Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América
Facultad de Ciencias Físicas
Escuela Profesional de Física

Niveles de Referencia de Dosis Efectiva para Exploraciones Tomográficas de Abdomen y Cabeza en Pacientes Adultos con Barrido Helicoidal

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

AUTOR

Victor Edison INFANTE LIFONCIO

ASESOR

Dr. Navor Enrique FIGUEROA JAMANCA

Lima, Perú

2025



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Infante, V. (2025). *Niveles de Referencia de Dosis Efectiva para Exploraciones Tomográficas de Abdomen y Cabeza en Pacientes Adultos con Barrido Helicoidal*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ciencias Físicas, Facultad de Ciencias Físicas]. Repositorio institucional Cybertesis UNMSM.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Victor Edison Infante Lifoncio
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	46968106
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0002-8393-6204
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Navor Enrique Figueroa Jamanca
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	31650995
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0001-6768-5540
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Jesús Félix Sánchez Ortiz
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	06532590
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Carlos Javier Solano Salinas
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	06445870
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	Eduardo Custodio Chung
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	09069935
Miembro del jurado 3	
Nombres y apellidos	Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	10624152

Datos de investigación	
Línea de investigación	A.2.2.2. Física Médica
Grupo de investigación	No aplica.

Agencia de financiamiento	Sin financiamiento.
Ubicación geográfica de la investigación	País: Perú
Año o rango de años en que se realizó la investigación	2024
URL de disciplinas OCDE	Física Nuclear https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#1.03.04

UNMSM
Firmado digitalmente por SANCHEZ ORTIZ Jesus Felix FAU 20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 29.09.2025 10:18:48 -05:00

Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

Siendo las 1700 horas del Viernes 26 de septiembre de 2025, en el Salón de Grados de la Facultad de Ciencias Físicas (Auditorio 109), bajo la Presidencia del Dr. Jesús Félix Sánchez Ortiz (Presidente), Dr. Carlos Javier Solano Salinas (Miembro), Mg. Eduardo Custodio Chung (Miembro), Mg. Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña (Miembro), y el Dr. Navor Enrique Figueroa Jamanca (Asesor), se dió inicio a la Sesión Pública de Sustentación de la Tesis para optar el Título Profesional de Licenciado en Física (Art. 45.2 de la Ley N° 30220), del bachiller:

VICTOR EDISON INFANTE LIFONCIO

Dando lectura al Resumen del Expediente, el Presidente del Jurado, invitó a la bachiller **Victor Edison Infante Lifoncio** a realizar una exposición de la Tesis titulada: **"Niveles de Referencia de Dosis Efectiva para Exploraciones Tomográficas de Abdomen y Cabeza en Pacientes Adultos con Barrido Helicoidal".**

Concluida la exposición de la candidata y luego de las preguntas de rigor por parte del Jurado, el Presidente, invitó al bachiller y al público a abandonar momentáneamente la Sala de Sesión, para dar paso a la deliberación y calificación por parte del Jurado.

Al término de la deliberación del Jurado el Dr. Jesús Félix Sánchez Ortiz, invitó al candidato y al público a pasar a la Sala de Sesión, para dar lectura al resultado de la deliberación. Ha obtenido la calificación de:

18	DIECIOCHO	Aprobado con honores
(NÚMERO)	(LETRAS	(MENCIÓN)

Finalmente, el Presidente del Jurado, propone al consejo de la Facultad que se le declare Licenciado en Física al bachiller **Victor Edison Infante Lifoncio**. Siendo las 18:00 horas, se levanta la sesión.

Dr. Jesús Félix Sánchez Ortiz
Presidente

Dr. Carlos Javier Solano Salinas
Miembro

Mg. Eduardo Custodio Chung
Miembro

Mg. Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña
Miembro

Dr. Navor Enrique Figueroa Jamanca
Asesor

Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú, Decana de América
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

CALIFICACIÓN DEL JURADO

Victor Edison Infante Lifoncio

SUSTENTACIÓN DE TESIS

"Niveles de Referencia de Dosis Efectiva para Exploraciones Tomográficas de Abdomen y Cabeza en Pacientes Adultos con Barrido Helicoidal"

JURADO CALIFICADOR	NOTA	FIRMA
Dr. Jesús Félix Sánchez Ortiz PRESIDENTE	18	
Dr. Carlos Javier Solano Salinas MIEMBRO	18	
Mg. Eduardo Custodio Chung MIEMBRO	18	
Mg. Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña MIEMBRO	18	
Dr. Navor Enrique Figueroa Jamanca ASESOR	18	
PROMEDIO FINAL	18	

CONDICIÓN :

HORA : 17:00 horas

FECHA : Viernes 26 de septiembre de 2025

Dirección: Calle Germán Amézaga N.º 375 – Lima
Correo: eapfis@unmsm.edu.pe
Telefono: 6197000 - Anexo 3805

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
Universidad del Perú, Decana de América

CERTIFICADO DE SIMILITUD

Yo, **Navor Enrique Figueroa Jamanca** en mi condición de asesor acreditado con el Acuerdo del Comité de Gestión N° **125-EPF-FCF-24** de la tesis, cuyo título es **Niveles de referencia de dosis efectiva para exploraciones tomográficas de abdomen y cabeza en pacientes adultos con barrido helicoidal**, presentado por el bachiller **Victor Edison Infante Lifoncio** para optar el grado de **Licenciado en Física**, CERTIFICO que se ha cumplido con lo establecido en la Directiva de Originalidad y de Similitud de Trabajos Académicos, de Investigación y Producción Intelectual. Según la revisión, análisis y evaluación mediante la plataforma PIDS, el documento evaluado cuenta con el 12 % de similitud, nivel **PERMITIDO** para continuar con los trámites correspondientes y para su **publicación en el repositorio institucional.**

Se emite el presente certificado en cumplimiento de lo establecido en las normas vigentes, como uno de los requisitos para la obtención del grado correspondiente.

Lima, 29 de octubre de 2025.



Firma del Asesor: _____

Nombres y Apellidos del asesor: Navor Enrique Figueroa Jamanca

DNI: 31650995

Dedicatoria

Este trabajo se lo dedico a mi madre, mi padre, mis hermanos, tíos, tías por el gran apoyo que me dieron en este largo y difícil camino.

Viviré eternamente agradecido con ustedes.

Agradecimiento

Agradezco a todas las personas que me apoyaron en esta tesis, especialmente a mi asesor, Mg. Navor Enrique Figueroa Jamanca por brindarme su experiencia y conocimiento, además de guiarme con toda la predisposición, en este campo tan importante como es la física médica. Del mismo modo extiendo el agradecimiento hacia el Ing. Nicolas Antonio Romero Carlos, Gerente general de la empresa QC DOSE S.A.C., ya que me dio la oportunidad de desempeñar labores como físico. A mi madre y a mi padre por siempre estar a mi lado en las buenas y sobre todo en las malas.

ÍNDICE

RESUMEN 9
ABSTRACT 10
CAPÍTULO 1 12
1. INTRODUCCIÓN 12
1.1. SITUACIÓN PROBLEMÁTICA 13
1.1.1. Problema general 13
1.1.2. Problemas específicos 13
1.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA 14
1.3. JUSTIFICACIÓN TEÓRICA 14
1.4. JUSTIFICACIÓN PRÁCTICA 14
1.5. OBJETIVOS 15
1.5.1. Objetivo general 15
1.5.2. Objetivos específicos 15
CAPÍTULO 2 16
2. MARCO TEÓRICO 16
2.1. ANTECEDENTES DE INVESTIGACIÓN 16
2.2. INTRODUCCIÓN A LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) 18
2.3. CONCEPTOS FÍSICOS DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) 19
2.3.1. Radiación electromagnética 19
2.3.2. Radiación de partículas 20
2.3.3. Ionización, excitación y desexcitación 21
2.3.4. Radiación no ionizante. 22
2.3.5. Radiación ionizante 22
2.3.6. Generación de los rayos X 22
2.3.7. Rayos X característicos 23
2.3.8. Rayos X por frenado (Bremsstrahlung) 24
2.4. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA 25
2.4.1. Tipos de interacción con la materia 25
2.4.2. Efecto fotoeléctrico 26
2.4.3. Dispersión coherente o Rayleigh 28
2.4.4. Dispersión incoherente o dispersión de Compton 29
2.5. ATENUACIÓN DE LOS RAYOS X 31
2.5.1. Coeficiente de atenuación lineal 31
2.5.2. Coeficiente de atenuación másico 32
2.6. MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS 33
2.6.1. Kerma 33
2.6.2. Tasa de kerma 33
2.6.3. Exposición 33
2.6.4. Energía impartida 34

2.6.5. Energía media impartida 34
2.6.6. Dosis absorbida 34
2.7. MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA 35
2.7.1. Dosis equivalente en órgano (HT, R) 35
2.7.2. Dosis efectiva (E) 36
2.8. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA HELICOIDAL MULTICORTE (TCMC) 38
2.8.1. Componentes del sistema de tomografía computarizada helicoidal multicorte (TCMC) 39
2.9. FORMACIÓN DE IMAGEN EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 40
2.9.1. Transformada de Radon 42
2.9.2. Unidades Hounsfield 44
2.9.3. Ventana numérica de unidades Hounsfield (UH) 46
2.10. DOSIMETRÍA EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA 47
2.10.1. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI) 48
2.10.2. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-100 $(CTDI100)$ 48
2.10.3. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-ponderado $(CTDIw)$ 49
2.10.4. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-volumétrico $(CTDIvol)$ 50
2.10.5. Producto dosis-longitud (DLP) 51
2.10.6. Dosis efectiva en tomografía computarizada (TC) 52

CAPÍTULO 3 54

3. METODOLOGÍA 54

3.1. TIPO Y DISEÑO DE INVESTIGACIÓN 54
3.1.1. Espacio temporal 54
3.1.2. Población 54
3.2. HIPÓTESIS 55
3.2.1. Hipótesis general 55
3.2.2. Hipótesis específicas 55
3.3. UNIDAD DE ANÁLISIS 55
3.4. TÉCNICAS USADAS 56
3.4.1. Técnica de medición dosimétrica 56
3.4.2. Análisis de protocolos técnicos 56
3.4.3. Cálculo de dosis efectiva 56
3.5. MATERIALES E INSTRUMENTACIÓN 56
3.5.1. Kit RADCAL Accu – Gold Touch (multi-detector) 57
3.5.2. Kit RAYSAFE X2 (multi-detector) 57
3.5.3. Fantoma FLUKE BIOMEDICAL de Cabeza y Cuerpo para CT 58
3.5.4. Software Microdicom (DICOM Viewer) 59
3.6. SELECCIÓN DE PARÁMETROS DE EXPOSICIÓN PARA SIMULACIONES 60
3.7. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL 62
3.7.1. Preparación de equipos e instrumentos 62
3.7.2. Posicionamiento y alineación de los fantomas 63
3.7.3. Apertura de los protocolos de simulación para abdomen y cabeza 64
3.7.4. Posicionamiento de la cámara de ionización en fantoma 65
3.7.5. Medición de dosis de radiación en puntos designados 67

3.7.6. Cálculo de los $CTDIw$ y $CTDIvol$ 67
3.7.7. Cálculo del DLP 69
3.7.8. Cálculo de la dosis efectiva (E) 70

CAPÍTULO 4 71

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN 71

4.1. ANÁLISIS, INTERPRETACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS 71
4.1.1. Configuración de factor de paso (pitch) y ancho de colimación 71
4.1.2. Diferencia entre los $CTDIvol$ nominales y calculados 74
4.1.3. Relación entre el kilovoltaje y $CTDIvol$ 75
4.2. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS 82
4.2.1. Resultados de $CTDIvol$ 82
4.2.2. Cálculo de DLP (Producto Dosis-Longitud) 83
4.2.3. Estimación de Dosis Efectiva en Pacientes Adultos 84

CONCLUSIONES 87

RECOMENDACIONES 88

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 89

ANEXOS 91

ANEXO 1: CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARA DE IONIZACIÓN RAYSAFE X2 CT 91
ANEXO 2: CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DE CÁMARA DE IONIZACIÓN RADCAL 10X6 – 3 CT 92

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema del movimiento del sistema de obtención de imagen al rededor del apaciente. 18
Figura 2. Representación de matriz de píxeles y vóxeles. 19
Figura 3. Ilustración de procesos de ionización, excitación y desexcitación. 21
Figura 4. Espectro de radiación electromagnética, ionizante y no ionizante. 23
Figura 5. Transición de un electrón de la capa M a la capa K de un átomo de molibdeno, generando (A) emisión de rayos X característico Kβ, (B) electrón Auger. 24
Figura 6. Liberación de radiación de frenado (Bremsstrahlung). 24
Figura 7. Efecto fotoeléctrico por incidencia de un fotón de 100 KeV en un átomo de yodo. 26
Figura 8. Sección eficaz τ (en barns) para el Wolframio (W = 74), Molibdeno (Mo = 42) y Cobre (Cu = 29). 27
Figura 9. Ilustración de la dispersión de Rayleigh, fotón incidente de baja energía. 28
Figura 10. Sección eficaz en dispersión coherente de C, Cu, Pb, respecto a la energía del fotón incidente. 29
Figura 11. Representación de la dispersión incoherente o Compton. 30
Figura 12. Atenuación de un haz de fotones monoenergético I(x) por diferentes espesores 32
Figura 13. Factores de ponderación en función a su tipo de radiación y rango de energía. 36
Figura 14. Valores de factor ponderación tisular wT para los diferentes órganos del cuerpo humano. 37
Figura 15. Adquisición de imágenes con tomografía computarizada helicoidal mono corte (A) y tomografía computarizada helicoidal multicorte (B). 38
Figura 16. Ilustración de un sistema de tomografía computarizada para simulación. 40
Figura 17. Representación de la atenuación de un haz de rayos X a través de un material con diferentes coeficiente de atenuación lineal (μ1, μ2, μ3, μ4). 41
Figura 18. Rotación del haz de rayos X, respecto al eje de coordenadas (x, y), en θ°. 43
Figura 19. Escala de unidades Hounsfield (UH) para distintos tejidos biológicos. 46
Figura 20. Comparación de una misma imagen con diferentes configuración de ventanas. 47
Figura 21. Perfil de dosis generado por la exposición de un corte en tomografía computarizada. 49
Figura 22. Puntos de medición de CTDIc y CTDIp. 50
Figura 23. Valor de pitch para diferentes avances de mesa en tomografía helicoidal. 51
Figura 24. Comparación de Producto Dosis Longitud (DLP) con longitudes de barrido diferentes. 52
Figura 25. Factores de conversión de dosis efectiva normalizadas para pacientes adultos y pediátricos. 53

