

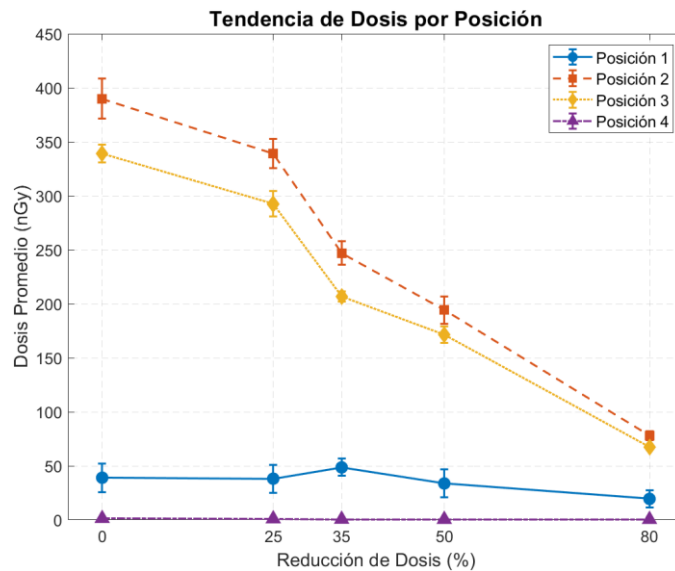


Gráfico 24 Tendencia de Dosis por Posición OG 3.3

Fuente: Elaboración propia.

La tendencia de la dosis por posición que se observa en el gráfico 24 es decreciente, lo cual es positivo, ya que se cumple con la premisa inicial de reducir las

dosis de radiación. Este comportamiento se mantiene a lo largo de las reducciones, con la excepción de un pequeño pico en la posición 1 en la reducción al 35%.

Con la reducción del 0%, los resultados fueron los siguientes: en la Pos 1, se obtuvo un valor de 39.0 ± 13.3 nGy con una variación del 34.0% (RE: 25.8%); en la Pos 2, se registró 389.8 ± 18.6 nGy, con un cambio del 4.8% (RE: 5.2%); en la Pos 3, se obtuvo 339.0 ± 8.4 nGy, con una variación del 2.5% (RE: 6.9%); y en la Pos 4, el valor fue de 1.3 ± 0.2 nGy con un cambio del 12.6% (RE: 42.6%).

Para la reducción del 25%, los valores fueron los siguientes: en la Pos 1, se obtuvo 38.1 ± 13.0 nGy, con un cambio del 33.9% (RE: 38.5%); en la Pos 2, se registró 339.3 ± 13.5 nGy, con un cambio del 4.0% (RE: 5.7%); en la Pos 3, se presentó 292.8 ± 11.9 nGy, con un aumento del 4.1% (RE: 8.9%); y en la Pos 4, se registró 1.0 ± 0.4 nGy, con una variación del 36.9% (RE: 80.6%).

Con la reducción del 35%, los resultados fueron: en la Pos 1, se obtuvo 48.6 ± 7.9 nGy, con un cambio del 16.3% (RE: 13.5%); en la Pos 2, se presentó 247.0 ± 11.0 nGy, con una variación del 4.5% (RE: 6.9%); en la Pos 3, se observó 206.8 ± 4.6 nGy, con una variación del 2.2% (RE: 5.2%); y en la Pos 4, el valor fue de 0.6 ± 0.1 nGy, con un cambio del 10.5% (RE: 29.7%).

Para la reducción del 50%, los valores fueron los siguientes: en la Pos 1, se obtuvo 33.7 ± 12.9 nGy, con un aumento del 38.2% (RE: 27.4%); en la Pos 2, se presentó 194.3 ± 12.6 nGy, con un cambio del 6.5% (RE: 5.5%); en la Pos 3, se registró 171.5 ± 7.5 nGy, con un aumento del 4.4% (RE: 7.3%); y en la Pos 4, se observó 0.4 ± 0.2 nGy, con un cambio del 52.9% (RE: 65.5%).

Finalmente, con la reducción del 80%, los resultados fueron: en la Pos 1, se obtuvo 19.5 ± 8.0 nGy, con un aumento del 40.9% (RE: 26.8%); en la Pos 2, se presentó 78.0 ± 3.9 nGy, con un cambio del 5.0% (RE: 16.4%); en la Pos 3, se observó 67.4 ± 2.5 nGy, con una variación del 3.7% (RE: 8.8%); y en la Pos 4, se obtuvo 0.4 ± 0.1 nGy, con una variación del 35.4% (RE: 23.1%).

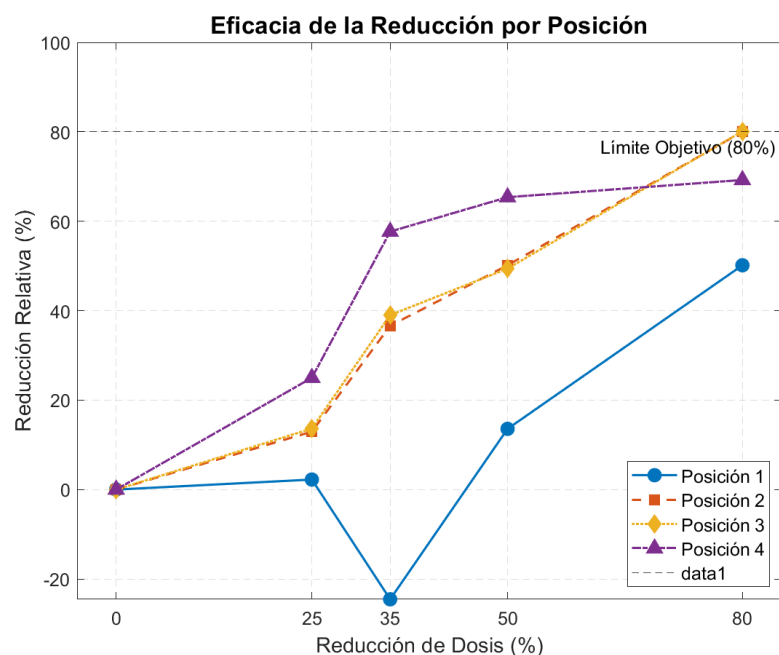


Gráfico 25 Eficacia de la Reducción por Posición OG 3.3

Fuente: Elaboración propia.

El gráfico 25 muestra una relación positiva entre la reducción de dosis teórica en contraste con la reducción relativa, donde las posiciones 2, 3 y 4 son asertivas, ya que se reduce aún más el porcentaje relativo. Sin embargo, la posición 1 aumenta considerablemente la dosis relativa en la reducción del 35%. Dichos valores promedio se pueden apreciar mejor en el gráfico 26.

Con la reducción del 25%, los resultados fueron: en la Pos 1, se observó un cambio de 2.2%; en la Pos 2, un cambio de 13.0%; en la Pos 3, un cambio de 13.6%; y en la Pos 4, un cambio de 25.0%. Para la reducción del 35%, los valores fueron: en la Pos 1, un cambio de -24.5%; en la Pos 2, un cambio de 36.6%; en la Pos 3, un cambio de 39.0%; y en la Pos 4, un cambio de 57.7%. Con la reducción del 50%, los resultados fueron: en la Pos 1, un cambio de 13.6%; en la Pos 2, un cambio de 50.2%; en la Pos 3, un cambio de 49.4%; y en la Pos 4, un cambio de 65.4%. Con la reducción del 80%, los resultados fueron los siguientes: en la Pos 1, un cambio de 50.2%; en la Pos 2, un cambio de 80.0%; en la Pos 3, un cambio de 80.1%; y en la Pos 4, un cambio de 69.2%.

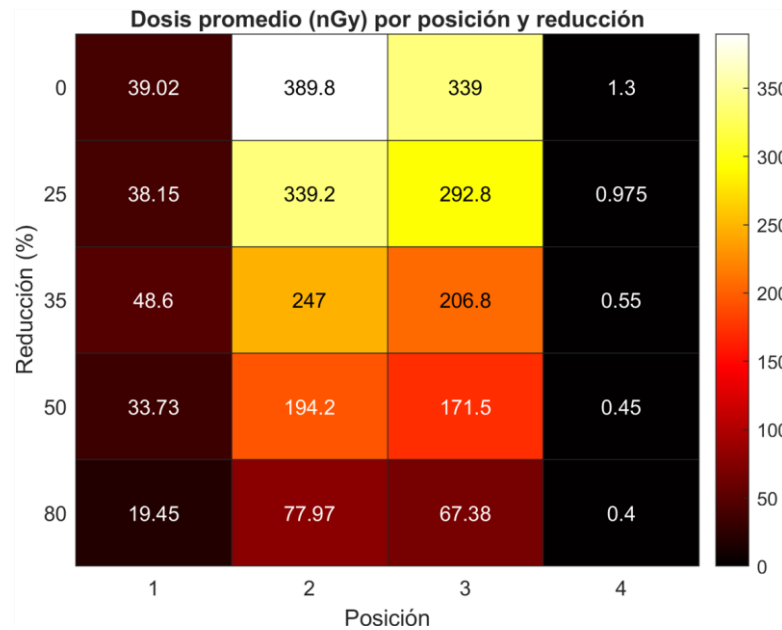


Gráfico 26 Dosis promedio por posición y reducción OG 3.3

Fuente: Elaboración propia.

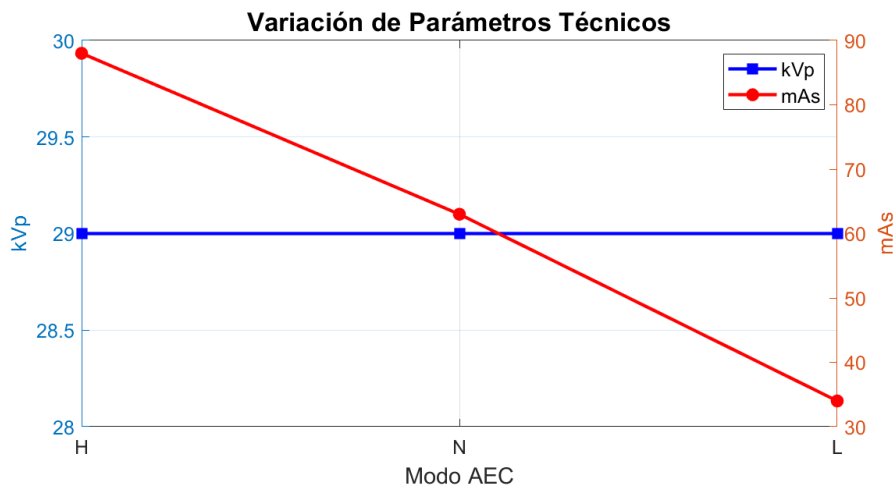


Gráfico 27 Variación de Parámetros Técnicos para AEC

Fuente: Elaboración propia.

En el análisis del sistema automático, el gráfico 27 presenta un kVp constante de 29 y una disminución del mAs de 90 mAs a 32 mAs. Estos parámetros son sin la optimización calculada por las ecuaciones 10, sino que son ajustes automáticos realizados por el equipo. Sin embargo, estos valores sirven para comparar con las imágenes obtenidas utilizando las técnicas optimizadas y el AEC de baja dosis.

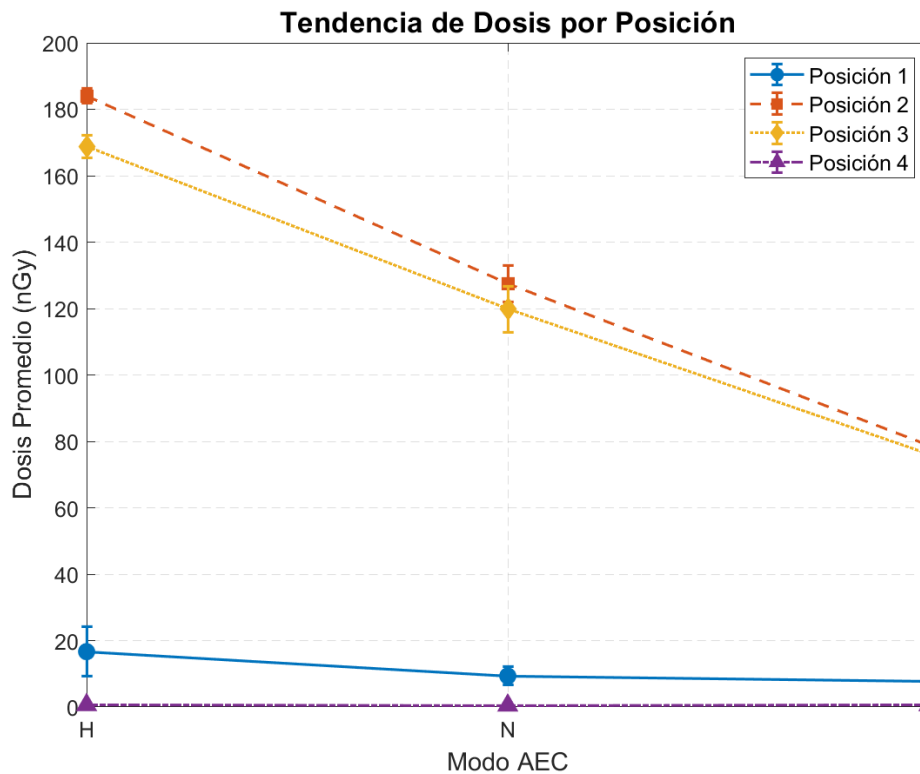


Gráfico 28 Tendencia de Dosis por Posición para AEC

Fuente: Elaboración propia.

La tendencia de la dosis por posición en el gráfico 28 presenta un comportamiento que va disminuyendo de dosis alta, normal a baja en las posiciones 2 y 3. Por otro lado, las posiciones 1 y 4 se mantienen constantes debido a las dosis que no tiene variación notable. En el AEC de dosis alta (AEC H) en la Pos 1, la dosis fue de 16.7 ± 7.5 nGy (RE: 45.0%). En la Pos 2, la dosis fue de 184.0 ± 2.2 nGy (RE: 1.2%). En la Pos 3, la dosis medida fue de 168.8 ± 3.3 nGy (RE: 2.0%). Finalmente, en la Pos 4, la dosis fue de 0.6 ± 0.3 nGy (RE: 46.0%). En la Pos 1 del AEC N, se obtuvo una dosis de 9.4 ± 2.8 nGy (RE: 29.5%). La Pos 2 mostró una dosis de 127.5 ± 5.4 nGy (RE: 4.3%). Para la Pos 3, la dosis fue de 119.8 ± 6.9 nGy (RE: 5.8%). En la Pos 4, la dosis medida fue de 0.5 ± 0.1 nGy (RE: 31.6%). En el AEC de dosis baja (AEC L) en la Pos 1 fue de 7.7 ± 1.1 nGy (RE: 14.5%). En la Pos 2, se registró una dosis de 78.9 ± 4.9 nGy (RE: 6.3%). En la Pos 3, la dosis fue de 76.2 ± 5.7 nGy (RE: 7.5%). Finalmente, en la Pos 4, la dosis fue de 0.6 ± 0.1 nGy (RE: 16.7%).

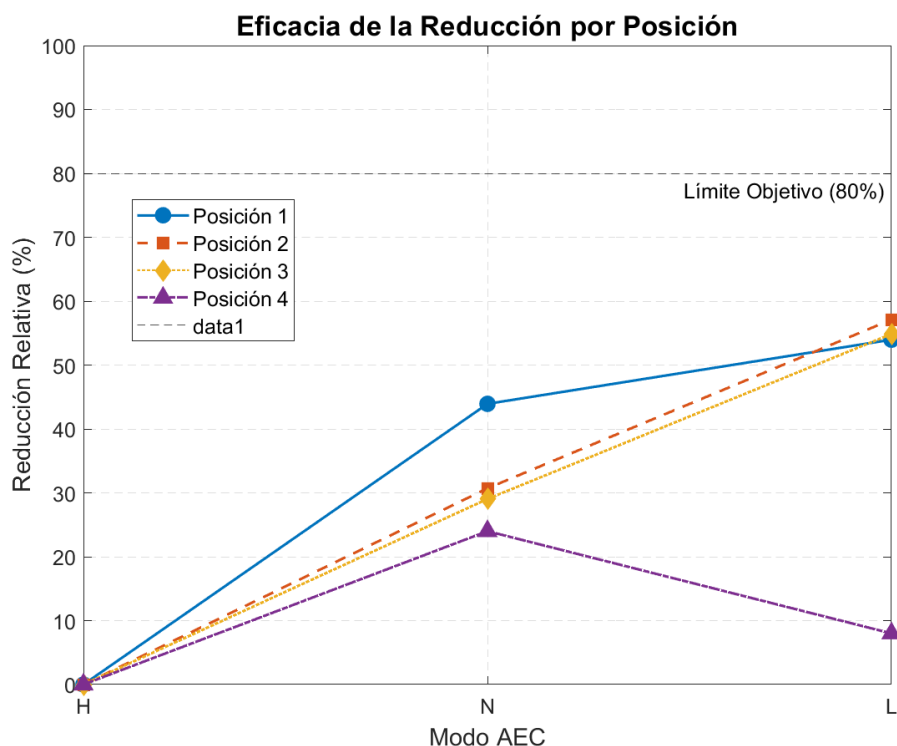


Gráfico 29 Eficacia de la Reducción por Posición para AEC

Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico 29, las posiciones 1 a 3 con el AEC de dosis normal presentan reducciones entre el 20% y el 50%, dependiendo de la ubicación del dosímetro. Sin embargo, para la dosis baja, las posiciones 1, 2 y 3 alcanzan una reducción cercana al 60%. El comportamiento de la posición 4 es esperable debido a las pocas variaciones observadas.

La dosis para el AEC N en la Pos 1, el porcentaje fue de 43.9%. En la Pos 2, el porcentaje alcanzó 30.7%. En la Pos 3, el porcentaje fue de 29.0%. Finalmente, en la Pos 4, el porcentaje fue de 24.0%. Y para AEC L la Pos 1, el porcentaje fue de 54.0%. En la Pos 2, el porcentaje llegó a 57.1%. En la Pos 3, el porcentaje fue de 54.9%. Finalmente, en la Pos 4, el porcentaje fue de 8.0%.

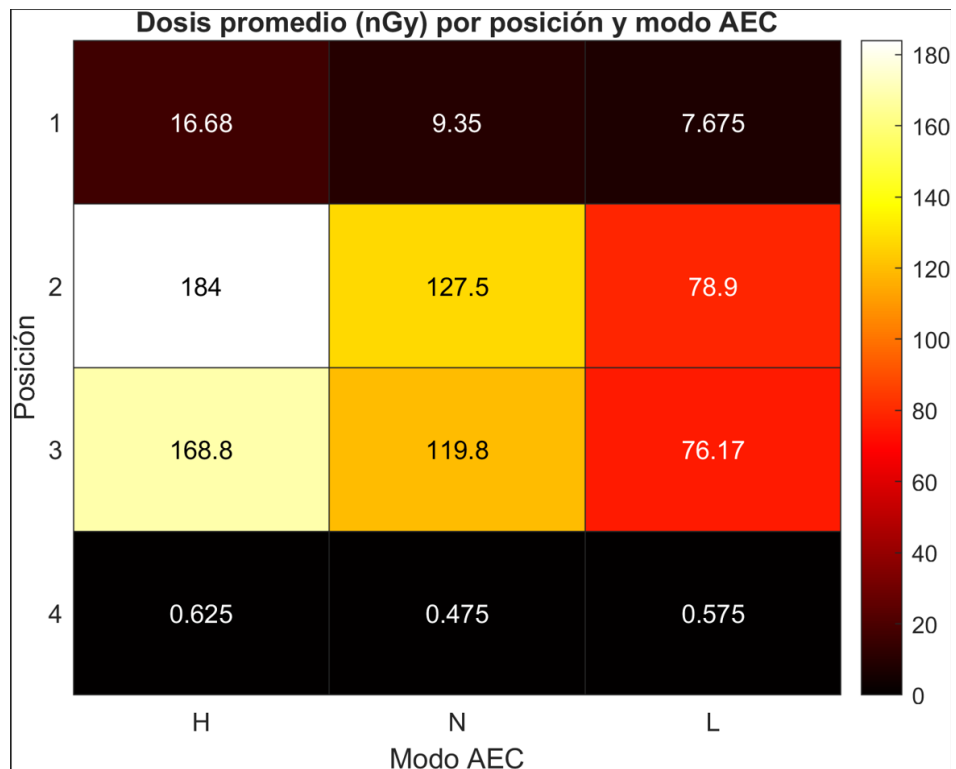


Gráfico 30 Dosis promedio por posición y modo AEC

Fuente: Elaboración propia.

En el mapa de calor del gráfico 30, se observa cómo bajan las dosis promedio de radiación dependiendo del modo de dosis del AEC.

5.6 FASE I CALIDAD DE IMAGEN

El análisis de la calidad de la imagen para cada espesor evaluado (5.7, 2.9 y 7.2 cm), se tomaron aproximadamente 16 fotografías por protocolo (OG, 25%, 50% y 80%), lo que suma 64 imágenes por grupo. Al considerar los tres grupos, se cuenta con un total de 192 imágenes, proporcionando una base sólida para el análisis en la primera fase.

En las imágenes correspondientes al espesor de 5.7 cm se observa lo siguiente: en el protocolo OG aparecen dos semicírculos sobre los cuales se superponen dos triángulos, ambos de tamaño similar. El semicírculo, con una densidad de aproximadamente 1331.99 kg/m^3 , exhibe una escala de grises degradada, mientras que los triángulos, con una densidad de alrededor de 1322.11 kg/m^3 , se muestran

predominantemente blancos. Aunque el triángulo no cubre completamente el semicírculo, se puede apreciar en su interior un área blanca homogénea, delimitada por un borde formado por pequeños puntos negros. Con la reducción al 25%, este efecto se altera: el triángulo adquiere un tono más oscuro, casi negro, modificando la percepción del contraste, aunque el degradado del semicírculo se conserva. En los protocolos del 50% y 80% se retoma, en gran medida, el efecto original, con variaciones: en el 50% el triángulo interno se percibe más pequeño, mientras que en el 80% aparece de mayor tamaño, sin que el característico degradado del semicírculo se vea afectado.

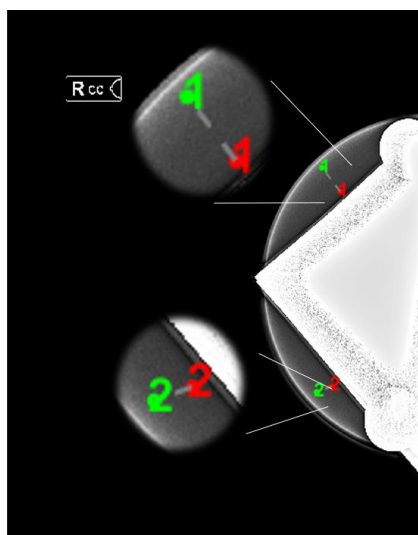


Ilustración 16 OG 5.7cm (33kV/63 mAs)

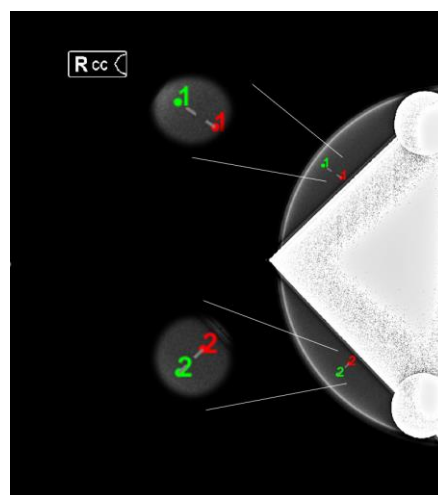


Ilustración 18 50% 5.7cm (36 kV/25 mAs)

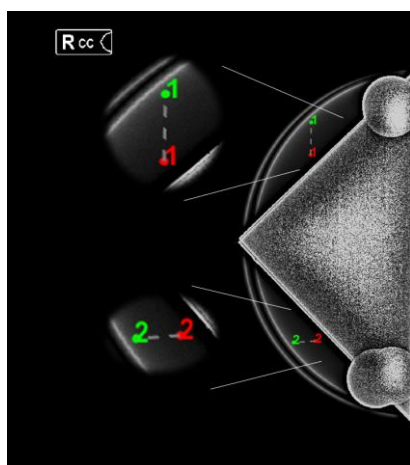


Ilustración 17 25% 5.7cm (36 kV/40 mAs)

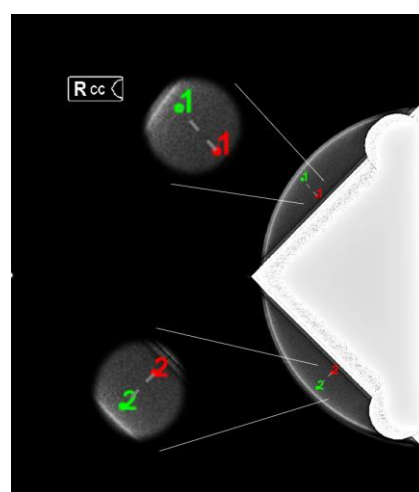


Ilustración 19 80% 5.7cm (36 kV/10 mAs)

Fuente: Elaboración propia.

En el espesor de 2.9 cm se aprecia un comportamiento similar, aunque en este caso cada imagen cuenta con una única pieza de cada figura. La imagen OG muestra el contraste entre el área blanca y el fondo degradado, y en el protocolo del 25% el aspecto blanco se conserva, presentando sutiles diferencias en la uniformidad.

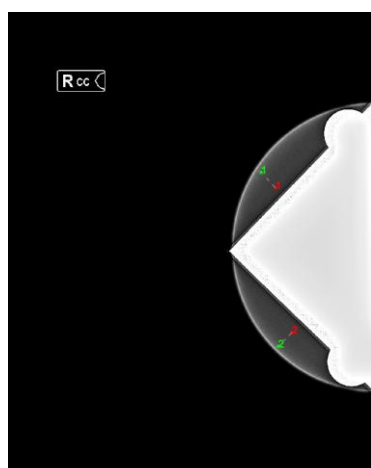


Ilustración 20 OG 2.9cm (25kV/32 mAs)

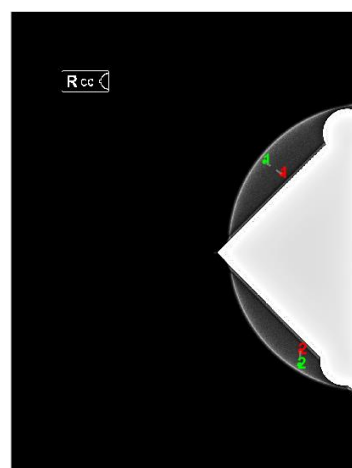


Ilustración 22 50% 2.9cm (27kV/12.5 mAs)

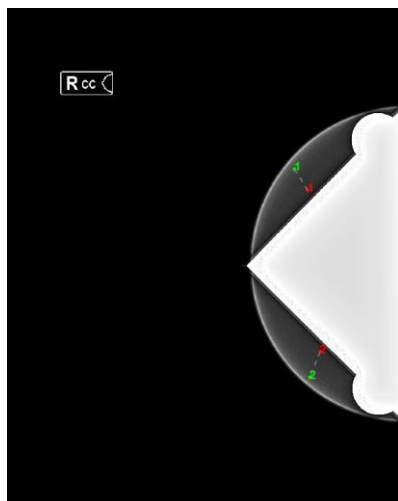


Ilustración 21 25% 2.9cm (27kV/18 mAs)

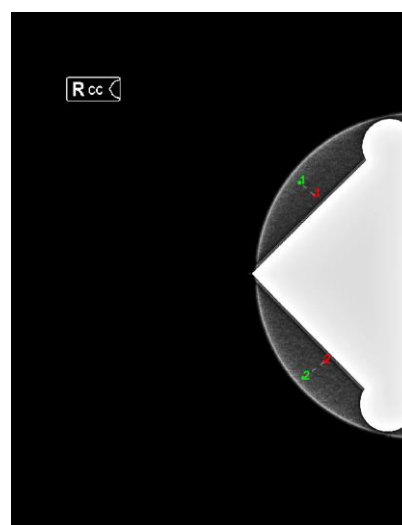


Ilustración 23 80% 2.9cm (28 kV/ 5 mAs)

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, en el espesor de 7.2 cm la situación es diferente. Las imágenes OG y al 25% mantienen tonalidades oscuras y un buen contraste entre las figuras. Sin embargo, en los protocolos al 50% y 80% se pierde dicho contraste: aunque el

semicírculo y la pieza rectangular-triangular se distinguen adecuadamente, el triángulo y los planos convexos aparecen excesivamente blancos, mostrando matices muy sutiles que dificultan la diferenciación de las variaciones de densidad entre estas piezas. Para los cálculos del SNR y CNR se utilizaron las ecuaciones 5 y 6, respectivamente, partiendo de una ROI de tamaño de 20 píxeles. Se utilizó MATLAB para este proceso iterativo entre las imágenes en la Fase I.



Ilustración 24 OG 7.2cm (38 kV / 80 mAs)



Ilustración 25 25% 7.2cm (41.8 kV / 49.59 mAs)

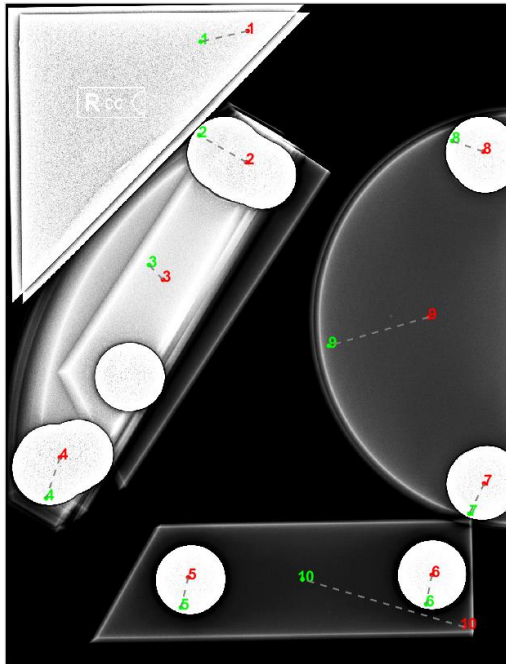


Ilustración 26 50% 7.2cm (41 kV / 33 mAs)

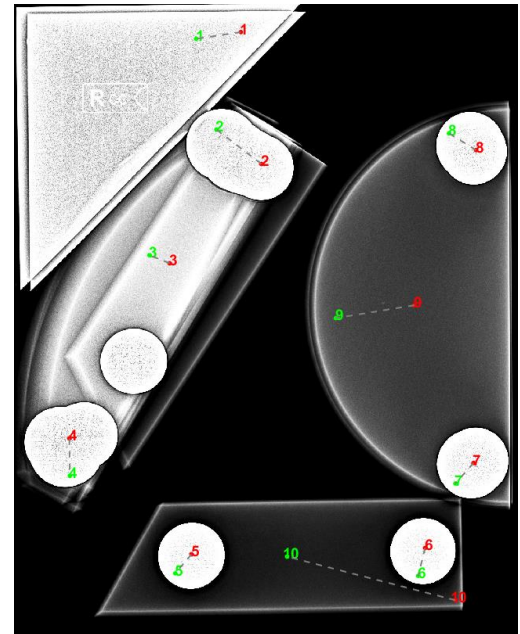


Ilustración 27 80% 7.2cm (42 kV / 12.5 mAs)

Fuente: Elaboración propia.

En primer lugar, se estableció un protocolo de referencia (OG1) utilizando 33 kV y 63 mAs. Este protocolo, al ser el estándar, mostró valores relativamente altos tanto en SNR como en CNR; sin embargo, se evidenció una considerable variabilidad en las mediciones, especialmente en la relación señal-ruido, donde el coeficiente de variación alcanzó el 39.4% en Par 01 y el 29.2% en Par 02.

Ante la necesidad de reducir la dosis sin sacrificar la calidad de imagen, se evaluaron otras configuraciones. En el protocolo 25%, se incrementó ligeramente el kV a 36, mientras que se redujo la corriente a 40 mAs. Este ajuste, pensado para compensar la disminución en mAs mediante un leve aumento en kV, resultó en una notable caída del SNR en ambas regiones de interés, evidenciada por una disminución en Par 01 de 13.58 a 6.13. No obstante, el contraste mostró una leve mejora, pasando en Par 01 de un CNR de 5.13 a 5.70, acompañado de una reducción considerable en la variabilidad del CNR (de 17.4% a 6.4%). Esto sugiere que, aunque el incremento en kV favorece la diferenciación del contraste, la menor cantidad de mAs afecta la potencia de la señal.

Posteriormente, se implementó el protocolo 50%, manteniendo el kV en 36 pero reduciendo los mAs a 25. Bajo esta configuración, en Par 01 se obtuvo un SNR de 15.76, incluso superando al protocolo OG, con una variabilidad muy baja (CV del 5.7%), lo que denota mediciones altamente consistentes. En Par 02 se observaron resultados similares (SNR de 14.95) con igualmente baja variabilidad. Sin embargo, los valores de CNR en ambos ROI disminuyeron, ubicándose alrededor de 3.30–3.32, aunque con mínimos coeficientes de variación (2.9% en Par 01 y 5.2% en Par 02). Esto indica que, a pesar de contar con una señal robusta y estable, la reducción del contraste podría limitar la diferenciación entre estructuras, aspecto a monitorear en futuras evaluaciones.

Se exploró un protocolo aún más agresivo, el 80%, en el que se reduce la corriente hasta 10 mAs, manteniendo el kV en 36. Con este ajuste, el SNR decrece a 7.30 en Par 01 y 8.54 en Par 02, lo que sugiere una notable disminución de la potencia de señal. Asimismo, el CNR se reduce a 2.78 y 2.25 en Par 01 y Par 02, respectivamente, lo que podría afectar la capacidad para distinguir detalles críticos en la imagen. La variabilidad, por otro lado, muestra diferencias: mientras que en Par 02 el CV del SNR es muy bajo (5%), en Par 01 es algo mayor (15.2%).

