



UNIVERSIDAD
NACIONAL
DE COLOMBIA

Desarrollo de herramienta computacional para el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD)

Daniela Gómez Tamayo

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de ciencias, Departamento de Física
Medellín, Colombia

2025

Desarrollo de herramienta computacional para el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD)

Daniela Gómez Tamayo

Tesis de investigación presentada(o) como requisito parcial para optar al título de:
Magister en ciencias Física

Directora:

Ph.D. Gloria María Diaz Londoño

Codirector:

M.Sc. Javier Morales Aramburo

Línea de Investigación:

Protección Radiológica

Grupo de Investigación:

Física Radiológica

Universidad Nacional de Colombia

Facultad de Ciencias, Departamento de Física

Ciudad, Colombia

2025

*“Vivir la vida y aceptar el reto,
recuperar la risa, ensayar el canto,
bajar la guardia y extender las manos,
desplegar las alas e intentar de nuevo,
celebrar la vida y retomar los cielos”.*

Mario Benedetti

Agradecimientos

Expreso mi más sincero agradecimiento a mi directora de tesis, la profesora Gloria María Díaz Londoño, y a mi codirector, el profesor Javier Morales Aramburo, por su valiosa guía, paciencia y acompañamiento constante a lo largo del desarrollo de este trabajo. Su experiencia y orientación fueron fundamentales para la construcción académica de esta investigación.

Asimismo, agradezco al profesor Jorge Anselmo Puerta Ortiz por su apoyo incondicional y constante disposición para brindar consejo en los momentos clave del proceso.

Mi reconocimiento también al ingeniero físico y magister Andrés Úsuga Hoyos por su valioso apoyo y orientación durante el desarrollo de esta tesis, cuyas asesorías contribuyeron significativamente al logro de los objetivos planteados. También agradezco a Juan Camilo Bedoya, magíster en física médica, por sus aportes y apoyo para la realización de este trabajo.

Agradezco a las instituciones participantes por facilitar la implementación de la herramienta computacional desarrollada y por otorgar el acceso a los datos necesarios para este estudio, los cuales fueron tratados con estricta confidencialidad y anonimato.

A mi pareja por su amor incondicional, apoyo constante, motivación diaria y su valiosa orientación en cada etapa de este proceso. Tu presencia ha sido fundamental en este camino.

A mi familia, por su amor y constante apoyo. A mis amigos y todas las personas que me acompañaron y motivaron durante esta etapa académica, les expreso también mi gratitud.

Este trabajo no habría sido posible sin el respaldo y la compañía de todos ustedes. A todos muchas gracias.

Resumen

Desarrollo de herramienta computacional para el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos.

En este estudio se desarrolló una herramienta computacional orientada al establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) a partir de la extracción automatizada de parámetros dosimétricos clave (CTDIvol, DLP, MGD, ESAK y PDA) contenidos en archivos DICOM, aplicada a distintas modalidades de imagen médica, incluyendo tomografía computarizada, mamografía y radiología convencional. Para la modalidad de fluoroscopia intervencionista, se incorporó una integración con Google Cloud Vision OCR, que permitió el reconocimiento óptico de caracteres y la extracción automática del Producto Dosis-Área total (PDA Total) desde reportes en formato imagen. La herramienta permitió el procesamiento eficiente de grandes volúmenes de datos, facilitando tanto el análisis estadístico automatizado para el cálculo de valores de referencia (mediana o segundo cuartil) como la visualización interactiva de los resultados. La herramienta se implementó en dos instituciones prestadoras de servicios de salud, y los NRD obtenidos se compararon con los valores de referencia reportados por organismos internacionales como la Comisión Europea, el American College of Radiology (ACR), la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), entre otros. Los resultados evidenciaron una concordancia con los valores de referencia internacionales, lo que respalda la versatilidad de la herramienta y su utilidad como apoyo en programas institucionales de optimización de dosis y gestión de la protección radiológica.

Palabras clave: (Niveles de Referencia Diagnósticos, DICOM, OCR, Optimización, ALARA)

Abstract

Development of a Computational Tool for the Establishment of Diagnostic Reference Levels

* This study presents the development of a computational tool aimed at establishing Diagnostic Reference Levels (DRLs) through the automated extraction of key dosimetric parameters (CTDIvol, DLP, MGD, ESAK, and PDA) from DICOM files. The tool was applied to various medical imaging modalities, including computed tomography, mammography, and conventional radiology. For interventional fluoroscopy, the system integrated Google Cloud Vision OCR, enabling optical character recognition and the automated extraction of the Total Dose-Area Product (PDA Total) from image-based dose reports. The tool efficiently processed large datasets, allowing for automated statistical analysis to calculate reference values (median or second quartile) and interactive visualization of results. For validation purposes, the tool was implemented in two healthcare institutions, and the DRLs obtained were compared with international reference values reported by entities such as the European Commission, the American College of Radiology (ACR), the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), and the International Atomic Energy Agency (IAEA). The results demonstrated strong agreement with international standards, supporting the validity and reliability of the tool as an asset in institutional dose optimization programs and radiological protection management.

Keywords: (Diagnostic Reference Levels, DICOM, OCR, ALARA

Contenido

	Pág.
Resumen y Abstract	5
Lista de figuras	9
Lista de tablas	10
Introducción	11
1. Marco Teórico	16
1.1 Producción de rayos x.....	16
1.2 Tubo de rayos x	17
1.3 Equipos de rayos x	19
1.3.1 Radiología convencional	19
1.3.2 Mamografía.....	20
1.3.3 Tomografía Computarizada	21
1.3.4 Equipos Angiográficos	23
1.4 Protocolo DICOM.....	25
1.5 Magnitudes dosimétricas	26
1.5 Niveles de Referencia Diagnósticos.....	31
2. Materiales y métodos	33
2.1 Materiales	33
2.2 Métodos	36
3. Resultados	50
3.1 3.1 Herramienta computacional para el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos	50
3.2 Niveles de Referencia Diagnósticos	54
3.2.1 Niveles de Referencia para Tomografía Computarizada (TC).....	54
3.2.2 Niveles de Referencia para fluoroscopia intervencionista	57
3.2.3 Niveles de Referencia para mamografía	59
3.2.4 Niveles de Referencia para radiología convencional.....	61
4. Discusión y análisis de resultados	63
5. Conclusiones y recomendaciones	71
5.1 Conclusiones.....	71
5.2 Recomendaciones.....	72

A. Anexo: Manual del Usuario – Herramienta Computacional para el Establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD).....	74
B. Anexo: Configuración API Google Vision	87
Bibliografía	90

Lista de figuras

	Pág.
Figura 1-1: Espectro de emisión de rayos X del molibdeno utilizando un haz de electrones con un voltaje de aceleración de 35 kV.....	17
Figura 1-2: diagrama de los componentes principales de un tubo de rayos X moderno y su conjunto de carcasa.....	18
Figura 1-3: Sistema de radiografía DigitalDiagnost.....	20
Figura 1-4: Senographe Pristina – Digital Mammography.....	21
Figura 1-5: Tomógrafo CT 5000 Ingenuity – 64/128 cortes.....	23
Figura 1-6: Sistema de Angiografía Philips Azurion 7 M12.....	25
Figura 3-1: Interfaz de la herramienta computacional.....	51
Figura 3-2: Diagrama de flujo del funcionamiento general de la herramienta computacional.....	53
Figura 3-3: Visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de TC.....	55
Figura 3-4: Visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de fluoroscopia intervencionista.....	57
Figura 3-5: Visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de mamografía.....	59
Figura 3-6: Visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de radiología convencional.....	62

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 2-1: Identificadores DICOM Utilizados	38
Tabla 2-2: Cantidades adecuadas para establecer niveles de referencia diagnósticos según las recomendaciones del ICRP 135.....	39
Tabla 3-1: Resultados NRD en TC y NRD reportados por organismos internacionales en TC.....	56
Tabla 3-2: Resultados NRD en intervencionismo y NRD reportados internacionalmente.....	58
Tabla 3-3: Resultados NRD en mamografía y NRD reportados internacionalmente. ..	60
Tabla 3-4: Niveles de dosis para mamas típicas simuladas con PMMA.....	61
Tabla 3-5: Resultados NRD radiología convencional y NRD reportados internacionalmente.....	62

Introducción

Según el informe más reciente del Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR), la exposición médica representa la principal fuente de exposición a la radiación de origen humano para la población general. Durante el periodo 2009-2018, se realizaron aproximadamente 4.200 millones de procedimientos radiológicos por año en todo el mundo. Para el año 2020, se estimó una dosis efectiva anual per cápita de 0,57 mSv, excluyendo la radioterapia. Esta cifra representa una leve disminución con respecto al valor reportado en el informe de 2008 (0,65 mSv), atribuible principalmente a la implementación de tecnologías digitales que han contribuido a reducir las dosis de radiación impartidas a los pacientes durante los procedimientos diagnósticos (UNSCEAR, 2022).

Dado que la radiación ionizante tiene el potencial de romper moléculas biológicas esenciales, como el ADN, en las células expuestas, su uso en medicina conlleva riesgos que deben gestionarse cuidadosamente. Por ello, es fundamental cuantificar la dosis de radiación recibida por los pacientes durante los procedimientos radiológicos, a fin de estimar el posible daño biológico asociado. En este contexto, la aplicación de los principios de protección radiológica establecidos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) —la justificación y la optimización— resulta esencial para garantizar una práctica segura.

La optimización de la dosis, basada en el principio ALARA ("tan baja como sea razonablemente alcanzable"), busca equilibrar la calidad diagnóstica de las imágenes con la menor exposición posible al paciente. Como parte de esta estrategia, la ICRP recomienda el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD), los cuales permiten evaluar y comparar las prácticas clínicas con estándares nacionales o internacionales. La identificación de valores que superen los NRD publicados debe motivar una revisión de los protocolos técnicos empleados, a fin de corregir desviaciones y evitar exposiciones innecesarias (ICRP, 2007).

En este contexto, los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) se han consolidado como una herramienta clave para la optimización de dosis, ya que permiten identificar valores inusualmente elevados y fomentar buenas prácticas radiológicas en cada modalidad de imagen médica (ICRP, 2017).

El desarrollo e implementación de sistemas automatizados para la recolección, análisis y comparación de parámetros dosimétricos ha cobrado creciente relevancia. Estudios recientes han demostrado que el uso de software de seguimiento de dosis facilita significativamente al establecimiento de NRD típicos, permitiendo el monitoreo continuo de la exposición del paciente, la estandarización de protocolos clínicos y la optimización de la práctica radiológica.

En el estudio realizado por Liang et al. (2017), se establecieron niveles de referencia diagnósticos (NRD) para mamografía clínica, tomografía computarizada y procedimientos cardíacos intervencionistas en el Departamento de Radiología de una institución. Para ello, se empleó el software de seguimiento de dosis Radimetrics Enterprise Platform, mediante el cual se recopilaron automáticamente parámetros dosimétricos clave: la Dosis Glandular Media (DGM) en dos unidades de mamografía clínica; el Índice de Dosis Computarizada (CTDIvol), la Estimación de Dosis Específica por Tamaño (SSDE), el Producto Dosis-Longitud (DLP) y el DLP total en cinco tomógrafos; y, para dos sistemas angiográficos, el tiempo de fluoroscopia, el Producto Dosis-Área (PDA) de fluoroscopia y el PDA total. La automatización en la recolección de datos dosimétricos permitió un análisis eficiente y detallado de grandes volúmenes de información, lo que facilitó la determinación de NRD para múltiples procedimientos radiológicos con mayor precisión y rapidez.

Asimismo, Ghetti, Ortenzia, Palleri y Sireus (2016) establecieron niveles de referencia diagnósticos (NRD) para tomografía computarizada (TC) en una institución mediante el uso de herramientas automatizadas de seguimiento de dosis. En su estudio, recopilaron retrospectivamente datos de 15.940 pacientes adultos sometidos a estudios de TC entre mayo y octubre de 2015, empleando el software de gestión de dosis Radimetrics Enterprise. Este software facilitó la extracción automática de información relevante, incluyendo edad, sexo, tipo de protocolo aplicado y parámetros dosimétricos clave como el CTDIvol, el DLP y la dosis efectiva (ED). Gracias a esta metodología, fue posible establecer NRD precisos para distintas regiones anatómicas, evidenciando el valor de los

sistemas automatizados para optimizar la recolección de datos y fortalecer los programas de protección radiológica en el entorno clínico.

En la misma línea de avance tecnológico, Tzanis y Damilakis (2023) propusieron un algoritmo basado en redes neuronales para automatizar el establecimiento de niveles de referencia diagnósticos en radiología intervencionista. Su enfoque consistió en procesar múltiples informes de dosis mediante la tecnología de reconocimiento óptico de caracteres (OCR), específicamente utilizando el motor Tesseract, con el fin de extraer automáticamente parámetros clave como el producto dosis-área (PDA), el kerma en aire ($K_{a,r}$), el número de imágenes y el tiempo de fluoroscopia (TF). Los resultados fueron altamente satisfactorios: el algoritmo logró una precisión del 99 % en la extracción de datos y redujo el tiempo de procesamiento en un 98 % respecto al método manual. Este estudio destaca la viabilidad y eficiencia del uso de inteligencia artificial y procesamiento automatizado para el cálculo rápido y preciso de NRD, fortaleciendo la tendencia actual hacia la implementación de herramientas computacionales en la optimización de la práctica radiológica.

En contraste, los estudios realizados en el país para establecer niveles de referencia típicos se han realizado de la manera tradicional mediante la recopilación manual de datos. En un estudio realizado por la Facultad de Ciencias de la Universidad Nacional de Colombia, sede Medellín, en 2012, se establecieron niveles de referencia típicos para exámenes de tórax en pacientes pediátricos. El estudio se llevó a cabo en dos importantes centros pediátricos en la ciudad de Medellín. Se examinaron 814 radiografías de tórax en proyecciones anteroposterior (AP) y lateral izquierda (LAT I). Se compararon las dosis calculadas a la entrada de la superficie utilizando datos recopilados de los exámenes, como el tamaño del campo de radiación, mAs y kVp, con las dosis obtenidas mediante el programa computacional PCXMC 2.0. Los niveles de referencia de dosis establecidos fueron de 0.092 mGy y 0.114 mGy para las proyecciones AP y LAT, respectivamente. (Garzón, 2012).

En el estudio publicado en 2021 por la Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares del Servicio Geológico Colombiano, se determinaron los niveles de referencia de dosis (NRD) para diagnóstico de baja y media complejidad en el Servicio Especial de Salud del Hospital Universitario de Caldas en Colombia (SES-HUC). Se utilizaron varios equipos de radiología, mamografía, tomografía computada (TC) y fluoroscopia tipo arco en C. La dosis

entregada a los pacientes se registró manualmente a través de la estimación proporcionada por cada equipo de imagen. El análisis estadístico se realizó mediante diagramas de cajas y distribuciones de frecuencias, definiendo el tercer cuartil como el valor de NRD para cada técnica de imagen. Los niveles de referencia obtenidos fueron comparables a los de otros estudios similares, aplicando métodos de análisis sugeridos por organismos internacionales (Ríos & Muñoz Arango, 2021).

En otro estudio realizado en la Facultad de Ciencias de la Universidad Nacional de Colombia sede Bogotá en 2018, se determinaron los niveles de referencia para estudios de radiología convencional en el Hospital Universitario Nacional de Colombia. Se utilizaron dos métodos: dosímetros termoluminiscentes para medir la dosis de entrada en la superficie del paciente, y la medición del rendimiento del tubo de rayos X junto con el kerma en aire incidente para estimar la dosis de entrada. Los resultados mostraron niveles de referencia más bajos que los internacionales, atribuibles al avance de la radiología digital. (Angarita, 2018).

Estos hallazgos respaldan la importancia de desarrollar de herramientas computacionales como la propuesta en este estudio, orientadas a la automatización de la extracción y el análisis de parámetros dosimétricos a partir de archivos DICOM, con el fin de establecer Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) de manera confiable que se adapta a distintas modalidades de imagen médica, incluyendo radiología convencional, mamografía, tomografía computarizada y fluoroscopia intervencionista. Esto contribuye tanto a la estandarización de las prácticas clínicas como a la implementación de estrategias sostenibles de protección radiológica, en concordancia con las recomendaciones de organismos internacionales y con las tendencias actuales hacia la transformación digital en el ámbito de la salud.

En consecuencia, el objetivo general de este estudio es el desarrollo e implementación de una herramienta computacional capaz de extraer, procesar y analizar parámetros dosimétricos a partir de imágenes médicas, con el propósito de establecer NRD de manera automatizada en diversas modalidades radiológicas, incluyendo tomografía computarizada, mamografía, fluoroscopia intervencionista y radiología convencional. Esta herramienta está orientada a facilitar el monitoreo dosimétrico institucional, fortalecer la cultura de protección radiológica y promover la optimización de las dosis administradas, conforme al principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable). A diferencia de trabajos

previos que se apoyan en plataformas comerciales de gestión de dosis, este estudio plantea el desarrollo de una solución propia, sin requerir la adquisición de software especializado de alto costo, representando así una alternativa accesible y adaptable a distintos entornos clínicos que analiza grandes volúmenes de información y usa algoritmos de inteligencia artificial para extraer y analizar la información a partir de las imágenes.

1. Marco teórico

1.1 Producción de rayos x

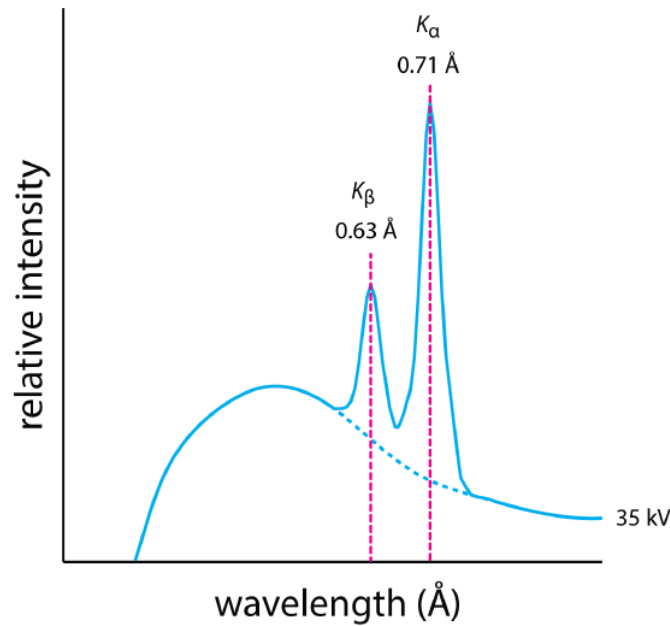
descubrió que los rayos X se generan cuando un haz de electrones impacta contra un blanco. En este proceso, los electrones pierden gran parte de su energía al colisionar con los electrones atómicos del material, lo que provoca fenómenos de ionización y excitación. La ionización ocurre cuando los electrones incidentes tienen la energía suficiente para expulsar electrones de capas internas del átomo como los de la capa K, en este proceso se da lugar a la emisión de rayos X característicos, los cuales se generan cuando electrones de capas superiores (L, M, etc.) ocupan las vacantes generadas en capas más internas. Los fotones emitidos poseen energías específicas, características del material del blanco.