Figura 26. Niveles de referencia de dosis efectiva por TC, para distintas regiones del cuerpo humano. ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Figura 27. Kit RADCAL ACCU – GOLD TOUCH y cámara de ionización tipo lápiz 10X6 - 3CT. 57
Figura 28. Sistema RAYSAFE X2 con cámara de ionización tipo lápiz.....58
Figura 29. Fantoma FLUKE BIOMEDICAL cabeza y cuerpo para CT.....59
Figura 30. Software Microdicom (DICOM Viewer) con información de estudio.....60
Figura 31. Pruebas específicas de control de calidad en equipos de tomografía computarizada. 62
Figura 32. Posición del fantoma de abdomen alineado con el isocentro del Gantry. 63
Figura 33. Posición del fantoma de cabeza alineado con el isocentro del Gantry. 63
Figura 34. Configuración de protocolo de abdomen simple modo helicoidal, Siemens Somatom Perspective de 64 cortes.....64
Figura 35. Posicionamiento de la cámara de ionización en los orificios del 65
Figura 36. Posicionamiento de la cámara de ionización en los orificios del 66
Figura 37. Ejemplo de lecturas de dosis y tasa de dosis producida por exposición de TC (RYASAFE X2). 67
Figura 38. Ejemplo de tabla de cálculo de CTDIw y CTDIvol , en formato Excel para un equipo de tomografía computarizada de 16 cortes.....68
Figura 39. Selección de longitud de barrido helicoidal mediante un escanograma de abdomen (TOSHIBA Aquilion 64).....69
Figura 40. Selección de longitud de barrido helicoidal mediante un escanograma de cabeza (TOSHIBA Aquilion 64). 69
Figura 41. Ventana de ingreso de datos en Excel con complemento de Python.....77

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Colimaciones seleccionadas en las técnicas de exposición para estudios de abdomen. 72
Gráfico 2. Colimaciones seleccionadas en las técnicas de exposición para estudios de cerebro. 73
Gráfico 3. Relación kV y CTDIvol en estudios de abdomen con barrido helicoidal. 75
Gráfico 4. Relación de kV y CTDIvol en estudios de cabeza con barrido helicoidal. 75
Gráfico 5. Normalidad para los CTDIvol de abdomen obtenidos con 100 kV....78
Gráfico 6. Normalidad para los CTDIvol de abdomen obtenidos con 110 kV....79
Gráfico 7. Normalidad para los CTDIvol de abdomen obtenidos con 120 kV....79
Gráfico 8. Normalidad para los CTDIvol de abdomen obtenidos con 130 kV....80
Gráfico 9. Normalidad para los CTDIvol de cabeza obtenidos con 120 kV. 80
Gráfico 10. Normalidad para los CTDIvol de cabeza obtenidos con 130 kV. 81
Gráfico 11. Comparación de los CTDIvol obtenidos con los niveles de referencia propuestos por el ACR y la Comisión Europea (U.E.) 82
Gráfico 12. Comparación de los DLP obtenidos con los niveles de referencia propuestos por la Comisión Europea (U.E.)....84
Gráfico 13. Comparación de las dosis efectivas promedio de la investigación con los niveles de referencia para dosis efectiva recomendados por la AAPM. 85

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de parámetros de exposición y sus rangos encontrados en los servicios de tomografía computarizada para la técnica de abdomen con barrido helicoidal. 61
Tabla 2. Descripción de parámetros de exposición y sus rangos encontrados en los servicios de tomografía computarizada para la técnica de cabeza con barrido helicoidal. 61
Tabla 3. Desviación máxima entre CTDIvol nominales y calculados, para los estudios de abdomen y cabeza. 74
Tabla 4. CTDIvol de exploraciones en abdomen con tomografía helicoidal, con referencia a los kilovoltajes utilizados en las técnicas de exploración. 76
Tabla 5. CTDIvol de exploraciones en cabeza con tomografía helicoidal, con referencia a los kilovoltajes utilizados en las técnicas de exploración. 76
Tabla 6. Resultados de la Prueba Shapiro-Wilk para Evaluación de Normalidad de los CTDIvol 78
Tabla 7. Resultado general de los CTDIvol promedio para exploraciones de abdomen y cerebro en modo helicoidal. 82
Tabla 8. Longitudes de barrido utilizadas para estudios de cabeza y abdomen. 83
Tabla 9. Cálculo de DLP para los estudios de abdomen y cabeza. 83
Tabla 10. Factores de conversión de dosis efectiva normalizadas para exploraciones en abdomen y cabeza en pacientes adultos. 84
Tabla 11. Rangos de dosis efectivas estimadas a partir de los valores de DLP. 85
Tabla 12. Comparación entre los promedios de dosis efectiva obtenidos y los niveles de referencia recomendados por la AAPM. 86
Tabla 13. Propuesta de niveles de referencia de dosis efectiva por TC helicoidal de abdomen y cabeza. 86

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es verificar y analizar el indicador de dosis en tomografía computarizada conocido como Índice de Dosis en Tomografía Computarizada - volumétrico ($CTDI_{vol}$) para estudios en pacientes adultos de abdomen y cerebro con protocolos en modo de barrido helicoidal. Utilizaremos datos de evaluaciones dosimétricas realizadas en equipos de tomografía computarizada, la cual implica simulaciones de exploración en las regiones de interés. Nuestro análisis considerará la información obtenida de los equipos de tomografía computarizada de centros de diagnóstico por imágenes, particulares y estatales, que se encuentren dentro del territorio nacional. Para la simulación de la exploración, se dispone de un fantoma de abdomen y cabeza de PMMA (polimetilmetacrilato), material con una densidad similar al tejido humano, con 32 y 16 cm de diámetro respectivamente, una cámara de ionización tipo lápiz y un electrómetro integrado con lector digital. Con las lecturas obtenidas de la simulación, aplicaremos el modelo matemático respectivo para el cálculo del $CTDI_{vol}$ de abdomen y cabeza. Se comparan nuestros resultados con el valor de $CTDI_{vol}$ indicado por el sistema de tomografía computarizada para verificar si la dosis impartida al paciente se aproxima a lo indicado en la consola. Adicionalmente, podremos estimar otro indicador de dosis como el DLP (Producto Dosis-Longitud) y verificar si la dosis efectiva en pacientes específicos se mantiene dentro de niveles de referencia aceptables para la práctica mencionada. Estos niveles de referencia son recomendados por organismos internacionales dedicados al estudio e investigación del trabajo con radiación ionizante, por lo que este estudio brindará información para proponer niveles de referencia de dosis efectiva a nivel nacional.

Palabras clave:

Tomografía computarizada, Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-volumétrico ($CTDI_{vol}$), Producto Dosis-Longitud (DLP), Evaluaciones radiométricas, Niveles de referencia de dosis efectiva.

ABSTRACT

The objective of this work is to verify and analyze the computed tomography dose indicator known as the volumetric - Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$) for studies in adult patients of the abdomen and brain with protocols in helical scanning mode. We will use data from dosimetric assessments performed on computed tomography equipment, which involves scan simulations in the regions of interest. Our analysis will consider the information obtained from computed tomography equipment from private and public diagnostic imaging centers located within the country. For the scan simulation, a PMMA (polymethylmethacrylate) abdomen and head phantom are available, a material with a density like human tissue, with 32 and 16 cm diameters respectively, a pencil-type ionization chamber and an integrated electrometer with a digital reader. With the readings obtained from the simulation, we will apply the respective mathematical model to calculate the $CTDI_{vol}$ of the abdomen and head. Our results are compared with the $CTDI_{vol}$ value indicated by the computed tomography system to verify whether the dose delivered to the patient is close to that indicated on the console. Additionally, we can estimate another dose indicator such as the DLP (Dose-Length Product) and verify whether the effective dose in specific patients remains within acceptable reference levels for the practice. These reference levels are recommended by international organizations dedicated to the study and research of work with ionizing radiation, so this study will provide information to propose reference levels at the national level.

Keywords:

Computed tomography, volumetric - Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$), Dose-Length Product (DLP), Radiometric evaluations, Effective dose reference levels.

GLOSARIO

ALARA	As Low As Reasonably Achievable (Tan bajo como sea razonablemente posible)
AAPM	Asociación Americana de Física Médica
ICRP	Comisión Internacional de Protección Radiológica
$\boldsymbol{CTDI}$	Índice de Dosis en Tomografía Computarizada
$\boldsymbol{CTDI_w}$	Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-ponderado
$\boldsymbol{CTDI_{vol}}$	Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-volumétrico
DLP	Producto Dosis-Longitud
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Imágenes Digitales y Comunicaciones en Medicina)
KERMA	Kinetic Energy Released per unit MAss (Energía cinética liberada por unidad de masa)
TC	Tomografía Computarizada
TCMC	Tomografía Computarizada helicoidal Multi-Corte
UNSCEAR	Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas
U.E.	Unión Europea

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

Según el reporte N° 2000 del Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR), la tomografía computarizada representa aproximadamente el 5% de los exámenes radiológicos que se realizan a nivel mundial. Así mismo, señalan que el 34% de la dosis colectiva por exposiciones a la radiación ionizante en el ámbito médico es producto de los estudios de tomografía computarizada.

Se sabe que la dosis absorbida por los pacientes al someterse a una exploración de tomografía computarizada es muy elevada en comparación con otras prácticas dentro del área de radiodiagnóstico. Por consiguiente, es esencial aplicar medidas de protección radiológica para el paciente. Una de estas medidas es la evaluación de los protocolos aplicados, buscando optimizar la dosis absorbida por los pacientes y verificar que las imágenes generadas contengan la información necesaria para un buen diagnóstico. Dada la elevada dosis absorbida en los pacientes, es esencial establecer niveles de referencia de dosis efectiva de cada región expuesta. Este trabajo nos permite analizar los niveles de dosis de radiación absorbida en dos localizaciones específicas, abdomen y cabeza, por medio de los indicadores de dosis $CTDI_{vol}$ y DLP, los cuales sirven para el cálculo de la dosis efectiva en dichas regiones. Al comparar los resultados obtenidos de dosis efectiva en abdomen y cabeza, producto de la aplicación de las técnicas de exposición tomográficas registradas, con los niveles de referencia fijados por entidades internacionales como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), se puede establecer niveles de referencia de dosis efectiva para el país por exploraciones de tomografía computarizada de las regiones mencionadas.

1.1. Situación problemática

1.1.1. Problema general

En el Perú, se han detectado deficiencias relacionadas con la protección radiológica de los pacientes a quienes se les practican estudios de tomografía computarizada. Esto se debe a que no se toman en cuenta factores como la optimización de técnicas de exposición, capacitación en protección radiológica al personal del servicio, seguimiento o monitoreo de las dosis de radiación administradas a los pacientes y el mantenimiento o calibración de los equipos tomográficos, lo que incrementa la probabilidad de entregar a los pacientes dosis de radiación elevadas para la formación de imágenes tomográficas.

1.1.2. Problemas específicos

- No se analizan los indicadores de dosis ($CTDI_{vol}$, DLP) del equipo para cuantificar de manera correcta la dosis de radiación que reciben los pacientes que se someten a estudios por tomografía computarizada.

- Los servicios de diagnóstico médico con tomografía computarizada no han implementado niveles de referencia para los indicadores de dosis ($CTDI_{vol}$, DLP) para estudios de la región abdominal.

- Los servicios de diagnóstico médico con tomografía computarizada no han implementado niveles de referencia para los indicadores de dosis ($CTDI_{vol}$, DLP) para estudios de cabeza o cerebro.

1.2. Formulación del problema

En nuestro país no se han establecido niveles de referencia de dosis efectiva para regiones específicas en pacientes que se someten a estudios de tomografía computarizada (abdomen y cabeza). Esto es un criterio muy importante en protección radiológica debido a que los efectos que produce la radiación ionizante (rayos X) varían por la radiosensibilidad de cada región u órgano del cuerpo humano expuesto.

1.3. Justificación teórica

El establecimiento de niveles de referencia de dosis efectiva para exploraciones de tomografía computarizada permite optimizar los protocolos de exposición. La finalidad es reducir la dosis de radiación que se imparte a los pacientes y los efectos adversos, como el riesgo de cáncer inducido por radiación. Esto garantiza la seguridad de los pacientes. Los datos generados en este trabajo son importantes porque, además de establecer niveles de referencia, permiten mejorar la formación de profesionales del área de diagnóstico médico por imágenes y física médica en protección radiológica.