Tabla 14 Cálculo de SNR y CNR para un espesor de 5.7cm

OG 5.7cm (33 kV/63 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	13.58 \pm 5.36	39.4	5.13 \pm 0.89	17.4
Par 02	18.04 \pm 5.26	29.2	3.70 \pm 0.59	16
25% 5.7cm (36 kV/40 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	6.13 \pm 1.71	27.9	5.70 \pm 0.37	6.4
Par 02	7.49 \pm 2.77	37	4.97 \pm 0.33	6.6
50% 5.7cm (36 kV/25 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	15.76 \pm 0.89	5.7	3.30 \pm 0.10	2.9
Par 02	14.95 \pm 0.81	5.4	3.32 \pm 0.17	5.2
80% 5.7cm (36 kV/10 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	7.30 \pm 1.11	15.2	2.78 \pm 0.11	4.1
Par 02	8.54 \pm 0.42	5	2.25 \pm 0.14	6.4

Fuente: Elaboración Propia.

Para el protocolo de referencia (OG 2.9 cm), se obtuvieron resultados bastante sólidos en ambas regiones de interés. En Par 01 se registró un SNR de 14.73 ± 1.37 con una variabilidad moderada (CV del 9.3%), y un CNR de 3.62 ± 0.21 (CV del 5.9%). En Par 02 se observaron valores similares, con un SNR de 15.09 ± 1.18 (CV del 7.8%) y un CNR de 3.33 ± 0.24 (CV del 7.2%). Estos datos indican que, en condiciones óptimas, la imagen presenta una buena potencia de señal y un contraste adecuado, con mediciones relativamente consistentes.

Al aplicar una reducción del 25% en la dosis, se observa que en Par 01 el SNR desciende a 11.96 ± 0.82 (CV del 6.8%) y el CNR a 2.95 ± 0.13 (CV del 4.4%). En Par 02, el SNR se reduce a 11.25 ± 0.56 (CV del 5%), mientras que el CNR se mantiene en torno a 3.30 ± 0.19 (CV del 5.7%). Este ajuste sugiere que, si bien hay una ligera pérdida en la potencia de la señal, la estabilidad de las mediciones mejora, y el contraste se conserva de forma razonable.

En el protocolo del 50% de dosis, la reducción se vuelve más pronunciada. En Par 01, el SNR baja a 10.02 ± 1.31 , pero la variabilidad aumenta notablemente (CV del 13.1%), y el CNR se reduce a 2.73 ± 0.20 (CV del 7.2%). Para Par 02, se registró un SNR de 9.95 ± 1.70 (CV del 17.1%) y un CNR de 2.25 ± 0.17 (CV del 7.4%).

Estos resultados evidencian que, al reducir aún más la dosis, se afecta tanto la magnitud de la señal como el contraste, además de aumentar la inestabilidad en las mediciones, especialmente en el SNR. La reducción del 80% compromete severamente la calidad de imagen.

En Par 01 se obtiene un SNR de apenas 5.15 ± 0.33 (CV del 6.3%) y un CNR de 1.26 ± 0.16 (CV del 12.4%), mientras que en Par 02 el SNR es de 5.61 ± 0.38 (CV del 6.9%) y el CNR de 1.74 ± 0.12 (CV del 6.8%).

Esto indica que la drástica reducción de la dosis produce una pérdida significativa tanto en la señal como en el contraste, lo que podría limitar la capacidad diagnóstica de las imágenes.

Tabla 15 Cálculo del SNR y CNR para un espesor de 2.9cm

OG 2.9cm (25kV/32 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	14.73 \pm 1.37	9.3	3.62 \pm 0.21	5.9
Par 02	15.09 \pm 1.18	7.8	3.33 \pm 0.24	7.2
25% 2.9cm (27kV/18 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	11.96 \pm 0.82	6.8	2.95 \pm 0.13	4.4
Par 02	11.25 \pm 0.56	5	3.30 \pm 0.19	5.7
50% 2.9cm (27kV/12.5 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	10.02 \pm 1.31	13.1	2.73 \pm 0.20	7.2
Par 02	9.95 \pm 1.70	17.1	2.25 \pm 0.17	7.4
80% 2.9cm (28 kV/ 5 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	5.15 \pm 0.33	6.3	1.26 \pm 0.16	12.4
Par 02	5.61 \pm 0.38	6.9	1.74 \pm 0.12	6.8

Fuente: Elaboración Propia.

Para un espesor de 7.2 cm se evaluaron cuatro protocolos de adquisición (OG, 25%, 50% y 80%), analizando la respuesta en diez regiones de interés (ROI: Par 01 a Par 10) a través de las métricas SNR y CNR, junto con su variabilidad (CV). En el protocolo OG se observa una disparidad notable entre las regiones. Por ejemplo, mientras que en Par 01 el SNR es relativamente bajo (4.73) y el CNR presenta una alta variabilidad (0.74 con un CV de 32.9%), otras zonas como Par 07, Par 08 y Par 09 muestran valores de SNR considerablemente más altos (20.24, 25.89 y 24.73, respectivamente) y CNR que oscilan entre 6 y 7.8, lo que indica una estabilidad razonable en el contraste. En contraste, Par 10 destaca por tener los valores más bajos tanto en SNR como en CNR, aunque con una variabilidad mínima (CV del 1.5%), lo que sugiere mediciones muy consistentes en esa región.

Al reducir la dosis al 25%, se aprecia un comportamiento heterogéneo entre las ROI. En algunas regiones, como Par 02, el SNR aumenta notablemente (alcanzando 35.23), mientras que, en otras, por ejemplo, Par 01, disminuye hasta 6.21. En cuanto al contraste, se observa que el CNR en algunas áreas se mantiene o mejora ligeramente (Par 02 muestra 4.56), aunque a menudo se acompaña de un incremento en la variabilidad (CV de hasta 44.2% en Par 02), lo que indica que la respuesta a los ajustes de parámetros varía significativamente entre las diferentes zonas.

El protocolo al 50%, por su parte, presenta en algunos casos un incremento sustancial del SNR, destacándose ROI como Par 03 y Par 05 con valores de 41.39 y 46.13, respectivamente. Sin embargo, este aumento en la señal se acompaña de una notable disminución en el CNR en la mayoría de las regiones, con valores que en muchos casos oscilan entre 0.37 y 0.66, salvo en Par 09 y Par 10, donde el contraste se mantiene en niveles relativamente altos (5.13 y 4.09, respectivamente). Además, se evidencia una variabilidad considerable en algunas ROI, como en Par 02, donde el CV del CNR alcanza el 71.2%, lo que podría reflejar inestabilidad en la diferenciación de estructuras bajo estos ajustes.

En el protocolo al 80% se reducen aún más los mAs, lo que se traduce en SNR menores en la mayoría de las regiones en comparación con el protocolo al 50%. Aunque algunas ROI, como Par 03 y Par 06, mantienen SNR decentes (24.83 y 20.85, respectivamente), el CNR disminuye drásticamente en varias áreas (por ejemplo, 0.34 en Par 01 y 0.10 en Par 02), salvo algunas excepciones como Par 09 y Par 10, que muestran 1.96 y 4.14, respectivamente. La variabilidad en este protocolo es amplia, con algunos ROI presentando CV muy altos en CNR (hasta 76.4% en Par 02) y otros demostrando mayor estabilidad.

Tabla 16 Cálculo del SNR y CNR para un espesor de 7.2 cm

OG 7.2cm (38 kV / 80 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	4.73 \pm 0.35	7.4	0.74 \pm 0.24	32.9
Par 02	8.20 \pm 1.05	12.8	2.65 \pm 1.49	56.4
Par 03	9.87 \pm 0.75	7.6	2.49 \pm 0.15	6.2
Par 04	9.21 \pm 0.90	9.8	5.22 \pm 0.38	7.2
Par 05	7.57 \pm 1.06	14	3.62 \pm 0.42	11.8
Par 06	10.85 \pm 1.33	12.3	5.03 \pm 0.33	6.5
Par 07	20.24 \pm 4.12	20.4	7.84 \pm 0.70	8.9
Par 08	25.89 \pm 4.24	16.4	7.28 \pm 0.51	7
Par 09	24.73 \pm 1.71	6.9	6.04 \pm 0.31	5.1
Par 10	2.70 \pm 0.04	1.5	2.70 \pm 0.04	1.5
25% 7.2cm (41.8 kV / 49.59 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	6.21 \pm 0.30	4.8	0.41 \pm 0.13	31.5
Par 02	35.23 \pm 4.37	12.4	4.56 \pm 2.02	44.2
Par 03	11.01 \pm 0.76	6.9	2.46 \pm 0.15	6.2
Par 04	16.78 \pm 1.22	7.3	5.41 \pm 0.54	10
Par 05	15.43 \pm 1.06	6.9	5.58 \pm 0.28	5
Par 06	23.03 \pm 2.44	10.6	5.70 \pm 0.32	5.7
Par 07	44.65 \pm 8.83	19.8	5.51 \pm 0.48	8.8
Par 08	45.24 \pm 7.08	15.6	5.15 \pm 0.44	8.6
Par 09	26.58 \pm 3.42	12.9	8.12 \pm 0.83	10.2
Par 10	3.13 \pm 0.08	2.6	3.13 \pm 0.08	2.6
50% 7.2cm (41 kV / 33 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	25.22 \pm 2.30	9.1	0.45 \pm 0.11	23.7
Par 02	19.16 \pm 1.99	10.4	0.37 \pm 0.27	71.2
Par 03	41.39 \pm 3.28	7.9	0.66 \pm 0.11	16.3
Par 04	13.32 \pm 1.82	13.7	0.57 \pm 0.16	27.4
Par 05	46.13 \pm 8.23	17.8	0.59 \pm 0.03	5.8
Par 06	38.35 \pm 5.15	13.4	0.64 \pm 0.04	6
Par 07	24.39 \pm 4.14	17	0.59 \pm 0.05	8
Par 08	28.71 \pm 4.69	16.3	0.57 \pm 0.04	6.8
Par 09	22.17 \pm 1.62	7.3	5.13 \pm 0.30	5.9
Par 10	8.41 \pm 0.28	3.3	4.09 \pm 0.14	3.4
50% 7.2cm (41 kV / 33 mAs)				
ROI	SNR Promedio $\pm \sigma$	CV SNR (%)	CNR Promedio $\pm \sigma$	CV CNR (%)
Par 01	25.22 \pm 2.30	9.1	0.45 \pm 0.11	23.7
Par 02	19.16 \pm 1.99	10.4	0.37 \pm 0.27	71.2
Par 03	41.39 \pm 3.28	7.9	0.66 \pm 0.11	16.3
Par 04	13.32 \pm 1.82	13.7	0.57 \pm 0.16	27.4
Par 05	46.13 \pm 8.23	17.8	0.59 \pm 0.03	5.8
Par 06	38.35 \pm 5.15	13.4	0.64 \pm 0.04	6

Continuación de Tabla 16

Par 07	24.39 ± 4.14	17	0.59 ± 0.05	8
Par 08	28.71 ± 4.69	16.3	0.57 ± 0.04	6.8
Par 09	22.17 ± 1.62	7.3	5.13 ± 0.30	5.9
Par 10	8.41 ± 0.28	3.3	4.09 ± 0.14	3.4
80% 7.2cm (42 kV / 12.5 mAs)				
ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	16.61 ± 1.14	6.9	0.34 ± 0.08	22.8
Par 02	12.91 ± 2.46	19	0.10 ± 0.08	76.4
Par 03	24.83 ± 1.02	4.1	0.78 ± 0.14	18.5
Par 04	7.53 ± 1.14	15.1	0.54 ± 0.13	24.3
Par 05	19.74 ± 3.83	19.4	0.33 ± 0.12	36
Par 06	20.85 ± 3.86	18.5	0.52 ± 0.06	11.2
Par 07	12.48 ± 2.17	17.4	0.38 ± 0.06	14.9
Par 08	12.13 ± 2.05	16.9	0.34 ± 0.06	17.4
Par 09	12.60 ± 0.81	6.4	1.96 ± 0.10	5.2
Par 10	8.31 ± 0.55	6.6	4.14 ± 0.13	3.2

Fuente: Elaboración Propia.

La influencia de la densidad del material simulado en cada región. Por ejemplo, Par 10, que representa la mayor densidad (aproximadamente 1423.38 kg/m³), muestra en el protocolo OG un CNR relativamente bajo (2.70), lo cual podría atribuirse a una mayor atenuación de la radiación en materiales de alta densidad. En contraste, Par 03, con la densidad más baja (alrededor de 1284.26 kg/m³), presenta un CNR moderado de 2.49, mientras que Par 09, con una densidad intermedia (aproximadamente 1331.99 kg/m³), exhibe un CNR de 6.04, lo que sugiere que una densidad menor favorece la transmisión de la señal y la diferenciación del contraste.

Al reducir la dosis, se observa que en el protocolo al 25% el CNR se mantiene o varía de forma moderada: Par 03 permanece casi sin cambios (2.46), mientras que Par 09 incluso mejora (8.12) y Par 10 incrementa ligeramente (3.13). Sin embargo, en los protocolos de dosis aún más reducida (50% y 80%), el CNR en regiones como Par 03, Par 07 y Par 08 cae de manera drástica, evidenciando una pérdida en la capacidad para diferenciar detalles, lo cual es crítico en áreas con menor densidad o mayor sensibilidad a la disminución de mAs. En conjunto, estos resultados indican que la

densidad del material influye significativamente en el comportamiento del contraste cuando se reduce la dosis. Las regiones de mayor densidad, como Par 10, tienden a mostrar valores más bajos de CNR, mientras que aquellas de densidad intermedia o menor, como Par 9 y Par 03, pueden conservar o incluso mejorar el contraste con reducciones moderadas en la dosis. Este hallazgo es esencial para la optimización de los protocolos, ya que sugiere que ajustar los parámetros de adquisición en función de la densidad de cada región puede ayudar a mantener una calidad diagnóstica adecuada sin aumentar innecesariamente la dosis de radiación.

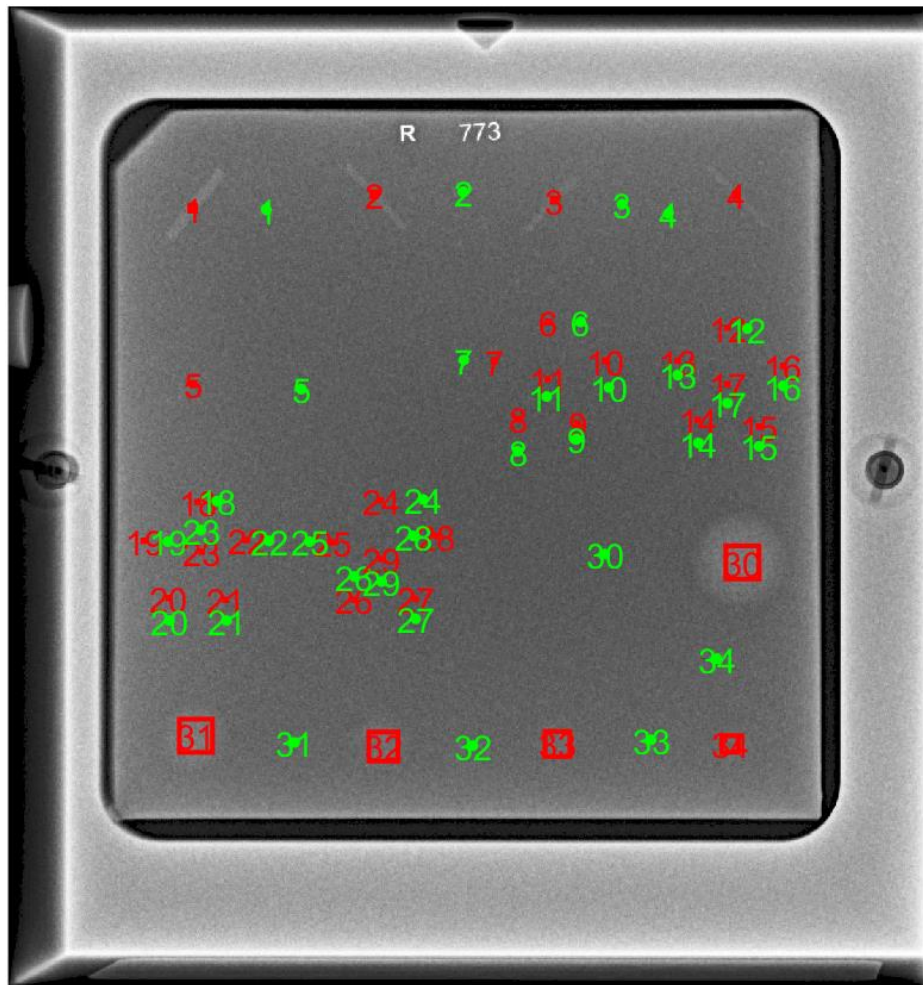
5.7 FASE II CALIDAD DE IMAGEN

Se mantuvo la misma metodología, pero con un aumento en la cantidad de pares de ROI, alcanzando 34 por imagen. El phantom se utilizó para evaluar la visibilidad de fibras, microcalcificaciones y masas. Los ROI variaron en tamaño entre 2 y 40 píxeles, dependiendo de la zona de interés.

Para el análisis, los datos de SNR y CNR fueron divididos en función de los pares y las zonas de interés (fibras, microcalcificaciones y masas). Además, se calcularon histogramas para todas las imágenes obtenidas. En esta ocasión, se incorporó la reducción del 35% en la dosis, así como pruebas utilizando el AEC del equipo, resultando en un total de 288 imágenes (Ver anexo 8).

Se realizó un proceso de corte y traslación/rotación de las imágenes para alinearlas en las mismas coordenadas. Este proceso descartó imágenes que no eran de utilidad, dejando un total de 245 imágenes para su análisis posterior. Tras el preprocesamiento de las imágenes, se calculó iterativamente el SNR y CNR. La ilustración 35 muestra las ROI donde se calcularon estos parámetros.

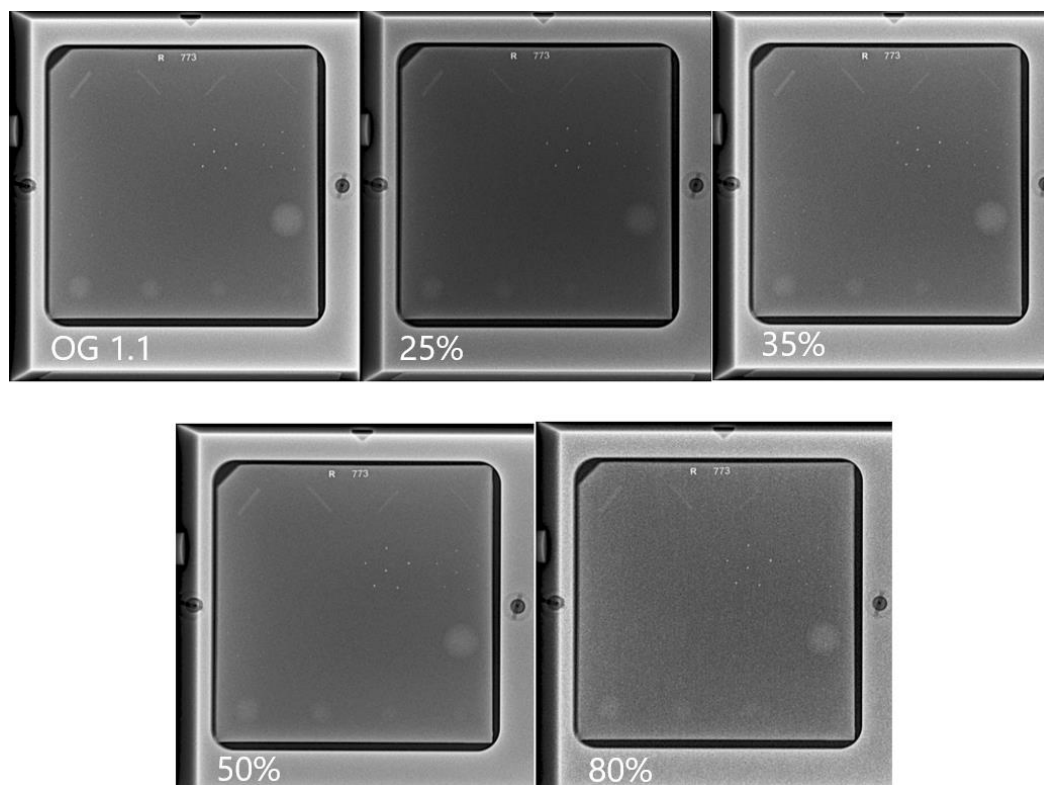
Ilustración 28 técnica OG 1.1



Nota: Elaboración propia.

El primer análisis de resultados utilizando las técnicas OG 1.1 se presenta en la ilustración 25, donde se muestran las imágenes de referencia obtenidas junto con sus respectivas reducciones.

Ilustración 29 Imágenes de Referencia para OG 1.1



Nota: Elaboración propia.

Las imágenes de referencia para OG 1.1 muestran una característica principal en la reducción del 25%, donde la imagen se vuelve notablemente más oscura en comparación con las demás. A medida que se reducen las dosis, la información visible disminuye de manera considerable. Sin embargo, a simple vista, la reducción al 25% parece afectar la imagen de forma negativa, ya que se pierde contraste. En cambio, la reducción al 35% parece mejorar la visibilidad de las microcalcificaciones, aunque se pierde algo de información sobre las masas y las fibras. Para la reducción del 50%, se observa la pérdida de una línea de fibra y la desaparición de los puntos más pequeños, que representan las microcalcificaciones. Finalmente, en la reducción al 80%, el ruido y la pérdida de contraste son evidentes, lo que dificulta la identificación de estructuras, limitándose solo a fibras gruesas, puntos de diámetros relativamente grandes y masas considerablemente grandes.

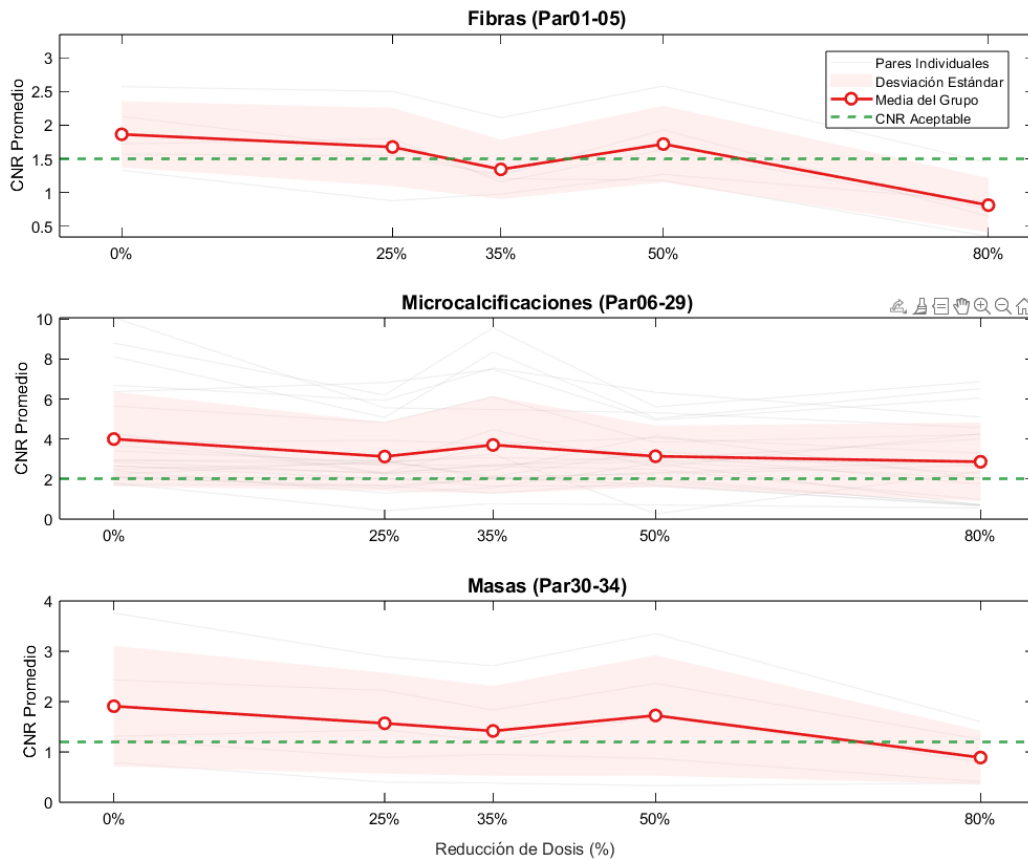


Gráfico 31 Calculo de CNR para OG 1.1

Fuente: Elaboración propia.

En el análisis cuantitativo de las regiones de interés (ROI), se observó que las fibras, en la reducción del 35%, no presentan un valor adecuado de CNR. Se utiliza el CNR en este caso, ya que, en comparación con el SNR, el CNR es un parámetro más representativo de la calidad de la imagen. Esto se debe a que, cuando el CNR disminuye, la pérdida de calidad es visualmente más notoria. Sin embargo, el CNR se mantiene adecuado en las reducciones del 25% y 50%. En cuanto a las microcalcificaciones, aunque se pueden identificar en todas las reducciones, se observa que las más pequeñas se pierden. En el caso de las masas, estas siguen siendo visibles en todas las reducciones, pero en la reducción del 80%, se pierde considerablemente más información.

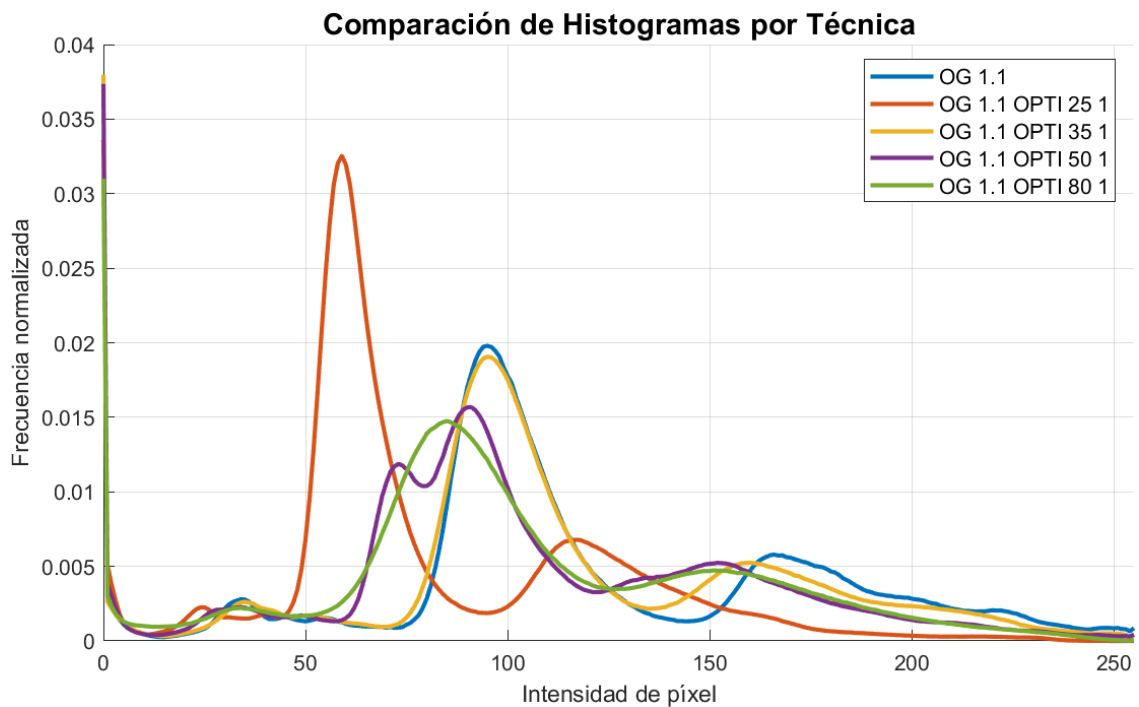


Gráfico 32 Comparación de Histograma por Técnica OG 1.1

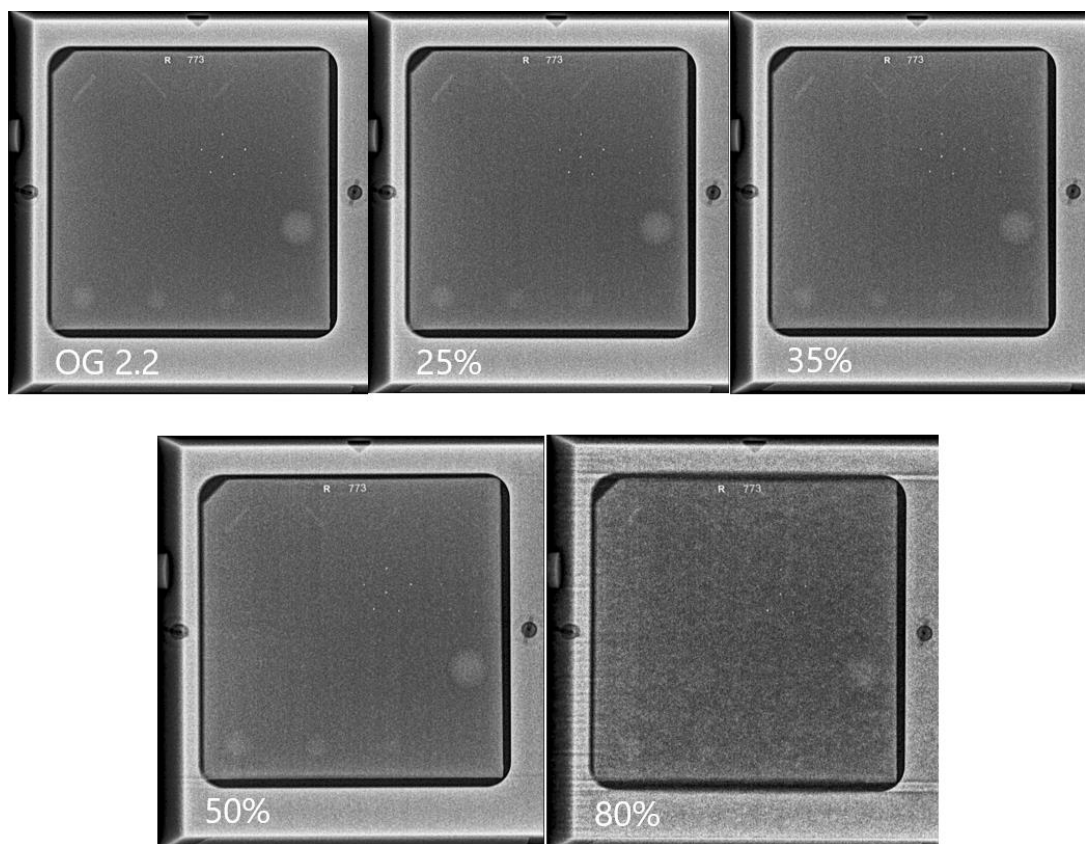
Fuente: Elaboración propia.

El análisis comparativo de los histogramas muestra que el cálculo se realizó de manera iterativa sobre toda la muestra de imágenes. Cada gráfica representada en diferentes colores corresponde al promedio de todos los histogramas de cada imagen de cada intento. Por ejemplo, la línea azul (OG 1.1) representa el promedio de 16 imágenes, y así sucesivamente para las demás configuraciones, lo que implica que se analizaron teóricamente 80 imágenes. Sin embargo, algunas fueron descartadas, como se mencionó anteriormente.

El histograma representa las regiones de píxeles que contienen la información de la imagen. En este caso, la gráfica azul, correspondiente a OG 1.1, tiene una forma similar a la de OG 1.1 OPTI35 1, lo que indica una relación positiva, es decir, la intensidad de los píxeles es similar a la imagen de referencia, a pesar de que la dosis se redujo en un 35%. Por otro lado, la gráfica de OG 1.1 OPTI 25 1 muestra una alta frecuencia de intensidad entre 40 y 90, lo que indica una región más oscura, lo cual es evidente en la imagen.

En cuanto a las gráficas de OPTI 50 1 y OPTI 80 1, ambas presentan formas de onda casi idénticas, aunque la reducción del 50% muestra algunas variaciones en la intensidad. A pesar de esto, ambas cubren la misma región de intensidad entre 60 y 120, lo que sugiere que estas imágenes son similares en cuanto a la intensidad de píxeles. Sin embargo, ambas están ligeramente desplazadas hacia la izquierda, lo que indica que son un poco más oscuras que la imagen de referencia y que la optimización con reducción del 35%.

Ilustración 30 Imágenes de Referencia para OG 2.2



Fuente: Elaboración propia.

Para la técnica de referencia OG 2.2, las imágenes se mantuvieron relativamente constantes en cuanto a la calidad visual, sin embargo, se perdió información en la parte de las microcalcificaciones. Este fenómeno ya se había observado en la imagen de referencia, donde las microcalcificaciones no se visualizaron de manera clara, y en gran parte, desaparecieron debido a la técnica aplicada. Aunque en algunas ocasiones aún se pueden apreciar, su visibilidad depende en gran medida de la habilidad de la

persona que está analizando las imágenes, el tipo de monitor utilizado, el formato de la imagen y el software en el que se visualizan. Cabe resaltar que estas imágenes no tienen ningún tipo de procesamiento aplicado, como filtrado, ajuste de contraste o brillo.

En cuanto a las fibras, se van perdiendo progresivamente a medida que se aumenta la reducción. Las masas siguen siendo notorias, a excepción de la masa más pequeña. Las microcalcificaciones de diámetros grandes pueden visualizarse hasta la reducción del 50%, pero en la reducción del 80%, el nivel de ruido es tan elevado que solo es posible observar las microcalcificaciones más grandes, así como las dos masas y una fibra grandes. Todo lo demás se pierde de manera visual.