Por otro lado, cuando los electrones se aproximan al núcleo atómico y son desviados por su campo coulombiano, pierden parte de su energía en forma de fotones, en un proceso conocido como radiación de frenado o *bremstrahlung*. Este mecanismo produce un espectro continuo de rayos X cuya energía máxima corresponde a la energía cinética del electrón incidente. La eficiencia del fenómeno aumenta significativamente en materiales con núcleos atómicos pesados (Turner, 2007, p. 41).

El espectro de rayos X está compuesto por dos componentes principales: el espectro continuo originado por la radiación de frenado (*bremstrahlung*) y las líneas características específicas del material del ánodo, como se ilustra en la Figura 1-1. La forma y la intensidad de este espectro están determinadas por diversos factores técnicos, entre ellos el voltaje del tubo (kVp), que influye directamente en la energía máxima de los fotones generados; la corriente del tubo (mA), que afecta la cantidad de electrones disponibles para la producción de rayos X; el material del blanco, que determina las energías de las líneas

características; y la filtración aplicada, que elimina fotones de baja energía y modifica el perfil espectral resultante.

Figura 1-1: Espectro de emisión de rayos X del molibdeno utilizando un haz de electrones con un voltaje de aceleración de 35 kV.



Fuente: (LibreTexts, 2024, Fig. 12.1.1)

Electrones Auger

Un átomo en el que un electrón L realiza una transición para llenar una vacante en la capa K no siempre emite un fotón, en particular si se trata de un elemento de bajo Z. Puede ocurrir una transición no óptica diferente en la que un electrón L es expulsado del átomo, dejando así dos vacantes en la capa L. El electrón expulsado del átomo se denomina electrón Auger (*James E. Turner-Atoms*).

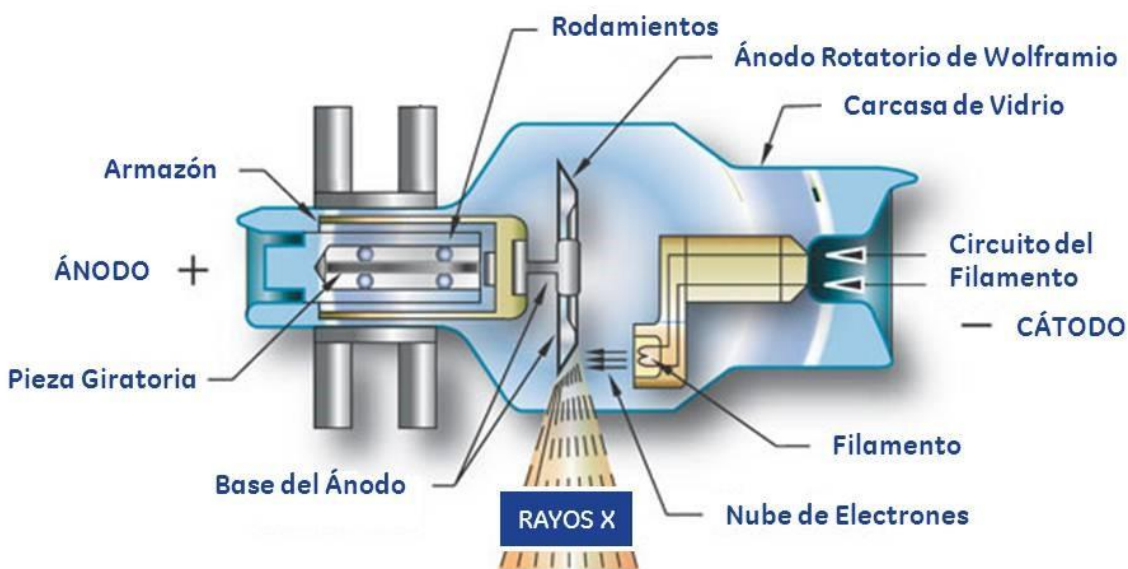
1.2 Tubo de rayos x

El tubo de rayos X proporciona un entorno para producir radiación de frenado y rayos X característicos. Los componentes principales del tubo incluyen el cátodo, el ánodo, el

rotor/estator, el filamento, la envoltura de vidrio o metal, el puerto del tubo, los conectores de los cables y la carcasa del tubo, ilustrados en la Figura 1-5 (Bushberg et al., 2021).

En la Figura 1-5 se muestra un diagrama esquemático que muestra los elementos básicos de un tubo de rayos X moderno. El tubo tiene un cátodo y un ánodo sellados en su interior bajo alto vacío. El conjunto del cátodo consiste en un filamento de tungsteno calentado contenido en una copa de enfoque. Cuando el tubo funciona, el filamento, calentado al rojo vivo, “ebulle” los electrones, que son acelerados hacia el ánodo en un campo eléctrico intenso producido por una gran diferencia de potencial (alto voltaje) entre el cátodo y el ánodo. La copa de enfoque concentra los electrones en un punto focal en el ánodo, generalmente hecho de tungsteno. Allí los electrones se detienen abruptamente, emitiendo rayos X continuos en todas las direcciones. Por lo general, menos del 1% de la energía de los electrones se convierte en rayos X útiles que emergen a través de una ventana en el tubo. El otro 99%+ de la energía, perdida en colisiones electrónicas, se convierte en calor, que debe eliminarse del ánodo. Los ánodos se pueden enfriar mediante la circulación de aceite o agua. También se utilizan ánodos giratorios en los tubos de rayos X para mantener la temperatura más baja. (Turner, 2007, p. 42).

Figura 1-2: diagrama de los componentes principales de un tubo de rayos X moderno y su conjunto de carcasa.



Fuente: (Radiología para Novatos, 2016)

1.3 Equipos de rayos x

El principal objetivo de los procedimientos médicos que emplean rayos X es obtener imágenes que permitan visualizar con precisión las estructuras internas del cuerpo y detectar posibles patologías, facilitando así su evaluación por parte del radiólogo. Dado que las estructuras anatómicas y los fines diagnósticos pueden variar considerablemente—desde identificar fracturas óseas hasta detectar tumores o evaluar arterias coronarias—, se requiere una diversidad de técnicas y equipos de imagen. Esta necesidad ha impulsado el desarrollo de una amplia gama de sistemas radiológicos, los cuales se utilizan no solo en radiodiagnóstico, sino también en otras áreas clínicas como hemodinamia, cirugía o endoscopia, donde la imagen médica se ha vuelto una herramienta esencial.

1.3.1 Radiología convencional

Un equipo de radiología convencional está diseñado principalmente para adquirir radiografías de diversas regiones del cuerpo humano, como extremidades, tórax, cráneo, columna vertebral y abdomen. Su configuración técnica es relativamente simple e incluye un generador de alta tensión, una columna móvil que alberga el tubo de rayos X y permite orientar el haz en diferentes ángulos, y una mesa equipada con un sistema receptor de imagen. Este sistema puede incorporar dispositivos como un bucky o una rejilla antidifusora móvil, exposición automática, entre otros accesorios. Frecuentemente, se añade un soporte mural para realizar estudios en posición erguida del paciente (Pifarré Martínez, y otros, 2012).

Estos equipos deben ser altamente versátiles para adaptarse a diversos estudios clínicos. Esto requiere la capacidad de generar diferentes niveles de tensión, desde los 40 kV hasta 130 kV, y operar con corrientes de tubo que generalmente oscilan entre 100 y 500 mA, dependiendo del tipo de examen y del espesor del paciente. Además, deben ser capaces de trabajar con tiempos de exposición cortos para minimizar el desenfoque por movimientos, ofrecer imágenes de alta calidad, soportar potencias elevadas y disipar eficazmente el calor producido durante su funcionamiento. (Pifarré Martínez, y otros, 2012).

Figura 1-3: Sistema de radiografía DigitalDiagnost



Fuente: (Philips Healthcare, s.f.)

1.3.2 Mamografía

Los equipos de mamografía están diseñados específicamente para obtener imágenes detalladas de la glándula mamaria, una estructura anatómica con bajo contraste natural que requiere alta resolución espacial para identificar lesiones sutiles como microcalcificaciones (Bushberg et al., 2021). A diferencia de los sistemas de radiología convencional, estos equipos utilizan parámetros técnicos ajustados y configuraciones optimizadas para garantizar imágenes de alta calidad con una dosis mínima de radiación.

Estos dispositivos operan con tensiones relativamente bajas, en un rango de 24 a 35 kV, ya que estas energías maximizan el contraste entre los tejidos glandular y adiposo de la mama (Turner, 2007). La corriente del tubo suele encontrarse entre 10 y 100 mA, acompañada de tiempos de exposición cortos que ayudan a evitar artefactos por movimiento y a reducir la dosis absorbida (Haidekker, 2013).

Una característica clave de los sistemas de mamografía es el uso de ánodos de molibdeno (Mo) o rodio (Rh), junto con filtros hechos del mismo material, los cuales permiten obtener espectros de rayos X adecuados para la imagen mamaria, optimizando el equilibrio entre calidad de imagen y dosis (ICRP, 2017). Además, incluyen mecanismos de compresión de la mama que reducen el espesor del tejido, disminuyen la dispersión, mejoran la resolución espacial y contribuyen significativamente a la reducción de la dosis (European Commission, 2006).

Figura 1-4: Senographe Pristina – Digital Mammography



Fuente: (Glomeda, s.f.)

1.3.3 Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (TC) es una técnica de imagen médica avanzada que permite la obtención de imágenes seccionales del cuerpo humano mediante la adquisición de múltiples proyecciones de rayos X desde distintos ángulos. Los datos recolectados se

procesan por medio de algoritmos de reconstrucción computacional, generando cortes transversales detallados que permiten evaluar estructuras internas con alta resolución espacial y contraste (Bushberg et al., 2021).

Los equipos de TC modernos emplean tensiones de tubo típicamente entre 80 y 140 kilovoltios (kV), siendo el valor más común 120 kV para la mayoría de los estudios corporales. La corriente del tubo (mA) puede variar significativamente dependiendo del protocolo, el tamaño del paciente y la región anatómica, con valores que oscilan entre 50 mA y más de 600 mA. Muchos sistemas actuales incorporan modulación automática del mA, ajustando la corriente del tubo en tiempo real con base en la densidad del paciente para optimizar la calidad de imagen y minimizar la dosis (ICRP, 2017).

Una característica distintiva de la TC es el uso de detectores de múltiples filas (multi-slice), lo cual permite adquirir múltiples cortes simultáneamente y reducir significativamente el tiempo de escaneo. Esta rapidez es esencial para obtener imágenes libres de artefactos por movimiento y facilita el estudio de estructuras dinámicas como el corazón o el tracto gastrointestinal (Haidekker, 2013). La tomografía computarizada helicoidal y multicorte representa una evolución significativa en la adquisición de imágenes médicas, proporcionando mayor velocidad, resolución y cobertura anatómica en comparación con los equipos de tomografía computarizada convencionales.

La tomografía helicoidal se basa en el movimiento continuo del paciente a través del gantry mientras el tubo de rayos X gira de manera constante alrededor del cuerpo. Esta técnica genera una trayectoria helicoidal que permite adquirir datos volumétricos sin interrupciones entre cortes, reduciendo los artefactos por movimiento y mejorando la eficacia del estudio (Bushberg et al., 2021). Gracias a esta modalidad, se pueden cubrir grandes regiones anatómicas en tiempos muy cortos, lo que resulta especialmente útil en pacientes inestables o pediátricos.

Por otro lado, la tomografía multicorte o multidetector (MDCT) incorpora múltiples filas de detectores dispuestos en el eje z (longitudinal), lo que permite adquirir varios cortes simultáneamente en cada rotación del tubo de rayos X. Por ejemplo, un escáner de 64 detectores puede adquirir 64 cortes en un solo giro, lo cual mejora notablemente la

resolución espacial y temporal, facilitando estudios dinámicos como angiografías por TC y reconstrucciones tridimensionales de alta calidad (Haidekker, 2013).

Además, los equipos actuales están diseñados para operar con altas potencias eléctricas, y están equipados con sistemas eficientes de disipación de calor, debido a la gran cantidad de energía que se libera durante los escaneos. También incorporan sistemas de reconstrucción iterativa y postprocesamiento que mejoran la calidad de imagen y permiten la reducción de la dosis de radiación (Dawd et al., 2021).

Figura 1-5: Tomógrafo CT 5000 Ingenuity – 64/128 cortes



Fuente: (Agimed, s.f.)

1.3.4 Equipos Angiográficos

Los equipos de angiografía están diseñados específicamente para la obtención de imágenes dinámicas del sistema vascular mediante el uso de rayos X y medios de contraste iodados. Estas unidades forman parte del equipamiento esencial en servicios de radiología intervencionista y cardiología, ya que permiten la visualización en tiempo real de arterias, venas y cavidades cardíacas, lo cual es fundamental tanto para el diagnóstico como para la realización de procedimientos terapéuticos mínimamente invasivos (Bushberg et al., 2021).

Estos sistemas se caracterizan por contar con generadores de alta potencia, capaces de operar de forma continua durante largos períodos, y por utilizar sistemas de fluoroscopia digital de alta resolución. Los voltajes del tubo oscilan típicamente entre 70 y 120 kV, mientras que la corriente del tubo puede alcanzar niveles elevados, especialmente durante las adquisiciones angiográficas, para garantizar imágenes con buen contraste y resolución espacial (ICRP, 2017).

Entre las principales características técnicas se incluyen:

- **Brazo en C motorizado**, que permite movimientos precisos y rápidos en múltiples ejes para un acceso óptimo a diferentes proyecciones anatómicas.
- **Monitores médicos duales** de alta resolución que facilitan la visualización en tiempo real del procedimiento.
- **Software de posprocesamiento** que permite reconstrucciones 2D/3D, sustracción digital (DSA), y mediciones anatómicas precisas.
- **Sistemas automáticos de control de dosis** que ajustan en tiempo real los parámetros de exposición en función de la densidad del tejido.

Debido a la duración y complejidad de muchos procedimientos intervencionistas, los pacientes pueden recibir dosis significativamente elevadas, en comparación con otras modalidades diagnósticas. Estas dosis se cuantifican comúnmente mediante indicadores como el Producto Dosis-Área (PDA o DAP, por sus siglas en inglés) y el Kerma en aire en el punto de referencia ($K_{a,r}$). Procedimientos como la arteriografía coronaria, la embolización hepática o la colangiografía percutánea pueden superar valores de $20 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$, y en intervenciones más complejas es posible alcanzar cifras superiores a $60 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$, lo que requiere una gestión dosimétrica cuidadosa para evitar efectos deterministas en la piel y garantizar la seguridad del paciente (ICRP, 2017; Tristram et al., 2022).

Figura 1-6: Sistema de Angiografía Philips Azurion 7 M12



Fuente: (Diagnostic and Interventional Cardiology, 2024)

Actualmente, la mayoría de los equipos de rayos X han sido digitalizados, lo que ha optimizado los procesos de adquisición, procesamiento y almacenamiento de imágenes médicas. Estas se almacenan en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), un estándar ampliamente utilizado que permite no solo la interoperabilidad entre dispositivos, sino también su integración con sistemas de archivo y comunicación de imágenes (PACS). Esta integración facilita el acceso rápido a los estudios, su análisis automatizado y el seguimiento de los parámetros técnicos utilizados en cada procedimiento.

1.4 Protocolo DICOM

El protocolo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) constituye el estándar internacional para la adquisición, almacenamiento, visualización, transmisión e impresión de imágenes médicas y sus datos asociados. Fue desarrollado por el American

College of Radiology (ACR) y la National Electrical Manufacturers Association (NEMA), con el objetivo de garantizar la interoperabilidad entre dispositivos de distintas marcas y especialidades médicas.

Estructura del archivo DICOM

Cada archivo DICOM combina metadatos descriptivos con la información visual de la imagen. Su estructura se compone principalmente de dos secciones:

- **Encabezado (Header):** contiene un conjunto de elementos de datos codificados que describen al paciente, el estudio, la serie, la modalidad de adquisición y parámetros técnicos. Cada elemento se identifica mediante un *tag* único (formato hexadecimal (grupo,elemento)), junto con su tipo de dato (*Value Representation*), longitud y valor. Por ejemplo, el tag (0010,0010) corresponde al nombre del paciente, y (0008,0060) a la modalidad (TC, RM, Rx, etc.).
- **Datos de imagen (Pixel Data):** representan la matriz de píxeles que conforma la imagen médica. Este componente se encuentra codificado en el elemento (7FE0,0010) y puede almacenarse en formatos comprimidos (como JPEG, JPEG 2000) o sin compresión, dependiendo de la modalidad y los requerimientos de almacenamiento.

DICOM define más de 2,000 tags estándar, que abarcan desde datos demográficos del paciente hasta información técnica del equipo utilizado, parámetros de adquisición, geometría del estudio, dosis, entre otros. Esta riqueza de metadatos permite que el archivo DICOM funcione como un contenedor completo para el diagnóstico médico digital y para su manipulación y automatización a través de herramientas informáticas como Python (Mildenberger, Eichelberg, & Martin, 2002).

1.5 Magnitudes dosimétricas

Según el Comité Científico de las Naciones Unidas sobre los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR), las aplicaciones médicas constituyen la principal fuente de exposición artificial a radiaciones ionizantes en la población mundial. Dentro de estas aplicaciones, los procedimientos de radiodiagnóstico, como la tomografía computarizada, la fluoroscopia, la radiología convencional y la mamografía, junto con los procedimientos

intervencionistas, son los principales contribuyentes a dicha exposición (Ubeda et al., 2015).

Se ha establecido que las radiaciones ionizantes pueden generar efectos adversos en la salud humana, los cuales se clasifican en dos categorías: los efectos deterministas y los efectos estocásticos. Los efectos deterministas, también conocidos como reacciones tisulares nocivas, ocurren cuando se supera un umbral de dosis absorbida, lo que puede llevar al deterioro progresivo de la capacidad de recuperación del tejido. Por otro lado, los efectos estocásticos, como el cáncer y las mutaciones hereditarias, pueden presentarse a cualquier nivel de dosis, con una probabilidad de ocurrencia que aumenta proporcionalmente a la exposición (Ubeda et al., 2015).

Dada la importancia de minimizar los riesgos asociados a la exposición a radiaciones ionizantes, resulta fundamental la evaluación y cuantificación continua de los niveles de radiación a los que los pacientes están expuestos durante los procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo. Para ello, es esencial el uso de magnitudes y unidades de medida adecuadas que permitan una dosimetría precisa y comparable (Ubeda et al., 2015).

a) Magnitudes para fluoroscopia, radiología convencional, radiología dental, y mamografía

- **Kerma incidente en aire ($K_{a,i}$):** Se define como la cantidad de energía transferida por la radiación ionizante al aire en un punto específico, sin considerar los efectos de retrodispersión. Se mide en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado.

Unidad: J/kg. El nombre especial para esta unidad es el Gray (Gy).