1.4. Justificación práctica

Los resultados de dosis efectiva se pueden usar como valores de referencia en hospitales y clínicas. Esto ayuda a que se establezcan protocolos, según las características de los equipos, para disminuir la exposición y al mismo tiempo mantener la calidad de las imágenes tomográficas. Al garantizar que las dosis de radiación impartidas en los pacientes sean seguras, se logra disminuir los riesgos radiobiológicos asociados a esta práctica. La optimización de los protocolos ayuda a reducir costos asociados al desgaste de equipos y la repetición de estudios debido a la generación de imágenes de mala calidad. Esto abre oportunidades para hacer trabajos de investigación en centros de salud, fabricantes de equipos médicos y organismos reguladores, ya que en el país son limitados los datos de dosis efectiva. Esto puede ser un punto de referencia para futuras investigaciones y establecer estándares adaptados al contexto local.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo general

Evaluar las deficiencias de protección radiológica de los servicios de tomografía computarizada en el Perú, con el propósito de establecer estrategias de optimización en las técnicas de exposición para reducir el riesgo asociado a estos estudios.

1.5.2. Objetivos específicos

- Calcular el $CTDI_{vol}$, mediante simulación, para exploraciones de abdomen y cabeza con barrido helicoidal, considerando los parámetros de exposición usualmente utilizados en los servicios.

- Calcular el DLP para exploraciones de abdomen y cabeza, considerando los $CTDI_{vol}$ obtenidos en las simulaciones.

- Comparar los resultados de $CTDI_{vol}$ con la información dosimétrica que brindan los sistemas tomográficos.

- Determinar la dosis efectiva para exploraciones de abdomen y cabeza con tomografía computarizada helicoidal, utilizando los resultados de $CTDI_{vol}$ y DLP.
- Recomendar niveles de referencia a nivel nacional de dosis efectiva para las exploraciones de abdomen y cabeza con tomografía computarizada helicoidal.

CAPÍTULO 2

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de investigación

Curran et al. (2020) llevaron a cabo un análisis sobre los valores de dosis efectiva para cuatro tipos de exploraciones de tomografía computarizada (cabeza, columna cervical, tórax, abdomen) en un hospital de Irlanda. Calcularon las dosis efectivas utilizando los datos que figuran en los reportes de dosis, como el DLP (producto dosis-longitud) y la longitud de barrido. Se comparó con los niveles de referencia internacionales, nacionales y locales irlandeses. Las dosis efectivas por TC de cabeza son superiores en un 100% a los niveles de referencia local y nacional (1,98 mSv, 2,06 mSv). Mientras que en el caso de columna cervical la dosis efectiva fue superior en un 79% y 100% a los niveles de referencia local y nacional (3,07 mSv, 2,06 mSv). El trabajo evidenció que es necesario revisar los protocolos de exposición que se aplican en el establecimiento, considerando que existe un potencial de optimización para las dosis efectivas en TC. Concluyeron que, en todos los estudios por TC, las dosis efectivas eran más altas que los niveles de referencia internacionales, nacionales y locales. Por lo tanto, es necesario revisar los protocolos de estudio para ayudar a reducir la dosis total de radiación recibida por los pacientes.

Anim-Sampong et al. (2023) estudiaron las dosis de radiación y las imágenes generadas por tomografía computarizada (TC) de cabeza en adultos. También analizaron formas de optimizar las dosis de radiación usando un fantoma antropomórfico RANDO, que imita la forma humana, en un escáner Aquilion ONE de la marca TOSHIBA, que es el único equipo de tomografía computarizada en Ghana. Para esto, se usó información sobre los descriptores de dosis, como el Producto Dosis Longitud (DLP) y el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada - volumétrico ($CTDI_{vol}$) de 402 exámenes hechos entre 2020 y 2021 en un hospital de Ghana. Estimaron la dosis efectiva (E) a partir del producto del DLP y el coeficiente de convención o factor de peso k = 0,0023. Aplicaron el protocolo rutinario de TC de cabeza y los resultados fueron: $CTDI_{vol}$ = 86,00 ± 0,00 mGy, DLP = 1559,68 ± 197,18 mGy.cm, dosis efectiva (E) = 3,57 ± 0,46 mSv, con una

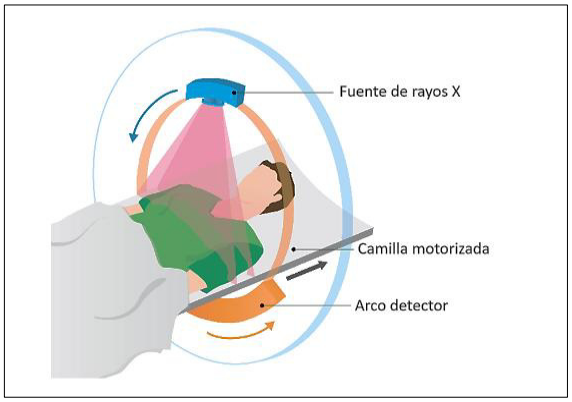
relación señal-ruido (SNR = 7,04). El proceso de optimización fue utilizar un potencial de tubo (kilovoltaje) fijo y activar el control automático de la exposición (AEC) para analizar los efectos en la dosis de radiación y la calidad de imagen, relación señal-ruido (SNR), teniendo como resultados: $CTDI_{vol} =$ 59,50 mGy, DLP = 1176,00 mGy.cm, dosis efectiva (E) = 2,70 mSv, con una relación señal-ruido (SNR = 5,62). Llegaron a la conclusión de que se lograron reducciones importantes entre el 40,4 % y el 31,0 % referente a los niveles de referencia de dosis efectiva propuestos por el ICRP.

EL Fahssi M. et al. (2023) evaluaron las dosis de radiación recibidas por los pacientes en el Hospital Regional de Souss Massa (Marruecos) que se sometieron a exploraciones de TC, con la finalidad de establecer niveles de referencia para este tipo de estudios. Utilizaron la información de 6 exámenes de TC entre enero y junio de 2023 en el Hospital Regional de Souss Massa. Calcularon los niveles de referencia de dosis efectiva E (mGy.cm) para cada tipo de examen por TC con los $CTDI_{vol}$ y los DLP´s. Los datos se analizaron estadísticamente mediante el programa SPSS versión 21.0. Los resultados de indicadores de dosis para cabeza fueron: $CTDI_{vol}$ = 64,45 mGy, DLP = 1405,77 mGy.cm. Para la TC abdominal con contraste, los resultados fueron: $CTDI_{vol}$ = 9,74 mGy, DLP = 529.31 mGy.cm y sin contraste: $CTDI_{vol}$ = 9,35 mGy, DLP = 515.21 mGy.cm. De acuerdo con los indicadores que obtuvieron, los valores de dosis efectiva promedio para exploraciones de cabeza es 2.37 mSv y para las exploraciones de abdomen con contraste y sin contraste los valores promedio son 6.24 mSv y 6.76 mSv respectivamente. Demostraron que las dosis de radiación que reciben los pacientes por TC de cabeza son significativamente superiores a los niveles de referencia publicados en otros estudios similares y referencias internacionales, mientras que las dosis de radiación por exploraciones de TC en abdomen son inferiores a las referencias de estudios similares y referencias internacionales. Indicaron que es necesario revisar los parámetros de exposición en los protocolos de TC (kV, mA, tiempo, colimación, pitch, espesor de corte). Esto es necesario para reducir las dosis recibidas por los pacientes sin que se vea afectada la calidad de las imágenes.

2.2. Introducción a la tomografía computarizada (TC)

Es un procedimiento de diagnóstico no invasivo que adquiere y procesa datos para crear imágenes detalladas del cuerpo humano mediante numerosas proyecciones de rayos X. Este método se diferencia de las otras técnicas de radiología convencional por su capacidad de generar un conjunto de imágenes digitales tridimensionales en forma de secciones transversales del cuerpo humano. En estas secciones se pueden identificar y diferenciar todos los órganos internos, hasta formar volúmenes de regiones de interés para su posterior procesamiento y análisis. Esto no es posible con una placa de rayos X convencional por ser bidimensional. Después de su introducción al ámbito clínico, en el año 1971, la tomografía computarizada (TC) se ha desarrollado de manera versátil y tiene una gama amplia de aplicaciones que incluye el campo oncológico, radiología vascular, cardiología, traumatología y radiología intervencionista. Los perfiles de transmisión de rayos X se miden con un arco detector que contiene una gran cantidad de elementos detectores por fila (entre 800 o 900 elementos). Se pueden adquirir numerosos perfiles de transmisión por la rotación del sistema de obtención de imagen alrededor del paciente de manera simultánea (**Figura 1**)**,** más aún si es grande el número de filas del arco detector, las cuales están alineadas de manera paralela al eje de rotación (eje Z), permitiendo una exploración más rápida para reconstruir las imágenes de TC.

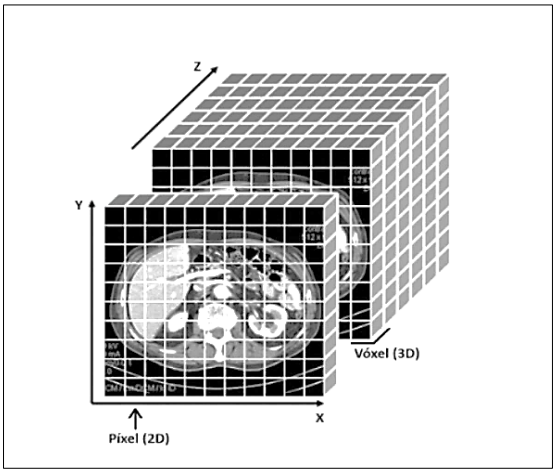
Figura 1. **Esquema del movimiento del sistema de obtención de imagen al rededor del apaciente.**



Fuente. (Lecturio, 2023).

Esta imagen está compuesta por un conjunto de elementos bidimensionales, denominados “píxeles”, y, dependiendo del espesor de corte que se desee utilizar en el eje Z, se forma un elemento de volumen conocido como “vóxel” (**Figura 2**).

Figura 2. **Representación de matriz de píxeles y vóxeles.**



Fuente. (Ferrero, et al., 2014).

2.3. Conceptos físicos de la tomografía computarizada (TC)

2.3.1. Radiación electromagnética

Las ondas electromagnéticas se definen y distinguen por su amplitud, longitud de onda (λ), frecuencia (*v*) y velocidad. La amplitud indica la intensidad de la onda electromagnética, la longitud de onda representa la distancia entre puntos equivalentes en ciclos sucesivos, la frecuencia indica el número de oscilaciones completas de la onda por unidad de tiempo y la velocidad de la onda es el producto de la frecuencia y la longitud de onda, y su magnitud depende de las propiedades del medio atravesado por la onda [1].

En el vacío, la velocidad de las ondas electromagnéticas es considerada una constante, definida como:

$$c = \lambda\nu \ [\mathrm{m.s^{-1}}] \quad (1)$$

Un conjunto de fotones puede formar radiación electromagnética. La energía de cada fotón puede expresarse de la siguiente manera:

$$E = h\nu \ [\mathrm{J}], \quad (2)$$

donde :

E **:** Energía del fotón [J]

h **:** Constante de Planck, 6.626 × 10−34 [J·s]

ν **:** Frecuencia [s^{-1}]

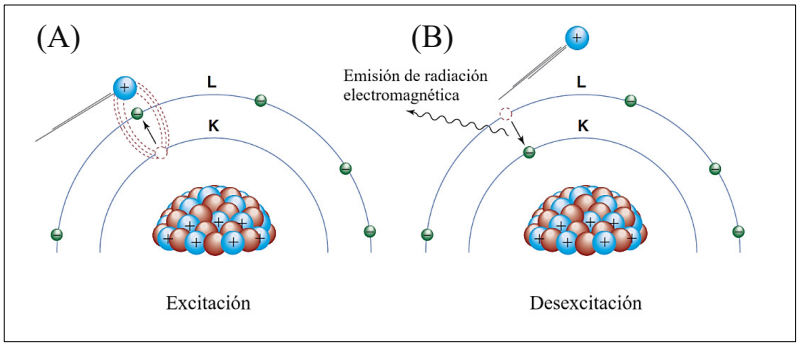
2.3.2. Radiación de partículas

Transmisión de energía a través de partículas que viajan a altas velocidades, denominadas haz de partículas cuando se mueven en una dirección uniforme. La dualidad onda-partícula es un fenómeno de la física cuántica que explica por qué algunas partículas actúan como ondas en ciertos experimentos, mientras que en otros se comportan como objetos específicos y localizados. Las partículas de mayor energía muestran más fácilmente los atributos de un sistema dinámico de partículas, mientras que las de menor energía suelen mostrar características ondulatorias.

2.3.3. Ionización, excitación y desexcitación

La ionización se produce cuando las partículas cargadas atraviesan un medio material y entran en contacto con los electrones atómicos, transmitiéndoles energía. Si la energía transferida es mayor que la energía que mantiene al electrón en el átomo, el electrón es expulsado del átomo. Esto crea un par de iones: el electrón que fue expulsado y el átomo con carga positiva que quedó. La excitación es la transferencia parcial de energía a los electrones nucleares de un medio material, elevándolos hasta un nivel de energía superior, **Figura 3** lado (A). Como se observa en la **Figura 3** lado (B), la energía transferida al electrón orbital no supera a su energía de enlace, por lo que después de la excitación el electrón volverá a su nivel inicial, emitiendo la energía de excitación en forma de radiación electromagnética o como un electrón *Auger*. Este proceso se denomina desexcitación [2].