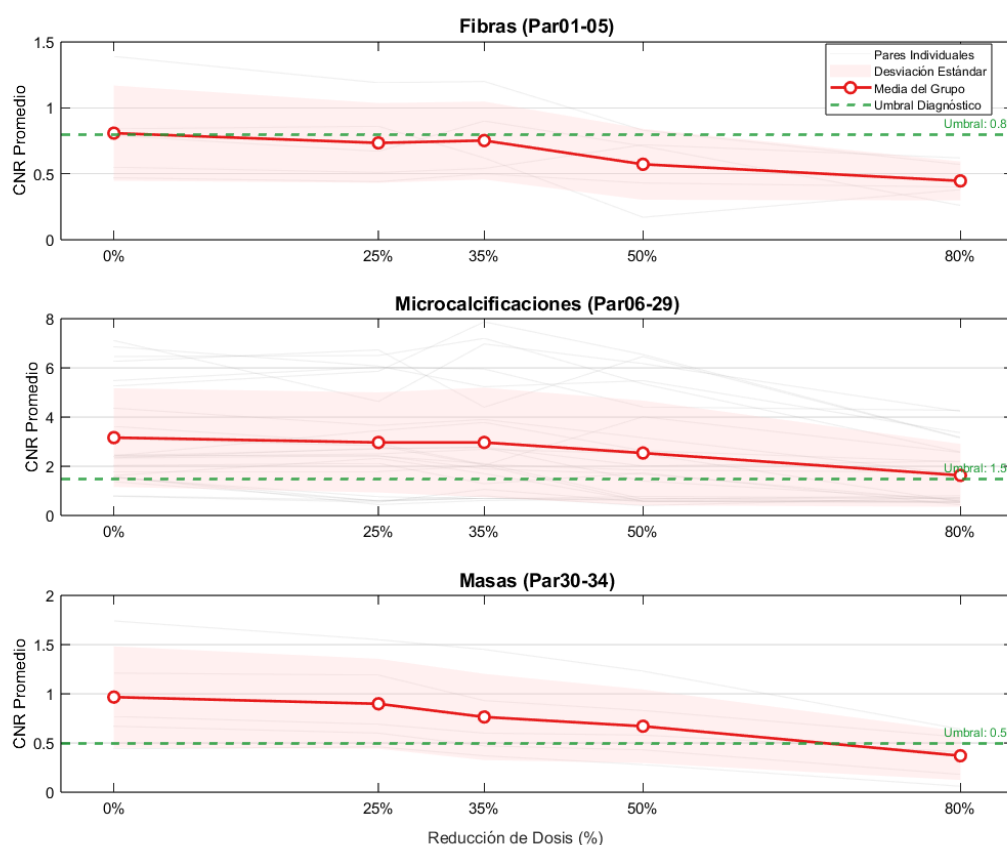


Gráfico 33 Calculo del CNR para OG 2.2

Fuente: Elaboración propia.

En cuanto al CNR de los grupos, las fibras empiezan a perderse a partir del 35%. Es decir, en las reducciones del 50% y 80%, el CNR de las fibras es muy bajo, lo que

indica que resulta difícil diferenciarlas debido a la relación entre el objeto (fibra) y su fondo. Esto sugiere que los píxeles correspondientes a las fibras son muy similares a los píxeles de fondo, dificultando su diferenciación. Sin embargo, en la imagen original, las fibras se encuentran justo en el umbral aceptable para su visualización. Las reducciones del 25% y 35% se acercan más a este umbral.

En cuanto a las microcalcificaciones, estas son claramente visibles, pero su visibilidad disminuye significativamente con la reducción al 80%.

Por último, las masas se pueden apreciar sin problema, pero su visibilidad se ve afectada en la reducción del 80%. En las reducciones de 0% a 50%, las masas siguen siendo claramente visibles.

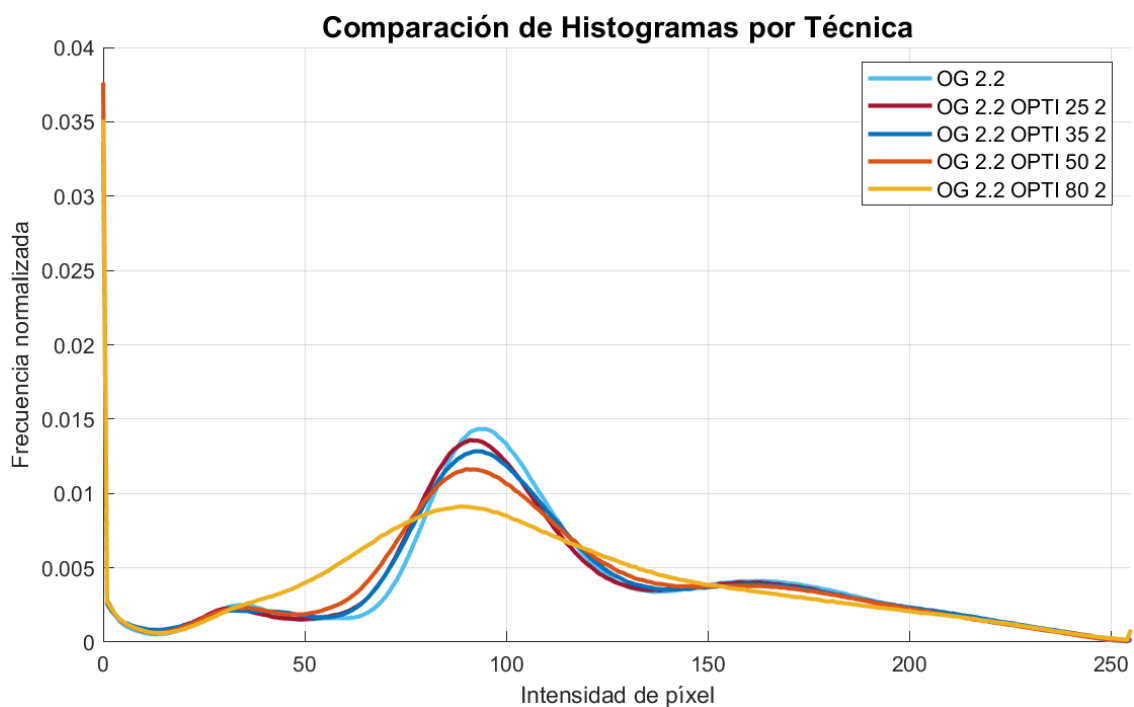


Gráfico 34 Comparación de Histograma por Técnica OG 2.2

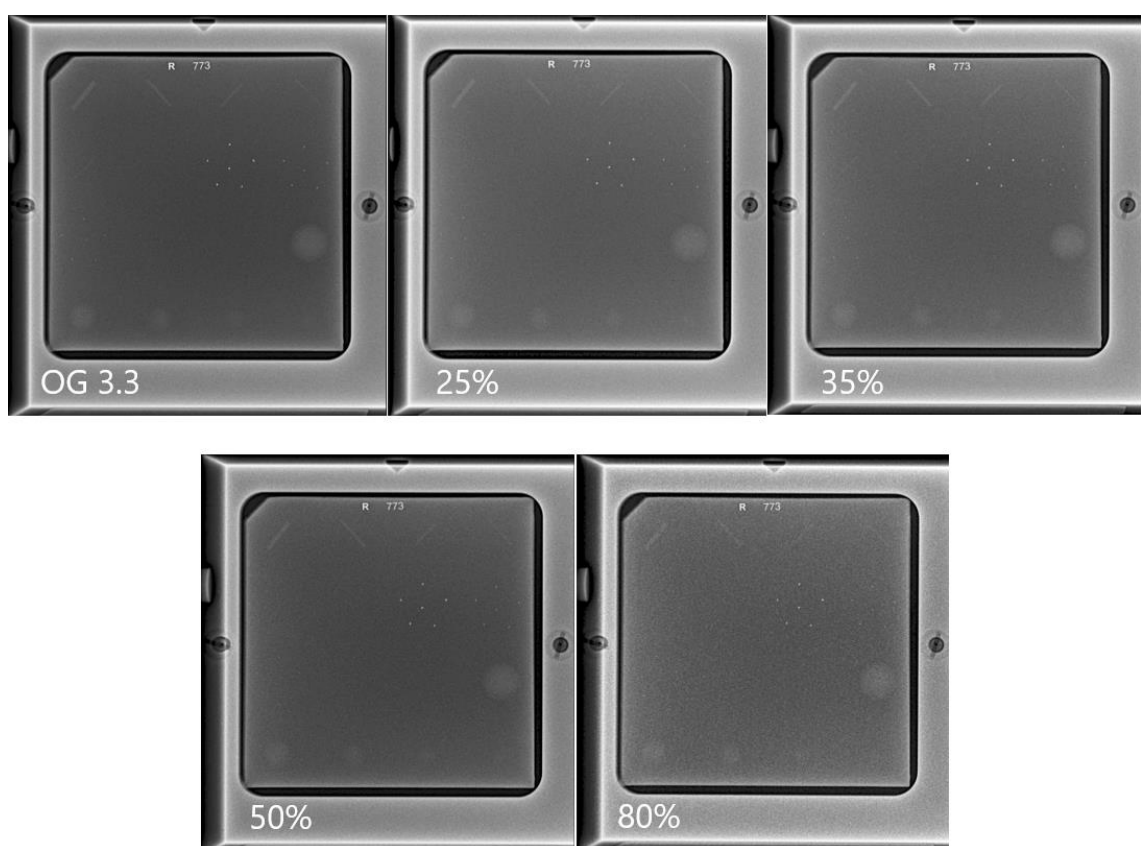
Fuente: Elaboración propia.

El análisis de los histogramas de todas las imágenes para la técnica OG 2.2 muestra una gran similitud entre ellas, a excepción de la reducción al 80%. Esto indica que no hubo una variación significativa en cuanto al brillo de las imágenes, lo que sugiere que las imágenes no se oscurecieron de manera apreciable. La intensidad de

los píxeles se mantiene consistente en todas las imágenes, con la excepción de la reducción al 80%, donde sí se observa una disminución en la intensidad debido a la reducción de la dosis.

En cuanto a la comparación entre la técnica original y la reducción del 50%, las áreas representadas por las ondas de cada histograma se encuentran dentro del mismo rango de intensidades de píxeles, lo que indica que no hubo una alteración significativa en la intensidad visual en estas reducciones.

Ilustración 31 Imágenes de Referencia para OG 3.3



Nota: Elaboración propia.

Para las imágenes obtenidas con la técnica OG 3.3, se observa una diferencia notable en cuanto al brillo, especialmente en la reducción del 50%. Esta técnica, al tener un mAs y un kVp más elevados, produce imágenes más nítidas, lo que facilita la identificación de las estructuras y mejora el contraste entre los diferentes objetos

presentes en la imagen. Como resultado, las estructuras permanecen visibles a pesar de las reducciones de dosis.

En la reducción del 80%, se observa una pérdida de calidad de la imagen, con un aumento considerable del ruido. Sin embargo, el resultado sigue siendo comparable al de una técnica como OG 2.2, donde la reducción del 80% en esta técnica tiene menos ruido en comparación con la reducción del 50% de OG 2.2. Esto se debe a la mayor energía de los rayos X en la técnica OG 3.3, lo que permite mantener una mayor intensidad en los píxeles, incluso con la dosis reducida, lo que contribuye a una calidad visual relativamente mejor que en las técnicas anteriores.

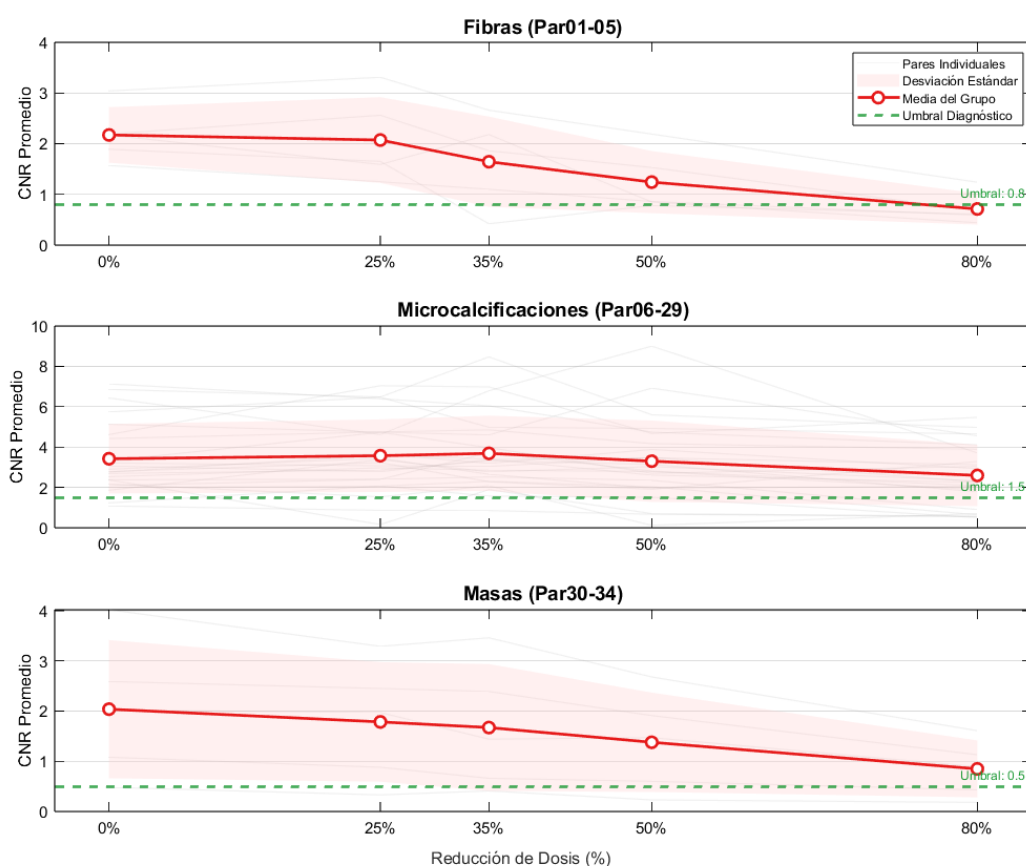


Gráfico 35 Cálculo de CNR para OG 3.3

Fuente: Elaboración propia.

En el gráfico 35, se observa que la mayoría de los promedios de CNR se mantienen por encima del umbral aceptable, lo que indica que las estructuras son diferenciables con claridad en la mayoría de las imágenes, incluso con las reducciones

aplicadas. Sin embargo, en el caso de las fibras, en la reducción del 80%, se aprecia una caída en los valores del CNR, los cuales pasan por debajo del umbral deseable en algunos puntos. Esto sugiere que, con una reducción tan alta en la dosis, la capacidad para distinguir las fibras disminuye considerablemente, lo que afecta la calidad de la imagen en esta área específica.

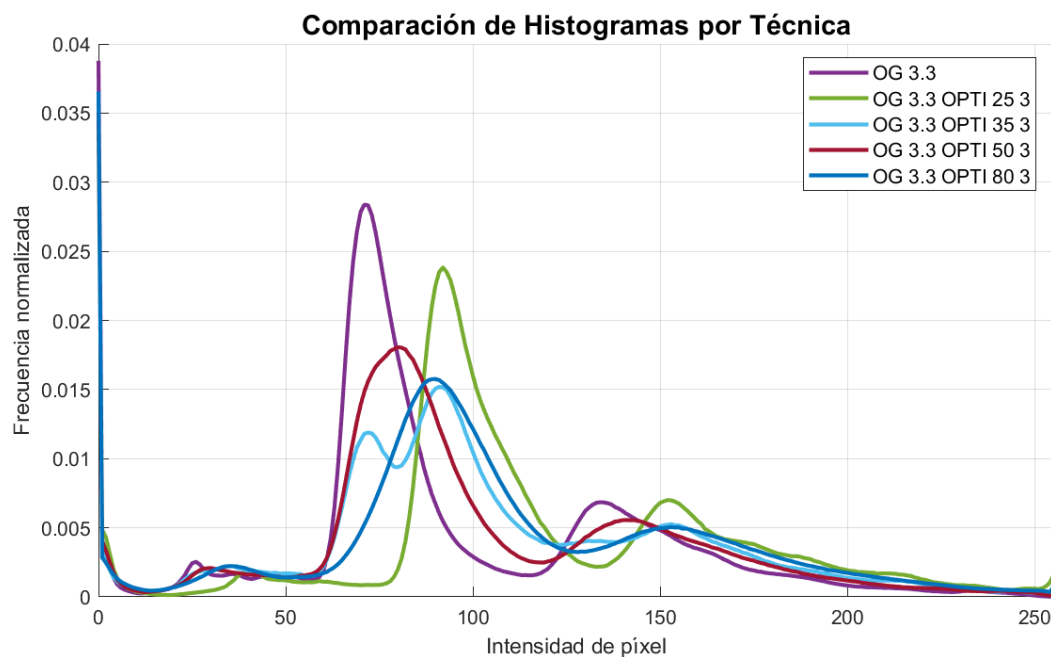


Gráfico 36 Comparación de Histograma por Técnica OG 3.3

Fuente: Elaboración propia.

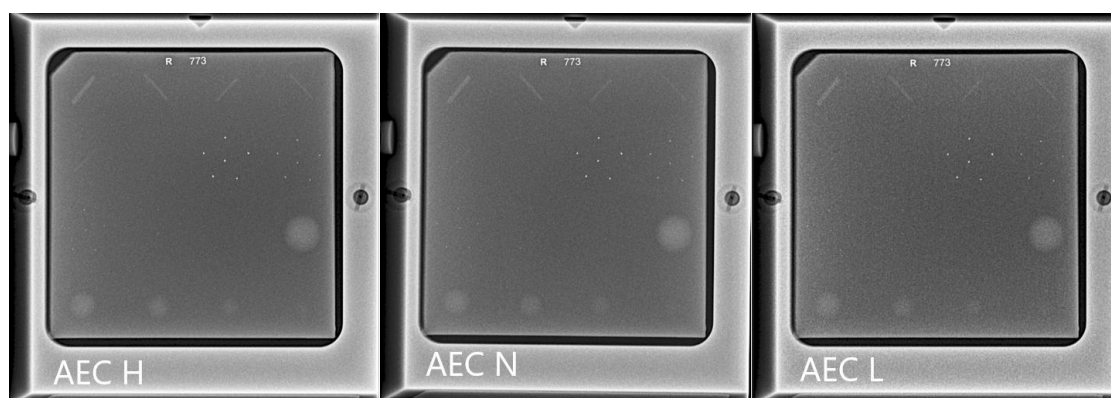
En el análisis de los histogramas, se puede observar una relación interesante entre las diferentes optimizaciones. La optimización del 80% y del 35% muestran áreas bajo la curva similares, lo que indica que las imágenes mantienen una intensidad de píxeles bastante consistente, y ambas están desplazadas ligeramente hacia la derecha, lo que sugiere que son imágenes relativamente claras.

Por otro lado, la optimización del 50% presenta una frecuencia un poco más alta en comparación con las optimizaciones del 80% y 35%, pero su intensidad de píxeles se encuentra dentro de un rango similar al de las otras. Esto muestra que las imágenes de esta optimización tienen una distribución algo más centrada en la región de mayor intensidad.

La reducción del 25% tiene una forma de onda que se mueve más hacia la derecha, lo que indica que la imagen es clara y tiene una alta frecuencia en la intensidad de píxeles, destacando una imagen más brillante y detallada.

Finalmente, la técnica original de referencia presenta una alta frecuencia, pero su área bajo la curva es más pronunciada, lo que implica que el rango de intensidades de píxeles es más estrecho en comparación con las reducciones del 35%, 50% y 80%. Esto sugiere que las imágenes originales tienen una mayor concentración de píxeles en un rango de intensidad más limitado, lo que puede reflejar una imagen con un contraste más pronunciado, pero con menor variedad de intensidades.

Ilustración 32 Imágenes de referencia para el sistema AEC



Nota: Elaboración propia.

En el sistema AEC, el equipo cuenta con tres niveles de dosis: alta, normal y baja. En los niveles de dosis alta y normal, las estructuras, como microcalcificaciones, fibras y masas, se observan de manera aceptable y se pueden diferenciar bien. Sin embargo, en el nivel de dosis baja (low), se presenta una notoria presencia de ruido, lo que afecta la calidad diagnóstica, especialmente en las microcalcificaciones más pequeñas, y se pierde la representación de una línea de fibra.

A pesar de estas limitaciones, es posible que, si se realiza un buen procesamiento de la imagen, se puedan obtener buenos resultados en cuanto a la identificación de las estructuras, incluso con dosis bajas. Es importante destacar que la calidad de la imagen también depende de la habilidad del técnico radiólogo, quien

juega un papel crucial en el procesamiento y ajuste de las imágenes para mejorar la visibilidad de las estructuras. Así, las dosis bajas podrían ser una alternativa viable de uso, siempre que se empleen técnicas adecuadas de procesamiento de imágenes.

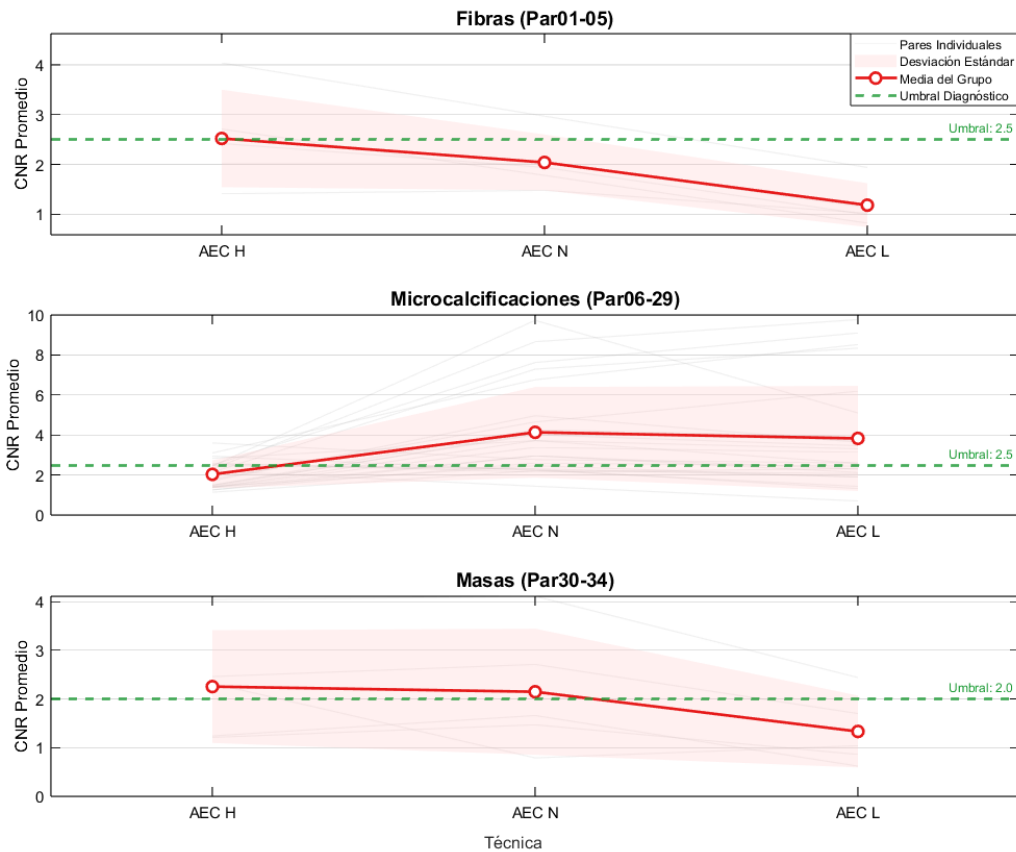


Gráfico 37 Cálculo de CNR para el sistema AEC

Fuente: Elaboración propia.

En los promedios de CNR, se observa que en el nivel de dosis baja (low), la calidad de la imagen sufre un deterioro notable. Sin embargo, el CNR se mantiene por encima de uno, lo que indica que las estructuras aún son apreciables en las imágenes. Si el valor del CNR fuera inferior a uno, como en el caso de un valor cercano a cero, esto sugeriría que los elementos analizados en el CNR serían muy difíciles de visualizar o casi imposibles de distinguir.

Por otro lado, en los niveles de dosis alta y normal, el CNR se mantiene relativamente elevado, lo que implica que los objetos en las imágenes, como microcalcificaciones, fibras y masas, son claramente apreciables sin dificultades. Esto

resalta la importancia de mantener un CNR adecuado para asegurar una visualización clara de las estructuras, especialmente en el contexto de imágenes médicas donde la precisión es crucial para el diagnóstico.

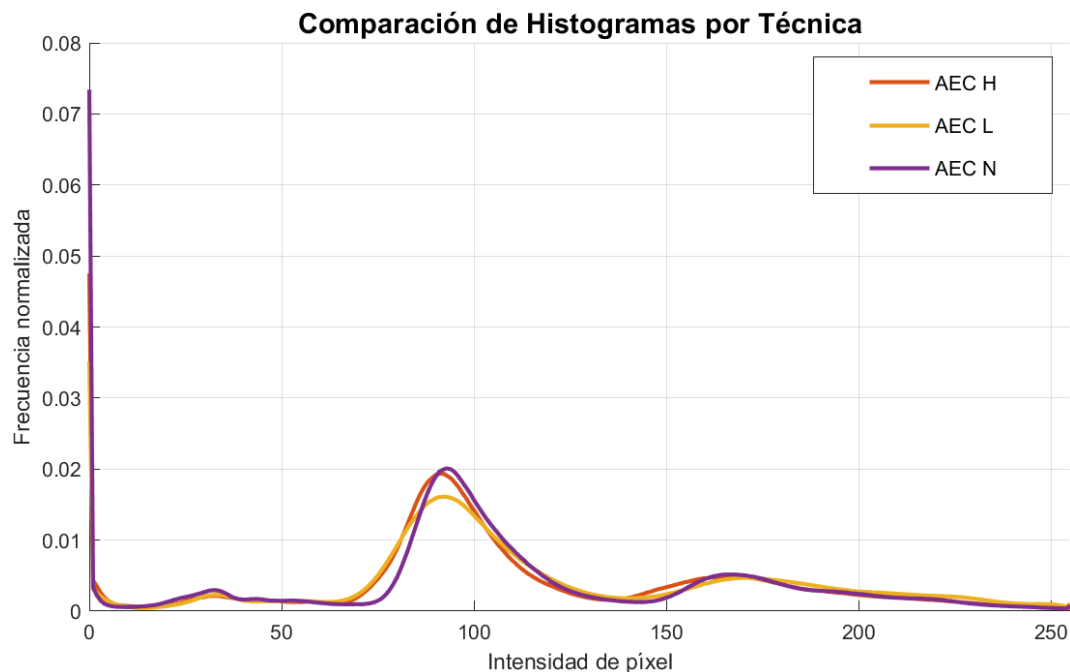


Gráfico 38 Comparación de Histograma por Técnica AEC

Fuente: Elaboración propia.

El análisis del histograma para el sistema AEC es positivo, ya que muestra que la intensidad de píxeles se mantiene en un rango entre 80 y 130 para las tres gráficas que representan las intensidades de dosis. Este rango sugiere que las imágenes poseen una calidad razonable en términos de brillo y contraste. Además, la frecuencia de los píxeles se mantiene relativamente normalizada en las tres dosis, lo que indica que la distribución de la intensidad de los píxeles es consistente en las imágenes de dosis alta, normal y baja.

Sin embargo, se observa que la frecuencia disminuye en el caso de la dosis baja (low). Esto es esperado, ya que, con una dosis más baja, la cantidad de información y la calidad de la imagen tienden a reducirse, lo que se traduce en un aumento del ruido y una disminución de la claridad en las estructuras más pequeñas. A pesar de esto, el análisis sugiere que, si se realiza un procesamiento adecuado de la imagen, las

imágenes con dosis baja podrían seguir siendo útiles, especialmente en manos de un técnico radiólogo experimentado.

VI. DISCUSIÓN

El presente capítulo se analiza los hallazgos obtenidos en el estudio sobre la optimización de dosis en tomosíntesis digital (DBT) mediante ajustes en los parámetros técnicos de adquisición de imágenes. A partir del análisis de histogramas, relación señal-ruido (SNR), relación contraste-ruido (CNR) y evaluación cualitativa por un radiólogo, se identificaron tendencias clave que reflejan el impacto de las reducciones de dosis en la calidad de imagen y su utilidad diagnóstica.

Los resultados evidenciaron que optimizaciones moderadas (reducciones del 25% y 35%) permitieron mantener una calidad visual aceptable, asegurando una adecuada diferenciación de estructuras críticas, mientras que reducciones más agresivas (50% y 80%) comprometieron la visibilidad de detalles finos, como microcalcificaciones y fibras del tejido mamario. Además, el análisis de histogramas confirmó que la distribución de intensidades en las imágenes optimizadas mantiene características comparables a las del sistema de control automático de exposición (AEC), lo que sugiere la viabilidad de estas estrategias en entornos clínicos con recursos limitados.

Asimismo, la evaluación de dosis radiológica demostró que, aunque las reducciones de exposición son factibles, su impacto no es uniforme en todas las posiciones del sistema de adquisición, evidenciando la necesidad de un ajuste balanceado entre reducción de dosis y preservación del detalle diagnóstico.

En los siguientes apartados, se discutirán en detalle los hallazgos más relevantes, las implicaciones clínicas de los resultados, las limitaciones del estudio y posibles líneas futuras de investigación que permitan mejorar la eficiencia y seguridad en los procedimientos de tomosíntesis mamaria.

6.1 HALLAZGOS IMPORTANTES

El análisis de los histogramas obtenidos en las técnicas OG 1.1 OPTI 35, OG 3.3 OPTI 25 y OG 3.3 OPTI 80 en la ilustración 31 revela una forma de onda similar al patrón ideal del sistema AEC H, incluyendo también el AEC L. Esta similitud indica que la distribución de intensidades de píxeles en estas imágenes se aproxima a la de una imagen de alta calidad, permitiendo distinguir con claridad los diferentes objetos presentes.

La relación entre la forma de los histogramas y la calidad visual de las imágenes sugiere que, en condiciones ideales, estas optimizaciones deberían generar imágenes comparables en calidad a las obtenidas con el sistema AEC. Sin embargo, al comparar las cinco imágenes analizadas, mostradas en el gráfico 39, solo la correspondiente a OG 1.1 OPTI 35 mostró una calidad visual consistente, con una adecuada diferenciación de estructuras principales y detalles finos. En las otras optimizaciones, se observaron pérdidas de información en algunas regiones de la imagen, lo que afecta su utilidad diagnóstica.

En términos de dosis medidas en la técnica AEC, se identificaron variaciones significativas según la posición evaluada. En la Posición 1, la dosis registrada fue de 16.8 nGy, mientras que en la Posición 2 se alcanzó un valor de 184 nGy. En la Posición 3, la dosis medida fue de 168.5 nGy, y en la Posición 4 descendió hasta 0.625 nGy. Estos datos evidencian que, al aplicar reducciones del 25%, 35%, 50% y 80%, las dosis tienden a disminuir en comparación con los valores originales, destacando particularmente la reducción observada en la Posición 2.

El comportamiento de los histogramas también se relaciona con los parámetros técnicos empleados en cada técnica. En el caso de OG 1.1 OPTI 35, se utilizó una configuración de 34 kVp y 36 mAs, mientras que para OG 3.3 OPTI 25 se aplicaron 42 kVp y 50 mAs. En la reducción del 80%, los valores fueron de 42 kVp y 12.5 mAs, y en la técnica de baja dosis, correspondiente al modo ABC bajo, se emplearon 29 kVp y 34 mAs.

Estos resultados confirman la relación directa entre los parámetros de adquisición y la distribución de intensidades de píxeles en la imagen, lo que impacta directamente en su calidad visual.

A partir de esta relación, es posible establecer un rango de valores óptimos dentro del cual los parámetros técnicos pueden ajustarse para obtener histogramas con una distribución de intensidades similar a la ideal, asegurando así la correcta identificación de los elementos críticos en la imagen y garantizando un equilibrio adecuado entre calidad visual y dosis administrada.

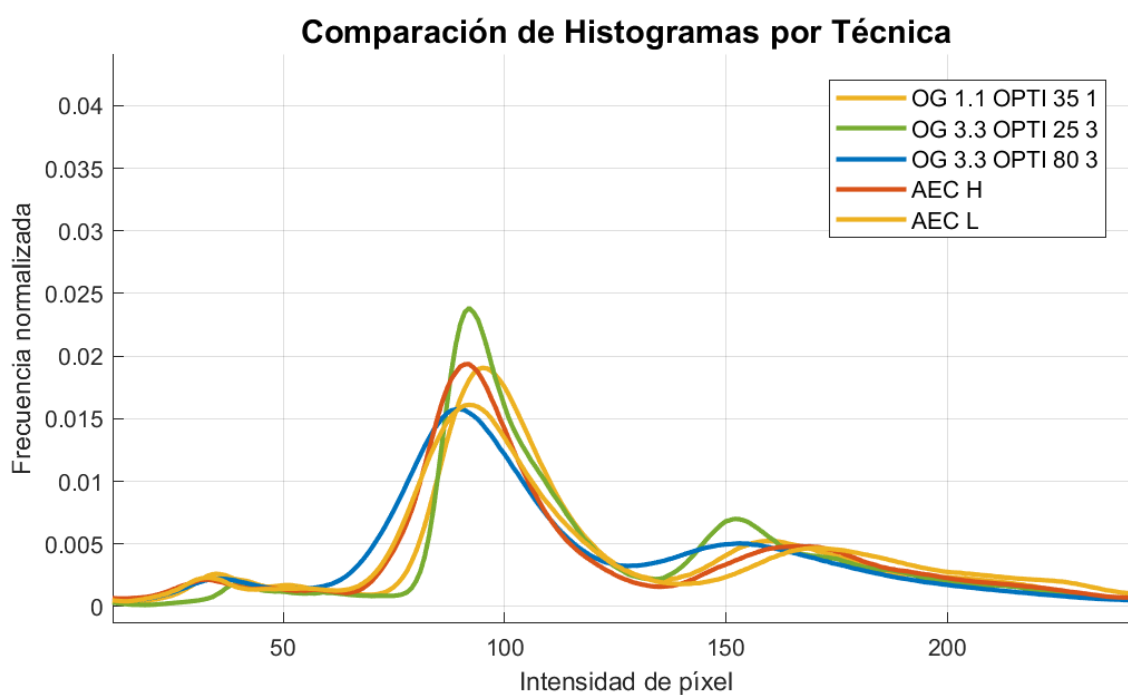
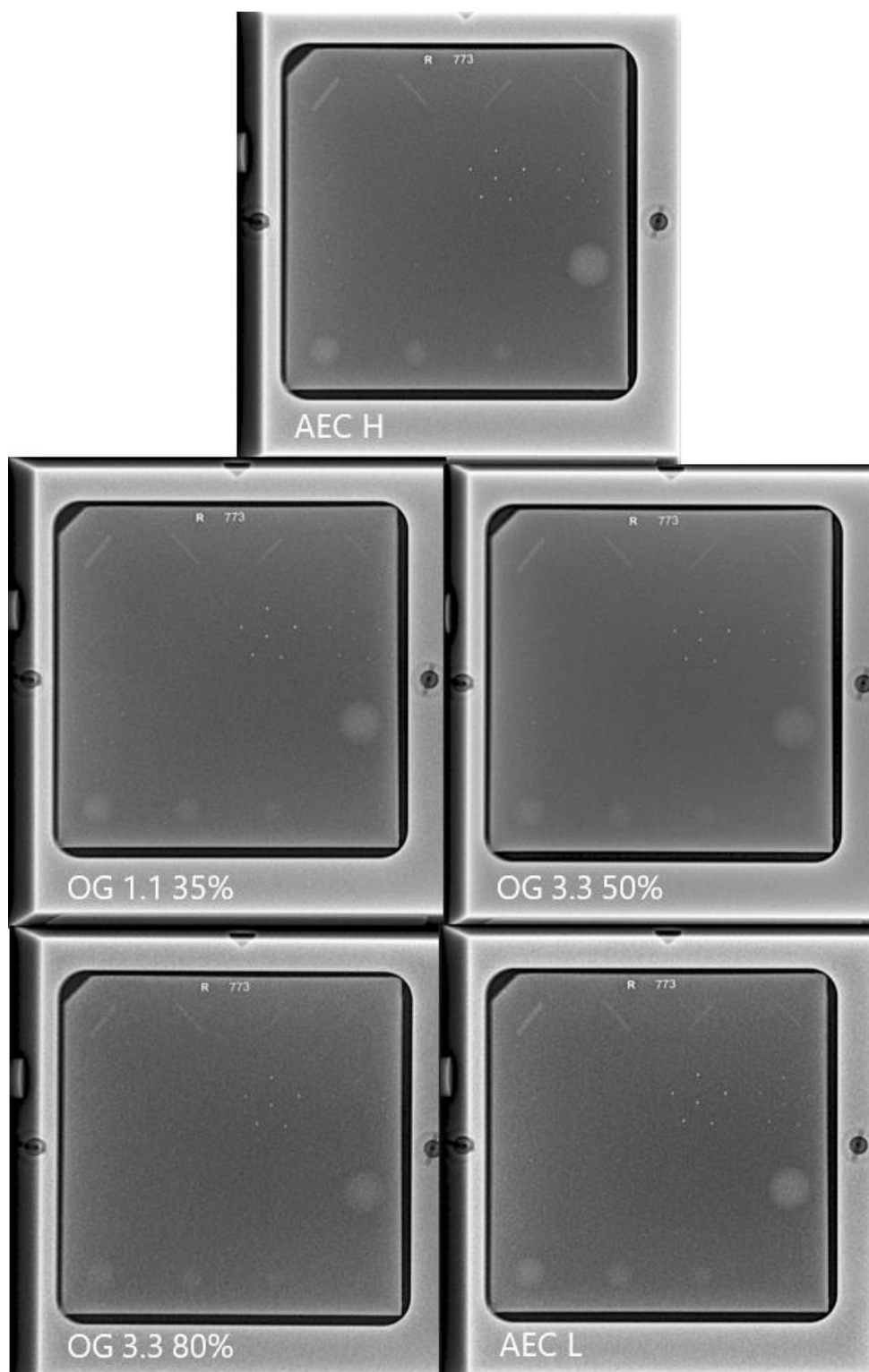


Gráfico 39 Técnicas con histogramas similares

Fuente: Elaboración propia.