- **Kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$):** se define como el kerma medido en aire libre considerando la retrodispersión, en la intersección del eje del haz de radiación con el plano correspondiente a la superficie de entrada del objeto irradiado. El factor de retrodispersión (BSF) es la relación entre el kerma en aire medido en la superficie de entrada de un material y el kerma medido en idénticas condiciones, pero en ausencia del material dispersor. Este factor depende de la calidad del haz y del tamaño del campo de radiación, con valores típicos de 1.3 a 1.4 en radiología convencional, 1.05 a 1.1 en mamografía y 1.1 en radiología dental.

Unidad: J/kg. El nombre especial para esta unidad es el Gray (Gy).

- **Producto Kerma en Aire-Área (PKA):** El producto kerma en aire-área (PKA) se define como la integral del kerma en aire sobre el área del haz de rayos X en un plano perpendicular al eje del haz. Esta magnitud es utilizada como un indicador de la exposición total del paciente a la radiación y permite estimar la dosis efectiva en procedimientos de radiodiagnóstico e intervencionismo. Su fórmula es:

$$P_{KA} = \int_A K(x, y) dx dy \quad (1.1)$$

Unidad: J/kg·m². La unidad especial es el Gy·cm².

b) Magnitudes para tomografía computarizada (TC)

- **Índice de Dosis en Tomografía Computada:** Por sus siglas en inglés Computed Tomography Dose Index, es un parámetro dosimétrico utilizado para cuantificar la dosis absorbida en un escaneo de tomografía computarizada (TC). Se define matemáticamente como la integral de la distribución de la dosis a lo largo del eje z (longitudinal) en un solo corte axial, dividida por la colimación del haz de rayos X.

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (1.2)$$

- D(z) es la dosis en función de la posición z dentro del haz de radiación.
- T es la colimación, es decir, el ancho del haz de rayos X.

Debido a la dificultad de integrar en un intervalo infinito, en la práctica, el cálculo del CTDI se limita a una región de 100 mm de longitud en el eje z, utilizando una cámara de ionización tipo lápiz de 10 cm de longitud, que permite registrar la radiación directa y dispersa dentro de un volumen controlado.

Fórmula Práctica del CTDI en una Cámara de Ionización de 100 mm:

$$CTDI_{100} = \frac{100mm}{T} \cdot D_R \quad (1.3)$$

donde:

- D_R es la lectura del electrómetro, correspondiente a la ionización detectada.

- T es el ancho del haz de radiación en milímetros.

El CTDI se expresa en miligray (mGy) y es un indicador clave para la evaluación de la exposición a la radiación en TC, ayudando a optimizar protocolos y garantizar la seguridad del paciente.

- **Índice de Dosis en Tomografía Computada Ponderado (CTDI_{100,W}):** es una métrica utilizada para representar la dosis promedio en un escaneo de tomografía computarizada, considerando tanto la dosis en el centro como en la periferia del fantoma. El CTDI ponderado se define mediante la siguiente expresión matemática:

$$CTDI_{100,w} = \frac{1}{3}(CTDI_{100,centro} + 2CTDI_{100,perif}) \quad (1.4)$$

En la práctica, es común que el índice de dosis se exprese sin el subíndice 100, ya que la mayoría de las mediciones se realizan utilizando cámaras de ionización de 100 mm de longitud.

- **Índice de Dosis en Tomografía Computada en Volumen (CTDI_{vol}):** es una magnitud utilizada para estimar la dosis promedio de radiación en un volumen tridimensional (x, y, z) de tomografía computarizada. Se define a partir del CTDI ponderado (CTDI_{100,W}) y tiene en cuenta el número de cortes, el espesor de estos y el desplazamiento de la camilla, lo que lo convierte en un indicador clave para la evaluación dosimétrica en protocolos específicos.

Para cortes axiales, su cálculo se expresa mediante la ecuación:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \cdot T}{I} CTDI_w \quad (1.5)$$

Donde:

- **N** es el número de cortes axiales realizados,
- **T** es el espesor de cada corte (en mm),
- **I** es el avance de la camilla entre cortes,
- **CTDI_w** es el índice ponderado de dosis en tomografía computada.

En el caso de tomografía helicoidal, la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla se describe mediante el pitch. En este caso, el $CTDI_{vol}$ se determina mediante la expresión:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_w \quad (1.6)$$

Donde el pitch representa la relación entre el desplazamiento de la camilla y el grosor del haz de radiación.

- **Producto dosis longitud DLP:** es una magnitud utilizada en tomografía computarizada para estimar la energía total depositada en el paciente durante una exploración completa. Su principal ventaja es su proporcionalidad con la dosis efectiva, lo que permite evaluar el riesgo radiológico asociado a un estudio de tomografía computarizada.

Para una exploración completa, el DLP se calcula mediante la ecuación:

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,w,i} \cdot T_i \cdot N_i \quad (1.7)$$

Donde:

- $CTDI_{100,w,i}$ es el índice ponderado de dosis en tomografía computada para un corte determinado,
- T_i es el espesor nominal del corte (en mm),
- N_i es el número de cortes con ese espesor.

De manera equivalente y práctica para el área médica, el DLP puede calcularse mediante la siguiente expresión simplificada:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (1.8)$$

donde

- $CTDI_{vol}$ es el índice de dosis en volumen,
- L es la longitud total escaneada a lo largo del eje z del paciente.

La unidad del DLP es mGy·cm.

c) Magnitudes para mamografía

- **Dosis glandular media D_G** : es el parámetro de referencia utilizado para la estimación de la exposición a la radiación en mamografía. Representa la dosis absorbida promedio en el tejido glandular, excluyendo la piel, en una mama comprimida uniformemente con una composición estándar del 50% de tejido adiposo y 50% de tejido glandular.

Su cálculo se expresa mediante la siguiente ecuación:

$$D_G = c_{D_G, k_i} \cdot S \cdot K_i = c_{D_G, k_i} \cdot S \cdot Y \cdot P_{It} \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 \quad (1.9)$$

Donde:

- K_i es el kerma en aire incidente para cada paciente.
- c_{D_G, K_i} , K_i es un coeficiente de conversión de kerma incidente a dosis glandular promedio, el cual depende del valor de la capa hemirreductora. Éste a su vez depende del valor de kilovoltaje.
- “s” es un factor dependiente del material del ánodo y filtro. Si se utiliza el molibdeno para ambos, el valor de “s” es la unidad.
- P_{It} es el producto intensidad por tiempo o carga del tubo para exponer cada paciente (en mAs).

1.6 Niveles de Referencia Diagnósticos

Según la ICRP 135 (*International Commission on Radiological Protection*), los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) son herramientas de optimización de la protección radiológica utilizadas en procedimientos de imagen médica. Se definen como valores de referencia establecidos para una cantidad dosimétrica específica (como el Producto Dosis-Área (PDA), el Índice de Dosis Computarizada (CTDIvol) o el Producto Dosis-Longitud (DLP)) en un determinado procedimiento de imagen clínica.

Los NRD no son límites de dosis, sino indicadores utilizados para identificar prácticas que podrían estar utilizando dosis innecesariamente altas o bajas. Se calculan a partir de la distribución estadística de dosis en estudios clínicos representativos, utilizando generalmente el tercer cuartil (75 percentil) como umbral de referencia. Su propósito es

promover la optimización de la dosis, asegurando que se mantenga dentro de rangos adecuados sin comprometer la calidad de la imagen ni la información diagnóstica.

La ICRP 135 enfatiza que los NRD deben revisarse y actualizarse periódicamente con base en estudios nacionales o regionales, considerando avances tecnológicos y cambios en la práctica clínica.

En su publicación ICRP 135 (2017), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) clasifica los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) en función del número de instalaciones o áreas en cuatro categorías: Valor Típico, Local, Nacional y Regional.

NRD Valor Típico: Se determina a partir de la mediana de la distribución de los datos correspondientes a una cantidad dosimétrica específica en un procedimiento de imagen médica. La distribución se basa en datos recopilados de un único centro de salud con varias salas de rayos X o de un grupo reducido de instalaciones médicas.

NRD Local: Se obtiene a partir del tercer cuartil de los valores de NRD registrados en 10 a 20 centros médicos dentro de una misma localidad o región sanitaria.

NRD Nacional: Se calcula a partir de una selección representativa de los NRD de diferentes instalaciones a nivel país. Su valor corresponde al tercer cuartil de las medianas de los Valores Típicos obtenidos en los distintos centros de salud del territorio.

NRD Regional: Se deriva de los valores medianos de los NRD Nacionales reportados por varios países de una misma región geográfica (por ejemplo, un continente). Alternativamente, puede calcularse como el percentil 75 de los NRD registrados en múltiples centros médicos distribuidos a lo largo de la región.

2. Materiales y métodos

En el presente estudio se desarrolló una herramienta computacional diseñada para la extracción, procesamiento y análisis automatizado de parámetros dosimétricos a partir de archivos DICOM y reportes de dosis mediante OCR. El propósito principal fue facilitar el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) en diversas modalidades de imagen médica. Se implementó la herramienta en dos instituciones prestadoras de servicios de salud, donde se utilizó para determinar los NRD típicos en tomografía computarizada, mamografía, fluoroscopia intervencionista y radiología convencional. Posteriormente, los valores obtenidos fueron comparados con los niveles de referencia reportados por organismos internacionales como la Comisión Europea (CE), la American College of Radiology - American Association of Physicists in Medicine (ACR-AAPM) y la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), con el fin de evaluar su utilidad y aplicabilidad en el contexto clínico.

2.1 Materiales

Para el desarrollo de la herramienta computacional destinada al establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) en radiología convencional, mamografía y tomografía computarizada (TC) se usó Python como lenguaje de programación, el cual realiza la extracción automatizada de metadatos relevantes de imágenes médicas en formato DICOM. En el caso de fluoroscopia intervencionista, donde los reportes de dosis no están en formato DICOM, se implementó un sistema basado en reconocimiento óptico de caracteres (OCR) utilizando Google Cloud Vision API, lo que permite la extracción y procesamiento automático de valores clave, minimizando la intervención manual y asegurando la precisión en la captura de datos.

Conjunto de Datos

Se empleó un conjunto de imágenes médicas en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), abarcando diversas modalidades de imagenología diagnóstica. Para garantizar una muestra representativa y obtener estadísticas confiables según las recomendaciones del ICRP 135, se recopilaron las imágenes distribuidas de la siguiente manera.

Distribución del conjunto de datos:

- **Radiología Convencional:** 100 imágenes por región anatómica (tórax, abdomen, extremidades).
- **Mamografía:** 50 mamografías bilaterales incluyendo las proyecciones CC y MLO.
- **Tomografía Computarizada (TC):** 100 estudios para cada tipo de examen tomográfico (TC de cráneo, TC de tórax, TC de abdomen).
- **Fluoroscopia:** 50 reportes de dosis por estudio (arteriografía coronaria, Inserción de catéter central, panangiografía y colangiografía transhepática percutánea) en formato de imagen (JPEG, JPG o PNG).

Las imágenes fueron obtenidas de sistemas de almacenamiento médico PACS (Picture Archiving and Communication System) y dispositivos locales, organizadas en carpetas según su modalidad para facilitar su procesamiento.

Reconocimiento óptico de Caracteres (OCR)

El Reconocimiento Óptico de Caracteres (OCR, por sus siglas en inglés) es una tecnología computacional que permite convertir texto presente en imágenes o documentos escaneados en información digital editable y procesable. Esta técnica se basa en algoritmos de visión artificial y aprendizaje automático que identifican y clasifican caracteres impresos o manuscritos dentro de una imagen, asignando a cada uno su representación digital correspondiente (Smith, 2007).

A nivel funcional, el proceso de OCR suele involucrar varias etapas: preprocesamiento de la imagen (como mejora de contraste y eliminación de ruido), segmentación de líneas y caracteres, reconocimiento mediante modelos entrenados y, en algunos casos,

corrección post-reconocimiento utilizando diccionarios o reglas gramaticales. La precisión del OCR ha mejorado notablemente con el uso de redes neuronales profundas y modelos de inteligencia artificial, los cuales permiten reconocer textos en múltiples idiomas y estilos de escritura.

Una de las plataformas más utilizadas actualmente para este fin es Google Cloud Vision OCR, que ofrece capacidades avanzadas de reconocimiento de texto en múltiples formatos y con alta precisión, la cual se implementó en este trabajo (ver Anexo B). Esta herramienta basada en la nube permite procesar imágenes a gran escala, lo que resulta especialmente útil la extracción de datos relevantes desde informes en papel, formularios digitalizados y reportes en imagen, como los generados por equipos de fluoroscopia o radiología intervencionista. En el ámbito de la medicina, su aplicación permite integrar información que no está contenida en archivos DICOM estructurados, facilitando así la recopilación de parámetros dosimétricos como el Producto Dosis-Área (PDA) o el tiempo de fluoroscopia desde reportes en formato imagen.

La relevancia del OCR en el análisis automatizado de datos radica en su capacidad para reducir significativamente el tiempo de procesamiento manual, minimizar errores de transcripción y permitir la integración de datos no estructurados dentro de flujos de trabajo clínicos digitales, mejorando así la eficiencia, trazabilidad y calidad de la información recolectada (Kumar & Bhatia, 2014).

Entorno de Desarrollo

- **Editor de Código:** Se utilizó Visual Studio Code (VS Code), un entorno de desarrollo integrado (IDE) que ofrece compatibilidad con Python, soporte para extensiones especializadas, herramientas de depuración avanzadas y una interfaz personalizable que facilita la gestión del código.
- **Sistema Operativo: Windows 10/11**, proporcionando compatibilidad con las bibliotecas utilizadas y los servicios en la nube, incluyendo
- **Google Cloud Vision API** para la extracción de datos mediante reconocimiento óptico de caracteres (**OCR**).

- **Gestión de Dependencias:** Se utilizó pip, el gestor de paquetes de Python, para la instalación, actualización y mantenimiento de las bibliotecas requeridas, asegurando un entorno de trabajo estable.

Lenguaje de Programación

El código se desarrolló en Python 3.8, seleccionado por su versatilidad, facilidad de uso y amplia compatibilidad con bibliotecas especializadas en procesamiento de imágenes médicas, análisis de datos y automatización de tareas. Además, su integración con APIs externas, como Google Cloud Vision API, facilitó la implementación de reconocimiento óptico de caracteres (OCR) para la extracción automática de datos dosimétricos en fluoroscopia intervencionista.

Bibliotecas Utilizadas

Se implementaron diversas bibliotecas para el procesamiento, análisis y almacenamiento de datos extraídos de imágenes médicas:

- **Pydicom:** Para la lectura, manipulación y extracción de metadatos de archivos DICOM.
- **Pandas:** Para la estructuración, almacenamiento y análisis de datos tabulares.
- **Numpy:** Para cálculos matemáticos avanzados y análisis de distribución de dosis.
- **PySimpleGUI:** Para la implementación de la interfaz gráfica de usuario (GUI).
- **Google Cloud Vision API:** Para la extracción de valores dosimétricos desde imágenes mediante reconocimiento óptico de caracteres (OCR).

2.2 Métodos

Se desarrolló una herramienta computacional en Python capaz de extraer, procesar y analizar parámetros dosimétricos a partir de imágenes médicas. Se implementó la herramienta computacional para establecer Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) en radiología convencional, mamografía y tomografía computarizada (TC), de dos instituciones prestadoras de salud, donde se demostró su versatilidad.

Recopilación y Clasificación de Datos

La recopilación de datos consistió en la recolección manual de archivos DICOM y reportes de dosis en formato de imagen desde sistemas de almacenamiento de imágenes médicas (PACS) o dispositivos de almacenamiento local. Se incluyeron imágenes de diferentes modalidades de imagenología diagnóstica:

- **Radiología convencional:** estudios por región anatómica.
- **Mamografía:** estudios bilaterales y unilaterales.
- **Tomografía computarizada (TC):** estudios de cráneo, tórax y abdomen.
- **Fluoroscopia intervencionista:** reportes de dosis en formato de imagen (JPEG, JPG o PNG).

Los archivos recopilados fueron organizados en carpetas específicas según la modalidad de imagenología para facilitar su procesamiento. Posteriormente, el algoritmo permitió seleccionar la modalidad de imágenes diagnósticas a analizar (radiología convencional, mamografía, tomografía o fluoroscopia).

Acceso a los datos

Dependiendo del tipo de modalidad de imagen diagnóstica, el acceso a los datos se realizó mediante una interfaz gráfica que permite al usuario seleccionar la carpeta contenedora de los archivos.

Extracción de Metadatos DICOM

Cada archivo DICOM contiene información relevante sobre el procedimiento de imagenología realizado. Para su extracción, se utilizó la biblioteca pydicom, permitiendo la lectura y manipulación de los metadatos. Se definieron los identificadores DICOM (tags) que contienen la información específica de la imagen DICOM, cada uno es representado por una tupla hexadecimal (Grupo, Elemento).

Tabla 2-1: Identificadores DICOM Utilizados

Atributo	Identificador global
Patient's Age Attribute	(0010,1010)
Attribute kVp	(0018,0060)
Exposure Time Attribute	(0018,1150)
Exposure in μAs Attribute	(0018,1153)
Image and Fluoroscopy Area Dose Product Attribute	(0018,115E)
Study Description Attribute	(0008,1030)
Body Part Examined Attribute	(0018,0015)
Manufacturer Attribute	(0008,0070)
Manufacturer's Model Name Attribute	(0008,1090)
Institution Name Attribute	(0008,0080)
View Position Attribute	(0018,5101)
Station Name Attribute	(0008,1010)
Entrance Dose in mGy Attribute	(0040,8302)
Device Serial Number Attribute	(0018,1000)
Organ Dose Attribute	(0040,0316)
Body Part Thickness Attribute	(0018,11A0)
Study Instance UID Attribute	(0020,000D)
Comments on Radiation Dose Attribute	(0040, 0310)
Private attribute	(00E1,1021)
CTDIvol Attribute	(0018, 9345)

Magnitudes dosimétricas

Las variables dosimétricas seleccionadas en este estudio se definieron siguiendo las recomendaciones establecidas por el ICRP 135, que especifica las magnitudes más adecuadas para la determinación de niveles de referencia diagnósticos según la modalidad de imagen. En radiografía convencional se empleó el producto dosis-área (PDA) y el kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$), en mamografía la dosis glandular media (DG) y el kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$), en fluoroscopia intervencionista el PDA total, y en tomografía computarizada los indicadores CTDIvol y DLP. La elección

de estas variables no solo responde a las recomendaciones del ICRP 135, sino que también se encuentra en concordancia con los valores de referencia reportados por organismos internacionales (CE, IAEA, ACR-AAPM), lo que asegura la comparabilidad de los resultados y su pertinencia clínica en distintos contextos.

Tabla 2-2 Cantidades adecuadas para establecer niveles de referencia diagnósticos según las recomendaciones del ICRP 135 (ICRP, 2017).