Figura 3. **Ilustración de procesos de ionización, excitación y desexcitación.**



Fuente. (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2012).

2.3.4. Radiación no ionizante.

Radiación con energía insuficiente para formar iones al interactuar con la materia (luz visible, la luz infrarroja, la luz ultravioleta, las microondas, ondas de radio).

2.3.5. Radiación ionizante

Imparte energía suficiente para desalojar electrones de un átomo o molécula durante su interacción con la materia, lo que da lugar a la ionización. La radiación ionizante puede inducir alteraciones químicas en las células, lo que puede provocar daños estructurales en el ADN y afectar sus mecanismos de reparación, aumentando el riesgo de mutaciones y efectos biológicos adversos. Las radiaciones ionizantes pueden clasificarse como directas o indirectas.

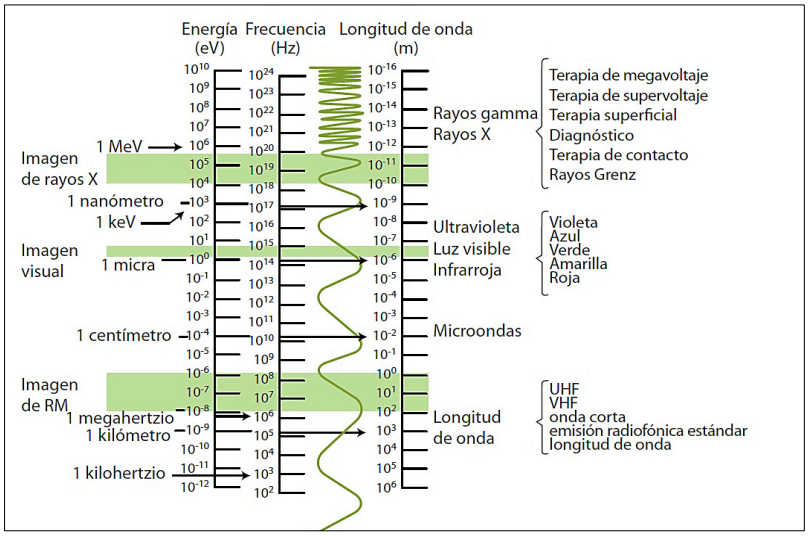
2.3.6. Generación de los rayos X

Los rayos X fueron descubiertos, de manera casual, en 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen cuando experimentaba con un tubo de Crookes. Röntgen observó la iluminación de una pantalla de platinocianuro de bario colocada cerca del tubo de Crookes cuando se activaba. A través de varias investigaciones, determinó que este fenómeno era el resultado de una radiación invisible, designándola como rayos X debido a sus características desconocidas. Ese mismo año, tras varias semanas de riguroso esfuerzo, Röntgen finalizó su informe inicial en el que detallaba sus pruebas, el cual llevaba como título "*Über eine neue Art von Strahlen*" [1].

En este informe, Röntgen propuso la aplicación de los rayos X descubiertos en el campo de la medicina y seleccionó la mano de su esposa para ilustrar la capacidad de penetración de los rayos X, produciendo así la primera imagen radiográfica el 22 de diciembre de 1895. Los rayos X se generan cuando partículas cargadas chocan con electrones en los átomos. Esto puede provocar que el átomo se ionice o se excite, según la energía de la partícula cargada que impacta. También pueden generarse por la interacción de la radiación con el núcleo del átomo.

Los rayos X son una forma de radiación electromagnética de alta energía que ocupa una posición intermedia en el espectro, entre la radiación ultravioleta y los rayos gamma (**Figura 4**).

Figura 4. **Espectro de radiación electromagnética, ionizante y no ionizante.**

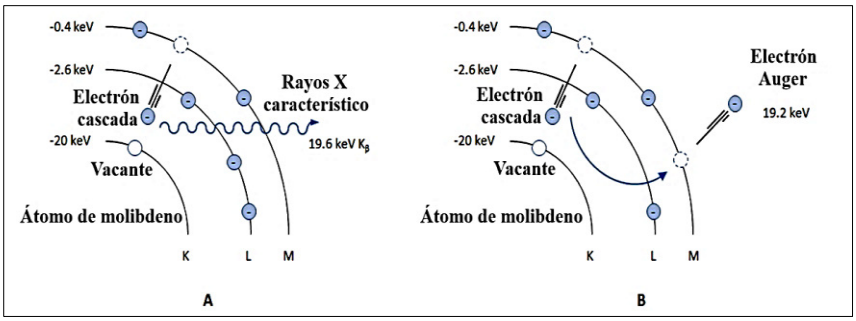


Fuente. (Brosed & Ruiz, Fundamentos de Física Médica, 2012).

2.3.7. Rayos X característicos

Los rayos X característicos son el resultado de la colisión entre electrones incidentes y electrones fuertemente ligados en los niveles internos de un átomo. Cuando un electrón incidente transfiere suficiente energía al electrón ligado, este supera su energía de enlace y es expulsado del átomo, dejando una vacante en su nivel fundamental. Para restaurar el equilibrio, un electrón de un nivel superior desciende para ocupar el vacío, generando una transición electrónica. Durante este proceso, la energía de transición se libera en forma de un fotón de rayos X característico o, en algunos casos, mediante la emisión de un electrón *Auger*, ejemplo ilustrado en la **Figura 5** para un átomo de molibdeno. La reorganización electrónica puede provocar cambios en niveles superiores, generando la emisión de fotones con energías equivalentes a la diferencia de niveles electrónicos [2].

Figura 5. **Transición de un electrón de la capa M a la capa K de un átomo de molibdeno, generando (A) emisión de rayos X característico K_β, (B) electrón Auger.**



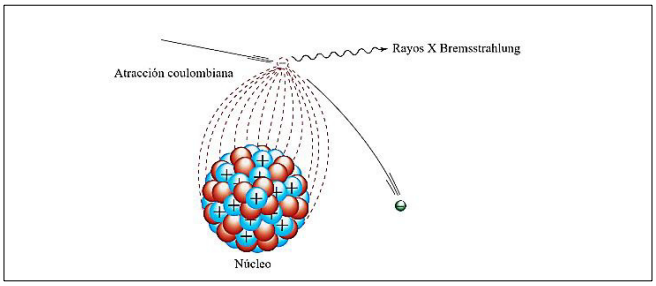
Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

2.3.8. Rayos X por frenado (Bremsstrahlung)

Se crean a partir de la conversión de energía cinética de los electrones, que interactúan con los átomos de un medio material, en radiación electromagnética. Existen electrones que siguen su trayectoria cerca del núcleo atómico y son atraídos por el campo eléctrico positivo del núcleo atómico. Las fuerzas coulombianas ejercidas por el núcleo atómico atraen y desaceleran al electrón incidente, alterando su trayectoria.

Esto causa que el electrón pierda una fracción de su energía cinética, que se transforma en un fotón de rayos X con una energía equivalente a la perdida (**Figura 6**). Este fenómeno es conocido como radiación de frenado o *bremsstrahlung* [2].

Figura 6. **Liberación de radiación de frenado (*Bremsstrahlung*).**



Fuente. (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2012).

2.4. Interacción de la radiación con la materia

La radiación ionizante incluye partículas cargadas (partículas alfa, beta, protones, positrones, electrones) y sin carga, como los neutrones o fotones. La característica más notable y peligrosa de las radiaciones ionizantes es su capacidad para penetrar en la materia. Esto les permite interactuar a nivel atómico en las células vivas, donde pueden liberar parte o toda su energía, lo que puede dañar o alterar su código genético. En radiodiagnóstico se considera solo las interacciones de los fotones y los electrones con tejido biológico. Otras interacciones con el núcleo no se consideran porque solo se generan cuando las partículas de radiación ionizante son de un rango de mayor energía. Por lo general, los fotones tienen una o pocas interacciones y ceden su energía de modo exponencial. Las interacciones de fotones se describen en términos de secciones transversales para interacciones individuales y coeficientes de atenuación para su paso a través de materiales densos. El caso de los electrones es diferente, ya que experimentan un gran número de interacciones al atravesar un medio material. La probabilidad de interacción viene determinada por la energía del fotón incidente y el número atómico del tejido o medio material impactado [3].

2.4.1. Tipos de interacción con la materia

Al interactuar los fotones con los átomos de algún medio material, son capaces de establecer una serie de interacciones distintas.

Podemos definir 5 interacciones fundamentales de los fotones, pero solo tres son importantes para el área de radiodiagnóstico, por el rango de energía utilizado (15 - 150 keV). Estas son:

- Efecto fotoeléctrico.
- Dispersión coherente (Rayleigh).
- Dispersión incoherente (Efecto Compton).

2.4.2. Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico se produce por la interacción de un fotón incidente con un electrón atómico, entregando toda su energía. La energía entregada supera la energía de enlace del electrón, por lo que es expulsado del átomo portando energía cinética. El electrón expulsado se denomina fotoelectrón y su energía cinética se calcula de la siguiente manera:

$$K_{fotoelectrón} = h\nu_{fotón} - E_{enlace\ e^-}\ , \qquad (3)$$

donde :

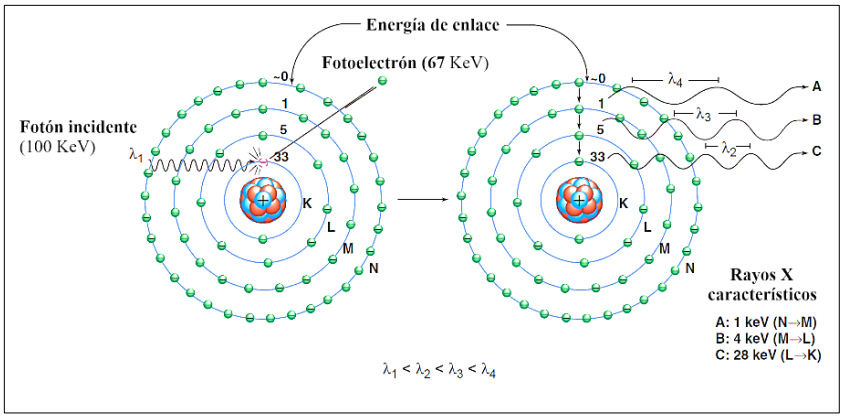
$K_{fotoelectrón}$: Energía cinética del fotoelectrón

$h\nu_{fotón}$: Energía del fotón incidente

$E_{enlace\ e^-}$: Energía de enlace del electrón

A manera de ejemplo, cuando un fotón de 100 keV incide sobre un átomo de yodo, su energía es suficiente para arrancar un electrón ligado de las capas internas del átomo, superando su energía de enlace (**Figura 7**).

Figura 7. **Efecto fotoeléctrico por incidencia de un fotón de 100 KeV en un átomo de yodo.**



Fuente. (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2012).

En radiodiagnóstico, la energía aplicada llega hasta los 150 keV y la probabilidad de este tipo de interacción tiene relación directa con su sección eficaz "τ" (por átomo), se puede aproximar con la siguiente expresión:

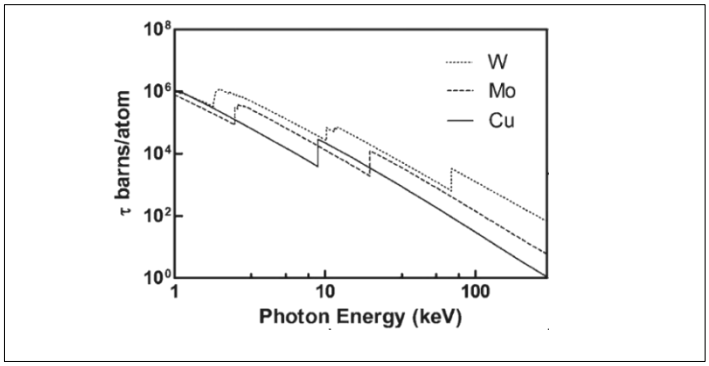
$$\tau(h\nu, Z) = k \ \frac{Z^n}{(h\nu)^m}, \qquad (4)$$

donde :

k	:	Constante
Z	:	Número atómico
n	:	Exponente del número atómico, su valor está en el rango, 3.6 – 4.
m	:	Exponente que va en el rango, 2.5 – 3.

La ecuación **(4)** demuestra que la sección eficaz depende fuertemente del número atómico del elemento impactado y la energía del fotón incidente (**Figura 8**).

Figura 8. **Sección eficaz τ (en barns) para el Wolframio (W = 74), Molibdeno (Mo = 42) y Cobre (Cu = 29).**



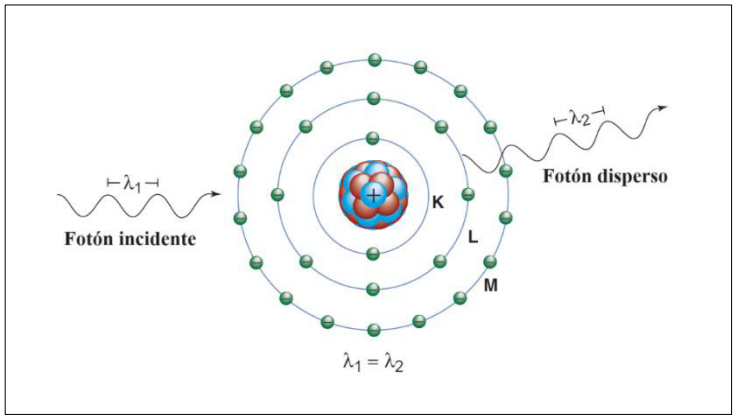
Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

El barn es una unidad de medida utilizada en física nuclear para expresar la sección eficaz, que representa la probabilidad de interacción entre partículas subatómicas. Su valor es $\tau = 10^{-28}$ m², lo que equivale aproximadamente al área de sección transversal de un núcleo de uranio.