Ilustración 33 Comparativa de imágenes con histogramas similares.



Nota: Elaboración propia.

A su vez, el presente análisis evaluó la optimización de dosis en tomosíntesis digital (DBT) mediante ajustes graduales de kVp y mAs, alcanzando reducciones de

dosis del 25%, 35%, 50% y 80%. En los protocolos de optimización, se observaron variaciones en la calidad de imagen que se evaluaron cuantitativamente mediante SNR, CNR y análisis de histogramas de píxeles, y cualitativamente por un radiólogo que comparó imágenes de referencia y optimizadas.

En cuanto a la reducción de dosis, se logró disminuir la exposición hasta en un 80% respecto a la técnica original (33 kV y 63 mAs); sin embargo, este ajuste extremo presentó ciertas limitaciones en la visibilidad de elementos de pequeño tamaño, tales como microcalcificaciones muy finas y líneas de fibras. Es decir, aunque las estructuras de mayor tamaño (masas y microcalcificaciones de diámetros mayores) se mantuvieron claramente discernibles, la pérdida de detalle en elementos pequeños indica que, a medida que la reducción de dosis se vuelve más agresiva, el CNR disminuye por debajo de los umbrales ideales para la detección óptima de detalles finos. Nuestros resultados, en este sentido, son coherentes con lo reportado por Knight (2014), quien encontró que reducciones importantes en dosis pueden conservar la calidad diagnóstica, siempre que se mantengan ciertos parámetros críticos; sin embargo, a diferencia de Knight, pero este estudio evaluó reducciones más extremas y documentó de forma precisa la pérdida de detalle en estructuras muy pequeñas, lo que aporta información valiosa sobre las limitaciones prácticas de estas optimizaciones en entornos reales.

El análisis de histogramas de píxeles mostró que, en la mayoría de los protocolos optimizados (25%, 35%, 50% y 80%), el rango de intensidades se mantuvo en valores aceptables (entre 80 y 130 unidades). En particular, las optimizaciones del 25% y 35% presentaron histogramas desplazados hacia la derecha, lo que indica imágenes con brillo relativamente alto, mientras que en la reducción del 50% se observó una frecuencia ligeramente mayor en ciertas intensidades, manteniéndose, no obstante, dentro de un rango comparable. La optimización del 80% evidenció una alteración más marcada en la distribución, reflejando la pérdida de calidad en los detalles más finos.

Respecto a la radiación dispersa, se establecieron cuatro posiciones de medición utilizando el dosímetro Fluke RaySafe 452. Las posiciones 3 y 4 se eligieron para simular la exposición potencial de un acompañante y del médico radiólogo, respectivamente. Los valores obtenidos en estos puntos, si bien varían según la reducción aplicada (se observaron incrementos en la dispersión en la primera fase para la reducción del 25% y en la segunda fase para la reducción del 50%), reflejan el comportamiento inherente a la interacción entre la geometría del phantom un cubo con dimensiones específicas que influye en la dispersión y la naturaleza estocástica de la radiación dispersa (ICRP, 2022). Es importante destacar que, aunque los resultados no mostraron una relación lineal estricta, los valores obtenidos se aproximaron razonablemente a los teóricos, lo que valida la fórmula utilizada para calcular la intensidad del haz primario en condiciones de reducción.

La validación experimental se realizó con un fantoma ACR 18-220, que permitió estandarizar las mediciones y evaluar la reproducibilidad de los parámetros SNR y CNR sin aplicar ningún procesamiento adicional a las imágenes (únicamente se realizó un preprocesamiento de rotación y traslación para alinear las coordenadas). De este modo, los análisis se basaron en imágenes "raw", lo que confirma que la diferenciación de objetos (fibras, microcalcificaciones y masas) se obtuvo sin filtros ni ajustes de contraste o brillo. Los resultados cuantitativos indicaron que, a pesar de que el CNR disminuyó en reducciones extremas (especialmente en la optimización del 80%), la mayoría de las estructuras se mantuvieron dentro de un rango que permite su identificación, siempre y cuando se consideren las limitaciones inherentes al procesamiento manual.

Los resultados demuestran que reducciones graduales de hasta el 80% en dosis (mediante ajustes de kVp/mAs) permiten preservar la visibilidad de estructuras clave en mamografía, aunque con disminución progresiva del CNR. Este hallazgo amplía lo reportado por (Knight, 2014), quien logró reducciones del 83% en pediatría manteniendo umbrales diagnósticos, pero aquí se evidencia que incluso con CNR

reducido, el procesamiento de imágenes y pericia técnica pueden compensar parcialmente la pérdida de detalle. Adicionalmente, el análisis de radiación dispersa reveló que los protocolos de baja dosis reducen indirectamente la exposición en acompañantes, lo que corrobora el principio de [Kostidis et al., 2023] sobre la importancia del posicionamiento estratégico para minimizar riesgos secundarios.

La validación mediante el fantoma ACR 18-229 evidenció que los histogramas de intensidad mantienen rangos clínicamente útiles (80-130 unidades) incluso en reducciones extremas, un enfoque innovador frente a estudios previos centrados en métricas como ESAK (Tongkum et al., 2020) sin analizar el impacto en el brillo de la imagen. Si bien métodos basados en IA de otro estudio (Teuwen et al., 2021) ofrecen mayor precisión en estimaciones de dosis, este trabajo resalta que ajustes manuales combinados con criterio experto permiten reducciones significativas sin infraestructura avanzada, siendo clave para centros con recursos limitados. La integración de evaluación cualitativa por radiólogos que confirmaron la utilidad diagnóstica pese a CNR reducido en 35% subraya la relevancia práctica de equilibrar optimización técnica y juicio clínico, complementando enfoques automatizados.

La evaluación realizada por tres técnicos en radiología de distintos centros Hospital Mario Catarino Rivas, Clínica Sime y el IHSS reveló que la imagen de referencia sin optimización, obtenida con parámetros de 33 kV y 63 mAs, recibió calificaciones que oscilan entre 3.67 y 5, lo que indica que posee un nivel adecuado de nitidez, contraste y bajo ruido, permitiendo una visualización clara de estructuras críticas como líneas, microcalcificaciones y masas.

A medida que se incrementa el porcentaje de optimización, se observa una disminución progresiva en la calidad percibida: las configuraciones con una optimización del 25% y 35% presentan una leve pérdida en la apreciación de detalles, especialmente en el contraste y en la identificación de microcalcificaciones, mientras que las imágenes optimizadas al 50% y, en mayor medida, al 80%, muestran una

degradación significativa en todos los aspectos evaluados, con puntuaciones tan bajas como 1, lo que compromete la utilidad diagnóstica de la imagen.

El análisis también demuestra variabilidad en la percepción de calidad según el evaluador, el técnico del IHSS es altamente sensible a la pérdida de calidad y otorga calificaciones extremas entre escenarios, mientras que el evaluador de Clínica Sime mantiene un criterio más uniforme en sus respuestas, con valores promedio entre 3 y 4; por su parte, el técnico del Hospital Mario Catarino Rivas se posiciona entre ambos, con una tendencia más crítica a medida que se reduce la dosis. Estos hallazgos enfatizan la necesidad de balancear cuidadosamente la optimización de dosis con la preservación de la calidad diagnóstica, dado que reducir en exceso la exposición puede deteriorar significativamente la capacidad de visualizar hallazgos clínicamente relevantes, afectando potencialmente la precisión en la interpretación mamográfica. (Ver anexo 9).

Este estudio demuestra que es posible implementar reducciones significativas de dosis en DBT mediante ajustes simples de kVp y mAs, logrando reducciones que, en condiciones moderadas (25–35%), mantienen una calidad diagnóstica aceptable en términos de SNR, CNR y distribución de intensidades. Aunque reducciones extremas (50–80%) pueden afectar la visibilidad de elementos finos, la metodología empleada y la evaluación experta confirman la viabilidad de estos protocolos en entornos con limitaciones tecnológicas. Estos resultados validan el uso de fórmulas sencillas para optimización en tiempo real y abren la posibilidad de integrar, en el futuro, técnicas de inteligencia artificial como complemento, en lugar de reemplazo, de la optimización manual, para alcanzar un equilibrio óptimo entre seguridad y precisión en imagenología mamaria.

Al considerar la ecuación 9 en el contexto del presente estudio, es fundamental integrar factores adicionales como el filtro del equipo y los márgenes de error inherentes al sistema en la aplicación de las técnicas programadas. En la práctica, la configuración de parámetros como 29 kV y 70 mAs no siempre se mantiene de manera

exacta, ya que el equipo puede operar con ligeras variaciones, como alcanzar 30 kV y 68.5 mAs en la ejecución real. Estas discrepancias, aunque aparentemente mínimas, pueden influir en la calidad de imagen y en la distribución de dosis, lo que refuerza la necesidad de considerar márgenes de ajuste dentro del análisis de optimización.

Históricamente, la combinación de kVp bajo y mAs alto ha sido una estrategia utilizada en radiología convencional para preservar la calidad diagnóstica. No obstante, con los avances en los equipos digitales, los algoritmos de preprocesamiento permiten optimizar la imagen mediante correcciones automáticas, lo que abre la posibilidad de explorar rangos más amplios de parámetros sin comprometer la capacidad diagnóstica. En este estudio, reducciones del 80% en el mAs han demostrado que la imagen sigue proporcionando información relevante para la evaluación del phantom, evidenciando que esta estrategia no siempre es estrictamente necesaria, especialmente en contextos donde la reducción de dosis es prioritaria.

Siguiendo la filosofía ALARA, es esencial buscar configuraciones óptimas que minimicen la exposición a la radiación sin afectar la calidad del diagnóstico. La tecnología médica debe utilizarse con responsabilidad, garantizando su correcto funcionamiento, pero también explorando sus límites para preservar la seguridad del paciente. En este sentido, continuar investigando los efectos de distintos ajustes sobre la calidad visual y la detección de detalles finos en tomosíntesis digital permitirá desarrollar protocolos optimizados, alineados con la ética y el compromiso con la salud.

6.2 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El presente estudio permitió identificar oportunidades de mejora en el acceso y optimización de la adquisición de imágenes en mamografía digital por tomosíntesis. Si bien fue necesario ajustarse a los horarios del hospital público y a la disponibilidad de los técnicos radiólogos, esta experiencia resalta la importancia de establecer

estrategias que faciliten el uso de los equipos en investigación, promoviendo una mayor coordinación con el personal técnico para ampliar las sesiones experimentales en futuros estudios.

En cuanto al formato de extracción de imágenes, el análisis se realizó a partir de archivos en formato JPG. No obstante, este hallazgo subraya la relevancia de implementar estrategias para garantizar el acceso a imágenes en formato DICOM, lo que optimizaría la conservación de la información y brindaría mayor precisión en cálculos como la relación contraste-ruído (CNR) y la relación señal-ruído (SNR).

Asimismo, la medición de la dosis glandular media en el mamógrafo no pudo ser cuantificada debido a la ausencia de equipos especializados. Esta situación pone en evidencia la necesidad de integrar analizadores específicos en protocolos de investigación, permitiendo un control más preciso de la dosis absorbida por el tejido mamario y asegurando el cumplimiento de estándares de calidad en mamografía.

En relación con el uso de phantoms, la incorporación del modelo acreditado por la ACR en la segunda fase del estudio fortaleció el análisis, aunque disponer de phantoms con espesores variables y muestras representativas de tejido mamario sano y patológico habría permitido una evaluación más detallada del desempeño del sistema. Esto sugiere la importancia de ampliar la disponibilidad de estos materiales en futuras investigaciones para estudiar la respuesta del equipo en distintas condiciones.

El estudio se realizó en un único equipo, lo que limita la posibilidad de comparar los resultados con otros sistemas de mamografía digital. A futuro, la inclusión de equipos con distintas configuraciones y tecnologías brindaría una visión más amplia sobre el impacto de los parámetros técnicos en la calidad de imagen. Además, la incorporación de un analizador de mamografía permitiría evaluar de manera más precisa la variabilidad en los parámetros evaluados, verificando la efectividad de los ajustes en kVp y mAs en la optimización de la imagen y la dosis impartida.

Estos aspectos ponen de manifiesto la importancia de fortalecer la disponibilidad de equipos y herramientas especializadas en estudios de mamografía digital, garantizando una validación rigurosa de las técnicas empleadas y favoreciendo el desarrollo de estrategias que optimicen la adquisición de imágenes en beneficio de la calidad diagnóstica.

6.3 TRABAJOS FUTUROS

A partir de las limitaciones identificadas en el presente estudio y de los hallazgos obtenidos, se pueden plantear diversas líneas de investigación futuras con el objetivo de mejorar la calidad del procesamiento de imágenes en mamografía digital y optimizar la relación entre la calidad diagnóstica y la dosis de radiación administrada a la paciente.

Uno de los enfoques más prometedores es la implementación de técnicas avanzadas de procesamiento de señales aplicadas a las imágenes obtenidas. Mediante el análisis de histogramas y la transformación de datos adquiridos, se podrían desarrollar algoritmos capaces de mejorar el contraste y la nitidez de las imágenes sin comprometer la información diagnóstica. Este análisis permitiría establecer criterios cuantificables para evaluar la calidad de imagen obtenida bajo distintas condiciones de exposición y configuraciones técnicas.

Otra línea de investigación relevante consiste en realizar un análisis detallado del sistema AEC L (Automatic Exposure Control Low) para comprender su impacto en la calidad de imagen y la optimización de la dosis. Si bien en este estudio se abordó la comparación con el sistema AEC H, es importante profundizar en el desempeño del AEC L en distintas condiciones y evaluar si su uso puede representar una alternativa viable para la reducción de dosis en mamografía digital sin comprometer la detección de estructuras de interés.

Asimismo, se podría explorar la aplicación de técnicas de baja dosis combinadas con métodos de reconstrucción y procesamiento de imágenes basados en inteligencia

artificial (IA). El desarrollo de algoritmos de IA permitiría corregir y mejorar imágenes adquiridas con dosis reducidas, compensando la pérdida de calidad mediante técnicas de superresolución, eliminación de ruido y realce de bordes. Esto facilitaría la implementación de protocolos de mamografía con menor dosis sin afectar la capacidad diagnóstica.

En cuanto a las limitaciones identificadas en el presente estudio, un trabajo futuro fundamental sería la adquisición de un analizador especializado para mamografía, lo que permitiría realizar mediciones precisas de la radiación dispersa y evaluar su impacto en la calidad de imagen y la dosis absorbida por el tejido mamario. Con este equipo, se podría cuantificar de manera más precisa la relación entre los parámetros técnicos de adquisición y la distribución de la dosis en la paciente.

Además, con el uso de este analizador, se podría cuantificar con precisión las técnicas de kVp y mAs aplicadas durante la toma de imágenes, verificando si los valores programados realmente se alcanzaron en la práctica. Esto permitiría confirmar la exactitud de los parámetros seleccionados en el equipo y evaluar la variabilidad de estos en diferentes exposiciones. La capacidad de cuantificar estos valores sería clave para determinar posibles fluctuaciones en la entrega de la radiación y su impacto en la calidad de imagen. Un análisis detallado de estas variaciones permitiría mejorar la calibración de los equipos y optimizar las técnicas utilizadas para lograr una mayor consistencia en la obtención de imágenes diagnósticas.

Asimismo, sería importante calcular la dosis glandular media (DGM) como indicador clave de la cantidad de radiación absorbida por el tejido mamario. Este cálculo permitiría evaluar con mayor precisión el impacto de las distintas configuraciones técnicas en la exposición del paciente y desarrollar estrategias para minimizar la dosis manteniendo una calidad de imagen adecuada.

Otro aspecto clave en futuras investigaciones es el uso de phantoms con espesores variables, lo que permitiría evaluar el desempeño del sistema en diferentes condiciones y obtener datos más representativos de la variabilidad anatómica de las

pacientes. Incluir phantoms con estructuras simuladas de tejido mamario sano y con patologías permitiría analizar la respuesta del sistema ante distintas características del tejido, proporcionando información más detallada sobre el comportamiento de las técnicas de optimización.

Finalmente, se recomienda expandir el estudio a diferentes equipos de mamografía digital para comparar el desempeño de los distintos sistemas y evaluar la aplicabilidad de los hallazgos a una gama más amplia de dispositivos. Esto permitiría desarrollar recomendaciones más generalizables y contribuir a la estandarización de técnicas de optimización de dosis en mamografía digital. Y probar combinaciones de técnicas diferentes, como kV constante y mAs variable e inclusive bajar el kVp y el mAs, ya que ambas reducen la intensidad de la radiación.

En conjunto, estos trabajos futuros permitirían no solo mejorar la calidad y la eficiencia en la adquisición de imágenes mamográficas, sino también avanzar hacia la reducción de la dosis de radiación sin comprometer la precisión diagnóstica, alineándose con los principios de optimización en radiología médica.

VII. CONCLUSIONES

1. Los resultados obtenidos demuestran que es posible optimizar la técnica radiológica para reducir la dosis de radiación dispersa sin comprometer significativamente la calidad diagnóstica. A través de ajustes progresivos en los parámetros de exposición, se logró disminuir la intensidad de radiación en distintos niveles, encontrando que reducciones moderadas permitieron mantener valores aceptables de contraste y visibilidad de estructuras de interés. Además, la herramienta desarrollada en MATLAB facilitó la optimización en tiempo real de los parámetros técnicos, asegurando un proceso sistemático y reproducible. La validación realizada por un técnico radiólogo del Hospital Mario Catarino Rivas permitió confirmar la utilidad de estos ajustes en un entorno clínico.

2. Se observó que la reducción de dosis fue posible mediante el ajuste de kVp y mAs, manteniendo la calidad de imagen dentro de los rangos adecuados para la evaluación diagnóstica cuando la disminución de la exposición no era extrema. En particular, reducciones de 25% y 35% permitieron conservar valores óptimos en los histogramas de intensidad y mantener relaciones señal-ruido (SNR) y contraste-ruido (CNR) dentro de niveles adecuados. En las imágenes analizadas, los histogramas oscilaron entre 80 y 130 unidades, valores que, según los parámetros establecidos, indican un equilibrio adecuado entre exposición y detalle de imagen. Además, los valores de CNR se mantuvieron en el umbral clínicamente aceptable, permitiendo la identificación de estructuras críticas como fibras, microcalcificaciones y masas. Por ejemplo, en ciertos ajustes de exposición, se logró un $CNR \geq 3.5$, asegurando que los detalles más finos de las imágenes permanecieran discernibles. El análisis cualitativo confirmó que, aunque las reducciones moderadas de exposición mantienen la calidad visual aceptable, reducciones superiores al 50% generan pérdida de nitidez y afectan la visibilidad de estructuras críticas. Esto sugiere que, si bien es posible reducir la dosis, es necesario encontrar un equilibrio entre la seguridad radiológica y la calidad diagnóstica.
3. Las mediciones realizadas con el dosímetro Fluke RaySafe 452 confirmaron que la reducción en la dosis de radiación no es lineal y varía según la posición de medición. Se registraron disminuciones significativas en la dosis absorbida cuando se aplicaron ajustes en los parámetros de exposición, aunque estas variaciones dependieron de la configuración específica utilizada. Por ejemplo, en la Posición 2, ubicada frente al fantoma, la dosis se redujo desde 184 nGy en el protocolo convencional hasta 49 nGy en una configuración con reducción del 80%, representando una disminución de aproximadamente 73.37%. Sin embargo, esta reducción extrema también tuvo un impacto negativo en la calidad de imagen. Por otro lado, en la Posición 4, que corresponde al área del radiólogo, las mediciones reflejaron niveles de dosis muy bajos, inferiores a 1

nGy, confirmando la efectividad de las barreras de protección en la consola. Este resultado es consistente con los protocolos de seguridad radiológica, asegurando que la exposición en esta zona se mantenga dentro de límites seguros. Se observó que, aunque reducciones superiores al 50% logran minimizar significativamente la exposición, también comprometen la calidad de imagen, lo que podría limitar su aplicabilidad en el entorno clínico.

4. El análisis comparativo entre las imágenes obtenidas con dosis reducida y el protocolo convencional permitió establecer los límites en los que es posible disminuir la exposición sin afectar la capacidad diagnóstica. Durante la Fase I, en la que se utilizaron piezas de plexiglás para simular estructuras de interés, se observó que las reducciones moderadas de dosis mantenían un nivel de detalle suficiente. Sin embargo, reducciones más agresivas generaron una disminución en la visibilidad de estructuras más finas. En la Fase II, con el uso del phantom ACR 18-220, se realizó un análisis cuantitativo más preciso mediante la selección de regiones de interés (ROI). Se determinó que los valores de SNR y CNR en configuraciones optimizadas dentro de un rango del 25-35% de reducción de dosis permanecieron dentro de los valores recomendados para la evaluación diagnóstica. Por ejemplo, en espesores de 5.7 cm, cuando se aplicó una reducción del 80%, el SNR en Par 01 descendió a 7.30 ± 1.11 y el CNR a 2.78 ± 0.11 , evidenciando que la disminución excesiva de la exposición afecta la calidad de imagen. Asimismo, en espesores de 7.2 cm, las imágenes adquiridas con configuraciones de 42 kVp / 12.5 mAs presentaron una reducción en la visibilidad de estructuras críticas, como microcalcificaciones menores de 1 mm y fibras más delgadas. La evaluación cualitativa de los técnicos radiólogos reafirmó que reducciones del 25% y 35% fueron las más adecuadas, ya que mantenían un nivel de detalle suficiente para la identificación de estructuras relevantes. En contraste, configuraciones con reducción del 80% fueron consideradas inadecuadas para una evaluación diagnóstica precisa, debido a la pérdida de contraste y nitidez en las imágenes obtenidas.

Los resultados obtenidos confirman que es posible reducir la dosis de radiación en el equipo FujiFilm Amuley Innovality tomosíntesis digital mediante ajustes en los parámetros de exposición, siempre que estos se realicen dentro de límites que no comprometan la calidad diagnóstica. Se determinó que reducciones moderadas, en un rango del 25-35%, permiten disminuir la exposición sin afectar significativamente la visibilidad de estructuras críticas.

Sin embargo, reducciones superiores al 50% generan pérdidas importantes en la calidad de imagen, afectando la capacidad para detectar microcalcificaciones y fibras delgadas. Este hallazgo sugiere que, si bien la optimización de parámetros puede mejorar la seguridad radiológica, es necesario establecer límites claros para evitar deterioros en la información diagnóstica.

La combinación de la evaluación objetiva de parámetros como CNR, SNR e histogramas, junto con la validación cualitativa por parte del técnico radiólogo, permitió establecer criterios claros para la optimización de la técnica radiológica. Además, la herramienta desarrollada en MATLAB se presentó como una alternativa útil para realizar ajustes precisos en tiempo real, asegurando la reproducibilidad del proceso.

Si bien estos resultados respaldan la implementación de protocolos optimizados dentro de las condiciones del presente estudio, se recomienda realizar estudios adicionales con otros equipos y pacientes reales antes de su aplicación definitiva en el entorno clínico. Es fundamental que cualquier ajuste en la técnica radiológica sea realizado con precaución, asegurando que la reducción en la exposición no comprometa la calidad de imagen necesaria para un diagnóstico preciso.

VIII. RECOMENDACIONES

A fin de abordar las limitaciones identificadas en este estudio, es esencial considerar la adquisición de equipos más especializados para la medición precisa de la radiación dispersa. Contar con un analizador adecuado permitiría una cuantificación más exacta de la radiación absorbida por el tejido mamario, lo que contribuiría a una evaluación más detallada de la calidad de imagen y la dosis administrada a las pacientes. Esto sería particularmente importante para optimizar las técnicas utilizadas, garantizando que los parámetros de exposición sean los más adecuados para cada situación.

Además, el uso de phantoms con espesores variables resultaría en una mejora significativa en la evaluación de las condiciones de adquisición de imágenes. Incluir modelos que simulen tanto tejidos mamarios sanos como patológicos permitiría obtener datos más completos sobre la respuesta del sistema ante diferentes características del tejido, lo que, a su vez, proporcionaría información valiosa sobre la eficiencia de las técnicas de optimización en diversos escenarios clínicos.

En términos de las configuraciones técnicas, se sugiere una investigación más profunda sobre el impacto del sistema AEC L (Automatic Exposure Control Low) en la reducción de dosis sin sacrificar la calidad de la imagen. Si bien en el estudio actual se evaluó el AEC H, se considera que explorar el desempeño del AEC L podría abrir nuevas alternativas para reducir la radiación en mamografía digital sin comprometer la precisión diagnóstica. Este análisis permitiría desarrollar nuevas estrategias que contribuyan a un manejo más eficiente de la dosis administrada.

Un aspecto clave en la mejora de los protocolos de mamografía digital es la implementación de técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes, como la inteligencia artificial, es posible mejorar las imágenes adquiridas con dosis reducidas, manteniendo la calidad diagnóstica. La integración de estas tecnologías podría facilitar la aplicación de protocolos con dosis más bajas, haciendo que la mamografía sea más

segura para las pacientes sin perder la efectividad en la detección de lesiones. A su vez, implementar la premisa de no solo reducir los mAs sino también los kVp ya que fue uno de los causantes de los aumentos en las dosis en ciertas reducciones, obtener imágenes con técnicas de kVp y mAs bajos, y realizar un procesamiento de imágenes para mejorar su visualización. Los hallazgos podrían influir sobre las técnicas que son utilizadas comúnmente por los técnicos radiólogos realizando nuevas combinaciones de dichos parámetros. A su vez, sería interesante aplicar los espesores e integrar dicha variable en la ecuación 9, donde el factor del incremento sea responsable el espesor de la mama. Dichas modificaciones en la técnica podrían eliminar la premisa altamente aceptada sobre "kVp bajo y mAs alto" para la mejor visualización de los tejidos blandos.

Finalmente, expandir la investigación a otros equipos de mamografía digital y comparar su desempeño en condiciones similares contribuiría al desarrollo de recomendaciones más generalizables. Esta comparación permitiría evaluar la efectividad de los ajustes técnicos y su aplicabilidad a una gama más amplia de dispositivos, lo que facilitaría la estandarización de los procedimientos y protocolos de optimización en mamografía digital a nivel global.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. CDC. (2024, febrero 26). *Guidelines for ALARA – As Low As Reasonably Achievable*. Radiation and Your Health. <https://www.cdc.gov/radiation-health/safety/alara.html>
2. Bushong, S. C. (2010). *Manual de radiología para técnicos*. Elsevier España.
3. JERROLD T. BUSHBERG, PhD, J. ANTHONY SEIBERT, PhD, EDWIN M. LEIDHOLDT Jr, PhD, & JOHN M. BOONE, PhD. (2021). *Essential Physics of Medical Imaging* (Cuarta). <https://www.wolterskluwer.com/en/solutions/ovid/essential-physics-of-medical-imaging-the-3502>
4. Instituto Nacional del Cáncer. (2025). *Radiación dispersa*. Diccionario de cáncer. <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/radiacion-dispersa>
5. Fisher, D. R., & Fahey, F. H. (2017). APPROPRIATE USE OF EFFECTIVE DOSE IN RADIATION PROTECTION AND RISK ASSESSMENT. *Health physics*, 113(2), 102-109. <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000674>
6. Mikla, V. I., & Mikla, V. V. (2014). 1—Advances in Imaging from the First X-Ray Images. En V. I. Mikla & V. V. Mikla (Eds.), *Medical Imaging Technology* (pp. 1-22). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-417021-6.00001-0>

7. MayoClinic. (2025). *Información—Mayo Clinic*.
<https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/x-ray/about/pac-20395303?p=1>
8. NIH. (2025). *Rayos X*. National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/rayos-x>
9. Mary Bellis. (2021). *Learn the History of Television and When the First TV Was Invented*. ThoughtCo. <https://www.thoughtco.com/the-invention-of-television-1992531>
10. Busch, U. (2016). Wilhelm Conrad Roentgen. El descubrimiento de los rayos x y la creación de una nueva profesión médica. *Revista Argentina de Radiología*, 80(4), 298-307. <https://doi.org/10.1016/j.rard.2016.08.003>
11. Marcelo Gálvez, M. (2013). Algunos hitos históricos en el desarrollo del diagnóstico médico por imágenes. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 24(1), 5-13. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(13\)70123-8](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(13)70123-8)
12. Moebis, W., Ling, S. J., Sanny, J., Moebis, W., Ling, S. J., & Sanny, J. (2021, noviembre 17). 4.6 *Difracción de rayos X - Física universitaria volumen 3* | OpenStax. OpenStax. <https://openstax.org/books/f%C3%ADsica-universitaria-volumen-3/pages/4-6-difraccion-de-rayos-x>

13. Eden. (2022). *Historia de la radiología: Cómo surgió la herramienta de diagnóstico*. <https://edenmed.com/blog/historia-de-la-radiologia-como-surgio-la-herramienta-de-diagnostico>
14. Spellman. (2025). *Common X-Ray Tube Failure Modes*. <https://www.spellmanhv.com/es/Technical-Resources/Application-Notes-X-Ray-Generators/AN-02>
15. Brosi, P., Stuessi, A., Verdun, F. R., Vock, P., & Wolf, R. (2011). Copper filtration in pediatric digital X-ray imaging: Its impact on image quality and dose. *Radiological Physics and Technology*, 4(2), 148-155. <https://doi.org/10.1007/s12194-011-0115-4>
16. Ball, S., McKerrow, M., & Murphy, A. (2023). Do radiographers collimate? A retrospective analysis of radiographic collimation of common musculoskeletal examinations at an adult trauma centre. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 70(1), 21-29. <https://doi.org/10.1002/jmrs.630>
17. Lo, N. N., Goh, P. S., & Khong, K. S. (1996). Radiation dosage from use of the image intensifier in orthopaedic surgery. *Singapore Medical Journal*, 37(1), 69-71.
18. Perkins, S. (2023, abril 24). *Your Complete Guide: Materials That Block Radiation*. Radiation Detection Company. <https://radetco.com/your-complete-guide-materials-that-block-radiation/>

19. Alberto Pinto. (2014, agosto 8). *BLINDAJE SALA DE RAYOS X: SEGURIDAD Y PROTECCIÓN CONTRA RADIACIÓN*. <https://ingenieriareal.com/plomo-sala-rayos-x/>
20. ISE. (2017). *Precios, ocurrencia, extracción y usos del plomo | Instituto de tierras raras y metales*. Institut für Seltene Erden und strategische Metalle e.V. <https://es.institut-seltene-erden.de/seltene-erden-und-metalle/basismetalle/blei/>
21. Rubio, M. (2024, julio 28). Descubre Materiales Escudo Contra Radiación. *Cole*. <https://colecr.com/3-different-types-radiation-shielding-materials/>
22. IAEA. (2024b, mayo 3). *¿Qué es la radiación?* [Text]. IAEA. <https://www.iaea.org/es/newscenter/news/que-es-la-radiacion>
23. Morales-Aramburo, J., & Puerta, J. A. (2020). Bases físicas de la radiación ionizante. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27, 32-40. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.01.007>
24. Puerta-Ortiz, J. A., & Morales-Aramburo, J. (2020). Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes. *Revista Colombiana de Cardiología*, 27, 61-71. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.01.005>
25. Suárez Fernández, J. P. (2020). El ocaso del modelo lineal sin umbral. *Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular*, 39(5), 303-315. <https://doi.org/10.1016/j.remn.2020.05.006>