Equipo	Magnitud	Unidad recomendada
Radiografía	$K_{a,e}$ P_{KA}	mGy mGy cm ²
Mamografía, tomosíntesis	$K_{a,e}$, $K_{a,i}$, DG^*	mGy
Intraoral dental	$K_{a,i}$	mGy
Fluoroscopia diagnóstica, fluoroscopia intervencionista	P_{KA} $K_{a,r}$ Tiempo de fluoroscopia Número de imágenes en angiografías por sustracción digital o cinemática	Gy cm ² Gy S Número
TC, TC intervencionista	$CTDI_{vol}$ DLP	mGy mGy cm

Donde:

- TC, tomografía computarizada;
- $K_{a,e}$, kerma en aire de la superficie de entrada;
- P_{KA} , producto kerma en aire-área;
- $K_{a,i}$, kerma incidente en aire;
- DG, dosis glandular media;
- $K_{a,r}$, kerma en aire en el punto de referencia de entrada del paciente;
- $CTDI_{vol}$, índice de dosis de tomografía computarizada (volumen);
- DLP, producto dosis-longitud.

**Para la mamografía y la tomosíntesis, la cantidad recomendada de NRD es una o más de las siguientes: $K_{a,e}$, $K_{a,i}$ o DG, y la elección de la cantidad depende de las prácticas locales y los requisitos reglamentarios.*

Requerimientos técnicos

La aplicación práctica de la herramienta depende de que los equipos de imagen cumplan ciertos requisitos mínimos de registro dosimétrico:

- **Radiología convencional digital:** Los equipos deben contar con detectores de flat panel y registrar magnitudes como el Producto Dosis-Área (PDA) o el kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$) en el encabezado DICOM.
- **Mamografía digital:** Es necesario que los sistemas de flat panel registren parámetros como la dosis glandular media (DG) y el kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$).
- **Tomografía computarizada (TC):** Se requiere que los estudios incluyan en sus metadatos las magnitudes CTDIvol y DLP, indispensables para la comparación con los Niveles de Referencia Diagnósticos.
- **Fluoroscopia intervencionista:** La variable clave es el PDA total. Dado que los reportes suelen generarse en formatos no estructurados, la herramienta requiere que estén disponibles en imagen (JPG o PNG) para ser procesados mediante OCR.

En todos los casos, la disponibilidad de los parámetros dosimétricos en los archivos DICOM o en reportes accesibles es fundamental para asegurar la plena operatividad de la herramienta.

Análisis Cuantitativo del Error en la Extracción desde Imágenes DICOM

Con el objetivo de evaluar la precisión y confiabilidad del proceso de extracción automática de parámetros dosimétricos desde imágenes médicas en formato DICOM, se realizó un análisis cuantitativo del error mediante la comparación directa entre los valores extraídos por el software desarrollado y los valores reales registrados en los metadatos DICOM verificados manualmente.

Los parámetros dosimétricos evaluados incluyeron, dependiendo de la modalidad de imagen diagnóstica:

- **CTDIvol y DLP** en tomografía computarizada,

- **MGD y ESAK** (dosis glandular media y kerma en aire en la superficie de entrada) en mamografía,
- **PDA** (producto dosis-área) en radiología convencional.

Metodología del Análisis

Durante el desarrollo del proyecto, se procesaron un total de 3.300 imágenes DICOM, correspondientes a estudios de tomografía computarizada, mamografía y radiología convencional. Para validar la precisión del proceso de extracción, se seleccionó una muestra aleatoria de 800 imágenes DICOM distribuidas entre las distintas modalidades y equipos evaluados.

Para cada imagen, se dispuso del valor dosimétrico real, identificado a través de inspección directa del campo DICOM correspondiente, y del valor extraído automáticamente por el script en Python. El análisis se realizó siguiendo las siguientes métricas:

- **Error absoluto (EA_i):**

$$EA_i = |DICOM_{extraído,i} - DICOM_{real,i}| \quad (2.1)$$

- **Error Absoluto promedio (MAE):**

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |DICOM_{extraído,i} - DICOM_{real,i}| \quad (2.2)$$

- **Error relativo porcentual (ER):**

$$ER_i = \left(\frac{EA_i}{DICOM_{real,i}} \right) \times 100\% \quad (2.3)$$

- **Desviación estándar del error σ :**

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (EA_i - MAE)^2} \quad (2.4)$$

Resultados del Análisis

El análisis cuantitativo evidenció una coincidencia exacta del 100% entre los valores dosimétricos extraídos automáticamente y los registrados en los campos DICOM verificados manualmente.

- **Total de imágenes verificadas:** 800
- **Coincidencias exactas entre valor extraído y valor real:** 800
- **Porcentaje de coincidencias exactas:** 100%

Como consecuencia, las métricas de error se comportaron de la siguiente manera:

- **Error absoluto (EA):** 0
- **Error absoluto promedio (MAE):** 0
- **Error relativo porcentual (ER):** 0%
- **Desviación estándar del error (σ):** 0

Estos resultados evidencian un desempeño óptimo del script de extracción automática en los casos evaluados, lo cual valida la eficacia de la lógica de procesamiento implementada para interpretar correctamente la estructura de los metadatos DICOM, sin necesidad de intervención manual adicional.

Filtración de datos

Se aplicó un filtro de exclusión para estudios pediátricos en radiología convencional y TC, considerando solo pacientes mayores de 17 años. Para mamografía se estableció un rango de espesor de mama entre 40 mm y 60 mm de espesor.

Clasificación

Para optimizar la interpretación y análisis de los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD), se desarrolló una interfaz gráfica de usuario (GUI) basada en PySimpleGUI. Esta interfaz permite la selección y clasificación de datos de manera intuitiva y eficiente, facilitando la navegación a través de los registros procesados.

Selección del Equipo de Interés

El primer paso en la interfaz gráfica es la selección del equipo de imagenología en el que se realizaron los estudios. Para ello, la herramienta muestra una lista desplegable con todos los equipos identificados en los datos procesados. El usuario debe seleccionar el equipo de interés a partir de los registros disponibles en la base de datos. Se utilizan identificadores como el modelo del equipo, número de serie o ubicación dentro de la institución para facilitar la selección.

Una vez elegido el equipo, la herramienta filtra automáticamente los estudios asociados, asegurando que los análisis se realicen en el contexto de un equipo específico.

Selección de Región Anatómica o Descripción del Estudio

Después de seleccionar el equipo, la interfaz muestra las opciones disponibles según la modalidad de imagenología procesada. Dependiendo del tipo de estudio, el usuario puede elegir entre las siguientes opciones:

- **Radiología convencional:** Se listan las regiones anatómicas evaluadas en los estudios (ejemplo: tórax, abdomen, extremidades).
- **Mamografía:** No requiere una selección adicional de regiones anatómicas. Una vez elegido el equipo, la interfaz muestra una tabla interactiva con las estadísticas calculadas por proyección (Medio lateral Oblicua - MLO y Craneocaudal - CC) junto con la glandular media DG y el kerma en aire en la superficie de entrada (ESAK).
- **Tomografía computarizada (TC):** Se presenta una lista de los procedimientos disponibles (ejemplo: TC de cráneo, TC de tórax, TC de abdomen) permitiendo al usuario seleccionar el estudio específico para su análisis.

Procesamiento de Reportes de Fluoroscopia mediante OCR

Configuración del entorno: Se estableció la conexión con Google Cloud Vision API mediante un archivo de credenciales JSON.

Extracción de texto con OCR

Una vez configurado el entorno, se procedió a la extracción de texto desde los reportes de dosis almacenados en una carpeta seleccionada por el usuario. Este proceso se compone de los siguientes pasos:

- **Identificación de Archivos Disponibles:** Se accede a la carpeta especificada y se identifican los archivos de imagen compatibles (formatos JPEG, JPG, PNG) para su procesamiento.
- **Extracción de Texto con OCR:** Se emplea la API de Google Cloud Vision OCR para reconocer y extraer automáticamente el contenido textual presente en cada imagen.
- **Corrección y Estructuración del Texto:** Se aplican técnicas de normalización y procesamiento para corregir errores en la segmentación de datos, garantizando que los valores extraídos mantengan su coherencia con la estructura original del reporte.

Incertidumbre asociada al proceso OCR

El proceso de extracción automática de parámetros dosimétricos a partir de reportes en imagen mediante Reconocimiento Óptico de Caracteres (OCR) conlleva una serie de incertidumbres inherentes, especialmente en el contexto de procedimientos de fluoroscopia intervencionista, donde no existe un formato estandarizado de reporte entre equipos o fabricantes. A continuación, se detallan las principales fuentes de incertidumbre identificadas:

- **Errores de reconocimiento de caracteres:** La calidad de la imagen (resolución, contraste, presencia de artefactos o compresión) puede afectar la correcta detección de caracteres. Esto puede llevar a errores como sustituir el número 1 por una l minúscula, o una coma por un punto.
- **Variabilidad en el diseño del reporte:** Algunos equipos de fluoroscopia producen reportes con formatos personalizados, sin estructura fija, lo que dificulta aplicar una lógica única de extracción. Esto incrementa la incertidumbre en la localización del dato correcto, aún si fue reconocido textualmente.
- **Unidades malinterpretadas:** En ciertos casos, el OCR puede reconocer parcialmente o de forma incorrecta las unidades de medida (como “mGy·om²” en lugar de “mGy·cm²”). Aunque el algoritmo implementado incluye mecanismos de

normalización y corrección contextual, persiste un margen de incertidumbre cuando se deben asumir unidades no explícitas.

- **Ambigüedad en números grandes:** Como se manejan múltiples formatos numéricos (anglosajón y latino), una mala interpretación de separadores de miles y decimales puede generar errores sistemáticos. Si no se detecta correctamente, un valor como “2.500” podría leerse como “2500” o como “2.5”, lo que representa una variación crítica.

Técnicas para garantizar la correcta extracción de texto con OCR

Dado que los reportes dosimétricos en fluoroscopia intervencionista no siguen un formato estructurado como DICOM, se aplicaron múltiples técnicas para garantizar la fiabilidad del proceso:

- **Agrupamiento visual por coordenadas:** Se implementó un sistema que reorganiza el texto extraído en líneas, utilizando las coordenadas X e Y de cada palabra. Esto permitió reconstruir el orden lógico del contenido, conservando su ubicación dentro del reporte, en lugar de depender del orden arbitrario del OCR.
- **Normalización de unidades y símbolos:** Se desarrolló un módulo específico que corrige errores comunes del OCR, como la confusión entre “om” y “cm”, entre “gy gy” y “Gy·cm²”, o representaciones defectuosas de unidades como “mGyom”. También se unificaron variantes de notación de área (e.g., cm^{^2}, cm ²) a una forma estándar cm².
- **Interpretación robusta de números:** Se diseñó un algoritmo capaz de convertir cadenas numéricas con múltiples formatos regionales (como 27.323, 27,323, 12.345,6) al estándar decimal flotante correcto, minimizando errores por ambigüedad en separadores de miles y decimales.
- **Extracción contextual tolerante a errores:** La función de búsqueda de valores dosimétricos no solo analiza la línea que contiene la clave “PDA total”, sino también las líneas adyacentes, contemplando escenarios en los que el valor numérico o la unidad aparece en otra línea. Asimismo, acepta unidades parcialmente deterioradas si existe contexto textual que lo justifique (por ejemplo, presencia cercana de “Gy” y “cm”).

- En ausencia de una coincidencia exacta, el algoritmo intenta una extracción tentativa basada en la proximidad semántica de términos relevantes, garantizando un nivel de resiliencia incluso ante reportes mal estructurados o con baja calidad de imagen.

Extracción de Parámetros Dosimétricos

Una vez aplicadas las técnicas para garantizar la fiabilidad del proceso, se procedió a extraer los valores dosimétricos clave para su análisis.

Identificación del Valor de PDA Total

- Se busca dentro del texto extraído la línea que contiene la etiqueta "PDA Total" y su valor asociado.
- Se emplean expresiones regulares (Regex) para identificar valores numéricos y sus unidades de medida.
- Si el valor de PDA Total está en $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$, se convierte a $\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$ para mantener la coherencia con los estándares de dosimetría.

Análisis Cuantitativo del Error en la Extracción OCR

Con el objetivo de validar la fiabilidad del módulo OCR, se realizó un análisis cuantitativo de error sobre **300 reportes dosimétricos** procesados automáticamente por la herramienta. Cada imagen fue inspeccionada manualmente, comparando el valor de **Producto Dosis-Área (PDA) total** extraído con el valor real consignado en el reporte original.

Para cada imagen, se calcularon las siguientes métricas de error:

- **Error absoluto (EA):**

$$EA_i = |PDA_{extraido,i} - PDA_{real,i}| \quad (2.5)$$

- **Error Absoluto promedio (MAE):**

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |PDA_{extraido,i} - PDA_{real,i}| \quad (2.6)$$

- **Error relativo porcentual (ER):**

$$E_{Ri} = \left(\frac{EA_i}{PDA_{real,i}} \right) \times 100\% \quad (2.7)$$

- **Desviación estándar del error σ :**

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (EA_i - MAE)^2} \quad (2.8)$$

Resultado del Análisis

Los resultados mostraron una coincidencia exacta del 100% entre los valores extraídos por la herramienta y los valores reales, es decir, en los 300 de 300 reportes analizados.

- **Total de reportes verificados:** 300
- **Coincidencias exactas entre valor extraído y valor real:** 300
- **Porcentaje de coincidencias exactas:** 100%
- **Error absoluto:** 0 Gy·cm²
- **Error absoluto promedio:** 0 Gy·cm²
- **Error relativo porcentual:** 0.0%
- **Desviación estándar del error:** 0 Gy·cm²

Aunque se obtuvo un 100% de coincidencias exactas en los 300 reportes verificados, es importante señalar que la validación se realizó únicamente con reportes generados por dos modelos de angiógrafos, limitando el análisis a dos formatos específicos.

Dado que el rendimiento del OCR depende del diseño del reporte —incluyendo tipografía, disposición del texto y forma de expresar unidades—, su precisión puede verse comprometida ante estructuras distintas.

Se recomienda validar el sistema al incorporar nuevos modelos de fluoroscopios o ante cambios en los formatos de reporte, ya que la incertidumbre del OCR varía según el origen y estilo del documento. El monitoreo continuo de esta variable es clave para mantener la fiabilidad de la herramienta en contextos más amplios.

Estructuración

Una vez extraídos los datos mediante Pydicom o por OCR, fueron almacenados y organizados en un DataFrame de pandas, exportándose automáticamente a un archivo Excel (.xlsx) para análisis posterior.

Cálculo de Niveles de referencia Diagnósticos

El análisis de los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) requiere una evaluación cuantitativa de la distribución de dosis en cada proyección radiográfica o estudio de interés. Para ello, se calcularon las siguientes estadísticas descriptivas, que permiten identificar patrones de dosis y establecer valores de referencia:

Primer cuartil (Q1, 25%): Representa el valor por debajo del cual se encuentra el 25% de los datos, indicando el límite inferior de la distribución.

Mediana (Q2, 50%): También conocida como el segundo cuartil, corresponde al valor central de la distribución de dosis.

Tercer cuartil (Q3, 75%): Marca el valor por debajo del cual se encuentra el 75% de los datos. Sirve como un indicador del límite superior de la distribución y ayuda a detectar exposiciones atípicas o elevadas.

Valor mínimo: Dosis más baja registrada en la muestra analizada, proporcionando información sobre el menor nivel de exposición en los estudios evaluados.

Valor máximo: Dosis más alta registrada, permitiendo identificar posibles casos de sobreexposición que requieren revisión o ajuste de protocolos.

Rango intercuartílico (P25-P75): Proporciona información sobre la variabilidad de las dosis en la instalación.

Visualización y Almacenamiento de los resultados

- Los resultados se presentan en una tabla interactiva en la interfaz gráfica.
- Se incluyen las estadísticas descriptivas para facilitar la interpretación de valores dosimétricos.
- Finalmente, los resultados estadísticos de los NRD fueron exportados y almacenados en un archivo de Excel.

3. Resultados

En esta sección se presenta la herramienta computacional desarrollada junto con los resultados obtenidos tras su aplicación para la extracción y análisis automatizado de parámetros dosimétricos, con el fin de establecer los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) típicos.

Como etapa inicial, se realizó una recopilación manual de los estudios correspondientes a las modalidades de tomografía computarizada (TC), radiología convencional, mamografía y fluoroscopia intervencionista. Posteriormente, se procedió a la implementación de la herramienta, mediante el procesamiento y análisis de los datos recopilados en ambas instituciones. De esta forma, se evaluó la capacidad del software para extraer, procesar y organizar automáticamente los datos dosimétricos relevantes, así como su utilidad en la generación de estadísticas descriptivas necesarias para establecer los NRD típicos en cada modalidad.

3.1 Herramienta computacional para el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos

Como estrategia para la optimización de la protección radiológica de los pacientes, se desarrolló una herramienta computacional orientada al establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) a partir del análisis automatizado de parámetros dosimétricos extraídos de archivos DICOM y reportes de dosis generados por equipos de angiografía. Esta solución surge como una respuesta a la necesidad de contar con sistemas accesibles, estandarizados, automatizados y eficientes para el monitoreo de dosis en instituciones prestadoras de servicios de salud.

La herramienta permite procesar estudios correspondientes a diferentes modalidades de imagen diagnóstica, incluyendo tomografía computarizada, mamografía, radiología convencional y fluoroscopia intervencionista, adaptándose a las particularidades de cada

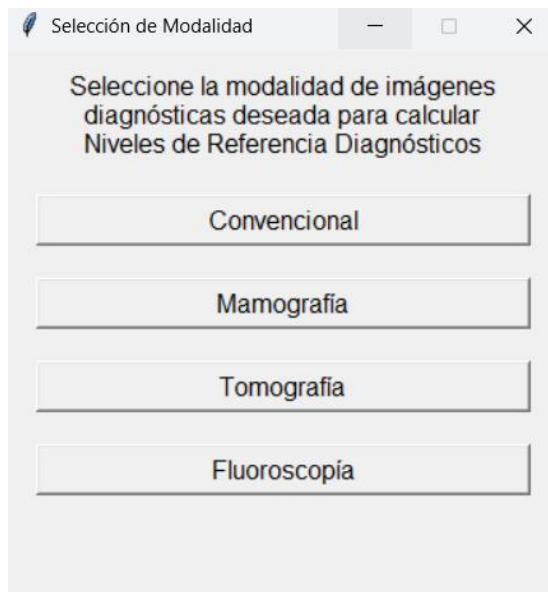
técnica. A través de una interfaz gráfica de usuario intuitiva y flexible, los usuarios pueden seleccionar carpetas con archivos DICOM, extraer automáticamente los parámetros dosimétricos clave (como CTDIvol, DLP, MGD, ESAK, PDA) y visualizar los resultados de las estadísticas en tablas interactivas.

Para la modalidad de fluoroscopia intervencionista, la herramienta incorpora una integración con la API de Google Cloud Vision OCR, que permite extraer el Producto Dosis-Área Total desde imágenes de reportes dosimétricos no estructurados, facilitando la inclusión de datos que normalmente no están disponibles en formato DICOM.

La solución desarrollada no requiere instalación y puede ejecutarse directamente como una aplicación de escritorio. En conjunto, esta herramienta representa un aporte tecnológico significativo para la gestión dosimétrica institucional, promoviendo una cultura de mejora continua, facilitando el cumplimiento del principio ALARA y reforzando los estándares de calidad en radiología diagnóstica e intervencionista.