2.4.3. Dispersión coherente o Rayleigh

Este tipo de dispersión se da cuando fotones de baja energía (en un rango aproximado de 15 - 30 KeV) interaccionan con el colectivo de electrones no libres de un átomo. La interacción entre el fotón incidente y el átomo provoca un ligero aumento de la energía del átomo, causando que los electrones vibren. El exceso de energía del átomo se libera como un fotón disperso, que tiene la misma longitud de onda y la misma energía que el fotón incidente (**Figura 9**). Sin embargo, la dirección del fotón dispersado es diferente. No hay transmisión de energía y, por tanto, no hay ionización [2].

Figura 9. **Ilustración de la dispersión de Rayleigh, fotón incidente de baja energía.**



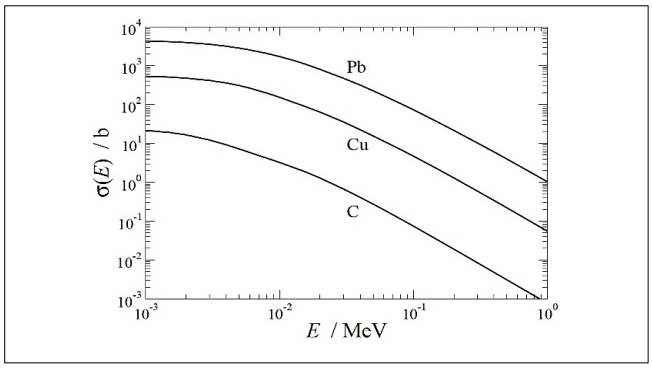
Fuente. (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2012).

Para la sección transversal de dispersión coherente se considera la teoría de dispersión de Thomson. A bajas energías, la dispersión coherente se asemeja a la expresión de dispersión Thomson:

$$\sigma_{coh} \simeq \frac{8\pi {r_0}^2}{3} Z^2 \qquad (5)$$

Al igual que en el caso del efecto fotoeléctrico, la sección eficaz del material también depende de su número atómico y la energía del fotón incidente (**Figura 10**).

Figura 10. **Sección eficaz en dispersión coherente de C, Cu, Pb, respecto a la energía del fotón incidente.**



Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

2.4.4. Dispersión incoherente o dispersión de Compton

Esta dispersión se produce debido a la entrega parcial de la energía de un fotón a un electrón atómico, por lo general electrones de capas externas. El electrón impactado por el fotón incidente sale del átomo, mientras que el fotón incidente se dispersa llevando una parte de su energía inicial [3]. La energía de ligadura del electrón expulsado se considera despreciable y, por tanto, no se toma en cuenta. La energía del fotón disperso se puede calcular utilizando información de la energía del fotón incidente y el ángulo de dispersión $\theta°$ respecto a la trayectoria inicial del fotón incidente:

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1+\frac{E_0}{511\ keV}(1-\cos\theta°)}\,, \tag{6}$$

donde :

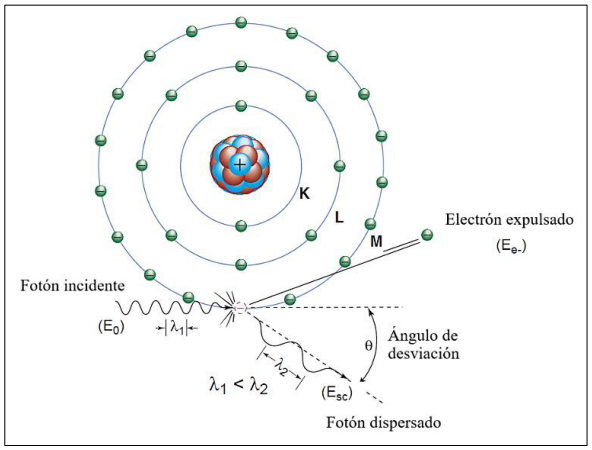
E_{sc} : Energía del fotón dispersado

E_0 : Energía del fotón incidente

$\theta°$: Ángulo de dispersión

En la **figura 11** se ilustra este proceso, mostrando cómo un fotón incidente colisiona con un electrón, provocando su desplazamiento y la emisión de un fotón dispersado con menor energía.

Figura 11. **Representación de la dispersión incoherente o Compton.**



Fuente. (Bushberg, Seibert, Leidholdt, & Boone, 2012).

Se define τ dentro de la ecuación (6):

$$\tau = \frac{1}{1 + \frac{E_0}{511\ keV}\ (1 - \cos\theta)} \tag{7}$$

Tomando en cuenta la ecuación (7, la ecuación de sección eficaz total incoherente se puede expresar así:

$$\sigma(E) = \int_{\tau\ min}^{\tau\ máx} \frac{d\sigma_{KN}}{d\tau}\ \mathrm{S}\ (q, Z)\ d\tau \tag{8}$$

2.5. Atenuación de los rayos X

Al atravesar un medio material, la atenuación de los rayos X puede producirse por absorción o por dispersión, ya que estos métodos de interacción dan lugar a distintos grados de atenuación.

2.5.1. Coeficiente de atenuación lineal

La expresión para la atenuación de un haz de rayos X monoenergético que atraviesa un material de espesor pequeño Δx, viene dada de la siguiente manera:

$$n = \mu N \Delta x \,, \tag{9}$$

donde :

n	:	Cantidad de fotones atenuados del haz
N	:	Número de fotones iniciales del haz incidente
Δx	:	Espesor del material sobre que incide el haz inicial
μ	:	Coeficiente de atenuación lineal

El número de fotones N de un haz monoenergético que se transmite a través de un material de espesor x, con coeficiente de atenuación lineal μ del material, es:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \,, \tag{10}$$

donde N_0 es el número de fotones iniciales del haz monoenergético.

El coeficiente de atenuación lineal total considera los coeficientes de atenuación lineal correspondientes a las todas las interacciones y tienen relación directa con la densidad de los tejidos.

2.5.2. Coeficiente de atenuación másico

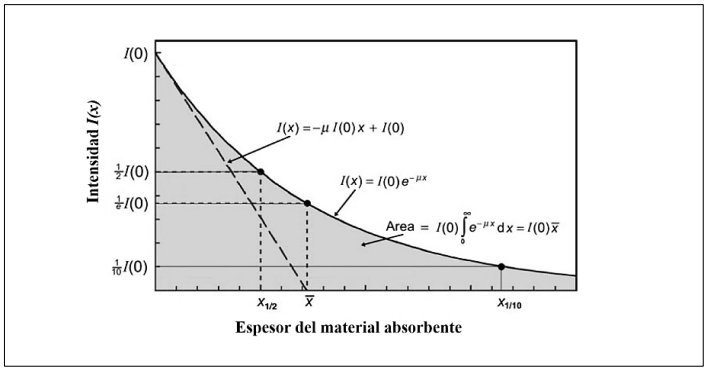
El coeficiente de atenuación másico μ_m se define como el coeficiente de atenuación lineal μ dividido por la densidad del material absorbente ρ (μ_m = μ/ρ) y su unidad en el SI es [cm^2/g]. Para el cálculo de atenuación, la Ecuación (10 se puede escribir del siguiente modo:

$$N = N_0 e^{-(\frac{\mu}{\rho})\rho x}, \tag{11}$$

donde N_0 es el número de fotones iniciales del haz monoenergético que incide sobre el material atenuante de espesor x y de densidad ρ.

La atenuación de un haz de fotones monoenergético depende del espesor del material atravesado, siguiendo la ley exponencial de absorción (**Figura 12**). A medida que el haz atraviesa diferentes espesores, su intensidad disminuye debido a procesos como la absorción y la dispersión.

Figura 12. **Atenuación de un haz de fotones monoenergético I(x) por diferentes espesores.**



Fuente. (Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, 2016).

2.6. Magnitudes dosimétricas

La radiación ionizante interactúa con los materiales de muchas maneras, convirtiendo una cantidad de energía impartida en dosis absorbida. La Comisión Internacional de Unidades Radiológicas distingue los valores dosimétricos entre conversión y deposición de energía [2].

2.6.1. Kerma

Es la energía dE_{tr} por unidad de masa dm, donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por la acción de los rayos X, y dm es el diferencial de masa donde se entrega la energía [1].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \ [\mathrm{J.Kg^{-1}}] \tag{12}$$

Su unidad [J/Kg] se le conoce como Gray [Gy].

2.6.2. Tasa de kerma

Variación de la energía depositada en un diferencial de masa d*m*, en un tiempo *dt*.

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \ [\mathrm{Gy.s^{-1}}] \tag{13}$$

2.6.3. Exposición

Se define como el valor absoluto del cociente de la carga total de iones, de idéntico signo dQ que se detienen por completo, en un elemento de volumen de aire de masa dm [1].

$$X = \frac{dQ}{dm} \ [\mathrm{C.Kg^{-1}}] \tag{14}$$

2.6.4. Energía impartida

La energía total entregada en tejido o medios materiales.

$$\varepsilon = \sum_i \varepsilon_i \ \ [\text{eV}] \tag{15}$$

Su unidad es el joule [J], pero se suele utilizar [eV].

2.6.5. Energía media impartida

Energía R_{in} de todas las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que se encuentra en un elemento de volumen, menos la energía R_{out} de todas aquellas partículas ionizantes cargadas y no cargadas que abandonan el elemento de volumen, más la suma $\sum Q$ de todos los cambios de la energía en reposo de núcleos y partículas elementales que participan en las interacciones [1]. La expresión para su cálculo es la siguiente:

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \tag{16}$$

2.6.6. Dosis absorbida

Energía entregada en un elemento de masa dm de tejido biológico. Es una magnitud que constituye la medida dosimétrica por excelencia. Es aplicable a todas las formas de partículas.

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \ \ [Gy] \tag{17}$$

La unidad comúnmente utilizada para dosis absorbida es el Gray [Gy].

2.7. Magnitudes dosimétricas de protección radiológica

2.7.1. Dosis equivalente en órgano ($H_{T,R}$)

Las radiaciones ionizantes no producen el mismo daño biológico debido a sus diferentes características. El factor de ponderación W_R fue establecido por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y modifica el valor de dosis absorbida $D_{T,R}$ para reflejar la eficacia relativa del tipo de radiación R en la producción de daño biológico [1]. La dosis equivalente $H_{T,R}$, en tejido biológico T, dada por:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R} \text{ [Sv]} \tag{18}$$

El factor de ponderación w_R no tiene dimensiones y la unidad de dosis equivalente $H_{T,R}$ es el Sievert [Sv], la cual ajusta la dosis absorbida por el efecto biológico que causa el tipo de radiación ionizante.

La exposición puede estar compuesta de diferentes tipos de radiación y se debe considerar cada uno con su factor de ponderación w_R para sumarlas y obtener la dosis equivalente total, de la siguiente manera:

$$H_T = \sum w_R \, D_{T,R} \tag{19}$$

$$H_T = \left[\frac{D_{T,R1}}{D_T} \, w_1 + \frac{D_{T,R2}}{D_T} \, w_2 + \cdots + \frac{D_{T,Rn}}{D_T} \, w_n \right] D_T, \tag{20}$$

donde :

$D_{T,Rn}$: Dosis de radiación en tejido T producido por radiación R.

H_T : Dosis equivalente total

Los coeficientes w_R consideran la eficacia relativa de las distintas partículas ionizantes, como fotones, electrones y neutrones, en función de su capacidad para generar daño celular (**Figura 13**). Estos factores son esenciales para calcular dosis equivalentes y optimizar medidas de protección radiológica en entornos médicos e industriales.

Figura 13. **Factores de ponderación en función a su tipo de radiación y rango de energía.**

Factores ponderales de radiación		
Tipo e intervalo de energías		Factor ponderal de radiación, w_R
Fotones, todas las energías		1
Electrones y muones, todas las energías		1
Neutrones, energía	< 10 keV	5
	10 keV a 100 keV	10
	> 100 keV a 2 MeV	20
	> 2 MeV a 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Protones distintos de los de retroceso		
	Energía > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fisión y núcleos pesados		20

Fuente. (Brosed & Ruiz, Fundamentosde Física Médica, 2012).

2.7.2. Dosis efectiva (E)

Los efectos en los tejidos biológicos varían en base a su sensibilidad a la radiación ionizante. La ICRP estableció factores de ponderación del tejido w_T , como parte de su sistema de protección radiológica, para asignar a un órgano o tejido T en particular la proporción del daño por los efectos estocásticos (cáncer y efectos hereditarios) debido a la irradiación del tejido en comparación con la irradiación de todo el cuerpo [4].

Considerando el producto de dosis equivalente, en cada órgano o tejido irradiado H_T, y el factor de ponderación tisular correspondiente w_T, de cada órgano, se obtiene la dosis efectiva E y se expresa de la siguiente manera:

$$E = \sum_T w_T \, H_T \tag{21}$$

En la **Figura 14** se observan los factores w_T. Estos son fundamentales para la estimación de la dosis efectiva, permitiendo evaluar el riesgo radiológico y optimizar estrategias de protección en entornos médicos y de investigación.

Figura 14. **Valores de factor ponderación tisular w_T para los diferentes órganos del cuerpo humano.**

Tejido	w_T	$\sum w_T$
Medula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de los tejidos *	0,12	0,72
Gónadas	0,08	0,08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04	0,16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01	0,04
	Total	1,00

* *Resto de los Tejidos: Adrenales, región extra torácica (ET), vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cérvix*

Fuente. (ICRP, 2007).