26. Siegel, J. A., Greenspan, B. S., Maurer, A. H., Taylor, A. T., Phillips, W. T., Van Nostrand, D., Sacks, B., & Silberstein, E. B. (2018). The BEIR VII Estimates of Low-Dose Radiation Health Risks Are Based on Faulty Assumptions and Data Analyses: A Call for Reassessment. *Journal of Nuclear Medicine: Official Publication, Society of Nuclear Medicine*, 59(7), 1017-1019. <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.206219>
27. Slade, D., Lindner, A. B., Paul, G., & Radman, M. (2009). Recombination and replication in DNA repair of heavily irradiated *Deinococcus radiodurans*. *Cell*, 136(6), 1044-1055. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2009.01.018>
28. Jonathan Baldwin & Vesper Grantham. (2015, diciembre 1). *Baldwin & Grantham*. https://tech-snmjournals-org.translate.googleusercontent.com/content/43/4/242?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es&_x_tr_pto=wa
29. NIH. (2015, abril 27). *Estadísticas del cáncer* (nciglobal,ncienterprise) [cgvArticle]. <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/naturaleza/estadisticas>
30. United Nations (Ed.). (2011). *Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2010: Fifty-seventh session, includes scientific report, Summary of low-dose radiation effects on health*. United Nations.
31. OMS. (s. f.). *Efectos en la salud de las radiaciones ionizantes*. Recuperado 8 de enero de 2025, de <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects>

32. Singh, L., Patni, P., Sah, A. N., & Tewari, D. (2022). Chapter 5.3—Antioxidants and cataracts/age-related macular degeneration. En S. M. Nabavi & A. S. Silva (Eds.), *Antioxidants Effects in Health* (pp. 641-650). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819096-8.00073-2>
33. Thome, C., Chambers, D. B., Hooker, A. M., Thompson, J. W., & Boreham, D. R. (2018). Deterministic Effects to the Lens of the Eye Following Ionizing Radiation Exposure: Is There Evidence to Support a Reduction in Threshold Dose? *Health Physics*, 114(3), 328. <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000810>
34. Hill, C. K., & Kumar, P. (2011). Radiation Carcinogenesis. En *Encyclopedia of Cancer* (pp. 3134-3137). Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-16483-5_4898
35. IAEA. (2024b, mayo 3). *¿Qué es la radiación?* [Text]. IAEA. <https://www.iaea.org/es/newscenter/news/que-es-la-radiacion>
36. U.S.NRC. (2021). *Becquerel (Bq)*. NRC Web. <https://www.nrc.gov/reading-rm/basic-ref/glossary/becquerel-bq.html>
37. Keith, S., Faroon, O., Roney, N., Scinicariello, F., Wilbur, S., Ingerman, L., Lladós, F., Plewak, D., Wohlers, D., & Diamond, G. (2013). OVERVIEW OF BASIC RADIATION PHYSICS, CHEMISTRY, AND BIOLOGY. En *Toxicological Profile for Uranium*. Agency for Toxic Substances and Disease Registry (US). <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK158810/>

38. ICRP. (2007b). *ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*.
<https://inis.iaea.org/records/frv4b-yrj25>
39. ATSDR. (2023, enero 18). *ATSDR*.
https://www.atsdr.cdc.gov/es/phs/es_phs149.html
40. FWRadiology. (2017, junio 12). Radiation Dose. *FWRadiology*.
<https://fwradiology.com/radiation-dose/>
41. ICRP. (2007a). ICRP. *Annals of the ICRP*, 37(2-4), 1-332.
<https://doi.org/10.1016/j.icrp.2007.10.003>
42. Edeh, V. I., Olowoyeye, O. A., Irurhe, N. K., Abonyi, L. C., Arogundade, R. A., Awosanya, G. O., Eze, C. U., & Omiyi, O. D. (2012). Common Factors Affecting Radiographic Diagnostic Quality in X-Ray Facilities in Lagos. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 43(2), 108-111.
<https://doi.org/10.1016/j.jmir.2011.11.001>
43. Pesapane, F., Gnocchi, G., Quarrella, C., Sorce, A., Nicosia, L., Mariano, L., Bozzini, A. C., Marinucci, I., Priolo, F., Abbate, F., Carrafiello, G., & Cassano, E. (2024). Errors in Radiology: A Standard Review. *Journal of Clinical Medicine*, 13(15), 4306. <https://doi.org/10.3390/jcm13154306>
44. Knight, S. P. (2014). A paediatric X-ray exposure chart. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 61(3), 191-201. <https://doi.org/10.1002/jmrs.56>

45. OPS. (2012, noviembre 8). *Día de la Radiografía: Dos tercios de la población mundial no tiene acceso al diagnóstico por imagen - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud*. <https://www.paho.org/es/noticias/8-11-2012-dia-radiografia-dos-tercios-poblacion-mundial-no-tiene-acceso-al-diagnostico-por>
46. SERAM, P. (2022, noviembre 7). En España se realizan más de 40 millones de pruebas de imagen al año, según la Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM). *SERAM*. <https://seram.es/en-espana-se-realizan-mas-de-40-millones-de-pruebas-de-imagen-al-ano-segun-la-sociedad-espanola-de-radiologia-medica-seram/>
47. IMSS, I. M. del S. (2022). *En el IMSS se realizan casi 19 millones de estudios radiológicos al año para optimizar los diagnósticos médicos*. [gob.mx. http://www.gob.mx/imss/prensa/en-el-imss-se-realizan-casi-19-millones-de-estudios-radiologicos-al-ano-para-optimizar-los-diagnosticos-medicos?idiom=es](http://www.gob.mx/imss/prensa/en-el-imss-se-realizan-casi-19-millones-de-estudios-radiologicos-al-ano-para-optimizar-los-diagnosticos-medicos?idiom=es)
48. *INSTALACIONES AUTORIZADAS – Secretaría de Energía*. (s. f.). Recuperado 6 de febrero de 2025, de <https://sen.hn/instalaciones-autorizadas/>
49. Philips. (2025). *AlluraClarity con tecnología ClarityIQ*. Philips. <https://www.philips.com.mx/healthcare/product/HCNOCTN163/alluraclarity-con-tecnologia-clarityiq-sistema-intervencional-de-rayos-x-de-baja-dosis>

50. Warner, M. (2023, noviembre 7). Reducción de Exposición y Dosis en la Radiología Médica. *Everything Rad*.
<https://www.carestream.com/blog/2023/11/07/reduccion-de-exposicion-y-dosis-en-la-radiologia-medica/>
51. OR Technology. (2025). *Rayos X digitales | Software de adquisición y diagnóstico*.
https://www.or-technology.com/es/products/human/dicompacs-dx-r-acquisition-and-diagnostic-software.html?utm_source=chatgpt.com#GLI-
52. Wenman, A., & Lockwood, P. (2024). Comparing the standard knee X-ray exposure factor, 10 kV rule, and modified 10 kV rule techniques in digital radiography to reduce patient radiation dose without loss of image quality. *Radiography*, 30(2), 574-581. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2024.01.013>
53. Kuhn, B., Hlavaty, J., Muck, P., Recht, M., Kulwicki, A., Broering, M., & Reichard, A. (2024). More is less: Image enhancement technology reduces radiation exposure during anterior lumbar interbody fusion. *The Spine Journal*, 0(0).
<https://doi.org/10.1016/j.spinee.2024.09.026>
54. Aljweber, H. A., Mamoun, E., Khouqeer, G. A., Elgarayhi, A., & Sallah, M. (2024). Reducing effective radiation dose with improved image quality of abdominal computed tomography scans for overweight patients. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 17(2), 100868.
<https://doi.org/10.1016/j.jrras.2024.100868>

55. Hamd, Z. Y., Alrebdi, H. I., Osman, E. G., Awwad, A., Alnawwaf, L., Nashri, N., Alfnekh, R., & Khandaker, M. U. (2023). Optimization of chest X-ray exposure factors using machine learning algorithm. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 16(1), 100518. <https://doi.org/10.1016/j.jrras.2022.100518>
56. Jamal, N. H. M., Sayed, I. S., & Syed, W. S. (2020). Estimation of organ absorbed dose in pediatric chest X-ray examination: A phantom study. *Radiation Physics and Chemistry*, 166, 108472. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2019.108472>
57. Tam, S.-Y., Fung, Y.-Y., Lau, S.-Y., Lam, W.-N., & Wong, E. T.-H. (2023). Scatter Radiation Distribution to Radiographers, Nearby Patients and Caretakers during Portable and Pediatric Radiography Examinations. *Bioengineering*, 10(7), 779. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10070779>
58. Sayed, M., Knapp, K. M., Fulford, J., Heales, C., & Alqahtani, S. J. (2023). The principles and effectiveness of X-ray scatter correction software for diagnostic X-ray imaging: A scoping review. *European Journal of Radiology*, 158, 110600. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2022.110600>
59. Shah Sweni, Ramachandran Meenakshisundaram 2, & Ponniah Thirumalaikolundusubramanian. (2015). *Cardiovascular Toxicity as a Result of Radiological Imaging—ScienceDirect*. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B978012416595300017>

60. Best, P. J. M., Skelding, K. A., Mehran, R., Chieffo, A., Kunadian, V., Madan, M., Mikhail, G. W., Mauri, F., Takahashi, S., Honye, J., Hernández-Antolín, R., Weiner, B. H., & Society for Cardiovascular Angiography & Interventions' Women in Innovations (WIN) group. (2011). SCAI consensus document on occupational radiation exposure to the pregnant cardiologist and technical personnel. *Catheterization and Cardiovascular Interventions: Official Journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*, 77(2), 232-241. <https://doi.org/10.1002/ccd.22877>
61. RaySafe X2. (2025). *RaySafe X2 | RaySafe*. <https://www.raysafe.com/products/x-ray-test-equipment/raysafe-x2>
62. MATLAB. (2025a). *MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico*. <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>
63. Hacking, C., Campos, A., & Baba, Y. (2020). *Phantom | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org*. Radiopaedia. <https://doi.org/10.53347/rID-73526>
64. FUJIFILM. (2020). FDR MS-3500 Operation Manual. FUJIFILM Corporation.
65. Vorvick, L. J., & Dugdale, D. C. (2022). *Rayos x: MedlinePlus enciclopedia médica*. MedlinePlus. <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003337.htm>
66. Do, Q., Seo, W., & Shin, C. W. (2023). Automatic algorithm for determining bone and soft-tissue factors in dual-energy subtraction chest radiography.

Biomedical Signal Processing and Control, 80, 104354.

<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2022.104354>

67. Sheldon, R., & Burke, J. (2025). *What is signal-to-noise ratio and how is it measured?* Search Networking.

<https://www.techtarget.com/searchnetworking/definition/signal-to-noise-ratio>

68. Alsleem, H. A., & Almohiy, H. M. (2020). The Feasibility of Contrast-to-Noise Ratio on Measurements to Evaluate CT Image Quality in Terms of Low-Contrast Detailed Detectability. *Medical Sciences*, 8(3), 26.

<https://doi.org/10.3390/medsci8030026>

69. MATLAB. (2025b). *Ssim*. <https://la.mathworks.com/help/images/ref/ssim.html>

70. Matas, A. (2018). Diseño del formato de escalas tipo Likert: Un estado de la cuestión. *Revista electrónica de investigación educativa*, 20(1), 38-47.

71. Knight, S. P. (2014). A paediatric X-ray exposure chart. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 61(3), 191–201. <https://doi.org/10.1002/jmrs.56>

72. Kostidis, M., Varcoe, J. G., & Barnes, P. (2023). Assessment of scatter radiation dose received by comforters and carers during digital breast tomosynthesis mammography. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 70(2), 112–119. <https://doi.org/10.1002/jmrs.649>

73. Teuwen, J., Moriakov, N., Fedon, C., Caballo, M., Reiser, I., Bakic, P., ... & Sechopoulos, I. (2021). Deep learning reconstruction of digital breast tomosynthesis images for accurate breast density and patient-specific radiation

dose estimation. *Medical Image Analysis*, 71, 102061.

<https://doi.org/10.1016/j.media.2021.102061>

74. Tongkum, S., Suwanpradit, P., Vidhyarkorn, S., Siripongsakun, S., Oonsiri, S., Rakvongkhari, Y., & Khamwan, K. (2020). Determination of radiation dose and low-dose protocol for digital chest tomosynthesis using radiophotoluminescent (RPL) glass dosimeters. *Physica Medica*, 73, 13–21.

<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.03.024>

Anexos

Anexo 1. Registro de Mamografía y Rayos X Digitales al nivel nacional registrados por la SESAL.

SECRETARÍA DE SALUD DE HONDURAS SUBSECRETARÍA DE REDES INTEGRADAS DE SERVICIOS DE SALUD DIRECCIÓN GENERAL DE REDES INTEGRADAS DE SERVICIOS DE SALUD DEPARTAMENTO DE SERVICIOS DE SEGUNDO NIVEL DE ATENCIÓN					
Rayos X Estacionario Digital		Cantidad	Estatus	Marca	Modelo
HOSPITALES BÁSICOS					
1	Anibal Murillo	1	Proceso de instalacion		
2	Enrique Aguilar Cerrato	1	Operativo	DRGEM	GXR-C525D
3	Gabriela Alvarado	1	Operativo	General Electric	Optima XR646HD
4	Juan Manuel Gálvez	1	Operativo	Canon	
5	Manuel de Jesús Subirana	1	Operativo	TXR	E7239GX Serie 11A655
6	Puerto Cortés	1	Operativo	Siemens	Hearthineers
		1	Proceso de instalacion		
7	Puerto Lempira	1	Operativo	STYLIX	
8	Roatán	0			
9	Roberto Suazo Córdova	1	Proceso de instalacion		
10	Salvador Paredes	0			
11	San Lorenzo	1	Operativo	Canon	BLR-500A
12	San Marcos de Ocotepeque	0			
		1	Proceso de instalacion		
13	Santa Barbara	1	Operativo	Control X	MS450HFSTR
14	Santo Hermano Pedro	1	Operativo	Carestream	QS-550
15	Tela	1	Operativo	Lanmage	7000F
		1	Proceso de instalacion	General Electric	XR646HD
HOSPITALES GENERALES					
16	Atlántida	1	Operativo	DRGEM	EXR40
		1	Operativo	Ecoray	HF-525Plus
17	Del Sur	1	Operativo	Desung	M-38
		1	Operativo	Perlove	XPJ30
18	El Progreso	1	Operativo	Ecoray	Mode E7239
19	Occidente	1	Operativo	Canon	Radrex 50
		1	Operativo	Dinamik Rontgen	E-100 HF IMD XR03
20	San Francisco	1	Fuera de servicio	General Electric	Discovery
21	San Isidro	1	Operativo	TXR	SHF-410
22	Santa Teresa	1	Proceso de instalacion		
HOSPITALES DE ESPECIALIDADES					
23	Centro Hondureño para el Niño Quemado	0			
24	Escuela	1	Operativo	General Electric	Proteus XRA
		1	Operativo	General Electric	Proteus XRA
		1	Operativo	General Electric	Proteus XRA
		1	Fuera de servicio	General Electric	Proteus XRA
25	Leonardo Martínez	1	Operativo	General Electric	
26	María de Especialidades Pediátricas	0			
27	Mario Catarino Rivas	1	Operativo	Canon	BLR-500A
		1	Fuera de servicio	General Electric	Proteus
		1	Fuera de servicio	Varex Imaging	Rad-14/Leo
28	San Felipe	1	Operativo	Shimadzu	
		1	Fuera de servicio	DGR	
INSTITUTO					
29	INCP	1	No operativo	DRGEM	GXR-SD
		1	Operativo	Canon	RADREX
Total Operativos		25			
Total No Operativos		6			
En Proceso		6			

Rayos X portátil		SECRETARÍA DE SALUD DE HONDURAS UNIDAD TÉCNICA DE GESTIÓN DE PROYECTOS					
HOSPITALES		Cantidad	Fuera de Servicio	Operativos	Estatus	Marca	Modelo
1	Anbal Murillo	0	0	0	Fuera de Servicio		
2	CEHNIQ	1	0	1	Operativo	Italray	Corsix
3	Enrique Aguilar Cerrato						
4	Hospital Escuela	17	7	10	Operativo	Siemens	Mobilett
					Operativo	Siemens	Mobilett
					Operativo	Drgem	Topaz40D
					Operativo	Drgem	Topaz40D
					Operativo	Drgem	Topaz40D
					Operativo	Konica	Minolta
					Operativo	Konica	Minolta
					Operativo	Modelo	AMX-4
					Operativo	Modelo	Optima
					Fuera de Servicio	Toshiba	IME-100L
					Fuera de Servicio	SEDECAL	Dragón
					Fuera de Servicio	Agfa	D100
					Fuera de Servicio	Agfa	D101
					Fuera de Servicio	Agfa	D102
Fuera de Servicio	Agfa	D103					
5	Hospital Catolico Santo Hermano Pedro	2	1	1	Fuera de Servicio	Siemens	Mobilett
6	Hospital Occidente	8	6	2	Operativo	Carestream	1740638
					Fuera de Servicio	General Electric	46-15570E4
					Fuera de Servicio	ItalRay	XFM
					Fuera de Servicio	Siemens	Mobilett Elara Max
					Fuera de Servicio	GE	555500-3
					Fuera de Servicio	GE	555500-3
					Fuera de Servicio	Desc.	1200
					Fuera de Servicio	Italray	Corsis R DR Energy
7	Hospital Dr. Juan Manuel Galvez	2	1	1	Operativo	Desc.	Desc.
8	Hospital El Progreso				Operativo	Italray	Corsix R DR Energy
					Fuera de Servicio	Italray	XFM
9	Hospital Gabriela Alvarado	3	3	0	Fuera de Servicio	Corsix R DR	Corsix R DR Energy 11.01.031.00
					Fuera de Servicio	ItalRay-XFM	32A Pulsed
					Fuera de Servicio	Siemens	XFM AMR-IR303/A-D (240) T1107444 4056869154992
10	Hospital General del Sur	3	1	2	Operativo	Dinamik-Rongen	DRX 6-D GMD/206704
					Operativo	Dinamik-Rongen	DRX6-D GMD/206705
					Fuera de Servicio	Italray	XFM
					Fuera de Servicio	Italray	AMR-IR303/A-D 11421-21
11	Hospital Leonardo Martinez	6	4	2	Fuera de Servicio	Shimadzu	MobileDaRT Evolution
12	Hospital Manual de Jesus Subirana	0			Operativo	SIEMENS	
					Fuera de Servicio		
13	Hospital de Especialidades Maria	8	0	8	Operativo		
					Fuera de Servicio		
14	Hospital Osiquiatrico Mario Mendoza	0			Fuera de Servicio	ITALRAY	Corsix R DR Energy
					Fuera de Servicio	ITALRAY	Corsix R DR Energy
15	Hospital Puerto Lempira	1	0	1	Operativo	AGFA	DX-D100
16	Hospital Roberto Suazo Cordova	2	1	1	Operativo	ITALRAY	XFM
					Fuera de Servicio	DIGIMEDIC	CANIS 5A
17	Hospital Salvador Paredes	1	1	0	Fuera de Servicio		
18	Hospital San Isidro	1	1	0	Fuera de Servicio	ITALRAY	CORSIX R DR
					Operativo	ITALRAY	CORSIX R DR
					Fuera de Servicio	GE	2275938-7
19	Hospital San Lorenzo	4	3	1	Fuera de Servicio	AGFA	DR-100e
					Fuera de Servicio	TOSHIBA	KCD-10M-7
					Fuera de Servicio	Shimadzu	MobileDaRT Evolution
20	Hospital San Marcos de Ocoetepeque	1	1	0	Operativo		
21	Hospital Santa Barbara Integrado	2	1	1	Operativo		
					Fuera de Servicio		
22	Hospital Santa Teresa	3	1	2	Operativo		
					Fuera de Servicio		
23	Hospital Tela	2	2	0	Fuera de Servicio	ITALRAY	Corsix R DR Energy
					Fuera de Servicio	ITALRAY	Corsix R DR Energy
24	INCP	3	1	2	Operativo	HIMADZU	MOBI LEDART EVOLUTION
					Operativo	HIMADZU	MOBI LEDART EVOLUTION
25	Mario Catarino Rivas	8	6	2	Operativo	SIEMENS	Mobilette Elara Max
					Operativo	SHIMADZU	Mobile Dart Evolution
26	Puerto Cortes	4	3	1	Fuera de Servicio		
					Fuera de Servicio	Dragon X	PKL 13203
					Fuera de Servicio	Agfa NV	DR 100S
27	San Felipe	3	1	2	Fuera de Servicio	Tank-L	PK200166
					Fuera de Servicio		
28	Santa Rosita	0			Fuera de Servicio		
29	Hospital General San Francisco	5	4	1	Fuera de Servicio		
TOTAL		90	49	41			

Total: 17
Operativos: 10. Tres de estas fueron compradas para las CLIPERS pero por ahora permanecen en el hospital, se espera sean trasladadas en un futuro para las CLIPERS.
No operativo: 7. Cuatro de ellas ya se lanzó la licitación para las baterías y su mantenimiento. Y otra tiene quebrado el puerto y está en proceso de su compra

Anexos 2. Tabla Recopilatoria Fase I.

REGISTRO DE DATOS												
Técnicas normal												
	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	5.7	33	63	196	235	270					
	2	5.7 CCD pectoral OBLICUA MEDIO LATERAL	33	63	478	770	991	1.19				
	3		33	63	1.37	1.66	1.73	1.92				
	4		33	63	1.93	1.93	1.93	1.94				
	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	2.9	25	32	33.7	41.9	52.7	61.2				
	2	2.9	25	32	102	146	186	219				
	3	2.9	25	32	259	297	338	379				
4	2.9	25	32	382	383	385	387					
	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	7.2	38	80	39	48.1	37.6	30.6				
	2	7.2	38	80	412	425	424	410				
	3	7.2	38	80	359	361	325	350				
4	7.2	38	80	1.4	2.4	1	1.8					
Técnicas Optimizadas												
25%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	5.7	36	40	16.9	14.4	17.6	16.9				
	2	5.7	36	40	138	133	150	134				
	3	5.7	36	40	105	97	94.8	105				
4	5.7	36	40	2.3	0.6	0.9	1					
25%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	2.9	27	18	6.7	3.7	2.8	2.7				
	2	2.9	27	18	22.4	21	20.6	25.3				
	3	2.9	27	18	14.8	20.7	15.7	17				
4	2.9	27	18	0.4	0.2	0.3	0.2					
25%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	7.2	41.8	49.59	30	37.2	32.8	39.7				
	2	7.2	41.8	49.59	433	437	461	446				
	3	7.2	41.8	49.59	253	249	254	289				
4	7.2	41.8	49.59	2.4	2.4	1.6	2.1					
50%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	5.7	36	25	11.8	11.9/33.6	11.6/32.7	10.9/28.9				
	2	5.7	36	25	77.5	81.8/252	84.6/277	84.4/229				
	3	5.7	36	25	47.8	54.7/105	56.2/178	54.4/172				
4	5.7	36	25	0.5	0.6/0.13	0.3/0.11	0.5/0.14					
50%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	POS 1 (uGy)	POS 2 (uGy)	POS 3 (uGy)		Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	2.9	27	12.5	2	2	1.3	1.7				
	2	2.9	27	12.5	18.2	16.6	16.1	18.8				
	3	2.9	27	12.5	11.4/28.2	11.2	11.2	11.9				
4	2.9	27	12.5	0.3	0.4	0.4	0.3					
50%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	7.2	41	33	22.1	16.4	22.5	25.8				
	2	7.2	41	33	235	278	239	266				
	3	7.2	41	33	137	139	137	138				
4	7.2	41	33	1.3	2.4	0.9	1.1					
80%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	5.7	36	10	5.4	4.6	5.6	0.15				
	2	5.7	36	10	35.9	30	34.2	37.4				
	3	5.7	36	10	16.4	21	17.7	20.1				
4	5.7	36	10	0.3	0.4	0.5	0.1					
80%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	2.9	28	5	1.8	1.3	1.3	0.9				
	2	2.9	28	5	8.5	8.7	6.8	7.2				
	3	2.9	28	5	3.1	5.6	4.9	5.8				
4	2.9	28	5	0.2	0.3	0.3	0.2					
80%	Intento/POS	Espesor (cm)	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)	Filtrado	Blanco	SID	hay paleta SI/NO
	1	7.2	42	12.5	9.1	10.2	10.5	10.8				
	2	7.2	42	12.5	109	110	109	107				
	3	7.2	42	12.5	57.4	59.9	56.8	55.2				
4	7.2	42	12.5	0.6	0.4	0.6	1.1					

Anexo 3. Tabla Recopilatoria Fase II.

FASE II							
AEC	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
H	1	29	91	12.9	26.3	9	18.5/87mas
H	2	29	87	181	184/28/95	185/29/88	186/29/87
H	3	29	87	165	168	173	169/88mas
H	4	29	87	1	0.6	0.6	0.3
AEC	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
N	1	29	63	13.1	6.5	8.6	9.2
N	2	29	63	121	132	132	125
N	3	29	63	112	116	124	127
N	4	29	63	0.6	0.3	0.4	0.6
AEC	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
L	1	29	34	7.8	6.2	7.8	8.9
L	2	29	34	76.4	81.8	73.3	84.1
L	3	29	34	71.2	72	78.1	83.4
L	4	29	34	0.6	0.5	0.5	0.7
OG1	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	33	63	22.1	20.2	17	13.1
	2	33	63	185	182	196	190
	3	33	63	178	185	180	179
	4	33	63	0.5	0.8	0.6	1.9
OG2	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	25	32	2.6	2	2.2	3.5
	2	25	32	37.2	39.2	40	42.2
	3	25	32	34.2	38	36.6	40.3
	4	25	32	0.3	0.2	0.3	0.1
OG3	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	38	80	33.8	57.8	26.9	37.6
	2	38	80	362	400	400	397
	3	38	80	350	333	332	341
	4	38	80	1.3	1.5	1.3	1.1
25%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	36	40	24.9	26.2	43.7	32.8
	2	36	40	168	148	131	174
	3	36	40	141	153	148	132
	4	36	40	0.7	0.6	0.6	0.4
25%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	27	18	4.8	3.9	1.9	2.7
	2	27	18	25.2	26.6	28.4	28.4
	3	27	18	25.6	26.6	31.1	26.8
	4	27	18	0.1	0.2	0.6	0.2
25%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	42	50	45.1	36.5	50.3	20.7
	2	42	50	337	354	322	344
	3	42	50	283	310	290	288
	4	42	50	0.9	0.8	0.7	1.5
35%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	34.65	36	17	14.8	20.5	18.1
	2	34.65	36	129	131	129	125
	3	34.65	36	107	119	118	120
	4	34.65	36	0.5	0.4	0.6	0.8
35%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	26.25	18.87	2.5	3.1	3.6	2.9
	2	26.25	18.87	30.5	27.5	26.6	26.3
	3	26.25	18.87	23.8	25.6	24.4	23.9
	4	26.25	18.87	0.5	0.2	0.4	0.2
35%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	39	45	57.5	40.7	52.9	43.3
	2	39	45	240	236	260	252
	3	39	45	209	204	212	202
	4	39	45	0.5	0.5	0.6	0.6
50%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	36	25	85.6	63.1	42.7	64.4
	2	36	25	267	250	247	220
	3	36	25	202	221	200	218
	4	36	25	0.13	0.8	0.6	0.3
50%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	27	12.5	3.7	3.5	5.1	1.6
	2	27	12.5	21.9	21.5	21	19.3
	3	27	12.5	19	78.1	22.2	19.2
	4	27	12.5	0.2	0.1	0.2	0.2
50%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	41	32	24.1	25.5	33.2	52.1
	2	41	32	201	196	204	176
	3	41	32	162	180	170	174
	4	41	32	0.3	0.2	0.7	0.6
80%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	36	10	6.7	6.9	11	10.8
	2	36	10	41.7	28.8	40.6	41.5
	3	36	10	36.4	38.7	38.3	39.1
	4	36	10	0.2	0.2	0.3	0.3
80%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	28	5	2.7	0.8	2.3	2
	2	28	5	8.8	9	8.7	8.6
	3	28	5	9	8.1	9.3	7.7
	4	28	5	0.2	0.4	0.2	0.2
80%	Intento/POS	kVp	mAs	(nGy)	(nGy)	(nGy)	(nGy)
	1	42	12.5	15.6	10.4	23.7	28.1
	2	42	12.5	83.1	76.3	73.9	78.6
	3	42	12.5	65.4	65.3	70.4	68.4
	4	42	12.5	0.5	0.2	0.4	0.5

Anexo 4. Código Cálculo Teoría de Errores.

Definición de Datos

Cada grupo se define con un nombre y una matriz de datos (4 intentos x 4 posiciones) La matriz contiene únicamente los valores de kerma (nGy)

```
groups = struct();

% Grupo AEC, identificador H
groups(1).name = 'AEC_H';
groups(1).kVp = 29; groups(1).mAs = 91; % Valores constantes (solo informativos)
groups(1).data = [12.9, 26.3, 9, 18.5;
                 181, 184, 185, 186;
                 165, 168, 173, 169;
                 1, 0.6, 0.6, 0.3];

% Grupo AEC, identificador N
groups(2).name = 'AEC_N';
groups(2).kVp = 29; groups(2).mAs = 63;
groups(2).data = [13.1, 6.5, 8.6, 9.2;
                 121, 132, 132, 125;
                 112, 116, 124, 127;
                 0.6, 0.3, 0.4, 0.6];

% Grupo AEC, identificador L
groups(3).name = 'AEC_L';
groups(3).kVp = 29; groups(3).mAs = 34;
groups(3).data = [7.8, 6.2, 7.8, 8.9;
                 76.4, 81.8, 73.3, 84.1;
                 71.2, 72, 78.1, 83.4;
                 0.6, 0.5, 0.5, 0.7];

% Grupo OG1
groups(4).name = 'OG1';
groups(4).kVp = 33; groups(4).mAs = 63;
groups(4).data = [22.1, 20.2, 17, 13.1;
                 185, 182, 196, 190;
                 178, 185, 180, 179;
                 0.5, 0.8, 0.6, 1.9];

% Grupo OG2
groups(5).name = 'OG2';
groups(5).kVp = 25; groups(5).mAs = 32;
groups(5).data = [2.6, 2, 2.2, 3.5;
                 37.2, 39.2, 40, 42.2;
                 34.2, 38, 36.6, 40.3;
                 0.3, 0.2, 0.3, 0.1];

% Grupo OG3
```

```

groups(6).name = '0G3';
groups(6).kVp = 38; groups(6).mAs = 80;
groups(6).data = [33.8, 57.8, 26.9, 37.6;
                 362, 400, 400, 397;
                 350, 333, 332, 341;
                 1.3, 1.5, 1.3, 1.1];

% Grupo 25% - primer conjunto
groups(7).name = '25%_1';
groups(7).kVp = 36; groups(7).mAs = 40;
groups(7).data = [24.9, 26.2, 43.7, 32.8;
                 168, 148, 131, 174;
                 141, 153, 148, 132;
                 0.7, 0.6, 0.6, 0.4];

% Grupo 25% - segundo conjunto
groups(8).name = '25%_2';
groups(8).kVp = 27; groups(8).mAs = 18;
groups(8).data = [4.8, 3.9, 1.9, 2.7;
                 25.2, 26.6, 28.4, 28.4;
                 25.6, 26.6, 31.1, 26.8;
                 0.1, 0.2, 0.6, 0.2];

% Grupo 25% - tercer conjunto
groups(9).name = '25%_3';
groups(9).kVp = 42; groups(9).mAs = 50;
groups(9).data = [45.1, 36.5, 50.3, 20.7;
                 337, 354, 322, 344;
                 283, 310, 290, 288;
                 0.9, 0.8, 0.7, 1.5];

% Grupo 35% - primer conjunto
groups(10).name = '35%_1';
groups(10).kVp = 34.65; groups(10).mAs = 36;
groups(10).data = [17, 14.8, 20.5, 18.1;
                 129, 131, 129, 125;
                 107, 119, 118, 120;
                 0.5, 0.4, 0.6, 0.8];

% Grupo 35% - segundo conjunto
groups(11).name = '35%_2';
groups(11).kVp = 26.25; groups(11).mAs = 18.87;
groups(11).data = [2.5, 3.1, 3.6, 2.9;
                 30.5, 27.5, 26.6, 26.3;
                 23.8, 25.6, 24.4, 23.9;
                 0.5, 0.2, 0.4, 0.2];

% Grupo 35% - tercer conjunto
groups(12).name = '35%_3';
groups(12).kVp = 39; groups(12).mAs = 45;
groups(12).data = [57.5, 40.7, 52.9, 43.3;
                 240, 236, 260, 252;
                 209, 204, 212, 202;
                 0.5, 0.5, 0.6, 0.6];

% Grupo 50% - primer conjunto
groups(13).name = '50%_1';
groups(13).kVp = 36; groups(13).mAs = 25;
groups(13).data = [85.6, 63.1, 42.7, 64.4;
                 267, 250, 247, 220;
                 202, 221, 200, 218;
                 0.13, 0.8, 0.6, 0.3];

% Grupo 50% - segundo conjunto
groups(14).name = '50%_2';
groups(14).kVp = 27; groups(14).mAs = 12.5;
groups(14).data = [3.7, 3.5, 5.1, 1.6;
                 21.9, 21.5, 21, 19.3];

```

```

        19, 78.1, 22.2, 19.2;
        0.2, 0.1, 0.2, 0.2];

% Grupo 50% = tercer conjunto
groups(15).name = '50%_3';
groups(15).kVp = 41; groups(15).mAs = 32;
groups(15).data = [24.1, 25.5, 33.2, 52.1;
                  201, 196, 204, 176;
                  162, 180, 170, 174;
                  0.3, 0.2, 0.7, 0.6];

% Grupo 80% = primer conjunto
groups(16).name = '80%_1';
groups(16).kVp = 36; groups(16).mAs = 10;
groups(16).data = [6.7, 6.9, 11, 10.8;
                  41.7, 28.8, 40.6, 41.5;
                  36.4, 38.7, 38.3, 39.1;
                  0.2, 0.2, 0.3, 0.3];

% Grupo 80% = segundo conjunto
groups(17).name = '80%_2';
groups(17).kVp = 28; groups(17).mAs = 5;
groups(17).data = [2.7, 0.8, 2.3, 2;
                  8.8, 9, 8.7, 8.6;
                  9, 8.1, 9.3, 7.7;
                  0.2, 0.4, 0.2, 0.2];

% Grupo 80% = tercer conjunto
groups(18).name = '80%_3';
groups(18).kVp = 42; groups(18).mAs = 12.5;
groups(18).data = [15.6, 18.4, 23.7, 28.1;
                  83.1, 76.3, 73.9, 78.6;
                  65.4, 65.3, 70.4, 68.4;
                  0.5, 0.2, 0.4, 0.5];