A continuación, se presenta la interfaz gráfica que se despliega al ejecutar la herramienta computacional.

Figura 3-1: Interfaz de la herramienta computacional



Fuente: Elaboración propia.

Cada botón permite al usuario acceder a la modalidad de imagen diagnóstica correspondiente y lo guía a lo largo de las distintas etapas del flujo de trabajo, que incluyen la carga de datos, el análisis automatizado y la visualización de los resultados. Para una descripción detallada del funcionamiento de cada módulo, véase el Anexo A.

A continuación, se presenta un diagrama de flujo que describe de manera esquemática el funcionamiento general de la herramienta computacional, detallando las etapas principales desde la carga de datos hasta la generación de resultados.

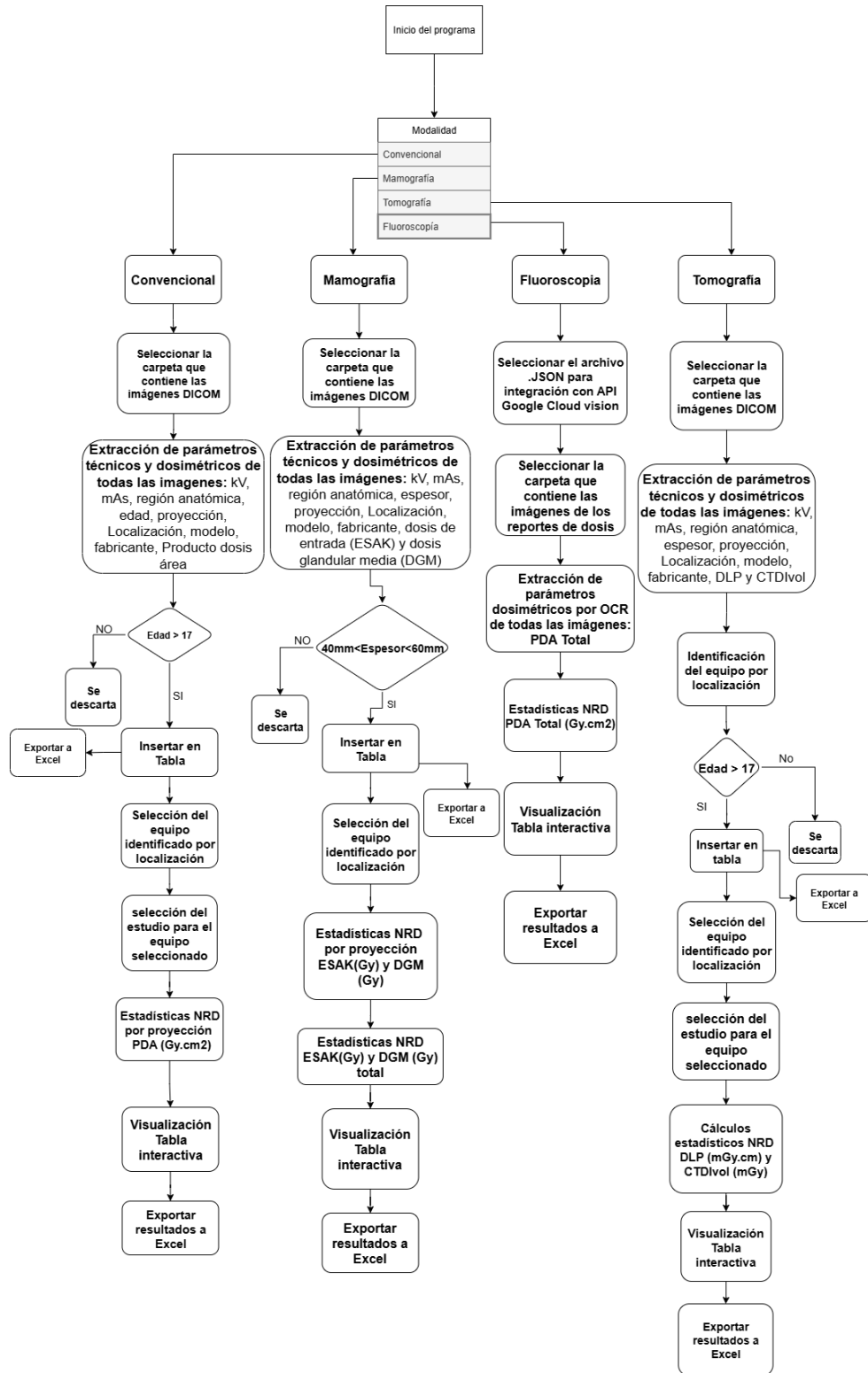


Figura 3-2: Diagrama de flujo del funcionamiento general de la herramienta computacional

3.2 Niveles de Referencia Diagnósticos Típicos

La herramienta computacional fue implementada en dos instituciones prestadoras de servicios de salud ubicadas en la ciudad de Medellín, las cuales, para efectos de confidencialidad, se identifican como Institución A e Institución B. Se establecieron NRD en radiología convencional, mamografía, tomografía computarizada y fluoroscopia intervencionista en ambas instituciones.

3.2.1 Niveles de Referencia para Tomografía Computarizada (TC)

Para la modalidad de tomografía computarizada (TC), en la institución A se analizaron datos de tres tomógrafos: Philips Brilliance16, Philips Incisive CT y Philips Ingenuity CT. Para cada equipo se evaluaron 100 estudios de abdomen-pelvis, 100 estudios de cráneo simple y 100 estudios de tórax simple, procesados automáticamente mediante la herramienta computacional desarrollada.

En la institución B, se analizaron los datos extraídos de tres tomógrafos diferentes: GE Medical Systems OPTIMA CT520, Philips Incisive CT y Philips Ingenuity CT. Para cada equipo se evaluaron 100 estudios de abdomen contrastado, 100 estudios de cráneo simple y 100 estudios de tórax simple o contrastado, procesados automáticamente mediante la herramienta computacional desarrollada.

La herramienta computacional permitió la extracción automática de los parámetros dosimétricos clave a partir de los archivos DICOM, incluyendo el Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDIvol) y el Producto Dosis-Longitud (DLP). Estos datos fueron procesados y analizados para cada tipo de estudio y para cada equipo evaluado, siguiendo los filtros definidos en la metodología (exclusión de pacientes menores de 17 años).

Los valores extraídos fueron sometidos a análisis estadístico, y los resultados se presentan como la mediana (segundo cuartil) para cada tipo de estudio y equipo evaluado, lo que constituye el Nivel de Referencia Diagnóstico (NRD) correspondiente. Los resultados se visualizan en la herramienta en una tabla interactiva como la que se muestra a continuación:

Figura 3-3: visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de TC



Estadística	DLP [mGy*cm]	CTDIvol [mGy]
1er Cuartil	1152.06	55.12
2do Cuartil	1223.71	55.13
3er Cuartil	1308.84	55.13
Min	832.13	39.40
Max	5685.07	154.51
Rango Inter cuartilico	156.78	0.01

Exit

Fuente: Elaboración propia.

Los valores dosimétricos obtenidos, expresados como mediana (segundo cuartil) del Producto Dosis-Longitud (DLGP) y del Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDIvol) correspondientes a los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD), se presentan a continuación para cada equipo evaluado en ambas instituciones, clasificados según la región anatómica explorada, estos valores representan el resultado del análisis estadístico aplicado a los estudios procesados mediante la herramienta computacional desarrollada. En contraste se presentan los NRD reportados en literatura internacional para estudios de tomografía computarizada. Estos valores sirven como referencia para realizar un análisis comparativo con los datos obtenidos en las Instituciones A y B, con el objetivo de evaluar el grado de optimización de dosis en cada caso y verificar la alineación con estándares reconocidos.

Tabla 3-1: Resultados NRD en TC y NRD reportados por organismos internacionales en TC.

Institución	Modelo TC	Estudio	DLP (mGy.cm)	CTDIvol (mGy)	DLP ¹ (mGy.cm)	CTDIvol ¹ (mGy)	DLP CE ² (mGy.cm)	CTDIvol CE ² (mGy)	DLP IAEA ² (mGy.cm)	CTDIvol IAEA ² (mGy)
A	Philips Brilliance 16	Abdomen-pelvis	583,0	10,0	755	15	460-1200	13-35	696	10,9
		Cráneo simple	759,9	38,0	962	56	1000	60	527	47
		Tórax simple	257,0	7,3	443	12	400	10	447	9,5
	Philips Incisive CT	Abdomen-pelvis	536,5	7,3	755	15	460-1200	13-35	696	10,9
		Cráneo simple	760,4	36,3	962	56	1000	60	527	47
		Tórax simple	433,9	6,2	443	12	400	10	447	9,5
	Philips Ingenuity CT	Abdomen-pelvis	650,7	8,8	755	15	460-1200	13-35	696	10,9
		Cráneo simple	754,5	32,1	962	56	1000	60	527	47
		Tórax simple	349,8	7,6	443	12	400	10	447	9,5
GE OPTIMA CT520	Abdomen ctrdo	903,9	19,9	781	16	NR	NR	NR	NR	10,9
	Cráneo simple	850,8	44,9	962	56	1000	60	527	47	
	Tórax contrastado	893,0	19,8	469	13	400	10	447	9,5	
Philips Incisive CT	Abdomen contrastado	1785,1	17,4	781	16	NR	NR	NR	NR	10,9
	Cráneo simple	1221,1	55,0	962	56	1000	60	527	47	
	Tórax simple	501,4	12,7	443	12	400	10	447	9,5	
Philips Ingenuity CT	Abdomen contrastado	868,0	8,8	781	16	NR	NR	NR	NR	10,9
	Cráneo simple	869,0	38,7	962	56	1000	60	527	47	
	Tórax simple	254,0	6,1	443	12	400	10	447	9,5	

¹(ACR–AAPM–SPR, 2023), ²(Dawd, Ozsahin, & Ozsahin, 2021)

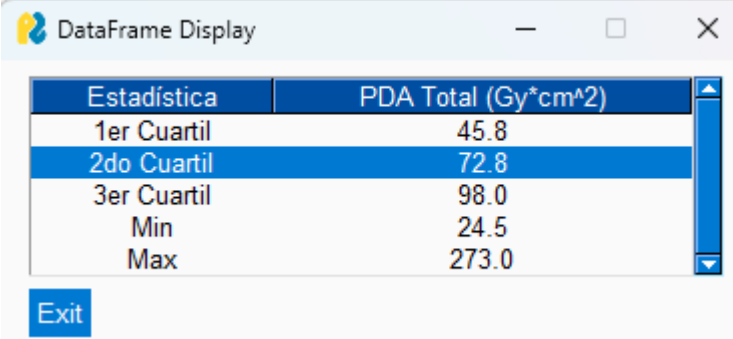
3.2.2 Niveles de Referencia para fluoroscopia Intervencionista

Para la modalidad de fluoroscopia intervencionista, se analizaron los procedimientos más frecuentes realizados en cada uno de los equipos evaluados en ambas instituciones. En la *Institución A*, los datos correspondieron a un único equipo, un angiógrafo modelo Philips Azurion, a partir del cual se evaluó un total de 100 procedimientos, distribuidos en 50 estudios de coronariografía y 50 estudios de inserción de catéter venoso central (CVC).

En la *Institución B*, se analizaron registros de dos equipos utilizados para procedimientos intervencionistas y de hemodinamia. El primero fue un equipo Philips Azurion, del cual se analizaron 50 procedimientos de arteriografía coronaria con cateterismo. El segundo equipo fue un Philips Allura, a partir del cual se evaluaron 150 procedimientos, distribuidos equitativamente en 50 estudios de arteriografía coronaria con cateterismo, 50 de panangiografía y 50 de colangiografía transhepática percutánea.

Los datos extraídos fueron procesados mediante análisis estadístico, y los valores obtenidos para cada tipo de estudio y equipo se expresan como la mediana (segundo cuartil), correspondiente al Nivel de Referencia Diagnóstico (NRD). La herramienta presenta los resultados a través de una tabla interactiva, como la que se presenta a continuación:

Figura 3-4: visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de fluoroscopia intervencionista



Estadística	PDA Total (Gy*cm ²)
1er Cuartil	45.8
2do Cuartil	72.8
3er Cuartil	98.0
Min	24.5
Max	273.0

Exit

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se presentan los valores de referencia diagnósticos (NRD) obtenidos para cada procedimiento, expresados como mediana (segundo cuartil) del PDA Total (Gy·cm²)

En contraste se presentan los NRD reportados en literatura internacional para estudios de intervencionismo

Tabla 3-2: Resultados NRD en intervencionismo y NRD reportados internacionalmente

Institución	Modelo	Estudio	PDA Total (Gy. cm ²)	PDA Total ¹ (Gy. cm ²)	PDA Total ² (Gy. cm ²)	PDA Total ³ (Gy. cm ²)
A	Philips Azurion	Arteriografía coronaria Inserción de catéter venoso	19,3	26,0	No Reporta	No Reporta
			0,3	1,0	No Reporta	No Reporta
B	Philips Azurion	Arteriografía coronaria con cateterismo	21,5	26,01	No Reporta	No Reporta
			35,0	26,01	No reporta	No reporta
	Philips Allura	Arteriografía coronaria con cateterismo Panangiografía Colangiografía percutánea	72,8 32,4	No reporta No reporta	No reporta No reporta	No reporta No reporta 31,03

¹ HIQA (2023), ²Tristram et al. (2022), ³(International Atomic Energy Agency, s.f.)

3.2.3 Niveles de Referencia para Mamografía

Para la modalidad de mamografía, se analizaron 50 mamografías bilaterales por cada equipo evaluado, un total de 200 imágenes por equipo (dos imágenes por proyección CC y MLO), garantizando así una muestra representativa para el establecimiento de los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD). En todos los casos, se incluyeron exclusivamente mamas comprimidas con espesores entre 40 mm y 60 mm, rango representativo del grosor de mamas comprimidas en los estudios de rutina.

En la Institución A, se evaluaron los datos provenientes de dos mamógrafos modelo *General Electric Healthcare Senographe Pristina*, mientras que en la Institución B se analizaron los datos extraídos de un mamógrafo modelo *General Electric Senographe Essential*.

La herramienta computacional desarrollada permitió la extracción automática de los parámetros dosimétricos clave directamente desde los archivos DICOM, incluyendo:

- Dosis de entrada (mGy)
- Dosis glandular media (DG) (mGy)

Ambos parámetros fueron procesados y analizados estadísticamente, permitiendo establecer los valores de referencia diagnósticos (NRD) correspondientes a cada equipo. La herramienta permite visualizar estos resultados a través de una tabla interactiva, como la que se presenta a continuación:

Figura 3-5: visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de mamografía.



Estadística	Dosis Entrada [mGy]	Dosis Glandular Media [mGy]
1er Cuartil	1.57	0.43
2do Cuartil	3.80	0.92
3er Cuartil	5.56	1.41
Min	0.25	0.05
Max	12.15	2.91
Rango Intercuartílico	3.98	0.98

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se presentan los valores de referencia diagnósticos (NRD) obtenidos, expresados como mediana (segundo cuartil) de la dosis de entrada (mGy) y la dosis

glandular (mGy). Paralelamente se presentan los NRD reportados en literatura internacional para estudios de mamografía:

Tabla 3-3: Resultados NRD en mamografía y NRD reportados internacionalmente.

Institución	Modelo	DG (mGy) proyección CC	DG (mGy) proyección MLO	DG (mGy)	ESAK (mGy)	DG ¹ (mGy) proyección CC	DG ¹ (mGy) proyección MLO	DG ² (mGy) proyección CC	DG ² (mGy) proyección MLO	DG ¹ (mGy)	ESAK ¹ (mGy)
A	GE Healthcare Senographe Pristina (Equipo 1)	1,45	1,44	1,48	4,47	1,36	1,43	2,08	2,42	2,84	5,62
	GE Healthcare Senographe Pristina (Equipo 1)	1,55	1,6	1,57	4,72	1,36	1,43	2,08	2,42	2,84	5,62
B	General Electric Senographe Essential.	1,28	1,32	0,92	3,8	1,36	1,43	2,08	2,42	2,84	5,62

¹ Suleiman et al. (2016), ² OIEA (2010).

Tabla 3-4: Niveles de dosis para mamas típicas simuladas con PMMA

Espesor de PMMA (mm)	Equivalente espesor de mama (mm)	DGM máxima para mamas equivalentes (mGy)	
		Nivel aceptable	Nivel alcanzable
20	21	≤ 1,0	≤ 0,6
30	32	≤ 1,5	≤ 1,0
40	45	≤ 2,0	≤ 1,6
45	53	≤ 2,5	≤ 2,0
50	60	≤ 3,0	≤ 2,4
60	75	≤ 4,5	≤ 3,6
79	90	≤ 6,5	≤ 5,1

Fuente: (Perry et al., 2013)

3.2.4 Niveles de Referencia para radiología convencional

Para la modalidad de radiología convencional, se analizaron 100 imágenes por procedimiento correspondientes a los tres estudios más frecuentemente realizados en cada uno de los equipos incluidos en el análisis. En la Institución A, se consideraron dos equipos: uno fijo (GE Healthcare Optima XR646), en el que se evaluaron 100 estudios de mano, 100 de tórax y 100 de rodilla; y un equipo portátil (Fujifilm), en el cual se analizaron 100 estudios de tórax. En la Institución B, se incluyeron tres equipos convencionales modelo Philips Digital Diagnost, se incluyeron 100 estudios de mano, 100 de tórax y 100 de pelvis en dos de ellos, y 100 estudios de tórax en el otro equipo.

Una vez procesados los datos, se realizó un análisis estadístico para cada procedimiento y equipo evaluado. Los valores resultantes, representados por la mediana (segundo cuartil), fueron considerados como los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD). La herramienta muestra estos resultados de forma organizada a través de tablas interactivas, facilitando su interpretación y comparación, como se muestra a continuación.

Figura 3-6: visualización de resultados en la herramienta computacional en la modalidad de radiología convencional.

Estadística	PDA (Gy*cm ²)
1er Cuartil	0.03
2do Cuartil	0.03
3er Cuartil	0.05
Min	0.00
Max	0.12
Rango Intercuartílico	0.01

Fuente: Elaboración propia.

Los valores dosimétricos obtenidos, expresados como mediana del Producto Dosis-Área (PDA), se presentan a continuación clasificados según la región anatómica evaluada. Estos resultados corresponden al análisis estadístico aplicado sobre los datos procesados mediante la herramienta computacional, y constituyen los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) propuestos para cada institución.

Tabla 3-5: Resultados NRD radiología convencional y NRD reportados internacionalmente.