La sumatoria de los factores de ponderación tisular $\sum w_T$ debe ser igual a 1, lo que garantiza que la dosis efectiva sea una media ponderada del riesgo total corporal.

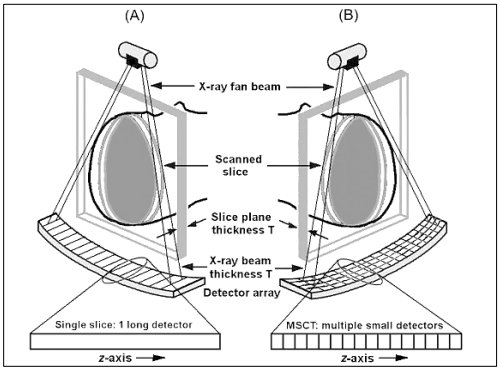
2.8. Tomografía computarizada helicoidal multicorte (TCMC)

La tomografía computarizada helicoidal multicorte (TCMC) es un avance fundamental en el diagnóstico por imágenes; representa la transición de los tomógrafos helicoidales convencionales hacia sistemas más sofisticados que integran múltiples filas de detectores. Esto posibilita la obtención de múltiples imágenes por rotación del tubo de rayos X, optimizando la velocidad y exactitud de las evaluaciones médicas. Los principales beneficios que presentan son:

- **Velocidad de adquisición,** los tiempos de exploración son mucho más cortos, lo que es muy importante en situaciones de emergencia.
- **Resolución mejorada,** la incorporación de detectores múltiples genera cortes más finos que permiten detectar lesiones pequeñas y realizar reconstrucciones volumétricas con más detalle.
- **Diagnóstico en casos clínicos específicos,** se puede realizar desde estudios vasculares hasta evaluaciones anatómicas complejas.

La **Figura 15** muestra cómo se adquieren imágenes mediante tomografía computarizada helicoidal monocorte, realizada con un solo detector. También contrasta esta técnica con la tomografía helicoidal multicorte, que emplea múltiples filas de detectores.

Figura 15. **Adquisición de imágenes con tomografía computarizada helicoidal mono corte (A) y tomografía computarizada helicoidal multicorte (B).**



Fuente. (Goldman, Principles of CT: Multislice CT, 2008).

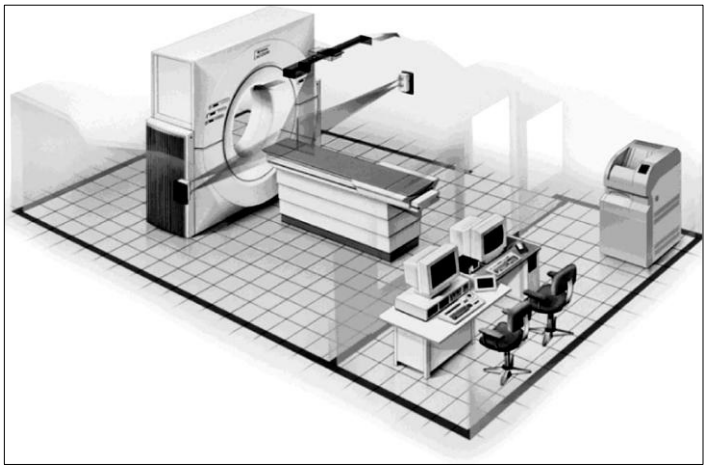
2.8.1. Componentes del sistema de tomografía computarizada helicoidal multicorte (TCMC)

El sistema está compuesto por varios componentes clave que trabajan en conjunto para adquirir, procesar y presentar imágenes diagnósticas de alta calidad. Estos son los principales componentes:

- Gantry: Estructura con forma de anillo por donde el paciente ingresa acostado horizontalmente. En su interior se encuentra el tubo de rayos X, los colimadores, el arreglo de detectores y demás componentes electrónicos del sistema.
- Tubo de rayos X para CT: Presentan un ánodo de tungsteno, con un foco variable en función de las exigencias de calidad de la imagen (resolución de bajo contraste o alta resolución espacial). La tensión de trabajo oscila entre 70 y 140 kV.
- Colimador: Delimita el ancho y la forma del haz de rayos X, lo que permite ajustar el grosor del corte tomográfico. Esto sirve para obtener imágenes de diferentes resoluciones y profundidades, dependiendo de la región que se va a explorar.
- Generador: Proporciona la corriente eléctrica al tubo de rayos X haciendo posible la generación de rayos X proporcionando energía al filamento para arrancar electrones (nube de electrones) y acelerarlos desde el cátodo al ánodo. El generador tiene 2 circuitos para estas funciones (circuito para el filamento y circuito de alto voltaje). También tiene un circuito que permite regular el tiempo de exposición mediante un cronómetro.
- Consola de control: Permite seleccionar parámetros de exposición como kV, mA y tiempo de exposición, arreglo de detectores, pitch, espesor de corte de adquisición, de acuerdo con la región que se desea estudiar.
- Arreglo de detectores: Tienen la capacidad de convertir los rayos X que han atravesado la región del cuerpo humano a estudiar en pulsos eléctricos tras recibirlos; proceso fundamental para generar imágenes. Los elementos del arreglo de detectores con los que cuentan los sistemas tomográficos son aproximadamente 800 o 900, distribuidos en varias filas alineadas con el eje de rotación; pueden ser de gas o de estado sólido.

La **Figura 16** muestra un sistema de tomografía computarizada diseñado para simulación, representando los principales componentes como el Gantry; que contiene al tubo de rayos X y arreglo de detectores, la camilla y la sala de comando.

Figura 16. **Ilustración de un sistema de tomografía computarizada para simulación.**



Fuente. (Mutic, et al., 2003).

2.9. Formación de imagen en tomografía computarizada

Para generar una imagen de tomografía computarizada, es necesario medir las proyecciones de los rayos X que atraviesan el cuerpo humano. Las proyecciones proporcionan información de los perfiles de atenuación a medida que el sistema de adquisición de imagen rota alrededor del paciente. La regla de Beer-Lambert puede utilizarse para cuantificar la transmisión de rayos X en el tejido biológico como:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \tag{22}$$

donde :

I_0 : Intensidad inicial del haz de radiación

I : Intensidad del haz de radiación transmitida

μ : Coeficiente de atenuación lineal del tejido

x : Espesor del tejido atenuante

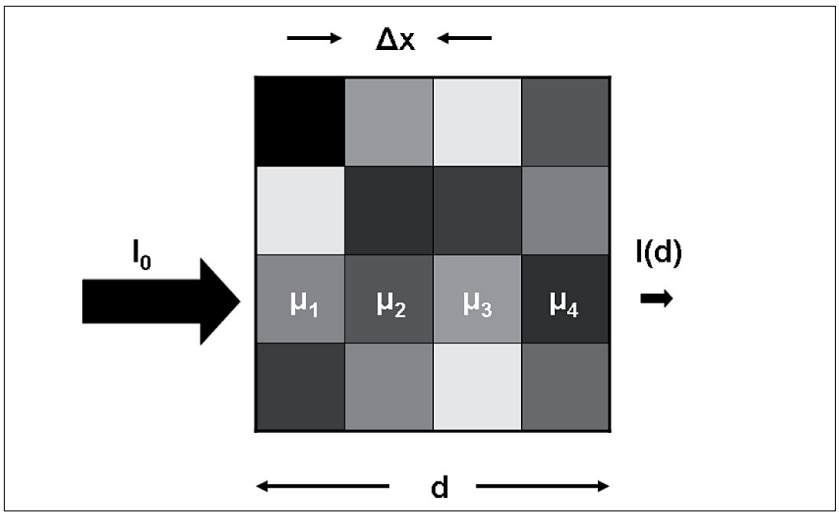
A medida que un haz de rayos X atraviesa al paciente, compuesto por diversos tejidos, encuentra distintos coeficientes de atenuación lineal. La intensidad del haz de rayos X transmitida a través de una distancia d a través del paciente puede articularse como:

$$I_{(d)} = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x)dx}, \tag{23}$$

donde I_0 es la intensidad inicial del haz de radiación y $\mu(x)$ es el coeficiente de atenuación lineal en el eje x.

Una imagen tomográfica consiste en una matriz de píxeles y, del mismo modo, la región del paciente escaneada puede considerarse como una matriz formada por elementos de volumen (vóxeles), cada uno con coeficientes de atenuación lineal distintos (**Figura 17**).

Figura 17. **Representación de la atenuación de un haz de rayos X a través de un material con diferentes coeficiente de atenuación lineal ($\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$).**



Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

2.9.1. Transformada de Radon

La **Figura 17** muestra la matriz que representa la atenuación de la intensidad de un haz de rayos X a medida que atraviesa una distancia d en el eje x. La ecuación para la atenuación se puede expresar como:

$$I_{(d)} = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{i=4} \mu_i \Delta x}, \tag{24}$$

donde :

I_0 : Intensidad inicial del haz de radiación

$I_{(d)}$: Intensidad transmitida del haz de radiación

μ_i : Coeficiente de atenuación lineal diferentes

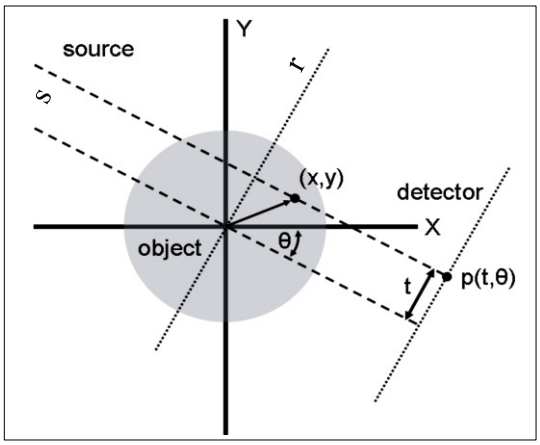
Δx : Espesor atravesado por el haz de radiación

Si el sistema tubo de rayos X – detector está fijado en un punto del eje y en un plano de dos dimensiones, se tiene que considerar la forma en cómo se distribuye el coeficiente de atenuación lineal en dos dimensiones μ (x, y). En este caso, la ecuación de atenuación se expresaría de la siguiente manera:

$$I = I_0 e^{-\int \mu_{(x,y)} ds} \tag{25}$$

Ahora, en la **Figura 18** se observa al sistema rotado en un ángulo θ respecto al eje X.

Figura 18. **Rotación del haz de rayos X, respecto al eje de coordenadas (x, y), en θ°.**



Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

El valor de la intensidad de rayos X transmitido cambia al rotar el sistema, por lo tanto, la ecuación de atenuación se expresaría de la siguiente manera:

$$I_\theta(r) = I_0 e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(x,y)ds}, \tag{26}$$

donde $L_{r,\theta}$ son todas las posiciones de la línea perpendicular al eje de incidencia, rotado en θ°. Teniendo en cuenta la transformación de coordenadas en el plano:

$$x = r\cos\theta - s\,\mathrm{sen}\theta$$
$$y = r\,\mathrm{sen}\theta + s\cos\theta$$

la ecuación **(26)** se expresa así:

$$I_\theta(r) = I_0 e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(r\cos\theta - s\,sen\theta,\ r\,sen\theta + s\cos\theta)ds} \tag{27}$$

El perfil de atenuación se obtiene de la siguiente manera:

$$P_\theta(r) = -ln\,\frac{I_\theta(r)}{I_0} = \int_{L_{r,\theta}} \mu(\mathrm{r}cos\theta\ -\ \mathrm{s}sen\theta,\ \ \mathrm{r}sen\theta\ +\ scos\theta)\,ds \qquad (28)$$

Esto se conoce como la Transformada de Radon, donde $P_\theta(r)$ representa la proyección de μ (x, y).

$$P_\theta(r) = \iint_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} f\,(x,y)\delta(\,xcos\theta\ +\ ysen\theta - t)dxdy \qquad (29)$$

La transformada de Radon indica cómo se forma las proyecciones para los diferentes puntos y ángulos desde donde se generan los perfiles de atenuación respecto al eje central del Gantry (isocentro). Para la formación de imágenes tomográficas se necesitan datos como la energía e intensidad del haz de rayos X incidente y los perfiles de atenuación generados, los cuales pueden ser medidos.

2.9.2. Unidades Hounsfield

Durante el avance de las técnicas de obtención de imágenes de diagnóstico, se observó un fenómeno particular. La dureza del haz de rayos X aumenta a medida que atraviesa los tejidos biológicos, como indica el aumento gradual de la energía efectiva durante la penetración en el tejido.

Los fotones de energía baja son fácilmente atenuados por el tejido biológico, lo que está directamente correlacionado con el número atómico y la densidad del tejido. Además, dentro del mismo tejido a profundidades mayores, su coeficiente de atenuación lineal disminuye debido al aumento de la energía efectiva. Por lo tanto, las imágenes de

generadas por la exploración de tejido biológico y órganos, se verá más oscuro en su región central y más claro en su periferia.

Para mitigar este efecto, Godfrey N. Hounsfield, en su prototipo inicial, utilizó una caja llena de agua para rectificar el fenómeno de endurecimiento observado. Calculó el coeficiente de atenuación relativo al paso del haz a través del agua (μ_{agua}) y lo comparó con el coeficiente de atenuación lineal derivado de un haz de rayos X que atravesara simultáneamente la caja de agua y el paciente.

Posteriormente, calculó un coeficiente de atenuación lineal equivalente a la resta de ambos resultados considerando factores de corrección.