```

Cálculos por Intento (cada fila)

En este caso, para cada grupo se calcularán: - Promedio de las 4 posiciones de ese intento. - Desviación estándar. - % de error: (desviación/promedio)*100. - Incertidumbre total: suma de la desviación estándar y la resolución del instrumento.

```

nGroups = numel(groups);
for i = 1:nGroups
    datos = groups(i).data; % Matriz 4x4: cada fila es un intento y cada columna es una medición (posición)
    [nIntentos, nPos] = size(datos);

    % Inicializar vectores de resultados para cada intento
    meanIntento = zeros(nIntentos, 1);
    stdIntento = zeros(nIntentos, 1);
    percentErrorIntento = zeros(nIntentos, 1);
    uncertaintyIntento = zeros(nIntentos, 1);

    for intento = 1:nIntentos
        mediciones = datos(intento, :); % mediciones en las 4 posiciones del intento
        meanIntento(intento) = mean(mediciones);
        stdIntento(intento) = std(mediciones);
        percentErrorIntento(intento) = (stdIntento(intento) / meanIntento(intento)) * 100;
        uncertaintyIntento(intento) = stdIntento(intento) + instrumentResolution;
    end

    % Guardar los resultados en la estructura para cada grupo
    groups(i).meanIntento = meanIntento;
    groups(i).stdIntento = stdIntento;
    groups(i).percentErrorIntento = percentErrorIntento;
    groups(i).uncertaintyIntento = uncertaintyIntento;
end

```

Mostrar Resultados por Grupo e Intento

```

for i = 1:nGroups
    fprintf('Resultados para el grupo %s (kVp = %.2f, mAs = %.2f):\n', ...
           groups(i).name, groups(i).kVp, groups(i).mAs);
    for intento = 1:length(groups(i).meanIntento)
        fprintf(' Intento %d:\n', intento);
        fprintf(' Promedio: %.2f nGy\n', groups(i).meanIntento(intento));
        fprintf(' Desviación estándar: %.2f nGy\n', groups(i).stdIntento(intento));
        fprintf(' % de Error: %.2f %%\n', groups(i).percentErrorIntento(intento));
        fprintf(' Incertidumbre total (std + resolución): %.2f nGy\n', groups(i).uncertaintyIntento(intento));
    end
    fprintf('\n');
end

```

Anexo 5. Código de preprocesamiento de imágenes, seccionar la imagen para mostrar únicamente el phantom.

```
clc; close all; clear;

%% 1. Configurar carpetas de salida
output_folder_processed = 'processed_images';
output_folder_aligned = 'aligned_images';
if ~exist(output_folder_processed, 'dir')
    mkdir(output_folder_processed);
end
if ~exist(output_folder_aligned, 'dir')
    mkdir(output_folder_aligned);
end

%% 2. Obtener lista de imágenes
image_extensions = {'*.jpg', '*.png', '*.tif', '*.bmp', '*.jpeg'};
image_files = [];
for i = 1:length(image_extensions)
    image_files = [image_files; dir(image_extensions{i})];
end

%% 3. Procesar y alinear imágenes
try
    % 3.1 Procesar imagen de referencia (primera imagen)
    ref_filename = image_files(1).name;
    [ref_img, ref_cmap] = imread(ref_filename);

    % Si la imagen es indexada, convertir a RGB
    if ~isempty(ref_cmap)
        ref_img = ind2rgb(ref_img, ref_cmap);
        ref_img = im2uint8(ref_img); % Convertir a uint8 si es necesario
    end

    % Si la imagen tiene 3 canales, convertir a escala de grises
    if size(ref_img,3) == 3
        ref_gray = rgb2gray(ref_img);
    else
        ref_gray = ref_img; % Ya es escala de grises
    end

    % Umbralización adaptativa
    ref_bw = imbinarize(ref_gray, 'adaptive', 'Sensitivity', 0.6);
    ref_bw = imclose(ref_bw, strel('disk', 5));
    ref_bw_clean = bwareaopen(ref_bw, 3000);

    % Excluir zona superior izquierda
    [height, width] = size(ref_bw_clean);
    excludeZone = false(size(ref_bw_clean));
    excludeZone(1:round(height*0.3), 1:round(width*0.3)) = true;
    ref_bw_clean(excludeZone) = false;
end
```

```

% Detección del objeto más grande
ref_stats = regionprops(ref_bw_clean, 'Extrema', 'Area');
[~, ref_idx] = max([ref_stats.Area]);
ref_extrema = ref_stats(ref_idx).Extrema;

% Recorte
x_min_ref = max(1, min(ref_extrema(:,1)));
y_min_ref = max(1, min(ref_extrema(:,2)));
x_max_ref = min(width, max(ref_extrema(:,1)));
y_max_ref = min(height, max(ref_extrema(:,2)));
ref_processed = ref_img(floor(y_min_ref):ceil(y_max_ref), floor(x_min_ref):ceil(x_max_ref), :);

% Guardar referencia procesada
[~, ref_name, ref_ext] = fileparts(ref_filename);
imwrite(ref_processed, fullfile(output_folder_processed, [ref_name '_processed' ref_ext]));

% 3.2 Configurar registro
if size(ref_processed,3) == 3
    ref_gray = rgb2gray(ref_processed);
else
    ref_gray = ref_processed;
end
output_view = imref2d(size(ref_gray));
[optimizer, metric] = imregconfig('monomodal');
optimizer.MaximumIterations = 300;

```

```

% 3.3 Procesar y alinear resto de imágenes
for i = 1:length(image_files)
    filename = image_files(i).name;
    [img, cmap] = imread(filename);

    % Si la imagen es indexada, convertir a RGB
    if ~isempty(cmap)
        img = ind2rgb(img, cmap);
        img = im2uint8(img); % Convertir a uint8 si es necesario
    end

    % Convertir a escala de grises si es necesario
    if size(img,3) == 3
        gray = rgb2gray(img);
    else
        gray = img;
    end

    % Procesamiento de umbralización
    bw = imbinarize(gray, 'adaptive', 'Sensitivity', 0.6);
    bw = imclose(bw, strel('disk', 5));
    bw_clean = bwareaopen(bw, 3000);

    % Excluir zona superior izquierda
    [height, width] = size(bw_clean);
    excludeZone = false(size(bw_clean));

```

```

excludeZone = false(size(bw_clean));
excludeZone(1:round(height*0.3), 1:round(width*0.3)) = true;
bw_clean(excludeZone) = false;

% Detección del objeto más grande
stats = regionprops(bw_clean, 'Extrema', 'Area');
[~, idx] = max([stats.Area]);
extrema = stats(idx).Extrema;

% Recorte
x_min = max(1, min(extrema(:,1)));
y_min = max(1, min(extrema(:,2)));
x_max = min(width, max(extrema(:,1)));
y_max = min(height, max(extrema(:,2)));
cropped = img(floor(y_min):ceil(y_max), floor(x_min):ceil(x_max), :);

% Máscara final
if size(cropped,3) == 3
    gray_cropped = rgb2gray(cropped);
else
    gray_cropped = cropped;
end
mask = gray_cropped > prctile(gray_cropped(:), 5);
cropped_final = cropped .* uint8(mask);

```

```

% Guardar procesada
[~, name, ext] = fileparts(filename);
imwrite(cropped_final, fullfile(output_folder_processed, [name '_processed' ext]));

% Alineación con referencia
if size(cropped_final,3) == 3
    moving_gray = rgb2gray(cropped_final);
else
    moving_gray = cropped_final;
end

tform = imregtform(moving_gray, ref_gray, 'rigid', optimizer, metric);
aligned_img = imwarp(cropped_final, tform, 'OutputView', output_view);

% Guardar alineada
imwrite(aligned_img, fullfile(output_folder_aligned, [name '_aligned' ext]));
fprintf('Procesada y alineada: %s\n', filename);
end

catch ME
    fprintf('Error: %s\n', ME.message);
end

fprintf('\n;Proceso completado! Resultados en:\n- %s\n- %s\n', output_folder_processed, output_folder_aligned);

```

Anexos 6. Código para cálculo de SNR y CNR.

```
clc; clear; close all;

%% Parámetros configurables
num_pares = 30;      % Número de pares ROI-Fond

color_roi = 'r';     % Color para ROIs (rojo)
color_bg = 'g';      % Color para fondos (verde)
marker_size = 20;    % Tamaño de los marcadores

%% Obtener lista de archivos JPG
files = dir('*.jpg');
if isempty(files)
    error('No se encontraron archivos .jpg en la carpeta.');
```

```
end

%% Selección interactiva en imagen de referencia
filename_ref = files(1).name;
im_ref = imread(filename_ref);
im_ref = im2double(im_ref);
[filas_ref, columnas_ref, ~] = size(im_ref);

% Almacenamiento de parámetros
coordenadas_roi = zeros(num_pares, 2); % [x, y] para cada ROI
coordenadas_bg = zeros(num_pares, 2); % [x, y] para cada fondo
roi_sizes = zeros(num_pares, 1);      % Tamaños personalizados

disp('Selección interactiva - Usa zoom y luego define el tamaño de la ROI');
```

```
for i = 1:num_pares
    % =====
    % 1. SELECCIÓN DE ROI CON ZOOM Y TAMAÑO DINÁMICO
    % =====
    h = figure('Name', ['Par ', num2str(i), ' - Selecciona ROI'],...
        'NumberTitle', 'off', 'WindowState', 'maximized');
    ax = axes('Parent', h);
    imshow(im_ref, 'Parent', ax);
    zoom on;
    title(['PAR ', num2str(i), ': 1) Usa ZOOM 2) Define el tamaño de la ROI']);

    % Esperar a que el usuario haga zoom
    disp('Haz zoom en la imagen y presiona cualquier tecla para continuar...');
    pause;

    % Solicitar tamaño de la ROI
    default_size = '20'; % Tamaño por defecto
    prompt = {sprintf('Tamaño de ROI (píxeles) para el Par %d:', i)};
    dlgtitle = 'Configuración de ROI';
    dims = [1 35];
    answer = inputdlg(prompt, dlgtitle, dims, {default_size});
    roi_sizes(i) = str2double(answer{1});
end
```

```

% Seleccionar centro de la ROI
title(['PAR ', num2str(i), ': Haz clic en el CENTRO del ROI']);
[x_roi, y_roi] = ginput(1);
coordenadas_roi(i,:) = round([x_roi, y_roi]);
close(h);

% =====
% 2. SELECCIÓN DE FONDO CON ZOOM Y TAMAÑO DINÁMICO
% =====
h = figure('Name', ['Par ', num2str(i), ' - Selecciona Fondo'],...
          'NumberTitle', 'off', 'WindowState', 'maximized');
ax = axes('Parent', h);
imshow(im_ref, 'Parent', ax);
zoom on;
title(['PAR ', num2str(i), ': 1) Usa ZOOM 2) Define el tamaño del FONDO']);

% Esperar a que el usuario haga zoom
disp('Haz zoom en la imagen y presiona cualquier tecla para continuar...');
pause;

% Seleccionar centro del fondo
title(['PAR ', num2str(i), ': Haz clic en el CENTRO del FONDO']);
[x_bg, y_bg] = ginput(1);
coordenadas_bg(i,:) = round([x_bg, y_bg]);
close(h);

```

```
end
```

```
%% Procesar todas las imágenes
```

```

num_images = length(files);
SNR_mat = zeros(num_images, num_pares);
CNR_mat = zeros(num_images, num_pares);

```

```

for idx = 1:num_images
    filename = files(idx).name;
    im = imread(filename);
    im = im2double(im);
    [filas, columnas, ~] = size(im);

    for i = 1:num_pares
        [snr_val, cnr_val] = procesarPar(im,...
            coordenadas_roi(i,1), coordenadas_roi(i,2),...
            coordenadas_bg(i,1), coordenadas_bg(i,2),...
            roi_sizes(i), filas, columnas);

        SNR_mat(idx,i) = snr_val;
        CNR_mat(idx,i) = cnr_val;
    end
end

```

```

%% Calcular estadísticas
mean_SNR = mean(SNR_mat,1);
std_SNR  = std(SNR_mat,0,1);
CV_SNR   = (std_SNR ./ mean_SNR) * 100;

mean_CNR = mean(CNR_mat,1);
std_CNR  = std(CNR_mat,0,1);
CV_CNR   = (std_CNR ./ mean_CNR) * 100;

%% Visualización: Mapa de selecciones
h_map = figure('Name', 'Mapa de selecciones', 'NumberTitle', 'off');
imshow(im_ref); hold on;

% Dibujar ROIs y fondos
for i = 1:num_pares
    % ROI
    rectangle('Position', [coordenadas_roi(i,1)-roi_sizes(i)/2,...
                           coordenadas_roi(i,2)-roi_sizes(i)/2,...
                           roi_sizes(i), roi_sizes(i)],...
              'EdgeColor', color_roi, 'LineWidth', 2);
    text(coordenadas_roi(i,1), coordenadas_roi(i,2), num2str(i),...
          'Color', color_roi, 'FontSize', 14, 'HorizontalAlignment', 'center');

    % Fondo
    scatter(coordenadas_bg(i,1), coordenadas_bg(i,2), marker_size,...
            color_bg, 'filled');
    text(coordenadas_bg(i,1), coordenadas_bg(i,2), num2str(i),...
          'Color', color_bg, 'FontSize', 14, 'HorizontalAlignment', 'center');
end

%% Mostrar resultados en tabla
h_table = figure('Name', 'Resultados', 'NumberTitle', 'off');
resultados = cell(num_pares, 6);

for i = 1:num_pares
    resultados{i,1} = sprintf('Par %02d', i);
    resultados{i,2} = roi_sizes(i);
    resultados{i,3} = sprintf('%.2f ± %.2f', mean_SNR(i), std_SNR(i));
    resultados{i,4} = sprintf('%.1f', CV_SNR(i));
    resultados{i,5} = sprintf('%.2f ± %.2f', mean_CNR(i), std_CNR(i));
    resultados{i,6} = sprintf('%.1f', CV_CNR(i));
end

column_names = {'Par', 'Tamaño ROI', 'SNR Prom ±  $\sigma$ ', 'CV SNR (%)',...
                'CNR Prom ±  $\sigma$ ', 'CV CNR (%)'};
uitable('Data', resultados, 'ColumnName', column_names,...
        'Units', 'normalized', 'Position', [0 0 1 1]);

%% Funciones auxiliares
function [SNR, CNR] = procesarPar(im, x_roi, y_roi, x_bg, y_bg, ROI_size, filas, columnas)
    roi = extractROI(im, x_roi, y_roi, ROI_size, filas, columnas);
    bg  = extractROI(im, x_bg, y_bg, ROI_size, filas, columnas);

    mu_roi = mean(roi(:));
    sigma_roi = std(roi(:));

```

```

mu_roi = mean(roi(:));
sigma_roi = std(roi(:));

mu_bg = mean(bg(:));
sigma_bg = std(bg(:));

SNR = mu_roi / sigma_roi;
CNR = abs(mu_roi - mu_bg) / sqrt(sigma_roi^2 + sigma_bg^2);
end

function roi = extractROI(im, x, y, ROI_size, filas, columnas)
    half_size = floor(ROI_size/2);
    x_min = max(1, round(x) - half_size);
    x_max = min(columnas, round(x) + half_size);
    y_min = max(1, round(y) - half_size);
    y_max = min(filas, round(y) + half_size);

    if size(im,3) == 3
        roi = im(y_min:y_max, x_min:x_max, :);
    else
        roi = im(y_min:y_max, x_min:x_max);
    end
end
end

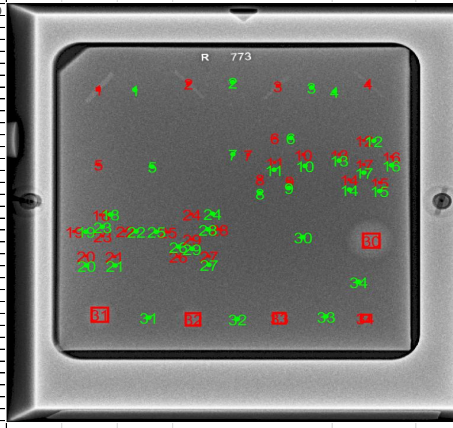
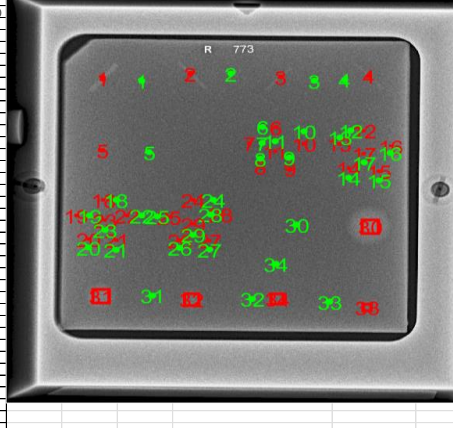
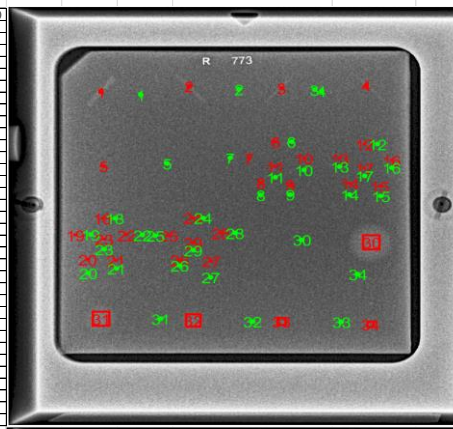
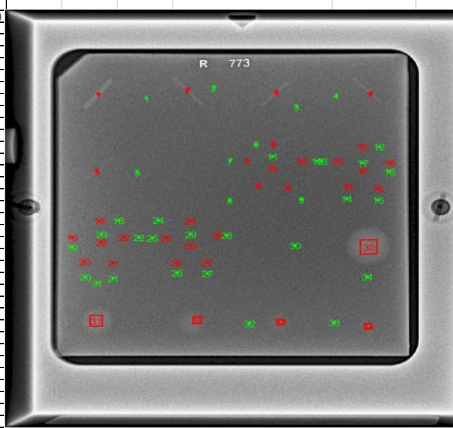
```

Anexo 7. Cálculo de CNR y SNR para FASE II

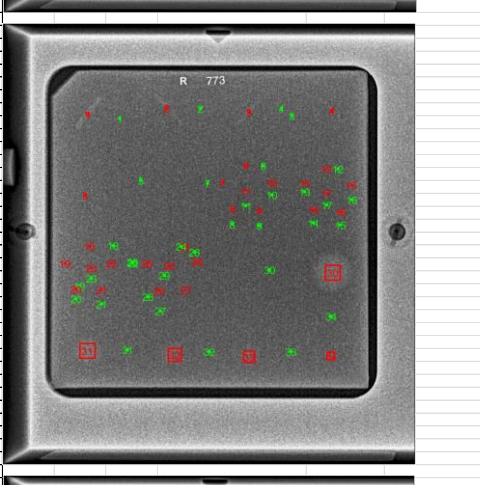
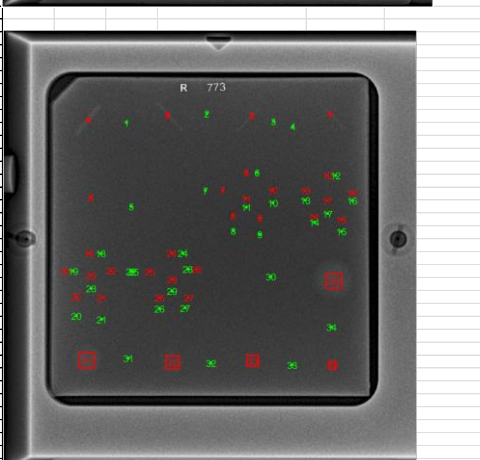
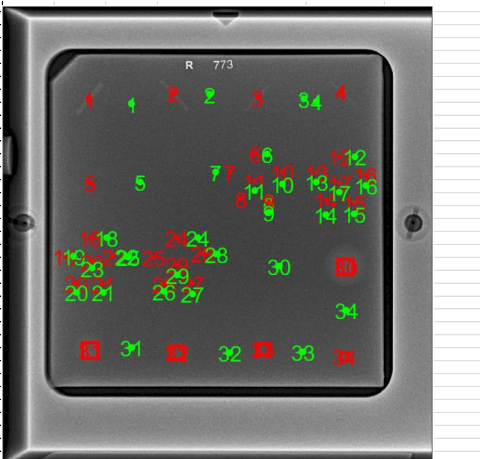
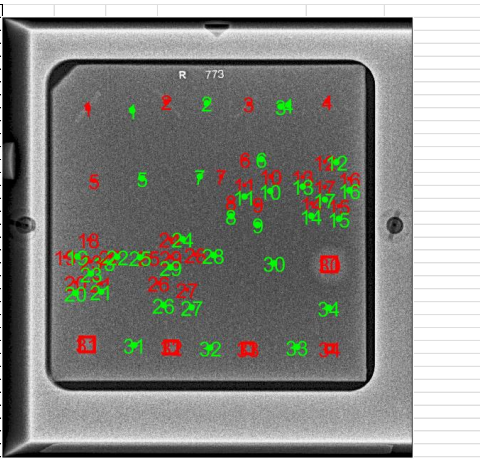
ROI	AECH (28 kV y 91 mAs)	AECN (29 kV y 63 mAs)	AECL (29 kVp y 34 mAs)		
	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ		
Par 01	4.04 ± 0.69	2.97 ± 0.49	1.54 ± 0.50		
Par 02	2.42 ± 0.57	1.84 ± 0.56	0.99 ± 0.32		
Par 03	2.71 ± 0.61	1.78 ± 0.66	0.82 ± 0.42		
Par 04	1.41 ± 0.68	1.48 ± 0.64	1.02 ± 0.63		
Par 05	2.03 ± 0.91	2.03 ± 0.72	1.14 ± 0.51		
Par 06	2.45 ± 0.14	9.73 ± 1.54	5.10 ± 0.70		
Par 07	2.49 ± 0.12	7.62 ± 1.25	9.10 ± 1.56		
Par 08	2.30 ± 0.14	8.66 ± 1.34	9.72 ± 1.40		
Par 09	1.79 ± 0.07	4.65 ± 0.78	6.19 ± 0.62		
Par 10	3.10 ± 0.11	6.76 ± 1.01	8.52 ± 1.63		
Par 11	2.14 ± 0.19	7.29 ± 0.96	8.34 ± 2.31		
Par 12	1.49 ± 0.16	4.01 ± 0.73	3.46 ± 0.34		
Par 13	1.71 ± 0.13	4.96 ± 0.67	3.64 ± 0.75		
Par 14	1.49 ± 0.13	4.26 ± 0.44	3.90 ± 0.51		
Par 15	1.38 ± 0.14	3.72 ± 0.47	3.31 ± 0.40		
Par 16	1.38 ± 0.13	3.38 ± 0.52	3.13 ± 0.56		
Par 17	1.43 ± 0.08	4.08 ± 0.47	3.74 ± 0.74		
Par 18	1.36 ± 0.15	2.96 ± 0.29	2.29 ± 0.44		
Par 19	2.83 ± 0.65	3.72 ± 0.65	2.58 ± 0.48		
Par 20	3.60 ± 0.67	2.77 ± 0.62	2.60 ± 0.50		
Par 21	1.26 ± 0.17	2.60 ± 0.66	2.44 ± 0.37		
Par 22	1.14 ± 0.19	2.22 ± 0.29	2.07 ± 0.40		
Par 23	1.25 ± 0.16	2.96 ± 0.59	2.13 ± 0.63		
Par 24	2.59 ± 0.50	2.14 ± 0.42	2.32 ± 0.67		
Par 25	2.47 ± 0.72	2.28 ± 0.66	1.32 ± 0.54		
Par 26	1.42 ± 0.79	2.46 ± 0.79	5.48 ± 0.52		
Par 27	2.20 ± 0.88	1.44 ± 0.73	0.70 ± 0.57		
Par 28	2.94 ± 0.88	2.23 ± 0.68	1.43 ± 0.50		
Par 29	2.54 ± 0.97	2.31 ± 0.66	1.91 ± 0.74		
Par 30	4.24 ± 0.31	4.11 ± 0.40	2.14 ± 0.10		
Par 31	2.46 ± 0.19	2.71 ± 0.18	1.70 ± 0.05		
Par 32	1.21 ± 0.18	1.47 ± 0.10	0.86 ± 0.05		
Par 33	1.24 ± 0.24	1.66 ± 0.21	0.62 ± 0.07		
Par 34	2.33 ± 0.32	0.79 ± 0.10	0.79 ± 0.18		
OG 1 (33 kVp y 63 mAs)	OG 1 OPTI 25% (36 kVp y 40 mAs)	OG 1 OPTI 35% (36 kVp y 40 mAs)	OG 1 OPTI 50% (34 kVp y 36 mAs)	OG 1 OPTI 80% (36 kVp y 10 mAs)	
CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	
Par 01	2.57 ± 0.53	2.50 ± 0.40	2.11 ± 0.29	2.58 ± 0.55	1.44 ± 0.41
Par 02	1.33 ± 0.43	0.88 ± 0.31	0.96 ± 0.30	1.27 ± 0.29	0.67 ± 0.44
Par 03	1.57 ± 0.54	1.55 ± 0.64	1.58 ± 0.47	1.53 ± 0.77	0.65 ± 0.58
Par 04	2.13 ± 0.48	1.65 ± 0.24	1.21 ± 0.38	1.18 ± 0.44	0.35 ± 0.27
Par 05	1.72 ± 0.94	1.80 ± 0.56	1.16 ± 0.45	1.64 ± 0.60	0.76 ± 0.49
Par 06	6.37 ± 0.35	6.82 ± 1.38	7.49 ± 1.36	4.95 ± 0.64	6.05 ± 1.14
Par 07	10.07 ± 1.79	5.66 ± 0.78	5.48 ± 0.87	5.32 ± 1.07	4.57 ± 1.02
Par 08	8.12 ± 0.57	5.08 ± 0.64	8.35 ± 1.58	5.03 ± 0.48	6.52 ± 1.21
Par 09	5.65 ± 0.74	4.83 ± 0.47	6.12 ± 0.75	3.84 ± 0.78	4.23 ± 0.52
Par 10	8.80 ± 1.29	6.20 ± 1.11	9.57 ± 1.45	5.61 ± 0.53	6.87 ± 1.20
Par 11	6.70 ± 0.93	5.93 ± 0.57	7.55 ± 0.95	2.91 ± 0.65	5.10 ± 0.92
Par 12	3.68 ± 0.28	2.70 ± 0.38	4.47 ± 0.75	2.61 ± 0.24	4.27 ± 1.11
Par 13	3.82 ± 0.61	3.94 ± 0.46	3.75 ± 0.52	4.07 ± 0.59	3.29 ± 0.60
Par 14	4.29 ± 0.56	2.30 ± 0.17	3.74 ± 0.59	3.01 ± 0.37	4.01 ± 0.92
Par 15	3.41 ± 0.29	2.86 ± 0.44	3.69 ± 0.44	3.40 ± 0.62	2.68 ± 0.33
Par 16	2.94 ± 0.62	2.92 ± 0.45	2.02 ± 0.22	2.32 ± 0.58	2.90 ± 0.75
Par 17	4.09 ± 0.39	2.25 ± 0.27	2.45 ± 0.26	4.16 ± 0.83	2.03 ± 0.73
Par 18	2.49 ± 0.36	2.82 ± 0.35	3.24 ± 0.55	0.26 ± 0.20	2.38 ± 0.56
Par 19	2.24 ± 0.37	2.89 ± 0.32	2.13 ± 0.42	2.26 ± 0.37	2.68 ± 0.43
Par 20	2.95 ± 0.29	2.73 ± 0.66	2.67 ± 0.42	3.22 ± 0.51	1.74 ± 0.59
Par 21	2.86 ± 0.20	2.27 ± 0.46	2.73 ± 0.59	2.86 ± 0.67	2.04 ± 1.12
Par 22	2.65 ± 0.65	2.33 ± 0.58	2.65 ± 0.72	2.48 ± 0.67	0.98 ± 0.68
Par 23	2.67 ± 0.58	2.00 ± 0.50	2.12 ± 0.77	2.12 ± 0.62	2.26 ± 0.98
Par 24	2.12 ± 0.45	2.04 ± 0.49	1.64 ± 0.38	1.65 ± 0.35	0.68 ± 0.39
Par 25	2.06 ± 0.61	1.67 ± 0.63	1.29 ± 0.60	1.87 ± 0.71	0.74 ± 0.69
Par 26	1.74 ± 0.63	1.68 ± 0.68	2.00 ± 0.67	2.01 ± 0.50	0.69 ± 0.48
Par 27	1.80 ± 0.67	0.42 ± 0.38	0.78 ± 0.46	0.71 ± 0.58	0.55 ± 0.38
Par 28	2.43 ± 0.42	1.30 ± 0.58	1.38 ± 0.48	1.93 ± 0.68	0.76 ± 0.40
Par 29	2.11 ± 0.48	1.54 ± 0.49	2.06 ± 0.43	1.72 ± 0.37	0.66 ± 0.62
Par 30	3.76 ± 0.10	2.89 ± 0.08	2.71 ± 0.08	3.35 ± 0.26	1.60 ± 0.18
Par 31	2.43 ± 0.03	2.22 ± 0.06	1.83 ± 0.09	2.38 ± 0.18	1.25 ± 0.19
Par 32	1.25 ± 0.05	0.89 ± 0.06	0.85 ± 0.07	0.87 ± 0.09	0.41 ± 0.29
Par 33	0.79 ± 0.10	0.40 ± 0.05	0.38 ± 0.07	0.33 ± 0.07	0.38 ± 0.11
Par 34	1.31 ± 0.10	1.44 ± 0.08	1.21 ± 0.11	1.71 ± 0.18	0.80 ± 0.19
OG 2 (23 kVp y 32 mAs)	OG 1 OPTI 25% (27 kVp y 18 mAs)	OG 2 OPTI 35% (23 kVp y 19 mAs)	OG 2 OPTI 50% (27 kVp y 36 mAs)	OG 2 OPTI 80% (23 kVp y 5 mAs)	
CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	
Par 01	1.39 ± 0.36	1.19 ± 0.46	1.20 ± 0.43	0.83 ± 0.26	0.57 ± 0.35
Par 02	0.55 ± 0.26	0.51 ± 0.25	0.54 ± 0.39	0.72 ± 0.34	0.62 ± 0.47
Par 03	0.79 ± 0.38	0.67 ± 0.31	0.90 ± 0.73	0.71 ± 0.46	0.26 ± 0.19
Par 04	0.47 ± 0.36	0.44 ± 0.27	0.59 ± 0.45	0.43 ± 0.39	0.40 ± 0.22
Par 05	0.84 ± 0.49	0.86 ± 0.55	0.62 ± 0.39	0.17 ± 0.17	0.38 ± 0.27
Par 06	6.26 ± 1.32	6.73 ± 1.66	4.40 ± 1.03	6.46 ± 1.85	3.15 ± 0.53
Par 07	6.86 ± 1.33	6.07 ± 1.15	5.23 ± 1.26	5.48 ± 0.95	3.36 ± 0.80
Par 08	5.26 ± 1.65	5.86 ± 1.42	7.67 ± 1.15	6.54 ± 1.44	4.17 ± 1.46
Par 09	5.48 ± 1.29	6.03 ± 1.10	5.95 ± 1.14	4.41 ± 0.94	4.27 ± 1.07
Par 10	6.46 ± 1.19	6.50 ± 1.52	7.20 ± 1.57	5.35 ± 1.18	2.58 ± 0.75
Par 11	7.11 ± 1.13	4.63 ± 0.78	6.97 ± 1.31	6.17 ± 1.33	4.23 ± 2.07
Par 12	3.42 ± 0.84	3.45 ± 0.68	3.78 ± 0.88	3.40 ± 0.72	2.18 ± 0.72
Par 13	4.36 ± 1.02	3.66 ± 0.90	3.90 ± 0.89	3.16 ± 0.64	1.67 ± 0.40
Par 14	3.11 ± 0.57	2.83 ± 0.49	2.04 ± 0.68	4.01 ± 0.92	2.56 ± 1.11
Par 15	2.42 ± 0.36	2.70 ± 0.58	2.78 ± 0.70	2.01 ± 0.25	2.21 ± 1.15
Par 16	2.38 ± 0.60	2.50 ± 0.76	2.69 ± 0.64	2.51 ± 0.65	0.96 ± 0.43
Par 17	3.63 ± 0.42	2.92 ± 0.48	2.97 ± 0.60	1.84 ± 0.49	1.76 ± 0.43
Par 18	2.34 ± 0.62	2.73 ± 0.74	2.76 ± 0.54	1.40 ± 0.63	0.64 ± 0.49
Par 19	2.46 ± 0.48	2.41 ± 0.68	2.11 ± 0.62	0.67 ± 0.57	0.70 ± 0.39
Par 20	2.33 ± 0.53	2.43 ± 0.36	1.89 ± 0.61	1.68 ± 0.57	0.59 ± 0.45
Par 21	2.03 ± 0.46	2.12 ± 0.82	1.93 ± 0.45	1.93 ± 0.69	0.43 ± 0.29
Par 22	1.62 ± 0.32	2.32 ± 0.79	1.70 ± 0.64	0.58 ± 0.42	0.62 ± 0.40
Par 23	1.78 ± 0.62	1.78 ± 0.67	2.02 ± 0.62	0.57 ± 0.42	0.52 ± 0.45
Par 24	1.57 ± 0.65	0.58 ± 0.45	0.70 ± 0.32	0.70 ± 0.62	0.54 ± 0.27
Par 25	1.53 ± 0.40	0.76 ± 0.66	0.76 ± 0.66	0.67 ± 0.66	0.71 ± 0.44
Par 26	1.37 ± 0.52	0.59 ± 0.56	0.70 ± 0.76	0.60 ± 0.68	0.54 ± 0.37
Par 27	0.78 ± 0.73	0.54 ± 0.23	1.06 ± 0.66	0.55 ± 0.48	0.55 ± 0.28
Par 28	1.57 ± 0.43	0.44 ± 0.34	0.61 ± 0.46	0.66 ± 0.29	0.80 ± 0.50
Par 29	0.80 ± 0.49	0.46 ± 0.07	0.37 ± 0.08	0.28 ± 0.06	0.06 ± 0.05
Par 30	1.74 ± 0.06	1.55 ± 0.11	1.45 ± 0.17	1.23 ± 0.11	0.64 ± 0.07
Par 31	1.21 ± 0.05	1.19 ± 0.21	0.93 ± 0.06	0.83 ± 0.08	0.56 ± 0.06
Par 32	0.67 ± 0.08	0.60 ± 0.15	0.47 ± 0.07	0.43 ± 0.09	0.18 ± 0.07
Par 33	0.44 ± 0.09	0.46 ± 0.07	0.57 ± 0.08	0.28 ± 0.06	0.06 ± 0.05
Par 34	0.77 ± 0.14	0.69 ± 0.09	0.60 ± 0.11	0.58 ± 0.08	0.41 ± 0.08
OG 3 (38 kVp y 80 mAs)	OG 3 OPTI 25% (42 kVp y 50 mAs)	OG 3 OPTI 35% (39 kVp y 45 mAs)	OG 3 OPTI 50% (41 kVp y 32 mAs)	OG 3 OPTI 80% (42 kVp y 12.5 mAs)	
CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	CNR Promedio ± σ	
Par 01	3.04 ± 0.42	3.31 ± 0.52	2.66 ± 0.45	2.19 ± 0.36	1.24 ± 0.34
Par 02	1.57 ± 0.33	1.25 ± 0.38	1.10 ± 0.20	0.86 ± 0.31	0.59 ± 0.31
Par 03	1.89 ± 0.71	1.65 ± 0.48	0.42 ± 0.36	0.78 ± 0.45	0.61 ± 0.33
Par 04	2.17 ± 0.70	1.59 ± 0.53	2.18 ± 0.77	0.85 ± 0.38	0.44 ± 0.30
Par 05	2.19 ± 0.74	2.56 ± 0.84	1.96 ± 0.46	1.53 ± 0.41	0.69 ± 0.53
Par 06	6.43 ± 0.42	4.82 ± 0.62	6.79 ± 0.55	9.00 ± 1.59	3.71 ± 0.65
Par 07	6.86 ± 1.22	6.48 ± 1.09	8.47 ± 1.52	5.60 ± 0.81	4.97 ± 1.54
Par 08	5.13 ± 0.41	4.74 ± 0.50	4.60 ± 0.33	6.92 ± 0.90	4.56 ± 1.05
Par 09	4.62 ± 0.38	7.04 ± 0.58	6.98 ± 0.98	4.67 ± 0.50	5.47 ± 0.92
Par 10	5.74 ± 0.47	6.47 ± 0.89	4.98 ± 0.46	4.92 ± 0.65	4.65 ± 0.85
Par 11	7.13 ± 1.08	6.39 ± 0.80	6.04 ± 0.37	4.74 ± 0.60	4.11 ± 0.51
Par 12	2.78 ± 0.33	3.23 ± 0.41	2.28 ± 0.23	1.91 ± 0.27	3.28 ± 0.59
Par 13	4.42 ± 0.60	4.75 ± 0.62	4.85 ± 0.41	4.17 ± 0.59	3.89 ± 0.68
Par 14	3.33 ± 0.31	3.66 ± 0.49	3.19 ± 0.29	3.89 ± 0.58	2.32 ± 0.51
Par 15	3.21 ± 0.34	3.07 ± 0.29	3.04 ± 0.36	3.48 ± 0.52	2.28 ± 0.58
Par 16	3.06 ± 0.36	2.78 ± 0.29	3.38 ± 0.26	3.47 ± 0.76	3.12 ± 0.84
Par 17	3.32 ± 0.29	4.73 ± 0.74	3.97 ± 0.47	2.70 ± 0.40	3.04 ± 0.78
Par 18	2.76 ± 0.38	3.59 ± 0.53	3.40 ± 0.32	2.61 ± 0.45	2.24 ± 0.58
Par 19	2.69 ± 0.32	2.86 ± 0.44	3.32 ± 0.58	3.14 ± 0.60	1.78 ± 0.44
Par 20	2.90 ± 0.34	3.44 ± 0.67	2.65 ± 0.43	1.96 ± 0.45	2.06 ± 0.55
Par 21	2.38 ± 0.39	2.40 ± 0.41	3.72 ± 0.63	2.81 ± 0.62	2.08 ± 0.52
Par 22	2.53 ± 0.36	2.57 ± 0.86	2.76 ± 0.42	2.78 ± 0.42	1.89 ± 0.41
Par 23	1.86 ± 0.33	3.36 ± 0.73	2.77 ± 0.68	3.03 ± 0.54	2.35 ± 0.73
Par 24	2.09 ± 0.44	2.40 ± 0.47	2.52 ± 0.85	2.35 ± 1.08	0.90 ± 0.53
Par 25	2.37 ± 0.58	0.16 ± 0.05	1.89 ± 0.54	0.70 ± 0.57	0.57 ± 0.30
Par 26	2.17 ± 0.38	1.53 ± 0.38	2.06 ± 0.56	0.12 ± 0.07	0.70 ± 0.53
Par 27	1.06 ± 0.54	0.86 ± 0.51	0.85 ± 0.86	0.67 ± 0.49	0.55 ± 0.49
Par 28	1.23 ± 0.41	2.07 ± 0.46	1.57 ± 0.44	1.51 ± 0.63	0.50 ± 0.38
Par 29	1.99 ± 0.47	2.06 ± 0.40	2.30 ± 0.42	2.03 ± 0.72	0.64 ± 0.48
Par 30	4.02 ± 0.11	3.29 ± 0.09	3.46 ± 0.48	2.68 ± 0.11	1.61 ± 0.09
Par 31	2.38 ± 0.07	2.45 ± 0.05	2.39 ± 0.24	1.91 ± 0.07	1.13 ± 0.05
Par 32	1.08 ± 0.05	0.88 ± 0.05	0.66 ± 0.08	0.60 ± 0.05	0.43 ± 0.05
Par 33	0.48 ± 0.07	0.33 ± 0.06	0.41 ± 0.05	0.23 ± 0.06	0.18 ± 0.05
Par 34	2.02 ± 0.14	1.97 ± 0.18	1.44 ± 0.16	1.47 ± 0.12	0.89 ± 0.10