Institución	Modelo	Estudio	PDA (Gy.cm2)	PDA ¹ (Gy.cm ²)	PDA ² (Gy.cm ²)	PDA ³ (Gy.cm ²)
A	Healthcare Optima XR	Mano AP	0,08	0,017	No reporta	No reporta
		Rodilla AP	0,32	No reporta	0,3	No reporta
		Tórax AP	0,12	No reporta	No reporta	0,2
		Tórax LAT	0,43	No reporta	No reporta	0,5
	Fujifilm	Tórax PA	0,03	No reporta	0,1	No reporta
B	Philips Digital Diagnost (Equipo 1)	Mano AP	0,04	0,017	No reporta	No reporta
		Pelvis AP	1,05	No reporta	No reporta	No reporta
		Tórax AP	0,12	No reporta	0,15	0,15
	Philips Digital Diagnost (Equipo 2)	Mano AP	0,05	0,017	No reporta	No reporta
		Pelvis AP	1,30	No reporta	No reporta	No reporta
		Tórax AP	0,11	No reporta	0,15	0,15
	Philips Digital Diagnost (Equipo 3)	Tórax AP	0,15	No reporta	0,15	No reporta

¹Schegerer et al. (2024), ²(UK Health Security Agency, 2023), ³(Damilakis et al., 2021).

4. Discusión y análisis de resultados

4.1 Discusión de resultados Herramienta Computacional

La herramienta computacional desarrollada demostró ser una solución práctica y eficiente para la extracción y análisis automatizado de parámetros dosimétricos en diferentes modalidades de imagen diagnóstica. Su capacidad de procesar tanto archivos DICOM como reportes no estructurados de fluoroscopia a través de OCR constituye un avance significativo frente a métodos tradicionales basados en recopilación manual, que suelen ser más propensos a errores y requieren mayor tiempo de dedicación.

Uno de los principales aportes de la herramienta es la automatización del flujo de trabajo, que permite organizar, analizar y visualizar los parámetros dosimétricos en tablas interactivas. Este enfoque reduce de manera sustancial la necesidad de intervención manual, lo que no solo mejora la eficiencia operativa, sino que también aumenta la confiabilidad de los resultados. Además, la integración de algoritmos de normalización y validación en el módulo de OCR aseguró la correcta identificación de unidades y valores en los reportes de fluoroscopia, superando uno de los principales desafíos en la extracción de datos en este tipo de modalidad.

En conjunto, los resultados evidencian que la herramienta constituye un aporte tecnológico relevante para la gestión dosimétrica institucional, al facilitar el cumplimiento del principio ALARA, reforzar la calidad en la práctica clínica y promover la creación de bases de datos locales útiles para la estandarización de NRD en el país.

4.2 Discusión Resultados Niveles de Referencia Diagnósticos Típicos

Como etapa final del estudio, se llevó a cabo la implementación de la herramienta computacional desarrollada. Los resultados obtenidos se compararon con los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) reportados por organismos internacionales como la

Comisión Europea (CE), la American College of Radiólogo - American Association of Physicists in Medicine (ACR-AAPM) y la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA). Esta implementación permitió evaluar la capacidad de la herramienta para extraer y procesar parámetros dosimétricos de forma precisa y confiable en distintas modalidades de imagen médica.

1. Niveles de Referencia típicos para Tomografía Computarizada (TC)

La herramienta computacional permitió la extracción automática y el análisis de los parámetros dosimétricos CTDIvol y DLP en las dos instituciones evaluadas, facilitando el establecimiento los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) típicos. Los resultados se compararon con los NRD establecidos por la Comisión Europea (CE), American College of Radiology en conjunto con la American Association of Physicists in Medicine (ACR-AAPM) y el Organismo Internacional de Energía Atómica OIEA, en la tabla 3-1, lo que permitió validar la fiabilidad del sistema y la identificación de posibles áreas de optimización clínica en las instituciones evaluadas.

Institución A

- *Abdomen–Pelvis*: Los valores de DLP (536,5–650,7 mGy·cm) y CTDIvol (7,3–10,0 mGy) se mantuvieron dentro de los niveles de referencia internacionales, reflejando protocolos de adquisición técnicamente optimizados.
- *Cráneo simple*: DLP (754,5–760,4 mGy·cm) y CTDIvol (32,1–38,0 mGy) también se mantuvieron por debajo de los valores de referencia internacionales, confirmando una apropiada gestión de la dosis.
- *Tórax simple*: Los valores de DLP (257,0–433,9 mGy·cm) y CTDIvol (6,2–7,6 mGy) estuvieron alineados con los valores internacionales, con pequeñas variaciones, lo que sugiere protocolos consistentes y optimizados.

Institución B

- *Abdomen contrastado*: Los valores de DLP (868-903,9-1785,1 mGy·cm) superaron claramente los NRD internacionales (DLP: 781 mGy.cm), y los valores de CTDIvol (8,8-17,4-19,9 mG), de dos equipos, excedieron los valores internacionales CTDIvol: (10,9-16 mGy), aunque el otro modelo se mantuvo dentro de valores de referencia.

- *Cráneo simple*: Se observaron valores de DLP (850-869-1221,1 mGy.cm) y CTDIvol (38,7-44,9-55 mGy) que, en ciertos equipos, excedieron los valores recomendados (DLP: 527-962-1000 mGy.cm y CTDIvol 47-60 mGy), aunque otros modelos se mantuvieron dentro de los estándares.
- *Tórax simple*: Los valores de DLP (254–501,4 mGy·cm) y CTDIvol (6,1–12,7 mGy) se mantuvieron dentro los valores internacionales, con pequeñas.
- *Tórax contrastado*: Los valores de DLP (893 mGy·cm) y CTDIvol (19,8 mGy) , excedieron los valores recomendados (DLP: 400-447-469 mGy.cm y CTDIvol 9,5-10-13 mGy)

Discusión general

- En la **Institución A**, los resultados coincidieron estrechamente con los NRD internacionales, confirmando la validez de la herramienta y la correcta implementación de protocolos clínicos.
- En la **Institución B**, se identificaron casos de sobreexposición en los estudios evaluados, lo que resalta la importancia de la herramienta como apoyo en la detección de desviaciones de dosis y en la necesidad de revisar parámetros técnicos como kVp, mAs, pitch, espesor de corte y colimación.
- La comparación sistemática permitió demostrar que la herramienta no solo facilita la extracción automatizada de datos, sino que también genera información útil para evaluar la optimización de protocolos y establecer valores típicos representativos que podrían servir como base para futuros NRD locales.

2. Niveles de referencia en intervencionismo

En la Tabla 3-2 se muestra la comparación de los valores dosimétricos obtenidos para procedimientos de fluoroscopia intervencionista con los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) internacionales reportados por organismos como el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA), el Health Information and Quality Authority (HIQA).

La herramienta computacional permitió procesar automáticamente reportes en imagen de fluoroscopia intervencionista mediante OCR, extrayendo el valor de Producto Dosis–Área

Total (PDA total) y organizando los datos para su análisis estadístico. Esto facilitó la comparación con referencias internacionales y la identificación de posibles áreas de optimización clínica en las instituciones evaluadas.

Institución A

- La herramienta detectó valores de PDA total de 19,3 Gy·cm² en arteriografía coronaria y 0,3 Gy·cm² en inserción de catéter venoso central. Estos resultados están por debajo de los valores de referencia internacionales, 26 Gy·cm² y 1,0 Gy·cm² respectivamente.

Institución B

- En arteriografía coronaria, el software extrajo valores de PDA total de **21,5 Gy·cm²** (Philips Azurion) y 35,0 Gy·cm² (Philips Allura), evidenciando variaciones entre equipos.
- En procedimientos más complejos, como la panangiografía, la herramienta registró PDA total de 72,8 Gy·cm², mientras que en colangiografía transhepática el valor fue 32,4 Gy·cm², ambos balones por debajo o cercano a los NRD internacionales, 79,2 Gy·cm² y 31,03 Gy·cm².
- Estas diferencias reflejan tanto la complejidad de cada procedimiento como la utilidad de la herramienta para caracterizar exposiciones de manera diferenciada.

Discusión general

- Los resultados obtenidos con la herramienta se mantuvieron en general dentro de los rangos internacionales, validando la confiabilidad del proceso automatizado de extracción y análisis.
- Más allá de los valores numéricos, la herramienta permitió:
 - Generar estadísticas consistentes a partir de reportes no estructurados.
 - Minimizar los tiempos de procesamiento para establecer NRD típicos
 - Comparar de forma rápida los resultados con referencias internacionales.
 - Identificar procedimientos o equipos con mayores niveles de exposición que requieran revisión de protocolos.

En conjunto, la evidencia respalda el aporte de la herramienta como solución práctica para el monitoreo dosimétrico institucional, facilitando la detección de desviaciones y la generación de NRD típicos que se alineen con los estándares internacionales.

3. Niveles de referencia en mamografía

En la Tabla 3-3 se presenta la comparación de los valores dosimétricos obtenidos en mamografía con los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) internacionales establecidos por organismos como la Comisión Europea (CE) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).

La herramienta computacional permitió procesar automáticamente los archivos DICOM de mamografía, extrayendo parámetros clave como la dosis glandular media (DG) y el kerma en aire en la superficie de entrada (ESAK). Los datos fueron organizados y analizados de forma estadística, lo que facilitó la comparación con referencias internacionales y permitió evaluar la consistencia de los protocolos técnicos en cada institución.

Institución A

- En los dos equipos Senographe Pristina, la herramienta obtuvo valores de DG entre 1,48 y 1,57 mGy, y ESAK entre 4,47 y 4,72 mGy.
- Estos resultados se ubican por debajo de los valores reportados en estudios internacionales (DG: 2,84 mGy y ESAK: 5,62 mGy).
- El sistema también identificó diferencias entre proyecciones CC y MLO, con valores cercanos, pero dentro de rangos aceptables, lo que demuestra su capacidad para caracterizar de forma diferenciada cada técnica.

Institución B

- En el equipo Senographe Essential, los resultados extraídos fueron 0,92 mGy para DG y 3,8 mGy para ESAK, los cuales se encuentran dentro de los valores de referencia.
- La DG promedio en proyecciones CC y MLO (1,28 y 1,32 mGy) se mantuvo muy cerca o por debajo de los valores internacionales de referencia (CC 1,36-2,08 mGy MLO 1,43-2,42 mGy).

- La herramienta permitió verificar que, incluso en equipos distintos, las dosis glandulares se mantienen dentro de márgenes adecuados, reflejando optimización en la práctica clínica.

Discusión general

- Más allá de los valores específicos, los resultados muestran que la herramienta es capaz de procesar automáticamente grandes volúmenes de estudios de mamografía y entregar indicadores confiables de dosis.
- El sistema no solo valida la alineación de los resultados con referencias internacionales, sino que también permite obtener valores típicos representativos, adaptados a cada institución.
- Este aporte metodológico es clave para implementar un monitoreo continuo y estandarizado de dosis en mamografía, facilitando la detección de desviaciones y la optimización de protocolos.

En general, los resultados en ambas instituciones sugieren que, la dosis absorbida por el tejido glandular —la que representa el riesgo biológico real— se mantiene en niveles significativamente por debajo del estándar internacional. Estos resultados refuerzan la validez metodológica de la herramienta, demostrando su capacidad para extraer y analizar parámetros dosimétricos de manera fiable. Además, se evidencia una optimización eficiente de los protocolos técnicos, posiblemente debido el uso de tecnologías de control automático de exposición y una adecuada compresión mamaria, además de la incorporación de nuevas tecnologías que permiten reducir las dosis a los pacientes obteniendo una imagen de mejor calidad.

4. Niveles de Referencia Radiología Convencional

En la Tabla 3-5 se presentan los valores dosimétricos obtenidos para procedimientos de radiología convencional realizados en las instituciones evaluadas. Estos resultados fueron comparados con los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) publicados en estudios y guías internacionales como los de Schegerer et al. (2024), la UK Health Security Agency (2023) y Damilakis et al. (2021).

La herramienta computacional permitió procesar automáticamente estudios de radiología convencional a partir de archivos DICOM, extrayendo el Producto Dosis–Área (PDA) de manera estandarizada. Los datos se organizaron y analizaron estadísticamente, facilitando la comparación con referencias internacionales y la identificación de áreas donde los protocolos pueden optimizarse.

Institución A

- En los equipos GE Optima XR646 y Fujifilm portátil, la herramienta obtuvo valores de PDA en mano, rodilla y tórax (AP, PA y lateral).
- Se observaron diferencias importantes entre regiones anatómicas: por ejemplo, en mano AP el valor obtenido ($0,08 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$) fue mayor que el reportado en estudios internacionales ($0,017 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$), mientras que en tórax AP y LAT y rodilla AP los resultados se mantuvieron dentro de los umbrales de referencia.
- Estos hallazgos muestran la capacidad de la herramienta para detectar variaciones específicas por tipo de estudio y orientar ajustes en protocolos técnicos cuando se evidencian desviaciones.

Institución B

- En los tres equipos Philips Digital Diagnost, los valores de PDA se situaron generalmente dentro o por debajo de los niveles internacionales.
- En pelvis AP, la herramienta reportó valores considerablemente inferiores a las referencias, lo que refleja una adecuada optimización de parámetros.
- En mano PA, los valores superaron la referencia publicada, aunque permanecieron dentro de un rango clínico aceptable.
- Para tórax AP, los tres equipos registraron valores alineados o por debajo de los reportes internacionales, sugiriendo un control adecuado de la exposición.

Discusión general

- Los resultados confirman que la herramienta automatiza de manera eficaz la extracción y análisis de PDA, permitiendo caracterizar cada institución y comparar sus resultados con estándares internacionales.

- Más allá de los valores numéricos, el software aporta datos confiables, útiles para establecer NRD propios y detectar oportunidades de mejora en la práctica clínica.
- Esto evidencia que la utilidad principal de la herramienta es ofrecer un sistema práctico de monitoreo dosimétrico institucional, adaptable a distintos equipos y contextos clínicos.

La implementación realizada en ambas instituciones clínicas demostró la versatilidad de la herramienta en escenarios reales, al generar resultados consistentes con los niveles de referencia reconocidos internacionalmente. Esto demuestra que no se trata solo de un prototipo teórico, sino de un sistema con potencial de integración en la práctica radiológica. Además, la posibilidad de obtener valores típicos de cada institución constituye una ventaja, ya que puede servir de base para establecer Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) locales y nacionales ajustados a las condiciones técnicas y clínicas del contexto colombiano.

Un aspecto particularmente relevante fue la eficiencia alcanzada: la herramienta automatizó la extracción y el procesamiento de parámetros dosimétricos a partir de archivos DICOM y de reportes de dosis, reduciendo de manera significativa el tiempo requerido para analizar grandes volúmenes de datos. Frente a los métodos manuales tradicionales, permitió generar estadísticas clave de forma casi inmediata. Esta capacidad de combinar rapidez y precisión respalda su utilidad en entornos clínicos, donde la optimización de protocolos y la protección radiológica dependen de una evaluación oportuna y confiable de las dosis administradas.

5. Conclusiones y recomendaciones

5.1 Conclusiones

- Se desarrolló y aplicó una herramienta computacional para la extracción, procesamiento y análisis de parámetros dosimétricos clave a partir de archivos DICOM y reportes de dosis, permitiendo establecer Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) en distintas modalidades de imagen diagnóstica de manera automatizada.
- Si bien la metodología es generalizable, su aplicación práctica debe ajustarse a los requisitos técnicos de cada modalidad
- La herramienta demostró ser eficiente en la automatización del flujo de trabajo, reduciendo significativamente el tiempo de análisis y mejorando la trazabilidad y estandarización de los datos.
- En fluoroscopia intervencionista, los resultados obtenidos mediante OCR evidenciaron alta fiabilidad y precisión en la extracción de parámetros, aunque se recomienda ampliar la validación a un mayor número de modelos y formatos de reporte para garantizar su robustez en contextos clínicos más diversos.
- Los NRD típicos obtenidos fueron comparados frente a los establecidos por organismos internacionales (Comisión Europea, ACR-AAPM, IAEA), evidenciando la versatilidad de la herramienta para la extracción y análisis dosimétrico, y constituye un apoyo en el monitoreo, estandarización y optimización de dosis en instituciones de salud.
- La herramienta permitió establecer NRD típicos por institución, pero su diseño flexible facilita su implementación para la obtención de NRD locales, nacionales o regionales.
- Desde la perspectiva de la protección radiológica, la herramienta representa un avance significativo al facilitar la evaluación continua del cumplimiento de los NRD y la detección temprana de desviaciones en la práctica clínica, contribuyendo al principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

- Si bien la herramienta desarrollada demostró ser efectiva en la extracción y análisis automatizado de parámetros dosimétricos en las instituciones evaluadas, es necesario ampliar su aplicación a una muestra más representativa de instituciones a nivel nacional. Esto permitirá no solo validar su desempeño en entornos diversos, sino también ajustar y optimizar su funcionamiento considerando variaciones en equipos, formatos de reporte y protocolos clínicos que aún no se contemplan completamente. De esta forma, la herramienta podrá consolidarse como un sistema robusto y adaptable para el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos en un contexto más amplio.
- La herramienta desarrollada, al estar basada en código abierto de Python, representa una alternativa de bajo costo frente a las plataformas comerciales disponibles en el mercado. Esta característica no solo facilita su adopción en instituciones con recursos limitados, sino que también asegura su escalabilidad y adaptación a diferentes contextos clínicos sin incurrir en gastos adicionales de licenciamiento. En conjunto, la reducción significativa de los costos operativos constituye un valor agregado que favorece su implementación práctica y sostenible como apoyo en la gestión dosimétrica y en la optimización de la protección radiológica.

5.2 Recomendaciones

- Como recomendación futura, se sugiere incorporar un sistema de integración directa con PACS (Sistema de Archivado y Comunicación de Imágenes) o RIS (sistemas de información radiológica) para automatizar la recolección de datos, lo cual reduciría el tiempo operativo, minimizaría errores humanos y optimizaría el flujo de trabajo
- Ampliar la implementación de la herramienta a una muestra más amplia de instituciones y equipos, lo cual permitiría evaluar su aplicabilidad y versatilidad en contextos clínicos diversos, mejorar su robustez y facilitar la construcción de NRD a nivel local y nacional.
- Capacitar al personal clínico y técnico en el uso de herramientas computacionales para la gestión de dosis como la desarrollada en este estudio, promoviendo una cultura institucional orientada a la protección radiológica y al cumplimiento del principio ALARA.

- Realizar validaciones cada vez que se introduzca un nuevo formato de reporte de dosis en fluoroscopia intervencionista ya que la incertidumbre del OCR varía según el origen y estilo del documento. El monitoreo continuo de esta variable es clave para mantener la fiabilidad de la herramienta en contextos más amplios.
- Realizar validaciones periódicas de los NRD establecidos con la herramienta, ya que los avances tecnológicos y las modificaciones en los protocolos clínicos pueden requerir ajustes dinámicos de los valores de referencia.
- Para garantizar el funcionamiento óptimo de la herramienta computacional desarrollada en este estudio, se recomienda que los proveedores aseguren una configuración adecuada y estandarizada de los identificadores DICOM. La correcta codificación y consistencia en campos dosimétricos clave —como (0018,115E) Image And Fluoroscopy Area Dose Product, (0040,8302) Entrance Dose Inm Gy, (0040,0316) Organ Dose, (0018,9345) CTDIvol y (0040,0310) Comments On Radiation Dose— son fundamentales para permitir la extracción fiable de información dosimétrica.