Debido a esto surgieron las unidades Hounsfield (UH), o números TC, que se definen con una fórmula matemática, basada en la cantidad de agua que se tiene en distintos tejidos del cuerpo humano, de la siguiente manera:

$$UH = \frac{\mu_{tejido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} * 1000 \tag{30}$$

Estos números reemplazan los valores de coeficientes de atenuación lineal representados por una escala de grises correspondiente a cada estructura interna del cuerpo, representados en los píxeles de la matriz de imagen generada, y se utiliza como patrón la densidad del agua por ser el elemento más presente en el cuerpo humano.

Tejidos como el agua tienen un valor de 0 UH, mientras que órganos blandos y grasa presentan valores intermedios (**Figura 19**). Su correcta interpretación es esencial para la optimización de imágenes médicas y la reducción de dosis de radiación en pacientes.

Figura 19. **Escala de unidades Hounsfield (UH) para distintos tejidos biológicos.**

Sustancia	Unidades Hounsfield (UH)
Hueso compacto	+1000 (+300 to +2500)
Hígado	+ 60 (+50 to +70)
Sangre	+ 55 (+50 to +60)
Riñones	+ 30 (+20 to +40)
Músculo	+ 25 (+10 to +40)
Cerebro, materia gris	+ 35 (+30 to +40)
Cerebro, materia blanca	+ 25 (+20 to +30)
Agua	0
Grasa	- 90 (-100 to -80)
Pulmón	- 750 (-950 to -600)
Aire	- 1000

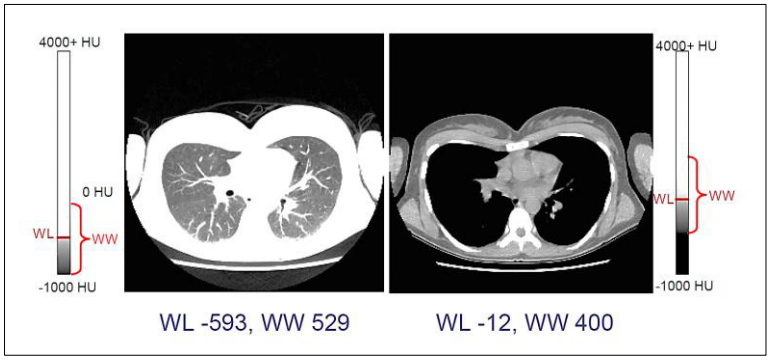
Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

2.9.3. Ventana numérica de unidades Hounsfield (UH)

Las unidades Hounsfield (UH) son una escala utilizada en tomografía computarizada (TC) para medir la densidad de los tejidos en las imágenes obtenidas. A cada píxel en la imagen de TC se le asigna un valor en esta escala, que representa la capacidad del tejido para atenuar el haz de rayos X. Este valor está relacionado con el coeficiente de atenuación lineal del material dentro del vóxel correspondiente. Se estableció una escala abierta de niveles de gris y, en el ámbito del diagnóstico por imagen, el rango de valores útiles va desde -1024 UH hasta los 3071 UH. Estos 4096 valores pueden representarse mediante un número de 12 bits (2^{12} = 4096). El ojo humano solo permite distinguir un máximo de 32 niveles de gris (2^5). La visualización se define mediante dos parámetros: ancho de ventana (WW), como el rango de UH, y nivel de ventana (WL), como el valor de gris medio del ancho de ventana. La elección de WW y WL se basa en la necesidad clínica de la visualización óptima de tejidos o regiones de interés en las imágenes generadas por tomografía computarizada.

Por ejemplo, en la **Figura 20** se observa cómo se aplican diferentes configuraciones de WW y WL para visualizar y diferenciar tejido blando, tejido pulmonar o hueso [3].

Figura 20. **Comparación de una misma imagen con diferentes configuración de ventanas.**



Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

2.10. Dosimetría en tomografía computarizada

Las condiciones de irradiación en los exámenes de tomografía difieren de otros procedimientos de radiodiagnóstico, lo que requiere la aplicación de pruebas dosimétricas especiales que permitan obtener estimaciones precisas. Además, debido a la geometría específica de la tomografía computarizada, donde el haz de rayos X gira alrededor del paciente en múltiples adquisiciones, la distribución de la dosis es más compleja que en otros procedimientos radiodiagnósticos convencionales. Esto hace imprescindible el uso de parámetros dosimétricos específicos, como el Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-volumétrica ($CTDI_{vol}$) y el Producto Dosis-Longitud (DLP), que permiten estimar la exposición a la radiación en función de la técnica utilizada. Los fantomas utilizados para estas mediciones están diseñados para replicar la heterogeneidad de los tejidos humanos y permitir un análisis más preciso de la absorción de radiación en órganos. Estos estudios son fundamentales para optimizar protocolos de adquisición de imágenes, minimizando la dosis sin comprometer la calidad de imagen de diagnóstico.

2.10.1. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI)

Magnitud dosimétrica para estimar la cantidad de radiación absorbida en exámenes de TC. Se basa en mediciones realizadas en fantomas estándar y permite evaluar la exposición del paciente en función de los parámetros de exposición. El *CTDI* representa la dosis promedio en un corte axial de TC, considerando la contribución de la radiación dispersa en múltiples rotaciones del tubo de rayos X. Se expresa en mili-gray (mGy) y se calcula mediante la integración de la dosis a lo largo del eje z.

$$CTDI = \frac{1}{NxT}\int_{-\infty}^{+\infty} D(z)dz, \tag{31}$$

donde :

D(z) : Dosis depositada en el eje z considerando un solo corte en el plano x – y.

NxT : Arreglo de detectores (N° de filas x espesor T de fila detector).

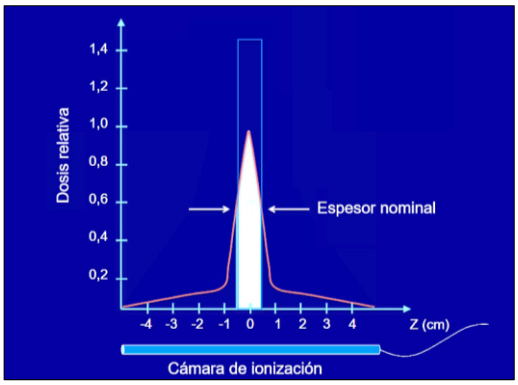
2.10.2. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-100 ($\boldsymbol{CTDI_{100}}$)

Este indicador de dosis se utiliza para calcular la dosis absorbida dentro de un corte tomográfico en condiciones específicas. Su cálculo implica la medición de la dosis acumulada a lo largo de una longitud de 100 mm, mediante una cámara de ionización insertada en un fantoma que simula características anatómicas [5]. El $CTDI_{100}$ se define mediante la integral de la dosis a lo largo del eje z, dentro del área irradiada. Su fórmula es:

$$CTDI = \frac{1}{NxT}\int_{-50}^{+50} D(z)dz \tag{32}$$

La **Figura 21** muestra el perfil de dosis resultante de un único corte axial durante un estudio de tomografía computarizada. Este perfil refleja la distribución espacial de la dosis absorbida, permitiendo visualizar la forma del haz, la contribución del efecto penumbra y la precisión del colimado.

Figura 21. **Perfil de dosis generado por la exposición de un corte en tomografía computarizada.**



Fuente. Imagen de autoría propia.

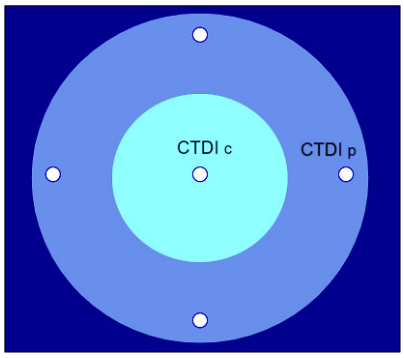
2.10.3. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-ponderado ($CTDI_w$)

Esta magnitud promedia la dosis recibida por un paciente un corte tomográfico, considerando las variaciones en la distribución de la radiación entre la periferia y el centro del campo de exploración. Este indicador de dosis combina dos mediciones, dosis en periferia del campo ($CTDI_{periferia}$); que representa el promedio de las mediciones realizadas en puntos periféricos de un fantoma cilíndrico estándar, y dosis en el centro del campo ($CTDI_{centro}$); el cual corresponde a las mediciones obtenidas en la posición central del fantoma cilíndrico estándar.

Estos puntos son esenciales para evaluar la distribución de la dosis en el campo de radiación durante estudios tomográficos, permitiendo el cálculo de $CTDI_w$ y, posteriormente, estimar la dosis efectiva.

La **Figura 22** muestra la ubicación de los puntos de medición empleados para determinar los índices de dosis $CTDI_{centro}$ y $CTDI_{periferia}$ en un fantoma estándar.

Figura 22. **Puntos de medición de $CTDI_c$ y $CTDI_p$.**



Fuente. Imagen de autoría propia.

Integramos estas mediciones, ajustando las medidas de la siguiente manera:

$$CTDI_W = \frac{1}{3} CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periferia} \quad (33)$$

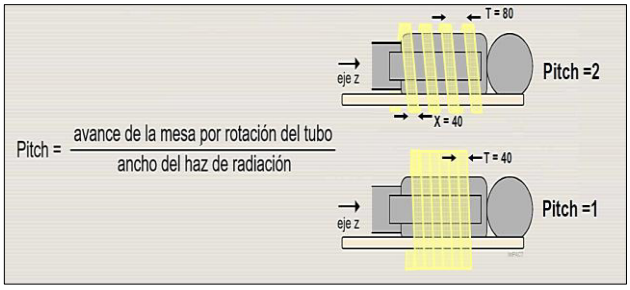
2.10.4. Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-volumétrico ($CTDI_{vol}$)

El $CTDI_{vol}$ representa la dosis promedio por unidad de volumen irradiado en un escaneo tomográfico, teniendo en cuenta la modulación de corriente del tubo de rayos X y la configuración del colimador. Se calcula a partir del $CTDI_w$ por el factor de desplazamiento de la mesa por rotación del tubo (*pitch*). Su expresión matemática es:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_W \quad (34)$$

El pitch o factor de paso introduce en la ecuación la relación entre el ancho del haz de radiación y el avance de la camilla por giro del tubo de rayos X (**Figura 23**) en tomografía computarizada en modo helicoidal.

Figura 23. **Valor de pitch para diferentes avances de mesa en tomografía helicoidal.**



Fuente. (Dance, Christofides, Maidment, McLean, & Ng, 2014).

2.10.5. Producto dosis-longitud (DLP)

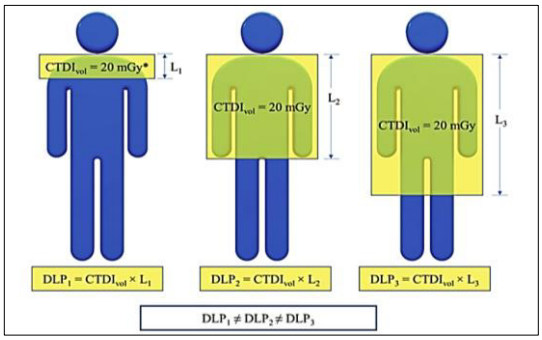
El DLP representa la dosis acumulada a lo largo de toda la longitud del área explorada. Se calcula como el producto del $CTDI_{vol}$ por la longitud L del escaneo.

$$\text{DLP} = CTDI_{vol} * L \tag{35}$$

La imagen compara los valores de Producto Dosis Longitud (DLP) obtenidos con distintas longitudes de barrido en tomografía computarizada. Esta relación permite visualizar cómo el incremento del rango de escaneo afecta proporcionalmente la exposición total del paciente, aun cuando el $CTDI_{vol}$ se mantenga constante. Analizar estas variaciones es clave para ajustar protocolos de adquisición y minimizar la dosis sin comprometer la calidad diagnóstica.

Los valores de Producto Dosis Longitud (DLP) obtenidos con distintas longitudes de barrido en tomografía computarizada muestra cómo el incremento del rango de escaneo afecta proporcionalmente la exposición total del paciente, aun cuando el $CTDI_{vol}$ se mantenga constante (**Figura 24**). Analizar estas variaciones es clave para ajustar protocolos de adquisición y minimizar la dosis sin comprometer la calidad diagnóstica.

Figura 24. **Comparación de Producto Dosis Longitud (DLP) con longitudes de barrido diferentes.**



Fuente. (Tandon, Prakash, Kheruka, & Bhat, 2022).

2.10.6. Dosis efectiva en tomografía computarizada (TC)

Para estimar el riesgo asociado por exposición a la radiación con TC se utiliza la dosis efectiva normalizada. Esta magnitud tiene en cuenta no solo la cantidad de radiación absorbida por el paciente, sino también la radiosensibilidad de los diferentes órganos y tejidos irradiados. Para calcular la dosis efectiva (E), se utiliza factores de conversión k establecidos para diferentes regiones [6]**,** usando la siguiente expresión:

$$E = k * \text{DLP} \ \ [\text{mSv}] \tag{36}$$

La unidad del factor de conversión k es $[\text{mSv.mGy}^{-1}\text{cm}^{-1}]$.

Las posibles consecuencias biológicas de la radiación ya sean estocásticas o deterministas, no solo dependen de la dosis de radiación absorbida por los tejidos u órganos, sino también de su radiosensibilidad y esto se pondera con los factores de conversión *k* (**Figura 25**). Una dosis de 100 mGy en una extremidad no produce el mismo efecto biológico adverso que 100 mGy absorbidos en la zona pélvica.