Anexo 8. Calculo completo de CNR y SNR

AECB1					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	5	30.86 ± 11.48	37.2	4.04 ± 0.69	17
Par 02	5	30.40 ± 10.58	34.8	2.42 ± 0.57	23.5
Par 03	5	25.24 ± 7.08	38.4	2.71 ± 0.61	22.8
Par 04	4	23.95 ± 7.01	33	1.41 ± 0.68	48.1
Par 05	4	22.17 ± 7.00	31.6	2.03 ± 0.91	44.8
Par 06	5	4.88 ± 0.30	6.1	2.45 ± 0.14	5.9
Par 07	5	5.07 ± 0.44	8.8	2.49 ± 0.12	4.9
Par 08	5	4.38 ± 0.30	6.8	2.30 ± 0.14	6.1
Par 09	4	3.55 ± 0.17	4.7	1.79 ± 0.07	4
Par 10	5	5.77 ± 0.27	4.7	3.10 ± 0.11	3.7
Par 11	5	4.02 ± 0.43	10.7	2.14 ± 0.19	8.9
Par 12	4	4.37 ± 0.46	10.5	1.49 ± 0.16	11
Par 13	4	4.47 ± 0.47	10.5	1.71 ± 0.13	7.6
Par 14	5	4.13 ± 0.27	6.4	1.49 ± 0.13	8.7
Par 15	4	4.06 ± 0.38	9.6	1.38 ± 0.14	10.2
Par 16	4	4.71 ± 0.48	10.3	1.38 ± 0.13	9.3
Par 17	4	4.51 ± 0.42	9.2	1.43 ± 0.08	5.8
Par 18	4	5.40 ± 0.38	7.1	1.38 ± 0.15	11.1
Par 19	3	10.02 ± 2.62	26.1	2.53 ± 0.45	23.2
Par 20	3	10.39 ± 2.08	20	3.60 ± 0.67	18.7
Par 21	4	6.11 ± 0.82	13.4	1.28 ± 0.17	13.1
Par 22	4	5.65 ± 0.47	8.3	1.14 ± 0.19	16.5
Par 23	4	6.55 ± 0.40	8.2	1.25 ± 0.16	12.9
Par 24	3	10.70 ± 2.17	20.3	2.59 ± 0.50	19.1
Par 25	3	12.56 ± 4.24	33.7	2.47 ± 0.72	29.1
Par 26	3	8.18 ± 1.36	16.7	1.42 ± 0.37	26.1
Par 27	3	20.68 ± 6.13	29.6	2.21 ± 0.86	40.1
Par 28	3	14.36 ± 4.28	29.8	2.94 ± 0.88	29.9
Par 29	3	11.89 ± 5.63	47.3	2.54 ± 0.97	38.2
Par 30	40	19.42 ± 1.08	5.8	4.04 ± 0.31	7.7
Par 31	30	22.14 ± 2.01	11.8	2.46 ± 0.19	7.7
Par 32	20	18.04 ± 2.30	12.8	1.21 ± 0.18	14.4
Par 33	15	22.56 ± 3.82	16.9	1.24 ± 0.24	19.6
Par 34	15	21.17 ± 2.42	11.4	2.32 ± 0.32	13.7
AEC2					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	12.36 ± 1.94	15.7	1.94 ± 0.50	25.9
Par 02	6	11.02 ± 1.77	18.1	0.89 ± 0.32	32
Par 03	5	11.31 ± 2.29	20.2	0.62 ± 0.42	51.1
Par 04	5	12.22 ± 2.19	18	1.02 ± 0.63	61.4
Par 05	4	11.06 ± 2.10	19	1.14 ± 0.51	45
Par 06	3	8.98 ± 1.07	11.9	5.10 ± 0.70	13.8
Par 07	3	15.95 ± 2.74	17.2	9.10 ± 1.56	17.2
Par 08	3	17.10 ± 2.86	16.7	9.77 ± 1.40	14.4
Par 09	2	10.38 ± 1.04	10	6.19 ± 0.62	10.1
Par 10	3	15.63 ± 3.23	20.7	8.52 ± 1.53	19.2
Par 11	3	18.19 ± 3.80	26.9	8.34 ± 2.33	27.7
Par 12	2	7.35 ± 0.73	9.9	3.46 ± 0.34	10
Par 13	2	7.55 ± 1.63	21.6	3.64 ± 0.75	20.5
Par 14	2	7.92 ± 0.80	10.4	3.90 ± 0.51	13
Par 15	2	6.80 ± 0.68	10.3	3.31 ± 0.40	12
Par 16	2	7.24 ± 1.14	15.8	3.13 ± 0.56	17.8
Par 17	2	8.23 ± 1.99	24.2	3.74 ± 0.74	19.8
Par 18	2	6.80 ± 1.01	17.4	2.29 ± 0.48	19.2
Par 19	2	7.33 ± 0.92	12.6	2.58 ± 0.48	18.5
Par 20	2	7.62 ± 1.01	13.2	2.60 ± 0.50	19.2
Par 21	2	7.35 ± 0.89	12.1	2.44 ± 0.37	15.3
Par 22	2	6.37 ± 1.07	16.8	2.07 ± 0.40	19.5
Par 23	2	7.19 ± 1.50	20.9	2.13 ± 0.63	29.8
Par 24	2	7.94 ± 2.11	26.6	2.32 ± 0.67	28.8
Par 25	2	7.85 ± 2.27	28.9	1.32 ± 0.54	40.7
Par 26	2	7.51 ± 1.21	17.4	1.89 ± 0.52	27.4
Par 27	2	11.54 ± 3.30	28.6	0.70 ± 0.57	80.6
Par 28	2	7.15 ± 1.91	26.8	1.43 ± 0.50	35
Par 29	2	8.64 ± 2.12	24.6	1.91 ± 0.74	38.8
Par 30	40	11.11 ± 0.37	3.4	2.44 ± 0.10	4.2
Par 31	40	10.89 ± 0.36	3.3	1.70 ± 0.05	2.9
Par 32	35	10.27 ± 0.52	5	0.86 ± 0.05	6.4
Par 33	20	10.36 ± 0.58	5.8	0.62 ± 0.07	10.9
Par 34	15	10.28 ± 0.77	7.4	1.04 ± 0.16	17
AECN					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	21.57 ± 3.13	14.5	2.87 ± 0.49	16.8
Par 02	6	21.88 ± 4.30	19.7	1.94 ± 0.66	39
Par 03	5	22.95 ± 4.41	19.2	1.78 ± 0.68	37.3
Par 04	5	22.22 ± 4.81	21.6	1.48 ± 0.84	43.3
Par 05	4	21.62 ± 8.27	38.3	2.03 ± 0.72	35.4
Par 06	3	17.55 ± 3.01	17.1	9.73 ± 1.54	15.8
Par 07	3	13.34 ± 2.22	16.6	7.62 ± 1.25	16.4
Par 08	3	14.97 ± 2.83	18.9	8.68 ± 1.34	15.5
Par 09	2	7.97 ± 1.24	15.6	4.65 ± 0.76	16.9
Par 10	3	12.04 ± 1.91	15.9	6.78 ± 1.01	15.5
Par 11	2	12.31 ± 1.68	13.6	7.29 ± 0.96	13.2
Par 12	2	8.67 ± 1.39	16.1	4.01 ± 0.73	18.1
Par 13	2	10.52 ± 1.57	14.9	4.96 ± 0.97	13.5
Par 14	2	9.20 ± 1.17	12.7	4.28 ± 0.44	10.3
Par 15	2	8.58 ± 1.15	13.4	3.72 ± 0.47	12.5
Par 16	2	8.50 ± 1.12	13.1	3.38 ± 0.52	15.5
Par 17	2	9.77 ± 1.28	13.1	4.98 ± 0.47	11.6
Par 18	2	8.78 ± 1.25	14.3	2.96 ± 0.29	9.9
Par 19	2	12.33 ± 2.32	18.8	3.72 ± 0.66	17.5
Par 20	2	8.18 ± 1.43	17.5	2.77 ± 0.62	22.3
Par 21	2	9.69 ± 1.17	13.5	2.61 ± 0.65	24.8
Par 22	2	7.69 ± 0.68	8.9	2.22 ± 0.29	13
Par 23	2	11.29 ± 1.80	15.9	2.98 ± 0.59	19.8
Par 24	2	8.42 ± 1.69	20	2.14 ± 0.42	19.5
Par 25	2	12.02 ± 2.91	24.2	2.28 ± 0.66	29.1
Par 26	2	12.44 ± 3.90	31.4	2.46 ± 0.73	29.5
Par 27	2	15.69 ± 3.72	23.7	1.44 ± 0.73	50.7
Par 28	2	11.18 ± 3.62	32.4	2.23 ± 0.88	30.5
Par 29	2	11.75 ± 3.22	27.4	2.31 ± 0.66	29.4
Par 30	40	19.18 ± 1.09	5.7	4.11 ± 0.40	9.6
Par 31	40	18.80 ± 1.12	5.9	2.71 ± 0.18	6.6
Par 32	35	17.47 ± 1.14	6.5	1.47 ± 0.10	6.7
Par 33	30	17.42 ± 1.07	6.6	1.68 ± 0.21	12.8
Par 34	20	17.57 ± 1.22	6.9	0.79 ± 0.19	24.4
OG 1.1					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	20.63 ± 4.82	21.1	2.57 ± 0.53	20.8
Par 02	6	20.16 ± 3.21	15.9	1.33 ± 0.43	32.6
Par 03	5	21.60 ± 3.27	15.1	1.57 ± 0.54	34
Par 04	5	24.45 ± 4.01	16.4	2.13 ± 0.48	22.8
Par 05	4	17.01 ± 3.24	19.1	1.72 ± 0.94	54.7
Par 06	3	11.38 ± 0.55	4.9	6.37 ± 0.35	5.4
Par 07	3	18.38 ± 3.75	20.4	10.07 ± 1.79	17.8
Par 08	3	14.15 ± 1.07	7.5	8.12 ± 0.57	7
Par 09	2	9.58 ± 1.10	11.4	5.65 ± 0.74	13.2
Par 10	3	14.86 ± 1.96	13.2	6.80 ± 1.29	14.7
Par 11	2	11.43 ± 1.63	14.3	6.70 ± 0.93	13.9
Par 12	2	8.71 ± 0.95	10.9	3.68 ± 0.28	7.7
Par 13	2	8.07 ± 1.19	14.7	3.82 ± 0.61	16.1
Par 14	2	8.20 ± 1.19	12.9	4.29 ± 0.56	13.1
Par 15	2	7.57 ± 0.51	6.8	3.41 ± 0.26	7.6
Par 16	2	7.47 ± 0.27	17	2.94 ± 0.62	21.1
Par 17	2	9.23 ± 1.13	12.3	4.09 ± 0.39	9.5
Par 18	2	7.24 ± 0.96	13.2	2.49 ± 0.36	14.3
Par 19	2	7.29 ± 1.20	16.4	2.24 ± 0.27	12
Par 20	2	9.31 ± 0.78	8.7	2.85 ± 0.29	9.9
Par 21	2	9.33 ± 0.34	3.7	2.86 ± 0.20	7
Par 22	2	8.85 ± 1.53	17.3	2.65 ± 0.65	24.5
Par 23	2	10.45 ± 3.54	33.9	2.67 ± 0.78	29.1
Par 24	2	9.85 ± 1.21	13.5	2.12 ± 0.45	21
Par 25	2	10.41 ± 2.61	25.1	2.06 ± 0.61	29.3
Par 26	2	11.39 ± 2.38	20.9	1.74 ± 0.63	36.2
Par 27	2	14.31 ± 4.53	31.7	1.80 ± 0.87	48.2
Par 28	2	12.14 ± 2.34	19.3	2.43 ± 0.42	17.3
Par 29	2	9.70 ± 2.02	20.9	2.11 ± 0.48	22.8
Par 30	40	19.17 ± 0.63	3.3	3.76 ± 0.10	2.6
Par 31	40	17.95 ± 0.53	2.9	2.49 ± 0.03	1.4
Par 32	35	19.27 ± 0.41	2.3	1.25 ± 0.05	4.2
Par 33	30	18.14 ± 0.91	5	0.79 ± 0.10	12.8
Par 34	20	19.23 ± 0.94	4.9	1.31 ± 0.10	7.7



ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par01	7	9.96 ± 1.60	16.1	1.99 ± 0.36	26.2
Par02	6	8.94 ± 1.50	16.6	0.55 ± 0.36	48.9
Par03	5	10.29 ± 2.08	20.2	0.79 ± 0.38	48.7
Par04	5	10.32 ± 1.22	11.8	0.47 ± 0.36	77.3
Par05	4	9.79 ± 2.65	27.1	0.84 ± 0.49	58.4
Par06	3	12.60 ± 2.45	19.5	6.26 ± 1.32	21.1
Par07	3	12.78 ± 2.42	18.9	6.06 ± 1.33	18.4
Par08	3	9.26 ± 1.37	14.5	6.26 ± 0.85	12.3
Par09	2	9.58 ± 1.98	20.7	5.48 ± 1.29	23.5
Par10	3	12.21 ± 2.63	21.5	6.46 ± 1.19	18.4
Par11	2	12.94 ± 1.72	13.3	7.11 ± 1.13	15.8
Par12	2	5.53 ± 0.77	14	2.42 ± 0.44	18.1
Par13	2	10.80 ± 2.86	27.5	4.26 ± 1.02	23.5
Par14	2	6.82 ± 1.18	17.2	3.11 ± 0.57	18.1
Par15	2	5.68 ± 0.68	11.9	2.42 ± 0.36	14.8
Par16	2	5.96 ± 1.06	17.8	2.39 ± 0.60	25.1
Par17	2	8.17 ± 2.00	24.5	3.62 ± 0.92	25.4
Par18	2	6.98 ± 1.35	19.3	2.34 ± 0.62	22.7
Par19	2	7.69 ± 1.04	13.5	2.46 ± 0.48	19.7
Par20	2	7.58 ± 1.93	25.5	2.33 ± 0.53	22.6
Par21	2	7.67 ± 1.29	16.9	2.03 ± 0.46	22.5
Par22	2	5.83 ± 0.88	15	1.62 ± 0.32	19.9
Par23	2	7.40 ± 1.10	14.8	1.76 ± 0.62	28
Par24	2	6.69 ± 2.86	42.8	1.57 ± 0.65	41.7
Par25	2	7.92 ± 1.68	21.2	1.53 ± 0.40	26.3
Par26	2	8.92 ± 2.06	23.1	1.37 ± 0.52	37.8
Par27	2	11.90 ± 3.90	32.8	0.78 ± 0.73	94.7
Par28	2	8.01 ± 1.66	20.6	1.57 ± 0.43	27.6
Par29	2	9.57 ± 2.69	28.1	0.80 ± 0.73	91.7
Par30	40	8.96 ± 0.47	5.3	1.74 ± 0.06	3.4
Par31	40	8.99 ± 0.38	4.2	1.21 ± 0.05	4.1
Par32	35	8.44 ± 0.55	6.5	0.67 ± 0.08	11.4
Par33	30	8.46 ± 0.50	5.9	0.44 ± 0.08	19.9
Par34	20	8.50 ± 0.48	5.7	0.77 ± 0.14	18.3
OC 3.3 28 KvP y 80 mAs					
Par01	7	23.13 ± 2.99	11.2	3.04 ± 0.42	13.8
Par02	6	26.16 ± 4.96	19	1.57 ± 0.53	28.7
Par03	5	27.97 ± 7.99	27.1	1.89 ± 0.71	37.3
Par04	5	28.06 ± 7.74	27.6	2.17 ± 0.70	32.2
Par05	4	24.22 ± 4.37	18	2.19 ± 0.74	33.6
Par06	3	11.05 ± 0.77	6.9	6.43 ± 0.42	6.5
Par07	3	11.89 ± 1.88	15.9	6.86 ± 1.22	17.8
Par08	3	8.19 ± 0.99	7.3	6.13 ± 0.41	7.9
Par09	2	7.46 ± 0.68	9.1	4.62 ± 0.38	8.2
Par10	3	9.49 ± 0.85	8.9	5.74 ± 0.47	8.1
Par11	2	11.23 ± 1.82	16.2	7.13 ± 1.08	15.2
Par12	2	6.69 ± 0.65	9.6	2.78 ± 0.33	12
Par13	2	9.35 ± 1.17	12.6	4.42 ± 0.69	13.6
Par14	2	7.23 ± 0.63	8.7	3.33 ± 0.31	9.2
Par15	2	6.82 ± 0.71	10.5	3.21 ± 0.34	10.5
Par16	2	7.52 ± 0.82	10.8	3.06 ± 0.36	11.8
Par17	2	7.48 ± 0.70	9.4	3.32 ± 0.29	8.7
Par18	2	7.64 ± 0.82	10.7	2.76 ± 0.36	13.2
Par19	2	8.54 ± 0.99	11.8	2.69 ± 0.32	11.9
Par20	2	8.18 ± 0.89	10.8	2.90 ± 0.34	11.9
Par21	2	7.92 ± 0.99	12.5	2.38 ± 0.39	16.2
Par22	2	8.57 ± 1.53	17.8	2.53 ± 0.50	19.7
Par23	2	7.21 ± 1.05	14.5	1.86 ± 0.33	17.8
Par24	2	8.80 ± 1.30	14.8	2.09 ± 0.44	21.1
Par25	2	15.91 ± 4.53	28.5	2.37 ± 0.58	24.7
Par26	2	12.61 ± 2.78	22.1	2.17 ± 0.36	16.7
Par27	2	17.04 ± 5.46	32	1.08 ± 0.54	48.7
Par28	2	9.31 ± 2.02	21.7	1.23 ± 0.41	23.4
Par29	2	11.07 ± 1.77	16	1.99 ± 0.47	23.6
Par30	40	21.89 ± 0.91	4.2	4.02 ± 0.11	2.7
Par31	40	19.15 ± 0.39	2.1	2.59 ± 0.07	2.9
Par32	35	21.45 ± 2.22	5.7	1.08 ± 0.05	4.6
Par33	30	21.56 ± 0.94	4.4	0.46 ± 0.07	15.3
Par34	20	23.82 ± 1.02	8.1	2.02 ± 0.14	8.9
OPTI 25 136 KvP y 40 mAs					
Par01	7	18.62 ± 3.65	19.6	2.50 ± 0.40	16.1
Par02	6	15.14 ± 3.37	15.6	0.86 ± 0.31	35.4
Par03	5	20.46 ± 5.72	27.9	1.55 ± 0.84	41.5
Par04	5	19.02 ± 4.35	22.9	1.65 ± 0.24	14.7
Par05	4	17.94 ± 5.85	32.6	1.80 ± 0.56	31.3
Par06	3	11.34 ± 2.26	19.9	6.82 ± 1.38	20.2
Par07	3	9.33 ± 1.30	13.9	5.66 ± 0.76	14
Par08	3	8.02 ± 1.01	12.6	5.08 ± 0.64	12.6
Par09	2	7.59 ± 0.75	9.9	4.83 ± 0.47	9.8
Par10	3	9.84 ± 1.77	18	6.20 ± 1.11	18
Par11	2	9.00 ± 0.84	9.3	5.93 ± 0.57	9.6
Par12	2	5.81 ± 0.66	11.4	2.70 ± 0.38	13.9
Par13	2	7.85 ± 0.92	11.6	3.84 ± 0.46	11.7
Par14	2	4.80 ± 0.41	8.5	2.30 ± 0.17	7.4
Par15	2	5.96 ± 0.83	13.9	2.86 ± 0.44	15.2
Par16	2	7.02 ± 1.09	15.5	2.92 ± 0.45	15.3
Par17	2	5.14 ± 0.45	8.7	2.25 ± 0.27	12
Par18	2	7.45 ± 0.85	11.4	2.82 ± 0.35	12.5
Par19	2	8.28 ± 0.88	10.6	2.89 ± 0.32	11.2
Par20	2	7.28 ± 1.22	16.8	2.73 ± 0.66	24.1
Par21	2	7.40 ± 1.16	15.7	2.27 ± 0.46	20.5
Par22	2	7.98 ± 1.70	21.2	2.33 ± 0.58	24.9
Par23	2	7.14 ± 1.58	22.1	2.00 ± 0.76	24.9
Par24	2	8.61 ± 2.39	27.7	2.04 ± 0.49	23.9
Par25	2	11.07 ± 2.36	21.3	1.67 ± 0.63	37.8
Par26	2	9.99 ± 3.15	31.5	1.68 ± 0.68	40.4
Par27	2	22.25 ± 12.77	54.9	0.42 ± 0.38	89.9
Par28	2	10.21 ± 3.02	35.5	1.30 ± 0.58	45
Par29	2	10.57 ± 2.88	27.3	1.54 ± 0.49	32.1
Par30	40	15.50 ± 0.38	2.4	2.89 ± 0.08	2.9
Par31	40	15.61 ± 0.46	3	2.22 ± 0.06	2.9
Par32	35	15.06 ± 0.79	5.3	0.89 ± 0.06	7.1
Par33	30	15.39 ± 1.02	6.6	0.49 ± 0.05	13.5
Par34	20	15.40 ± 1.27	8.3	1.44 ± 0.08	8.5
OPTI 25 227 KvP y 18 mAs					
Par01	7	9.72 ± 2.31	23.7	1.19 ± 0.46	38.3
Par02	6	8.07 ± 1.77	21.9	0.51 ± 0.25	48.9
Par03	5	9.17 ± 3.02	32.9	0.67 ± 0.31	46.1
Par04	5	8.98 ± 2.90	32.3	0.44 ± 0.27	62.2
Par05	4	9.09 ± 2.47	27.2	0.86 ± 0.55	64.6
Par06	3	13.83 ± 3.26	23.6	6.73 ± 1.66	24.7
Par07	3	13.18 ± 3.42	25.9	6.07 ± 1.15	18.9
Par08	3	10.86 ± 2.68	24.7	8.86 ± 1.42	24.2
Par09	2	11.94 ± 3.30	27.6	6.03 ± 1.10	18.2
Par10	3	12.30 ± 2.84	23.1	6.50 ± 1.52	23.4
Par11	2	8.03 ± 1.20	14.9	4.63 ± 0.78	16.7
Par12	2	8.99 ± 1.84	21.4	3.45 ± 0.68	19.8
Par13	2	8.25 ± 1.32	16	3.66 ± 0.90	24.6
Par14	2	6.22 ± 0.87	13.9	2.83 ± 0.49	17.3
Par15	2	5.72 ± 1.03	18	2.70 ± 0.58	21.6
Par16	2	6.31 ± 1.42	22.5	2.50 ± 0.76	30.3
Par17	2	7.19 ± 1.19	18.2	2.92 ± 0.48	16.4
Par18	2	7.95 ± 1.67	21	2.72 ± 0.74	27
Par19	2	8.80 ± 2.89	32.8	2.41 ± 0.68	28.4
Par20	2	7.35 ± 1.73	23.6	2.43 ± 0.36	14.8
Par21	2	7.30 ± 1.31	17.9	2.12 ± 0.82	38.5
Par22	2	7.10 ± 1.72	24.2	2.32 ± 0.79	34
Par23	2	8.07 ± 3.29	49	1.76 ± 0.67	27.8
Par24	2	8.68 ± 3.26	37.6	0.58 ± 0.45	78.4
Par25	2	8.66 ± 3.15	36.3	0.76 ± 0.66	87.1
Par26	2	8.09 ± 3.36	41.6	0.59 ± 0.56	94.6
Par27	2	10.07 ± 4.31	42.8	0.54 ± 0.23	42.9
Par28	2	7.45 ± 1.12	41.9	0.44 ± 0.24	77.6
Par29	2	8.35 ± 2.46	27.4	0.61 ± 0.49	80.4
Par30	40	7.87 ± 0.58	7.3	1.55 ± 0.11	7.3
Par31	40	8.45 ± 1.26	14.9	1.19 ± 0.21	17.8
Par32	35	7.53 ± 0.89	11.8	0.60 ± 0.15	25.1
Par33	30	8.14 ± 1.46	17.9	0.46 ± 0.07	15.7
Par34	20	7.81 ± 1.16	14.9	0.69 ± 0.09	13.6
OPTI 25 342 KvP y 50 mAs					

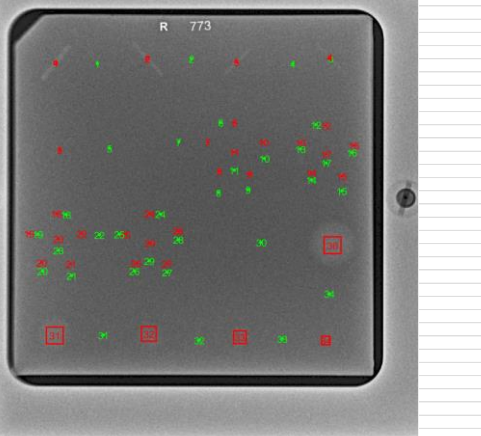
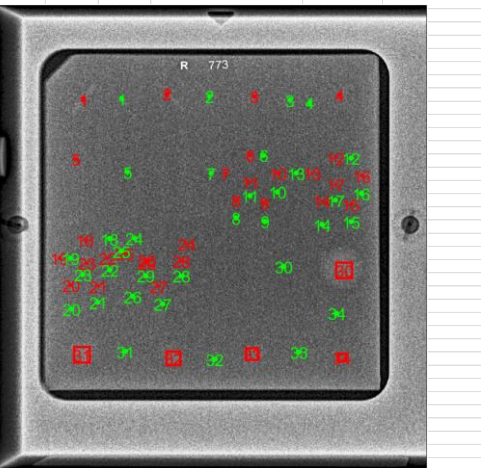
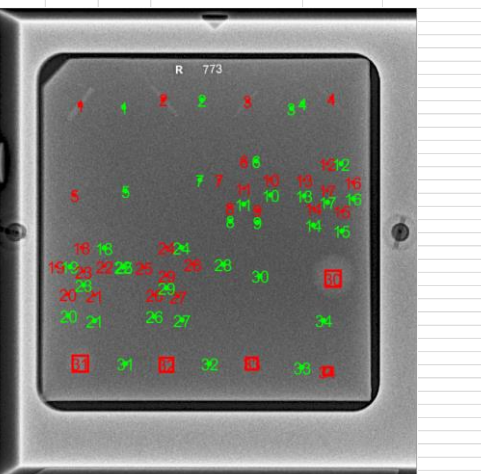
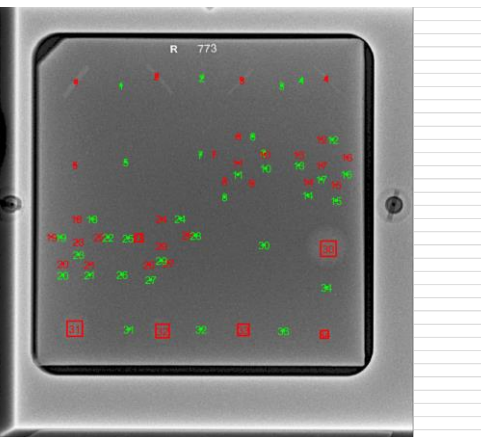


ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	25.75 ± 3.65	14.2	3.31 ± 0.52	15.6
Par 02	6	25.78 ± 2.93	10.2	1.25 ± 0.38	30.5
Par 03	5	27.44 ± 6.43	23.4	1.65 ± 0.48	29.3
Par 04	5	30.42 ± 7.10	23.3	1.59 ± 0.53	33.5
Par 05	4	26.30 ± 8.88	33.8	2.56 ± 0.84	32.9
Par 06	3	9.69 ± 1.07	11	4.62 ± 0.62	13.3
Par 07	3	13.54 ± 2.17	16	6.48 ± 1.09	16.9
Par 08	3	8.83 ± 1.06	12.3	4.74 ± 0.50	10.6
Par 09	3	13.08 ± 1.11	8.5	7.04 ± 0.58	8.2
Par 10	3	12.44 ± 1.53	12.3	6.47 ± 0.89	13.7
Par 11	3	11.52 ± 1.56	13.5	6.39 ± 0.80	12.5
Par 12	2	8.74 ± 1.29	13.2	3.23 ± 0.41	12.6
Par 13	2	12.25 ± 1.52	12.4	4.75 ± 0.62	13.1
Par 14	2	9.81 ± 0.96	10	3.65 ± 0.49	13.4
Par 15	2	8.08 ± 0.63	7.8	3.07 ± 0.29	9.5
Par 16	2	8.74 ± 0.97	11.1	2.78 ± 0.28	10.3
Par 17	2	13.17 ± 1.76	13.3	4.73 ± 0.74	15.6
Par 18	2	11.42 ± 1.52	13.3	3.59 ± 0.53	14.8
Par 19	2	11.81 ± 1.35	20.3	2.86 ± 0.44	15.3
Par 20	2	12.20 ± 2.04	16.7	3.44 ± 0.67	19.5
Par 21	2	11.69 ± 1.21	10.3	2.40 ± 0.41	17.1
Par 22	2	13.65 ± 4.44	32.5	2.97 ± 0.96	32.4
Par 23	2	14.23 ± 2.24	15.7	3.38 ± 0.73	21.5
Par 24	2	13.52 ± 4.11	30.4	2.40 ± 0.47	19.5
Par 25	20	19.83 ± 1.97	9.9	0.18 ± 0.05	31.8
Par 26	2	14.87 ± 3.54	23.8	1.53 ± 0.38	24.7
Par 27	2	32.83 ± 8.97	27.3	0.86 ± 0.51	59.9
Par 28	2	14.94 ± 2.37	15.9	2.07 ± 0.46	22.2
Par 29	2	15.97 ± 2.68	16.8	2.06 ± 0.40	19.2
Par 30	40	21.71 ± 0.83	3.8	3.29 ± 0.09	2.6
Par 31	40	21.20 ± 0.54	2.6	2.45 ± 0.05	2.1
Par 32	35	20.81 ± 0.75	3.6	0.88 ± 0.05	6.2
Par 33	30	21.22 ± 0.53	2.5	0.33 ± 0.06	19.3
Par 34	20	22.52 ± 2.00	8.9	1.97 ± 0.18	9.1

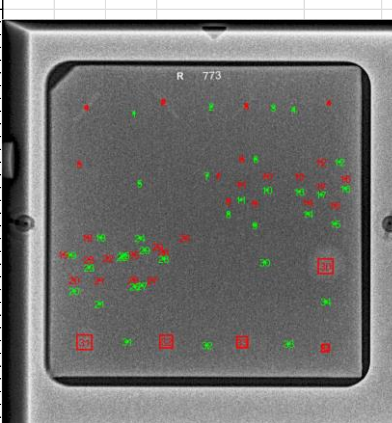
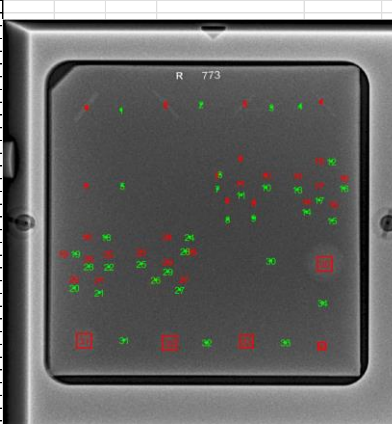
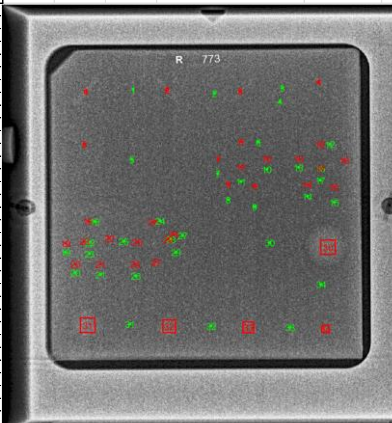
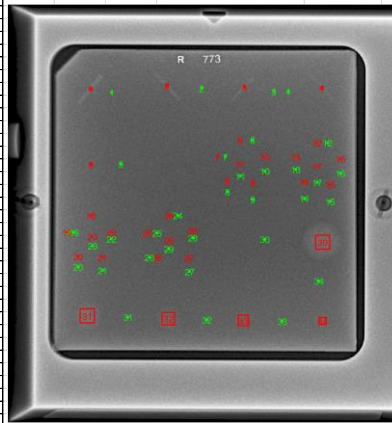
OPTI SS 1					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	17.17 ± 1.81	10.6	2.11 ± 0.29	13.9
Par 02	6	16.29 ± 1.56	9.5	0.96 ± 0.30	30.8
Par 03	5	17.81 ± 3.28	18.4	1.26 ± 0.47	37.5
Par 04	5	18.64 ± 3.93	21.1	1.21 ± 0.38	31.6
Par 05	4	16.03 ± 3.83	23.9	1.16 ± 0.45	39.1
Par 06	3	14.43 ± 2.75	18.9	7.49 ± 1.36	18.2
Par 07	3	10.36 ± 1.56	15.1	5.48 ± 0.85	15.6
Par 08	3	14.61 ± 2.44	16.7	8.35 ± 1.58	18.9
Par 09	2	10.78 ± 1.19	11	6.12 ± 0.75	12.3
Par 10	3	17.36 ± 2.56	14.7	9.57 ± 1.45	15.1
Par 11	2	12.97 ± 1.74	13.4	7.58 ± 0.95	12.5
Par 12	2	11.11 ± 1.92	17.2	4.47 ± 0.75	16.7
Par 13	2	8.43 ± 0.95	11.2	3.75 ± 0.52	13.9
Par 14	2	8.21 ± 1.13	13.8	3.74 ± 0.59	15.8
Par 15	2	7.04 ± 0.70	9.9	3.09 ± 0.30	9.8
Par 16	2	5.51 ± 0.47	8.5	2.02 ± 0.22	10.8
Par 17	2	8.29 ± 0.99	9.4	2.45 ± 0.26	10.6
Par 18	2	9.58 ± 1.49	15.5	3.24 ± 0.55	17.1
Par 19	2	7.25 ± 1.06	14.6	2.13 ± 0.42	19.7
Par 20	2	8.29 ± 1.04	12.5	2.67 ± 0.42	15.6
Par 21	2	11.05 ± 1.80	16.3	2.73 ± 0.59	21.6
Par 22	2	8.71 ± 2.18	25	2.65 ± 0.72	27.3
Par 23	2	8.94 ± 2.41	26.9	2.12 ± 0.77	36.5
Par 24	2	7.73 ± 1.43	18.5	1.64 ± 0.38	23.3
Par 25	2	9.29 ± 2.80	30.2	1.29 ± 0.60	47
Par 26	2	12.82 ± 5.70	44.4	2.00 ± 0.67	33.8
Par 27	2	18.03 ± 4.60	25.5	0.78 ± 0.45	58
Par 28	2	9.80 ± 1.75	28.6	1.58 ± 0.48	30.1
Par 29	2	11.48 ± 1.65	14.4	2.08 ± 0.43	20.9
Par 30	40	15.57 ± 0.46	3	2.71 ± 0.08	2.8
Par 31	40	15.18 ± 0.47	3.1	1.83 ± 0.08	4.1
Par 32	35	15.49 ± 0.45	2.9	0.95 ± 0.07	7.7
Par 33	30	14.75 ± 0.68	4.6	0.38 ± 0.07	18.6
Par 34	20	15.41 ± 1.08	6.7	1.21 ± 0.11	9.1

OPTI SS 2					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	8.29 ± 1.88	22.6	1.20 ± 0.43	36
Par 02	6	8.22 ± 1.80	21.9	0.54 ± 0.39	72.1
Par 03	5	8.34 ± 1.17	26	0.89 ± 0.73	81.1
Par 04	5	8.20 ± 1.64	29	0.93 ± 0.45	90.3
Par 05	4	8.28 ± 2.84	34.3	0.62 ± 0.39	62.1
Par 06	3	8.93 ± 1.77	19.8	4.40 ± 1.03	23.5
Par 07	3	11.22 ± 3.59	32	5.23 ± 1.26	24.1
Par 08	3	15.99 ± 3.35	21	7.87 ± 1.15	14.6
Par 09	3	11.80 ± 4.10	37.3	5.95 ± 2.14	36.9
Par 10	3	14.11 ± 2.20	15.6	7.29 ± 1.57	21.8
Par 11	3	12.81 ± 3.27	25.6	6.97 ± 1.31	18.8
Par 12	2	9.11 ± 2.27	24.9	3.78 ± 0.88	23.4
Par 13	2	8.80 ± 1.76	20.1	3.90 ± 0.89	22.8
Par 14	2	4.74 ± 0.94	19.7	2.04 ± 0.68	33.5
Par 15	2	6.83 ± 1.31	19.2	2.19 ± 0.70	25.1
Par 16	2	6.80 ± 1.07	15.8	2.69 ± 0.64	24
Par 17	2	5.45 ± 1.27	23.3	2.07 ± 0.60	29.1
Par 18	2	8.09 ± 1.25	15.4	2.76 ± 0.54	19.5
Par 19	2	7.23 ± 1.95	27	2.11 ± 0.62	29.4
Par 20	2	5.86 ± 1.34	22.8	1.89 ± 0.61	32.4
Par 21	2	5.19 ± 1.14	22	1.93 ± 0.45	35.1
Par 22	2	6.73 ± 1.93	28.6	1.70 ± 0.64	37.9
Par 23	2	7.71 ± 2.25	29.2	2.02 ± 0.62	30.7
Par 24	2	9.24 ± 2.11	22.9	0.70 ± 0.32	45.5
Par 25	2	8.61 ± 0.99	36	0.89 ± 0.54	80.4
Par 26	2	11.38 ± 3.32	59	0.70 ± 0.70	108.9
Par 27	2	7.97 ± 2.16	27.1	1.06 ± 0.66	62.2
Par 28	2	9.91 ± 2.83	28.6	0.61 ± 0.46	75.8
Par 29	2	7.42 ± 1.65	22.2	0.79 ± 0.43	54.3
Par 30	40	7.54 ± 0.81	10.8	1.45 ± 0.17	11.8
Par 31	40	7.01 ± 0.34	4.7	0.40 ± 0.05	6.3
Par 32	35	7.01 ± 0.55	7.9	0.47 ± 0.07	14.7
Par 33	30	6.92 ± 0.85	12.3	0.37 ± 0.06	20.4
Par 34	20	6.95 ± 0.65	9.3	0.60 ± 0.11	17.6

OPTI SS 3					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	22.40 ± 0.68	16.2	2.68 ± 0.45	17
Par 02	6	19.74 ± 2.84	14.4	1.10 ± 0.20	18.1
Par 03	5	19.34 ± 4.33	22.4	0.42 ± 0.36	85.1
Par 04	5	25.65 ± 3.48	13.6	2.18 ± 0.77	35.3
Par 05	4	19.97 ± 3.29	16.4	1.86 ± 0.46	24.8
Par 06	3	12.80 ± 1.11	8.6	6.79 ± 0.55	8.1
Par 07	3	16.73 ± 1.39	26.3	8.47 ± 1.52	16
Par 08	3	7.93 ± 0.56	7.1	4.60 ± 0.33	7.2
Par 09	3	12.11 ± 1.91	15.8	6.96 ± 0.98	14
Par 10	3	9.00 ± 0.43	4.8	4.98 ± 0.48	9.7
Par 11	3	10.14 ± 0.63	6.2	6.04 ± 0.37	6.2
Par 12	2	5.81 ± 0.61	10.5	2.28 ± 0.23	9.9
Par 13	2	11.39 ± 0.96	8.5	4.85 ± 0.41	8.5
Par 14	2	7.50 ± 0.43	5.7	3.19 ± 0.23	7.2
Par 15	2	7.40 ± 0.52	7	3.04 ± 0.36	11.9
Par 16	2	9.55 ± 0.88	11.4	3.38 ± 0.26	7.6
Par 17	2	10.16 ± 0.91	9	3.97 ± 0.47	11.8
Par 18	2	10.91 ± 0.84	7.7	3.40 ± 0.32	9.4
Par 19	2	12.05 ± 2.18	18.1	3.32 ± 0.58	17.4
Par 20	2	9.00 ± 1.51	16.8	2.65 ± 0.43	16.1
Par 21	2	14.16 ± 3.82	27	3.72 ± 0.63	17.1
Par 22	2	10.48 ± 1.73	16.5	2.85 ± 0.41	14.6
Par 23	2	12.29 ± 2.78	22.6	2.77 ± 0.68	24.5
Par 24	2	13.29 ± 4.08	30.7	2.52 ± 0.65	33
Par 25	2	13.47 ± 2.62	19.5	1.89 ± 0.54	28.8
Par 26	2	16.42 ± 3.97	24.2	2.08 ± 0.56	27
Par 27	2	22.80 ± 9.84	43.1	0.85 ± 0.86	100.7
Par 28	2	10.01 ± 2.42	24.1	1.57 ± 0.44	27.8
Par 29	2	13.52 ± 4.02	29.7	2.30 ± 0.42	18.2
Par 30	40	20.38 ± 1.12	5.5	3.45 ± 0.40	13.9
Par 31	40	19.48 ± 1.18	6	2.39 ± 0.24	10
Par 32	35	18.36 ± 1.04	5.7	0.66 ± 0.08	12.2

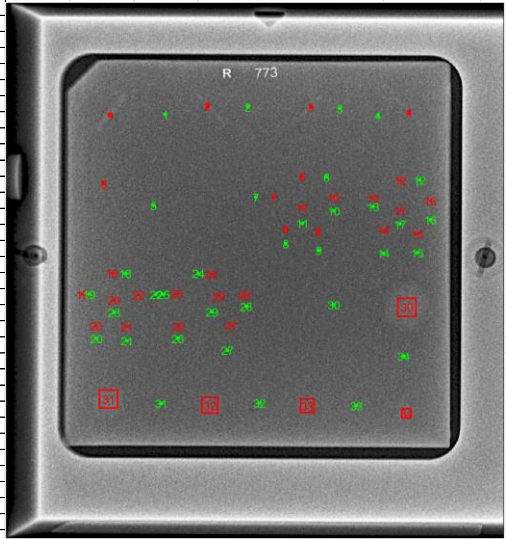
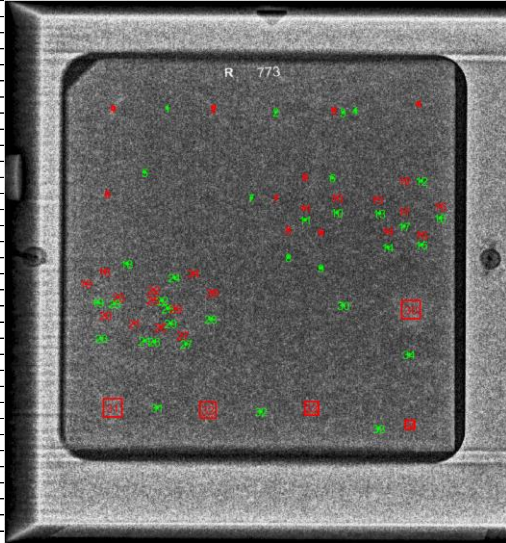


ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
OPTI 501					
Par 01	7	22.88 ± 3.63	15.8	2.58 ± 0.55	21.5
Par 02	6	20.02 ± 4.55	22.7	1.27 ± 0.29	22.6
Par 03	5	26.49 ± 11.79	44.5	1.93 ± 0.77	40
Par 04	5	20.61 ± 5.34	25.9	1.19 ± 0.44	36.9
Par 05	4	20.35 ± 5.83	28.4	1.54 ± 0.60	36.8
Par 06	3	9.47 ± 1.17	12.3	4.95 ± 0.64	12.9
Par 07	3	10.24 ± 1.92	18.8	5.32 ± 1.07	20.1
Par 08	3	8.70 ± 0.97	11.2	5.03 ± 0.48	9.5
Par 09	3	6.83 ± 1.60	23.5	3.84 ± 0.78	20.4
Par 10	3	10.22 ± 0.91	9.9	6.61 ± 0.53	9.5
Par 11	3	10.85 ± 1.38	12.8	6.34 ± 0.59	9.3
Par 12	2	6.92 ± 0.61	8.8	2.61 ± 0.24	9
Par 13	2	9.22 ± 1.07	11.7	4.07 ± 0.59	14.4
Par 14	2	7.37 ± 1.01	13.7	3.01 ± 0.37	12.3
Par 15	2	7.29 ± 1.70	23.3	2.91 ± 0.65	22.4
Par 16	2	6.44 ± 1.61	25	2.32 ± 0.58	24.9
Par 17	2	10.95 ± 2.92	26.7	4.16 ± 0.83	20.1
Par 18	2	9.81 ± 2.96	30.1	0.25 ± 0.20	7.9
Par 19	2	6.99 ± 1.40	19.6	2.26 ± 0.37	16.3
Par 20	2	11.90 ± 1.68	14.9	3.22 ± 0.51	15.7
Par 21	2	10.72 ± 2.72	25.4	2.86 ± 0.67	23.5
Par 22	2	10.40 ± 3.88	37.3	2.48 ± 0.67	26.9
Par 23	2	13.68 ± 2.27	16.6	3.40 ± 0.62	18.3
Par 24	2	9.07 ± 1.31	14.4	1.85 ± 0.35	21.4
Par 25	2	11.93 ± 3.52	31.1	1.87 ± 0.41	38
Par 26	2	12.55 ± 3.08	24.6	2.01 ± 0.50	24.9
Par 27	2	23.82 ± 7.45	31.3	0.71 ± 0.58	82
Par 28	2	16.29 ± 4.98	30.6	2.79 ± 0.68	24.4
Par 29	2	12.74 ± 5.69	44.7	1.72 ± 0.37	21.7
Par 30	40	19.72 ± 1.97	10	3.35 ± 0.26	7.8
Par 31	40	19.13 ± 1.64	8.6	2.36 ± 0.18	7.4
Par 32	35	18.23 ± 1.66	9.1	0.87 ± 0.09	10.6
Par 33	30	18.83 ± 1.53	8.1	0.33 ± 0.07	22.6
Par 34	20	19.92 ± 2.18	11	1.71 ± 0.18	10.7
OPTI 502					
Par 01	7	7.02 ± 0.86	12.2	0.83 ± 0.28	33.1
Par 02	6	6.34 ± 0.77	12.2	0.72 ± 0.34	46.8
Par 03	5	9.25 ± 2.62	28.2	0.71 ± 0.46	65.1
Par 04	5	7.32 ± 2.69	36.7	0.43 ± 0.39	91.3
Par 05	4	5.94 ± 1.23	20.7	0.17 ± 0.17	97
Par 06	3	12.99 ± 4.10	31.6	6.46 ± 1.85	28.6
Par 07	3	14.34 ± 3.62	25.2	5.48 ± 0.95	17.4
Par 08	3	14.71 ± 3.44	23.4	6.54 ± 1.41	27
Par 09	3	8.15 ± 1.47	18	4.41 ± 0.94	21.2
Par 10	3	11.30 ± 3.46	30.7	5.35 ± 1.18	22.1
Par 11	3	13.12 ± 3.13	23.9	6.17 ± 1.33	21.6
Par 12	2	6.82 ± 1.61	23.6	2.63 ± 0.72	27.3
Par 13	2	9.27 ± 3.52	41.1	1.85 ± 0.64	20.4
Par 14	2	10.32 ± 1.99	19.3	4.01 ± 0.92	22.9
Par 15	2	5.13 ± 1.15	22.4	2.01 ± 0.25	12.2
Par 16	2	7.30 ± 1.88	25.8	2.51 ± 0.65	25.8
Par 17	2	5.30 ± 1.46	27.6	1.84 ± 0.77	41.7
Par 18	2	5.64 ± 0.24	28.7	1.40 ± 0.63	44.9
Par 19	2	8.32 ± 3.39	40.7	0.67 ± 0.57	84.9
Par 20	2	5.87 ± 1.11	18.9	1.68 ± 0.57	34
Par 21	2	7.14 ± 1.61	22.6	1.73 ± 0.99	57.3
Par 22	2	7.97 ± 1.62	25.7	0.58 ± 0.42	72.1
Par 23	2	7.70 ± 2.52	32.7	0.57 ± 0.42	73.2
Par 24	2	7.21 ± 2.60	36	0.70 ± 0.62	89.2
Par 25	2	8.75 ± 2.67	30.5	0.77 ± 0.66	85.5
Par 26	2	8.13 ± 2.96	36.4	0.60 ± 0.68	113.2
Par 27	2	8.02 ± 3.13	39.1	0.55 ± 0.48	87.5
Par 28	2	6.93 ± 1.57	24.7	0.66 ± 0.29	44.7
Par 29	2	7.29 ± 1.92	26.3	0.40 ± 0.34	84.5
Par 30	40	6.34 ± 0.56	8.9	1.23 ± 0.11	8.9
Par 31	40	6.39 ± 0.37	5.9	0.83 ± 0.08	10.2
Par 32	35	5.99 ± 0.28	4.6	0.45 ± 0.08	21.7
Par 33	30	5.88 ± 0.33	5.5	0.28 ± 0.06	22.6
Par 34	20	6.04 ± 0.54	8.9	0.58 ± 0.06	19.9
OPTI 503					
Par 01	7	17.74 ± 3.47	20.2	2.19 ± 0.26	16.5
Par 02	6	17.64 ± 3.15	17.9	0.86 ± 0.31	35.2
Par 03	5	19.51 ± 3.42	17.5	0.78 ± 0.45	57.9
Par 04	4	18.17 ± 4.80	26.4	0.85 ± 0.38	44.9
Par 05	4	17.31 ± 4.01	23.2	1.53 ± 0.41	27
Par 06	3	16.17 ± 2.96	18.4	6.90 ± 1.59	17.7
Par 07	3	10.47 ± 1.60	15.3	5.60 ± 0.81	14.4
Par 08	3	11.94 ± 1.60	13.4	6.92 ± 0.90	13.1
Par 09	3	8.01 ± 0.86	10.8	4.67 ± 0.50	10.7
Par 10	3	8.79 ± 1.34	15.2	4.92 ± 0.65	13.1
Par 11	2	8.14 ± 1.18	14.4	4.74 ± 0.60	12.8
Par 12	2	5.62 ± 0.57	10.1	1.91 ± 0.27	14.2
Par 13	2	9.75 ± 1.57	16.1	4.17 ± 0.59	14
Par 14	2	8.91 ± 1.37	15.4	3.88 ± 0.58	15
Par 15	2	8.50 ± 1.12	13.2	3.49 ± 0.52	14.9
Par 16	2	9.72 ± 2.12	21.9	3.47 ± 0.75	21.8
Par 17	2	7.39 ± 1.13	15.3	2.70 ± 0.40	14.7
Par 18	2	8.12 ± 1.33	16.4	2.61 ± 0.45	17.3
Par 19	2	11.05 ± 2.25	20.3	3.14 ± 0.60	19
Par 20	2	7.26 ± 1.00	13.7	1.96 ± 0.45	22.8
Par 21	2	11.90 ± 2.30	20.7	2.81 ± 0.62	22.1
Par 22	2	11.58 ± 2.67	23	2.79 ± 0.42	15.1
Par 23	2	12.35 ± 2.30	18.6	3.03 ± 0.54	17.6
Par 24	2	12.47 ± 5.65	45.3	2.35 ± 1.08	45.9
Par 25	2	21.15 ± 6.99	38.2	0.70 ± 0.37	65.1
Par 26	2	10.86 ± 3.29	30.3	0.12 ± 0.07	52.8
Par 27	2	25.03 ± 7.93	31.7	0.67 ± 0.49	73.4
Par 28	2	10.25 ± 2.76	26.9	1.51 ± 0.63	42
Par 29	2	15.37 ± 8.06	52.5	2.03 ± 0.72	35.2
Par 30	40	16.79 ± 1.01	6	2.88 ± 0.11	41.1
Par 31	40	16.16 ± 1.02	6.3	1.81 ± 0.07	3.8
Par 32	40	15.78 ± 0.98	6.2	0.60 ± 0.05	8.7
Par 33	35	15.93 ± 1.03	6.5	0.23 ± 0.06	24.5
Par 34	20	17.57 ± 1.31	7.5	1.47 ± 0.12	8.2
OPTI 801					
Par 01	7	10.35 ± 2.27	21.9	1.44 ± 0.41	28.3
Par 02	6	9.14 ± 1.28	14	0.87 ± 0.44	50.7
Par 03	5	13.75 ± 5.39	38.2	0.65 ± 0.58	89.4
Par 04	4	12.97 ± 4.69	35.1	0.35 ± 0.27	75.4
Par 05	4	10.06 ± 3.24	32.2	0.76 ± 0.49	64.9
Par 06	3	12.60 ± 1.92	15.3	6.05 ± 1.14	18.9
Par 07	3	9.59 ± 2.18	22.7	4.57 ± 1.02	22.2
Par 08	3	12.35 ± 2.51	20.3	6.52 ± 1.21	18.6
Par 09	3	7.88 ± 1.07	11.6	4.23 ± 0.52	12.2
Par 10	3	13.74 ± 1.84	13.4	6.87 ± 1.20	17.5
Par 11	3	9.52 ± 1.70	17.9	5.10 ± 0.92	18.1
Par 12	2	11.75 ± 2.88	24.5	4.27 ± 1.11	26
Par 13	2	8.32 ± 1.25	15	3.29 ± 0.60	18.3
Par 14	2	9.65 ± 2.05	21.3	4.01 ± 0.92	22.8
Par 15	2	7.85 ± 1.45	18.5	2.83 ± 0.71	25
Par 16	2	8.38 ± 1.64	19.5	2.90 ± 0.75	25.7
Par 17	2	6.14 ± 2.03	33	2.03 ± 0.73	35.9
Par 18	2	8.10 ± 1.52	18.8	2.28 ± 0.86	23.4
Par 19	2	9.73 ± 2.06	33.5	2.88 ± 0.83	31
Par 20	2	7.30 ± 1.90	26	1.74 ± 0.59	33.6
Par 21	2	8.29 ± 3.37	40.6	2.04 ± 1.12	54.7
Par 22	2	18.30 ± 11.38	62.2	0.98 ± 0.68	68.9
Par 23	2	11.49 ± 3.35	29.1	2.26 ± 0.86	43.3
Par 24	2	14.35 ± 5.77	40.3	0.68 ± 0.69	57.3
Par 25	2	15.10 ± 6.54	43.3	0.74 ± 0.69	93.4
Par 26	2	12.28 ± 3.89	31.7	0.69 ± 0.48	69.6
Par 27	2	10.44 ± 5.52	24.2	0.55 ± 0.38	69.7
Par 28	2	14.04 ± 4.76	34.1	0.70 ± 0.40	57.5
Par 29	2	10.70 ± 3.36	31.4	0.66 ± 0.62	94.9
Par 30	40	9.42 ± 0.85	9	1.60 ± 0.18	11.3
Par 31	40	9.74 ± 1.22	12.5	1.25 ± 0.19	15.6
Par 32	35	8.56 ± 0.65	7.6	0.41 ± 0.06	14.7
Par 33	30	9.78 ± 1.20	12.3	0.38 ± 0.11	29.5
Par 34	20	9.56 ± 1.09	11.4	0.80 ± 0.19	23.8
OPTI 802					



Par 34	20	9.56 ± 1.09	11.4	0.80 ± 0.19	23.8
OPTI 80 2					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	4.38 ± 0.58	13.3	0.57 ± 0.35	61.7
Par 02	6	4.37 ± 0.53	12.2	0.62 ± 0.47	75.8
Par 03	5	4.61 ± 0.66	14.4	0.26 ± 0.19	71.7
Par 04	5	4.26 ± 0.52	12.2	0.40 ± 0.22	54.1
Par 05	4	3.97 ± 0.71	18	0.38 ± 0.27	70.9
Par 06	3	6.67 ± 1.33	19.9	3.15 ± 0.53	16.8
Par 07	3	8.28 ± 1.86	22.5	3.36 ± 0.80	23.7
Par 08	3	7.93 ± 2.31	29.2	3.17 ± 1.45	45.9
Par 09	3	7.75 ± 1.53	19.8	4.27 ± 1.07	25
Par 10	3	6.77 ± 1.76	26	2.58 ± 0.75	28.9
Par 11	3	10.51 ± 3.68	35	4.23 ± 2.07	49
Par 12	2	5.74 ± 1.85	32.2	2.18 ± 0.67	30.8
Par 13	2	4.59 ± 0.78	16.9	1.67 ± 0.40	24.1
Par 14	2	6.84 ± 3.03	44.3	2.56 ± 1.11	43.2
Par 15	2	5.77 ± 3.15	54.5	2.21 ± 1.15	52.1
Par 16	2	4.84 ± 1.69	35	0.56 ± 0.43	75.9
Par 17	2	5.34 ± 1.28	24	1.76 ± 0.43	24.6
Par 18	2	4.61 ± 0.77	16.7	0.64 ± 0.49	76.9
Par 19	2	4.92 ± 1.08	21.9	0.70 ± 0.39	56.4
Par 20	2	4.59 ± 1.88	41.1	0.59 ± 0.45	76.1
Par 21	2	5.18 ± 1.17	22.6	0.43 ± 0.29	66.6
Par 22	2	4.07 ± 1.14	28	0.62 ± 0.40	64.4
Par 23	2	4.52 ± 1.51	33.4	0.52 ± 0.45	88
Par 24	2	4.78 ± 1.37	28.6	0.54 ± 0.27	50.1
Par 25	2	5.24 ± 1.15	22	0.71 ± 0.44	62.2
Par 26	2	4.71 ± 1.87	39.7	0.54 ± 0.37	68.4
Par 27	2	6.16 ± 1.89	30.7	0.55 ± 0.26	47.1
Par 28	2	4.86 ± 1.76	36.2	0.80 ± 0.50	62.7
Par 29	2	4.56 ± 1.55	34	0.73 ± 0.54	74.2
Par 30	40	3.90 ± 0.11	2.8	0.64 ± 0.07	10.1
Par 31	40	3.98 ± 0.14	3.4	0.56 ± 0.06	10.5
Par 32	35	3.76 ± 0.05	1.5	0.18 ± 0.07	36.2
Par 33	30	3.80 ± 0.07	1.9	0.06 ± 0.05	77.9
Par 34	20	4.02 ± 0.16	4.1	0.41 ± 0.08	20.4
OPTI 80 3					
ROI	Tamaño ROI	SNR Promedio ± σ	CV SNR (%)	CNR Promedio ± σ	CV CNR (%)
Par 01	7	11.11 ± 2.03	18.3	1.24 ± 0.34	27.2
Par 02	6	10.88 ± 1.28	11.7	0.59 ± 0.31	52.5
Par 03	5	12.59 ± 2.53	20.1	0.61 ± 0.33	54.3
Par 04	5	11.36 ± 2.01	17.7	0.44 ± 0.30	69.1
Par 05	4	12.08 ± 3.30	27.3	0.68 ± 0.53	77.9
Par 06	3	8.00 ± 1.24	15.5	3.71 ± 0.65	17.6
Par 07	3	10.65 ± 3.10	29.1	4.97 ± 1.54	31
Par 08	3	8.53 ± 1.80	21.1	4.56 ± 1.05	22.9
Par 09	3	10.49 ± 1.91	18.2	5.47 ± 0.92	16.9
Par 10	3	9.22 ± 1.68	18.2	4.65 ± 0.85	18.3
Par 11	3	7.55 ± 0.88	11.7	4.11 ± 0.51	12.5
Par 12	2	9.83 ± 2.35	23.9	3.28 ± 0.59	18.1
Par 13	2	10.64 ± 1.65	15.6	3.89 ± 0.68	17.4
Par 14	2	8.36 ± 1.24	14.8	2.93 ± 0.57	19.3
Par 15	2	6.51 ± 1.12	17.2	2.28 ± 0.58	25.6
Par 16	2	9.80 ± 1.87	19.1	3.12 ± 0.84	26.9
Par 17	2	9.67 ± 2.19	22.6	3.04 ± 0.78	25.5
Par 18	2	8.40 ± 1.49	17.7	2.24 ± 0.58	25.7
Par 19	2	7.56 ± 1.18	15.6	1.78 ± 0.44	24.8
Par 20	2	7.65 ± 1.08	14.1	2.06 ± 0.55	26.6
Par 21	2	9.42 ± 2.54	26.9	2.08 ± 0.52	24.7
Par 22	2	8.08 ± 1.52	18.8	1.89 ± 0.41	22
Par 23	2	10.72 ± 2.27	21.2	2.32 ± 0.73	31.3
Par 24	2	7.11 ± 1.30	18.4	0.90 ± 0.53	59
Par 25	2	11.66 ± 3.46	29.7	0.57 ± 0.30	52.9
Par 26	2	20.30 ± 9.79	48.2	0.70 ± 0.53	76.6
Par 27	2	12.75 ± 5.45	42.7	0.55 ± 0.49	88.9
Par 28	2	10.79 ± 2.37	22	0.50 ± 0.38	75.3
Par 29	2	14.84 ± 7.69	51.8	0.64 ± 0.48	75.3
Par 30	40	10.49 ± 0.31	3	1.61 ± 0.09	5.9
Par 31	40	10.18 ± 0.33	3.3	1.13 ± 0.05	4.6
Par 32	35	9.91 ± 0.32	3.2	0.43 ± 0.05	11.3
Par 33	30	10.04 ± 0.37	3.6	0.18 ± 0.05	28.1
Par 34	20	10.74 ± 0.60	5.5	0.89 ± 0.10	10.8

Par 34



Anexo 9. Encuesta a profesional de radiología

Especialidad	Centro de Trabajo	Optimización	Técnica aplicada	Detalle y nitidez	Contraste	Ruido	Fibras	Microcalcificaciones	Masas	Observaciones
Técnico en Radiología	Hospital Mario Catarino Rivas	25%	36 kVp, 40 mAs	4	3	5	5	5	3	n/a
		35%	34 kVp, 36 mAs	3	2	4	5	5	4	n/a
		50%	36 kVp, 25 mAs	4	4	3	5	5	4	n/a
		80%	36 kVp, 10 mAs	1	1	1	1	1	1	n/a
Radiología	Clínica Sime, San Lorenzo, Valle	25%	36 kVp, 40 mAs	4	4	3	3	4	4	n/a
		35%	34 kVp, 36 mAs	3	3	3	3	3	3	n/a
		50%	36 kVp, 25 mAs	3	3	3	3	3	3	n/a
		80%	36 kVp, 10 mAs	3	3	3	3	3	3	Las últimas dos imágenes no me cargaron.
Radiología	IHSS	25%	36 kVp, 40 mAs	3	3	3	3	3	3	n/a
		35%	34 kVp, 36 mAs	3	2	2	2	2	2	n/a
		50%	36 kVp, 25 mAs	2	2	2	2	3	3	n/a
		80%	36 kVp, 10 mAs	1	1	1	1	1	1	n/a