A. Anexo: Manual del Usuario – Herramienta Computacional para el Establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD)

Introducción

Este manual tiene como finalidad guiar al usuario en el uso correcto y eficiente de la herramienta computacional desarrollada para la extracción, procesamiento y análisis de parámetros dosimétricos a partir de archivos DICOM. Su propósito es facilitar el establecimiento de Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD) en distintas modalidades de imagen médica, incluyendo tomografía computarizada, mamografía, fluoroscopia intervencionista y radiología convencional. Está dirigido a profesionales en radiología, físicos médicos, ingenieros físicos, tecnólogos u otro personal responsable de la protección radiológica de la institución.

La herramienta ha sido diseñada con un enfoque intuitivo, automatizado y estandarizado, que permite realizar análisis confiables en corto tiempo, alineándose con los principios de protección radiológica y las recomendaciones de organismos internacionales.

1. Requisitos del sistema

Para garantizar el funcionamiento óptimo de la herramienta computacional, el sistema debe cumplir con las siguientes especificaciones mínimas:

- **Sistema operativo:** Windows 10 o Windows 11
- **Permisos:** Acceso de administrador para la ejecución del archivo
- **Espacio en disco:** Mínimo 700 MB disponibles

2. Instalación de la herramienta

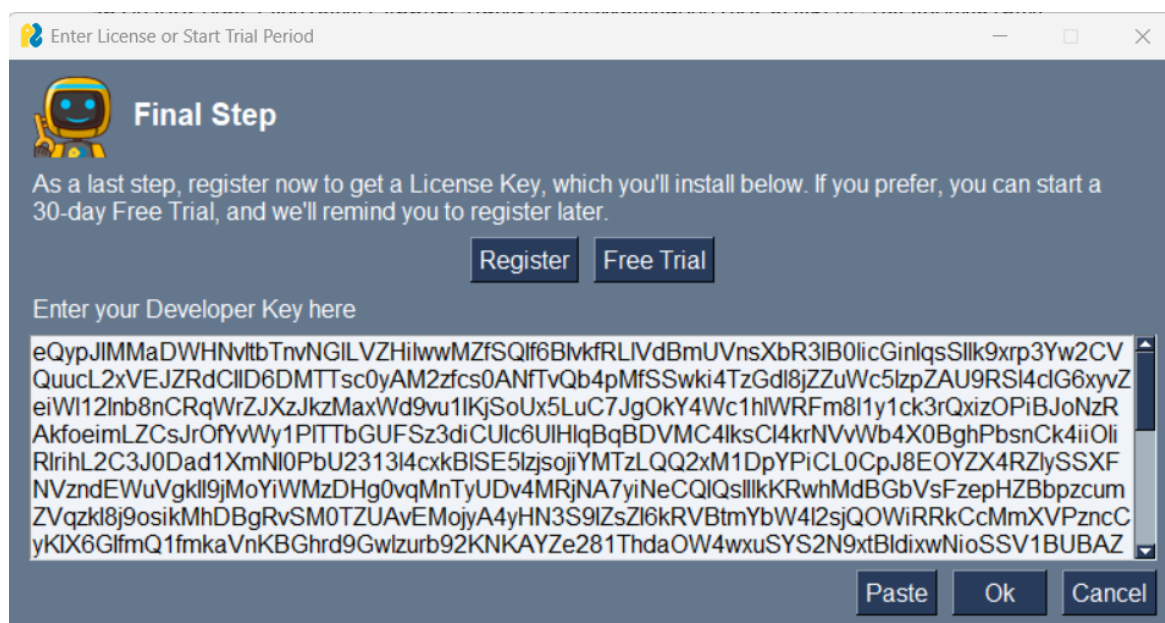
La herramienta no requiere de un proceso de instalación convencional. Para su uso, basta con realizar los siguientes pasos:

- Copiar el archivo ejecutable (.exe) en una ubicación deseada del equipo.
- Hacer doble clic sobre el archivo para ejecutar el programa.
- Asegurarse de que el equipo tenga permisos para ejecutar aplicaciones externas.

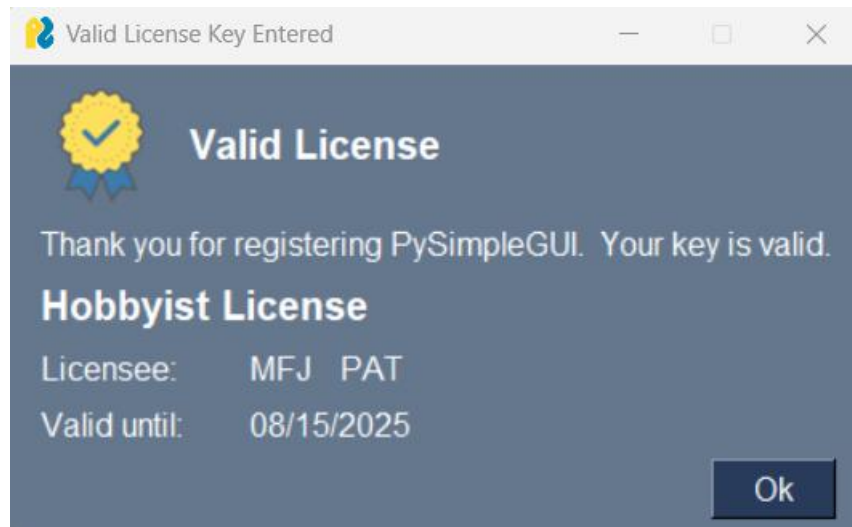
3. Configuración inicial

Al ejecutar el aplicativo por primera vez, se requiere realizar una breve configuración inicial:

- Aparecerá una ventana de **PySimpleGUI** solicitando aceptación de los términos; debe registrarse para obtener una licencia de prueba; luego haga clic en **OK** para continuar.



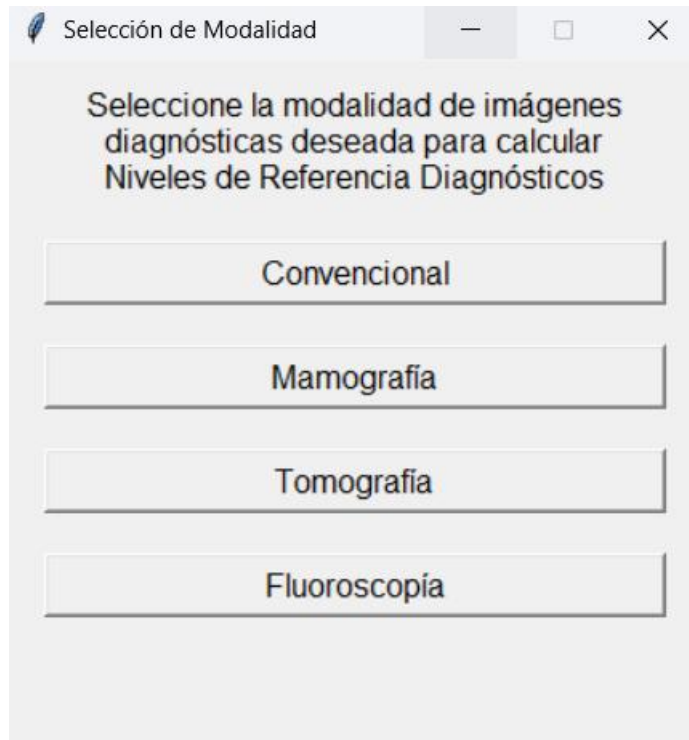
- Finalmente, se desplegará una ventana de confirmación. Haga clic en **OK** para completar la configuración.



Importante: Esta configuración solo se realiza una vez. En futuros usos, el programa se abrirá directamente.

4. Acceso y navegación

Una vez completada la configuración, se abrirá la ventana principal de la interfaz. En ella se mostrarán las modalidades disponibles de imagen médica, desde las cuales el usuario podrá seleccionar la opción deseada para iniciar el cálculo de los Niveles de Referencia Diagnósticos (NRD).

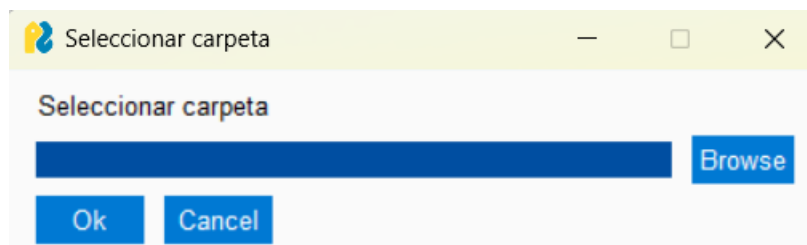


Cada módulo cuenta con botones de acceso directo y menús desplegables intuitivos que guían al usuario a lo largo del proceso de carga de datos, análisis y visualización de resultados.

Módulo Convencional

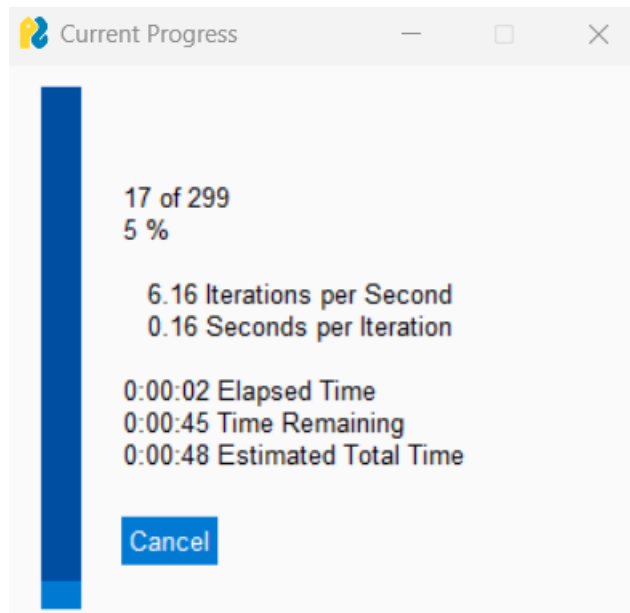
1. Carga de datos:

- Selección de carpetas con archivos DICOM



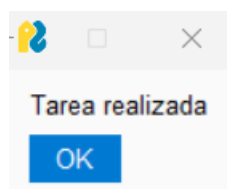
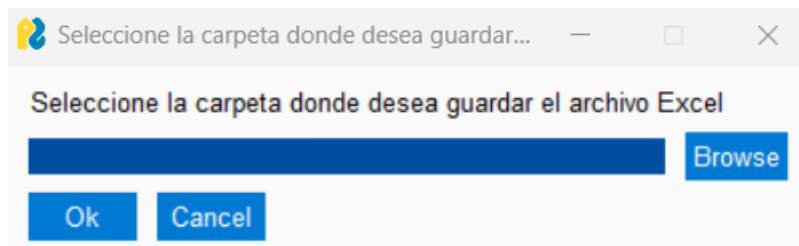
2. Extracción de parámetros técnicos y dosimétricos

- Validación automática de metadatos

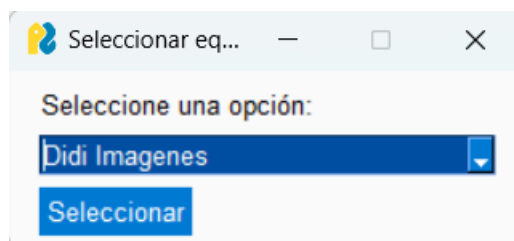


2. Almacenamiento de datos:

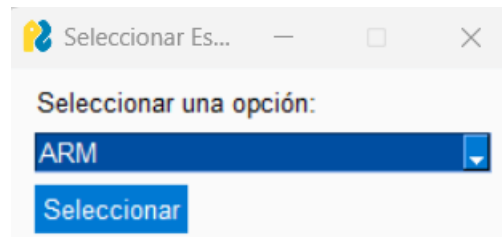
- El usuario debe seleccionar la carpeta en la cual se van a almacenar los datos procesados



3. Seleccionar el equipo de interés según su localización



4. Seleccionar la región anatómica de interés



5. Visualización de resultados en tabla interactiva



A dialog box titled "Nivel de Referencia en Proyección" with a close button (X) in the top right corner. It contains a table with two columns: "Estadística" and "PDA (Gy*cm^2)". The table has the following data:

Estadística	PDA (Gy*cm^2)
1er Cuartil	0.10
2do Cuartil	0.13
3er Cuartil	0.17
Min	0.06
Max	0.83
Rango Intercuartílico	0.07

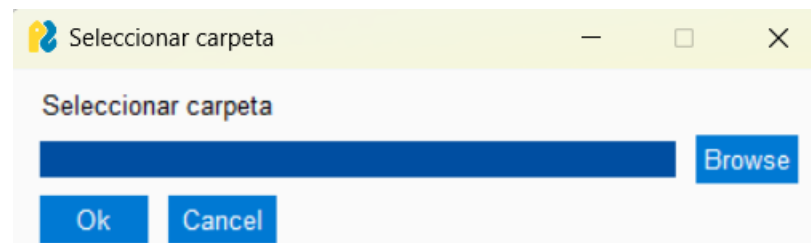
Below the table is a blue button labeled "Exit".

7. Exportación de datos a Excel

Módulo Mamografía

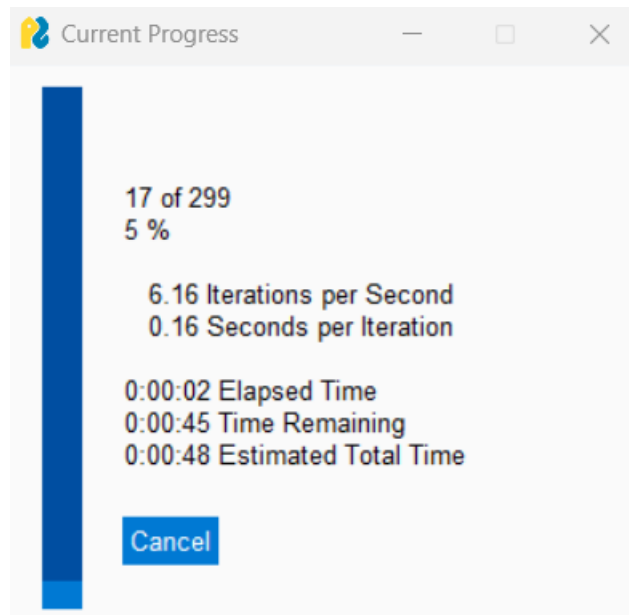
1. Carga de datos:

- Selección de carpetas con archivos DICOM



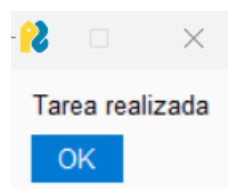
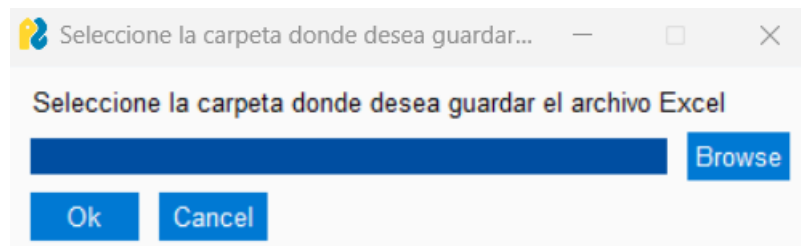
2. Extracción de parámetros técnicos y dosimétricos

- Validación automática de metadatos

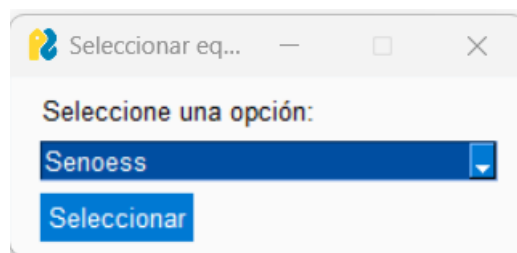


3. Almacenamiento de datos:

- El usuario debe seleccionar la carpeta en la cual se van a almacenar los datos procesados



3. Seleccionar el equipo de interés según su localización



4. Visualización de resultados por proyección en tabla interactiva

Estadística	Dosis de entrada [mGy]	Dosis Glandular [mGy]
1er Cuartil	6.09	1.62
2do Cuartil	6.65	1.77
3er Cuartil	7.77	1.98
Min	1.62	0.46
Max	13.81	3.24
Rango Intercuartilico	1.68	0.36

Exit

Estadística	Dosis de entrada [mGy]	Dosis Glandular [mGy]
1er Cuartil	5.57	1.48
2do Cuartil	6.87	1.83
3er Cuartil	7.79	2.00
Min	1.00	0.20
Max	10.54	2.56
Rango Intercuartilico	2.22	0.51

Exit

5. Visualización de Dosis Glandular Media y Dosis de entrada en piel total

Estadística	Dosis Entrada [mGy]	Dosis Glandular Media [mGy]
1er Cuartil	2.23	0.53
2do Cuartil	4.87	1.31
3er Cuartil	6.75	1.81
Min	0.25	0.05
Max	12.15	2.91
Rango Intercuartilico	4.52	1.28

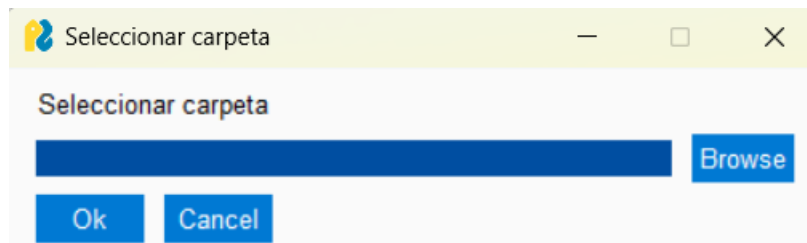
Exit

7. Exportación de datos a Excel

Módulo Tomografía

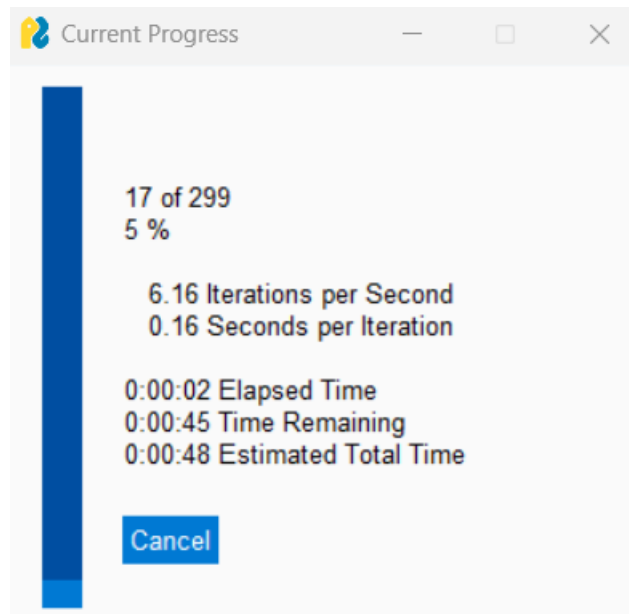
1. Carga de datos:

- Selección de carpetas con archivos DICOM



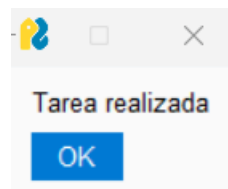
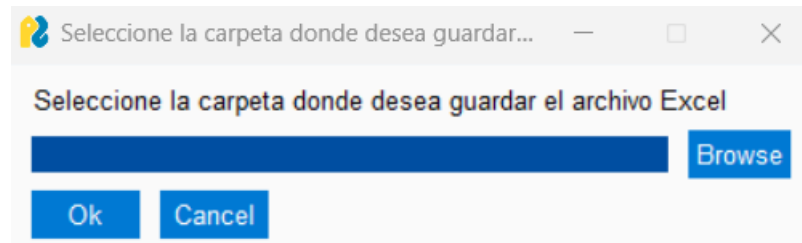
2. Extracción de parámetros técnicos y dosimétricos

- Validación automática de metadatos

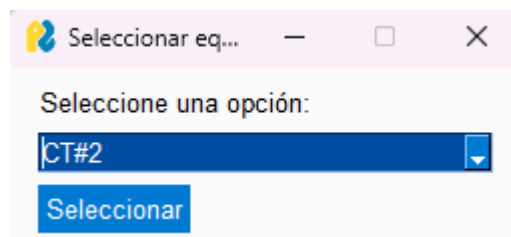


4. Almacenamiento de datos:

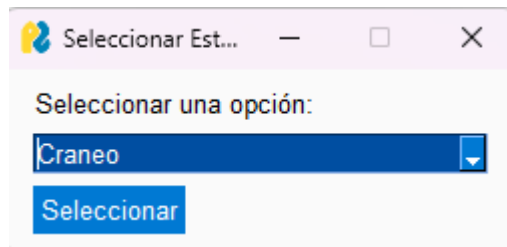
- El usuario debe seleccionar la carpeta en la cual se van a almacenar los datos procesados



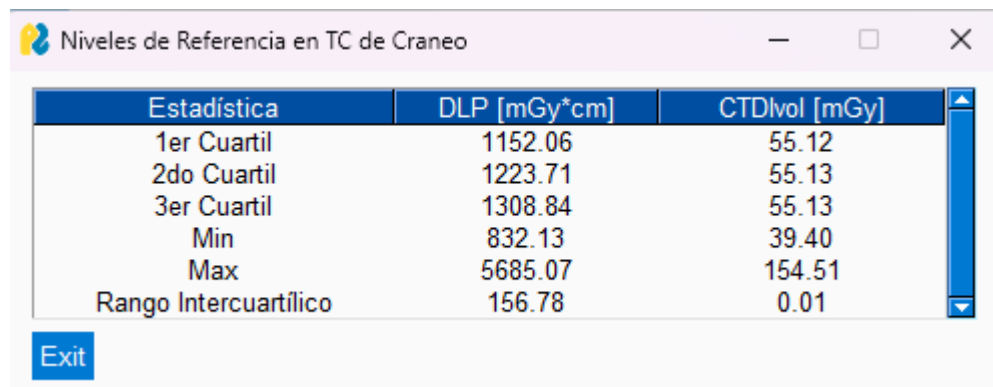
3. Seleccionar el equipo de interés según su localización



4. Seleccionar el estudio de interés



5. Visualización de resultados en tabla interactiva



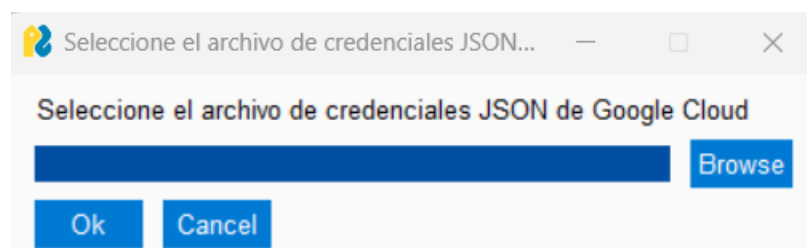
A window titled "Niveles de Referencia en TC de Craneo" containing a table with three columns: "Estadística", "DLP [mGy*cm]", and "CTDIvol [mGy]". The table has a vertical scrollbar on the right. Below the table is a blue button labeled "Exit".

Estadística	DLP [mGy*cm]	CTDIvol [mGy]
1er Cuartil	1152.06	55.12
2do Cuartil	1223.71	55.13
3er Cuartil	1308.84	55.13
Min	832.13	39.40
Max	5685.07	154.51
Rango Intercuartílico	156.78	0.01

7. Exportación de datos a Excel

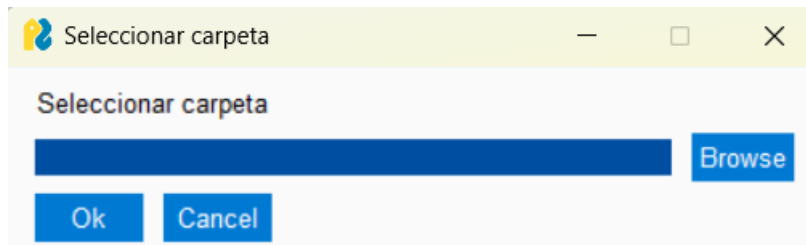
Módulo Fluoroscopia

1. Seleccionar archivo JSON de Google Cloud (Ver Anexo B)

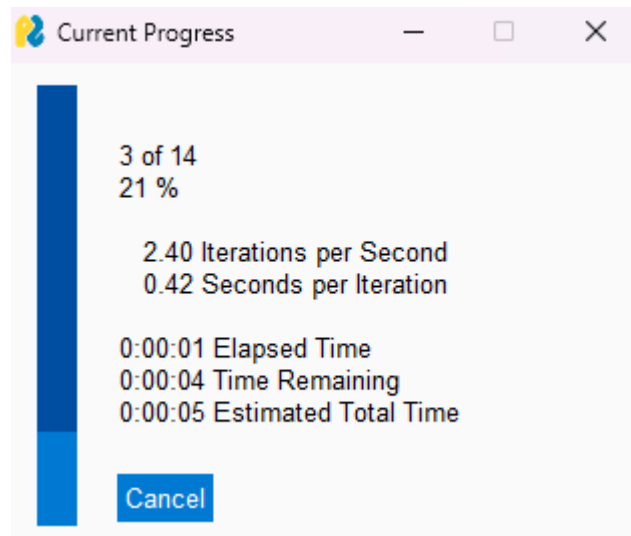


2. Carga de datos:

- Selección de carpeta con reportes de dosis en formato imagen JPEG, JPG, o PNG



3. Extracción de parámetros dosimétricos mediante OCR

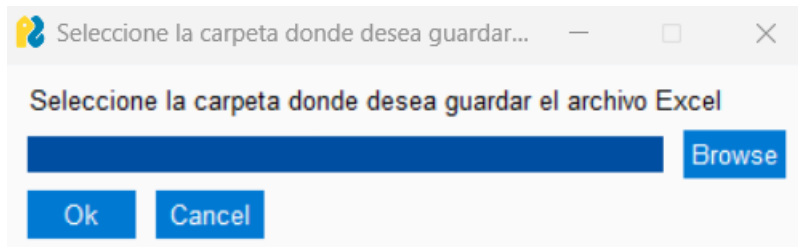


4. Visualización de resultados en tabla interactiva

A dialog box titled 'DataFrame Display' with a pink header bar. It contains a table with two columns: 'Estadística' and 'PDA Total (Gy*cm^2)'. The table has six rows of data. Below the table is an 'Exit' button.

Estadística	PDA Total (Gy*cm ²)
1er Cuartil	14.0
2do Cuartil	21.7
3er Cuartil	27.8
Min	9.0
Max	47.9

5. Exportación de datos a Excel



B. Anexo: Configuración API Google Vision

Introducción

Para habilitar la funcionalidad de reconocimiento óptico de caracteres (OCR) en reportes de imagen utilizados en procedimientos de fluoroscopia intervencionista, la herramienta computacional requiere integración con el servicio Google Cloud Vision API. Esta API permite extraer de forma automática y precisa los valores dosimétricos clave (como el Producto Dosis-Área total - PDA Total) a partir de reportes en formato imagen.

La configuración de esta API es un paso esencial para el correcto funcionamiento del módulo de fluoroscopia, ya que sin esta integración no será posible procesar los reportes generados como archivos de imagen (PNG, JPEG, etc.).

A continuación, se describen los pasos necesarios para generar las credenciales, activar el servicio de Google Vision y enlazarlo correctamente con la herramienta.

1) Ingresar a Google Cloud desde el navegador:

https://cloud.google.com/vision?utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=latam-CO-all-es-dr-BKWS-all-all-trial-b-dr-1710136-LUAC0020171&utm_content=text-ad-none-any-DEV_c-CRE_654756415130-ADGP_Hybrid+%7C+BKWS+-+BRO+%7C+Txt_AI+and+ML-Vision+AI-KWID_43700076071248127-kwd-496508577759&utm_term=KW_google%20cloud%20vision-ST_Google+Cloud+Vision&qad_source=1&qclid=EAlaIqobChMljjFob31iwMVCYlaBR0SI B7uEAAYASAAEgJX- D BwE&qclsrc=aw.ds

2) Hacer clic en el botón probar visión AI gratis

Google Cloud

Cloud Vision API

Vision AI

Extrae estadísticas de imágenes, documentos y videos

Accede a modelos de vision avanzados a través de APIs para automatizar las tareas de vision, optimizar el análisis y obtener estadísticas prácticas. O bien, crea apps personalizadas con entrenamiento de modelos sin código y bajo costo en un entorno administrado.

Los clientes nuevos obtienen hasta \$300 en créditos gratuitos para probar Vision AI y otros productos de Google Cloud.

Probar Vision AI gratis

Contenido destacado

- ¿Cuáles son las ofertas de visión artificial de Google Cloud?
- ¿Qué oferta de visión artificial es adecuada para mi?
- OCR con IA generativa

Cómo funciona la visión artificial

Video de 7 min

3) Acceder con un correo electrónico de Google

Acceder

Ir a Google Cloud Platform

Correo electrónico o teléfono

¿Olvidaste el correo electrónico?

¿Esta no es tu computadora? Usa el modo de invitado para navegar de forma privada. Más información para usar el modo de invitado

Crear cuenta Siguiente

1) 4) Llenar la información requerida y clic Aceptar y continuar

Prueba Google Cloud gratis

Paso 1 de 2 Información de la cuenta

G Google Cloud
prueba.cloudocr@gmail.com [Cambiar de cuenta](#)

País
Colombia

Actualizaciones por correo electrónico
 Quiero recibir correos electrónicos periódicos sobre novedades, actualizaciones de productos y ofertas especiales de Google Cloud y los socios de Google Cloud.

Cuando usas esta aplicación, aceptas las Condiciones del Servicio de [Google Cloud Platform](#), la [Prueba gratuita complementaria](#) y cualquier servicio y APIs aplicables.

Aceptar y continuar

Acceso a todos los productos de Google Cloud
Obtén todo lo que necesitas para compilar y ejecutar tus apps, sitios web y servicios, incluidos Firebase y la API de Google Maps.

\$300 en crédito gratuito
Prueba Google Cloud con \$300 de crédito para gastar en los próximos 90 días.

Sin cargos automáticos
Solo comenzarás a pagar si decides activar una cuenta completa de pago por uso o si eliges pagar por adelantado. Conservarás el crédito gratuito restante.

5) Llenar información de pago, tener en cuenta que el servicio es gratuito y no se cobrará a menos que se actives la cuenta de pago por uso completa o se elija el prepago.

Nombre de la organización es un campo obligatorio.

Forma de pago

Detalles de la tarjeta

📍 Dirección de facturación

Los pagos automáticos solo comienzan una vez que se activa una cuenta pagada de Google Cloud de forma manual.

Información fiscal ⓘ ✎
Estado fiscal: Empresa

El perfil de pagos que crees se compartirá y usará en todos los productos de Google.

La información personal que incluya aquí se agregará a su perfil de pagos. Se almacenará de forma segura y se manejará de conformidad con la [Política de Privacidad de Google](#).

Comenzar gratis

Acceso a todos los productos de Google Cloud
Obtén todo lo que necesitas para compilar y ejecutar tus apps, sitios web y servicios, incluidos Firebase y la API de Google Maps.

\$300 en crédito gratuito
Prueba Google Cloud con \$300 de crédito para gastar en los próximos 90 días.

Sin cargos automáticos
Solo comenzarás a pagar si decides activar una cuenta completa de pago por uso o si eliges pagar por adelantado. Conservarás el crédito gratuito restante.

6) Una vez llenada la información, hace clic en comenzar gratis para continuar

7) Seguir en siguiente tutorial de YouTube para descargar el archivo JSON hasta el minuto 2:30

https://www.youtube.com/watch?v=I1dv2bOYhds&ab_channel=CodingMoney

Bibliografía

Agimed. (s.f.). *Tomógrafo CT 5000 Ingenuity 64/128 cortes* [Imagen]. <https://agimed.com.ar/producto/tomografo-ct-5000-ingenuity-64-128-cortes/>

American College of Radiology (ACR), American Association of Physicists in Medicine (AAPM), & Society for Pediatric Radiology (SPR). (2023). *ACR–AAPM–SPR practice parameter for diagnostic reference levels and achievable doses in medical X-ray imaging*. American College of Radiology.

Andisco, D., Blanco, S., & Buzzi, A. E. (2014). Dosimetría en tomografía computada. *Revista Argentina de Radiología*, 78(3), 156–160. <https://doi.org/10.1016/j.rard.2014.07.004>

Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Jr., & Boone, J. M. (2021). *The essential physics of medical imaging* (4.^a ed.). Wolters Kluwer.

Dawd, J. E., Ozsahin, D. U., & Ozsahin, I. (2021). A review of diagnostic reference levels in computed tomography. *Current Medical Imaging*. <https://doi.org/10.2174/1573405617666210913093839>

Diagnostic and Interventional Cardiology. (2024, 28 de febrero). *Philips launches new Azurion neuro biplane system at #ECR2024 to speed up and improve minimally invasive diagnosis and treatment of neurovascular patients*. Recuperado de <https://www.dicardiology.com/content/philips-launches-new-azurion-neuro-biplane-system-ecr2024-speed-and-improve-minimally>

European Commission. (2006). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* (4th ed.).

Garzón, W. J. (2012). *Dosis de referencia pediátrica para tórax en Antioquia*. (U. N. Colombia, Ed.) Medellín, Colombia: Facultad de Ciencias.

Ghetti, C., Ortenzia, O., Palleri, F., & Sireus, M. (2016). Definition of local diagnostic reference levels in a radiology department using a dose tracking software. *Radiation Protection Dosimetry*, 1–8. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncw264>

Glomeda. (s.f.). *Senographe Pristina – Digital Mammography*. Recuperado el 9 de abril de 2025, de <https://glomeda.co.id/product/senographe-pristina-digital-mammography/>

Haidekker, M. A. (2013). *Medical imaging technology*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7073-1>

Health Information and Quality Authority. (2023). *Diagnostic reference levels: Guidance on the establishment, use and review of diagnostic reference levels for medical exposure to ionising radiation* (Version 1.5). HIQA. <https://www.hiqa.ie/reports-and-publications/health-information/diagnostic-reference-levels-guidance>

International Atomic Energy Agency. (s.f.). *Protección radiológica de los pacientes: Gastroenterología*. IAEA. <https://www.iaea.org/es/recursos/proteccion-radiologica-de-los-pacientes/profesionales-de-la-salud/otras-especialidades/gastroenterologia/pacientes#ref1>

International Atomic Energy Agency (IAEA). (2022). *Radiological protection of patients undergoing fluoroscopy guided procedures outside the imaging department*. IAEA Human Health Series No. 42.

International Commission on Radiological Protection. (2007). *ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. *Annals of the ICRP*, 37(2–4). <https://doi.org/10.1016/j.icrp.2007.10.003>

International Commission on Radiological Protection. (2017). *Diagnostic reference levels in medical imaging* (ICRP Publication 135). *Annals of the ICRP*, 46(1). https://doi.org/10.1177/ANIB_046001

Kumar, A., & Bhatia, P. K. (2014). A detailed review of feature extraction in OCR for handwritten character recognition. *International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology*, 3(5), 1555–1559.

Liang, C. R., Chen, P. X. H., Kapur, J., Ong, M. K. L., Quek, S. T., & Kapur, S. C. (2017). Establishment of institutional diagnostic reference level for computed tomography with automated dose-tracking software. *Journal of Medical Radiation Sciences*, 64(3), 205–214. <https://doi.org/10.1002/jmrs.210>

LibreTexts. (2024). 12.01: Fundamental principles. In *Instrumental Analysis (LibreTexts)*. [https://chem.libretexts.org/Bookshelves/Analytical_Chemistry/Instrumental_Analysis_\(LibreTexts\)/12%3A_Atomic_X-Ray_Spectrometry/12.01%3A_Fundamental_Principles](https://chem.libretexts.org/Bookshelves/Analytical_Chemistry/Instrumental_Analysis_(LibreTexts)/12%3A_Atomic_X-Ray_Spectrometry/12.01%3A_Fundamental_Principles)

Mildenberger, P., Eichelberg, M., & Martin, E. (2002). Introduction to the DICOM standard. *European Radiology*, 12(4), 920–927. <https://doi.org/10.1007/s00330-001-1244-9>

Perry, N., Broeders, M., de Wolf, C., Törnberg, S., Holland, R., & von Karsa, L. (Eds.). (2013). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis* (4th ed., Supplements). Luxembourg: European Commission, Office for Official Publications of the European Union.

Philips Healthcare. (s.f.). *Sistema de radiografía DigitalDiagnost*. MedicalExpo. Recuperado el 9 de abril de 2025, de <https://www.medicaexpo.es/prod/philips-healthcare/product-70721-429375.html>

Radiología para Novatos. (2016, marzo). T6: Tubo de rayos X. <https://radiologiaparanovatos.blogspot.com/2016/03/t6-tubo-de-rayos-x.html>

Smith, R. (2007). An overview of the Tesseract OCR engine. *Proceedings of the Ninth International Conference on Document Analysis and Recognition (ICDAR)*, 2, 629–633. <https://doi.org/10.1109/ICDAR.2007.4376992>

Tristram, J., Steuwe, A., Kröpil, F., Thomas, C., Rubbert, C., Antoch, G., & Boos, J. (2022). Typical doses and typical values for fluoroscopic diagnostic and interventional procedures. *Journal of Radiological Protection*, 42(2), 021510. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/ac5294>

Turner, J. E. (2007). *Atoms, radiation, and radiation protection* (3rd ed., p. 41). Wiley-VCH.

Tzanis, E., & Damilakis, J. (2023). A neural network-enhanced methodology for the rapid establishment of local DRLs in interventional radiology: EVAR as a case example. *Physica Medica*, 114, 103140. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.103140>

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (2022). *Sources, effects and risks of ionizing radiation: UNSCEAR 2020/2021 report to the General Assembly, with scientific annexes. Volume I: Scientific Annex A – Evaluation of medical exposure to ionizing radiation.* United Nations. https://www.unscear.org/unscear/en/publications/2020_2021.html

Ubeda, C., Nocetti, D., Alarcón, R., Inzulza, A., Calcagno, S., Castro, M., Vargas, J., Leyton, F., Oyarzún, C., Ovalle, M., & Torres, B. (2015). Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo. *Revista Chilena de Radiología*, 21(3), 94–99. <https://doi.org/10.1016/j.rchira.2015.07.002>