Figura 25. **Factores de conversión de dosis efectiva normalizadas para pacientes adultos y pediátricos.**

Región del cuerpo	k (mSv mGy^{-1} cm^{-1})				
	0 años de edad	*1 año de edad*	*5 años de edad*	*10 años de edad*	*Adulto*
Cabeza y cuello	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Cabeza	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Cuello	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Pecho	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen y pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Tronco	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

$E\,(\mathrm{mSv}) \approx k \times DLP.$

Fuente. (AAPM Reports , 2008).

La dosis efectiva (*E*) es una métrica de dosis que indica claramente las variaciones en la susceptibilidad biológica a la radiación (**Figura 26**).

Figura 26. **Niveles de referencia de dosis efectiva por TC, para distintas regiones del cuerpo humano**.

Valores típicos de dosis efectiva en TC (mSv)	
Cabeza	1–2
Tórax	5–7
Abdomen	5–7
Pelvis	3–4
Abdomen y pelvis	8–14
Calcio en arteria coronaria	1–3
Angiografía coronaria	5–15

Fuente. (AAPM Reports , 2008).

CAPÍTULO 3

3. METODOLOGÍA

3.1. Tipo y diseño de investigación

Esta investigación es del tipo cuantitativa debido a que se calcularon los valores de dosis efectiva, a partir de los indicadores de dosis ($CTDI_{vol}$, DLP) y los factores de conversión k. Así mismo es del tipo aplicada, ya que busca contribuir con la protección radiológica de los pacientes, optimizando los protocolos de adquisición en TC.

El diseño de la investigación es un estudio experimental controlado, ya que se realizan mediciones con detectores y fantomas estandarizados en condiciones controladas, incluyendo variaciones de parámetros de exposición según los distintos protocolos establecidos. Este diseño permitió la comparación de los resultados de dosis efectiva con los valores referenciales establecidos por instituciones internacionales, y generó información útil para mejorar las prácticas clínicas en tomografía computarizada (TC).

3.1.1. Espacio temporal

El estudio se realizó en el espacio temporal correspondiente a los meses de julio hasta diciembre del 2024.

3.1.2. Población

Para la presente investigación se realizó pruebas dosimétricas en 52 equipos de tomografía computarizada, de distintos servicios de diagnóstico por imágenes, en Lima y provincia.

3.2. Hipótesis

3.2.1. Hipótesis general

La optimización de técnicas de exposición, el análisis de los indicadores de dosis y el establecimiento de niveles de referencia en los servicios de tomografía computarizada (TC) reducen significativamente el riesgo de administrar dosis de radiación elevadas a los pacientes, lo que genera riesgos en la optimización de la protección radiológica y la seguridad del paciente.

3.2.2. Hipótesis específicas

- El establecimiento de niveles de referencia en los servicios de tomografía en el Perú para los indicadores de dosis en tomografía computarizada, como el $CTDI_{vol}$ y el DLP, en exámenes específicos contribuye con el monitoreo adecuado de las dosis administradas a los pacientes.
- Los sistemas de tomografía computarizada con tecnología multicorte de 16 filas o más ofrecen una reducción significativa en la dosis de radiación administrada a los pacientes.
- La optimización de parámetros de exposición como el factor de paso (*pitch*), la modulación automática de corriente y la selección precisa de campos de colimación adaptados a la región anatómica a estudiar, puede generar una reducción de la dosis de radiación que reciben los pacientes, sin comprometer la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas.

3.3. Unidad de análisis

La unidad de análisis es la dosis efectiva calculada por medio de la medición de indicadores de dosis, $CTDI_{vol}$ y DLP. Estas mediciones se realizaron para comparar los resultados con los niveles de referencia establecidos por organizaciones internacionales, lo que ayuda a mejorar la protección contra la radiación y a optimizar las prácticas clínicas en TC.

3.4. Técnicas usadas

3.4.1. Técnica de medición dosimétrica

La técnica implicó realizar dosimetría física, ya que se empleó detectores de radiación y fantomas estandarizados para tomografía computarizada.

3.4.2. Análisis de protocolos técnicos

Se registró las diferentes configuraciones de parámetros de exposición para estudios de cabeza y abdomen (pitch, colimación, corriente, tiempo de exposición por giro, etc.). Los datos se recopilaron desde los informes dosimétricos de los estudios realizados a los pacientes, con el propósito de establecer rangos de valores representativos y comparables entre protocolos.

3.4.3. Cálculo de dosis efectiva

Para el cálculo de la dosis efectiva se utiliza los resultados de Producto Dosis-Longitud (DLP) y factores *k*, de conversión o ponderación, establecidos y aceptados por instituciones internacionales como la AAPM y la ICRP.

3.5. Materiales e instrumentación

Para realizar las pruebas dosimétricas se utilizaron los siguientes instrumentos:

- Lector de Medida de rayos X con electrómetro integrado marca *RADCAL*, modelo AGT-P – AG.
- Cámara de ionización marca *RADCAL*, modelo 10X6 - 3CT.
- Lector de Medida de rayos X con electrómetro integrado marca *RAYSAFE*, modelo X2 - 8251010.
- Cámara de ionización Marca *RAYSAFE*, modelo 8252030-3 X2 CT.
- Fantoma de cabeza y cuerpo para CT marca *FLUKE BIOMEDICAL*.
- Software Microdicom (*DICOM Viewer*).

A continuación, se describe brevemente algunos aspectos técnicos del uso de los instrumentos anteriormente mencionados.

3.5.1. Kit RADCAL Accu – Gold Touch (multi-detector)

Este equipo cuenta con una pantalla de captura de datos personalizable de 5 pulgadas, es el sistema independiente más completo de la línea de productos de *RADCAL*. Por su avanzada tecnología el kit permite realizar mediciones completas de control de calidad en áreas como radiografía, fluoroscopía, mamografía, tomografía computarizada y odontología. El kit viene con una cámaras de ionización, un detector estado sólido **(Figura 27)**. El equipo está calibrado en el laboratorio de calibración secundaria de la marca (**ver anexo 1)**.

Figura 26. **Kit RADCAL ACCU – GOLD TOUCH y cámara de ionización tipo lápiz 10X6 - 3CT.**



Fuente. Detectores de la empresa QC Dose.

3.5.2. Kit RAYSAFE X2 (multi-detector)

El kit RAYSAFE X2 presenta calibración inmediata de acuerdo con el tipo de detector que se quiera trabajar. El equipo cuenta con detectores de tecnología avanzada para el procesamiento inteligente de señales que proporciona precisión, reproducibilidad y sensibilidad para su uso en el área de radiografía, fluoroscopía, mamografía, tomografía computarizada, corriente de tubo. La mayoría de los sensores también miden formas de onda que pueden analizarse directamente en la unidad base. El equipo está calibrado en el laboratorio de calibración secundaria de la marca (**ver anexo 2**).

La **Figura 28** muestra el sistema RAYSAFE X2 equipado con una cámara de ionización tipo lápiz, específicamente diseñada para mediciones en tomografía computarizada.

Figura 27. **Sistema RAYSAFE X2 con cámara de ionización tipo lápiz 8252030-3 X2 CT.**



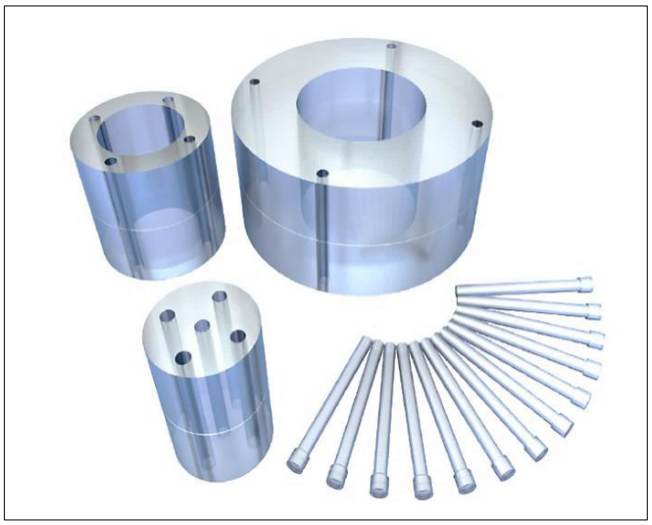
Fuente. https://www.raysafe.com/

3.5.3. Fantoma FLUKE BIOMEDICAL de Cabeza y Cuerpo para CT

Este fantoma está diseñado para simular cabezas y el abdomen de niños y adultos, ya que cuenta con 3 estructuras de distinto diámetro y es utilizado principalmente para las mediciones del Índice de Dosis de Tomografía Computarizada (CTDI), su diseño permite ajustar el tamaño en función del protocolo que se utilice. Este fantoma se empleó bajo un protocolo de medición conforme a las recomendaciones de la AAPM, garantizando precisión y reproducibilidad en los resultados obtenidos.

La geometría del fantoma permite replicar la atenuación del tejido humano y facilita la colocación de detectores en posiciones estandarizadas para la medición de índices dosimétricos (**Figura 29**).

Figura 28. **Fantoma *FLUKE BIOMEDICAL* cabeza y cuerpo para CT.**



Fuente. https://www.raysafe.com/

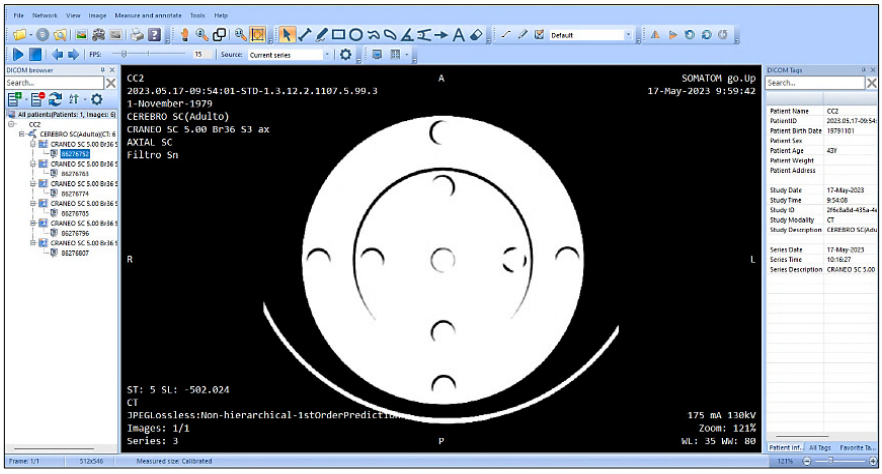
3.5.4. Software Microdicom (DICOM Viewer)

Este programa es un visualizador de imágenes en formato DICOM para el procesamiento primario y la conservación de imágenes médicas. Cuenta con herramientas para la manipulación y análisis de imágenes DICOM con una interfaz de usuario intuitiva (**Figura 30**). Adicionalmente, posibilita visualizar los informes dosimétricos de los pacientes.

La interfaz del software es utilizada para visualizar imágenes médicas junto con los metadatos del estudio. Este visor permite examinar no solo la imagen diagnóstica, sino también información técnica como el nombre del paciente, fecha, parámetros de adquisición y tipo de modalidad.

Este programa es de uso libre y facilita el análisis cualitativo de estudios en tomografía computarizada, permitiendo validar la correcta asociación entre imagen y contexto clínico (**Figura 30**).

Figura 29. **Software Microdicom (DICOM Viewer) con información de estudio.**



Fuente. Imagen de pruebas realizadas en la investigación.

3.6. Selección de parámetros de exposición para simulaciones

Los protocolos revisados de los equipos de tomografía computarizada contienen información detallada sobre los parámetros de exposición, incluyendo kV, mA, tiempo de giro, factor de paso (*pitch*), ancho de colimación (NxT) y rango de escaneado. Estos datos son fundamentales para la presente investigación, ya que permiten el cálculo preciso de los indicadores de dosis $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ y DLP. En el presente trabajo se recopiló información de 52 equipos de distintas marcas. Estos equipos, ubicados en Lima y en provincia, pasaron la evaluación de control de calidad, requisito para la práctica de diagnóstico médico por imágenes con rayos X según la norma técnica IR.003.2013 (IPEN, 2013) [7].

Los parámetros utilizados en exploraciones de abdomen para fines de esta investigación se detallan a continuación en la **Tabla 1**.

Tabla 1. **Descripción de parámetros de exposición y sus rangos encontrados en los servicios de tomografía computarizada para la técnica de abdomen con barrido helicoidal.**

Marca	Cantidad	Kilovoltaje (kV)	Carga (mAs)	Colimación (mm)	Tiempo (s)	*Pitch*
Siemens	25	110 - 130	70 - 180	12.0 - 38.4	0.60 - 0.80	0.6 - 1.5
Toshiba	8	120	90 - 200	8.0 - 16.0	0.50 - 0.75	0.938 - 1.438
Philips	7	120	102 - 260	12.8 - 24.0	0.60 - 0.75	0.9 - 1.5
GE	5	120	108 - 320	40.0 - 80.0	0.50 - 0.80	0.516 - 1.375
Neusoft	3	100 - 120	162 - 276	12.8 - 40.0	0.60 - 0.71	1.20 - 1.30
Anke	2	120	125 - 256	10.0 - 20.0	0.50 - 0.80	1.5
Hitachi	2	120	160 - 200	20.0 - 40.0	1.0	0.828

Fuente. Datos obtenidos en la investigación.

Del mismo modo, los parámetros utilizados en exploraciones de cabeza para fines de esta investigación se detallan en la **Tabla 2**.

Tabla 2. **Descripción de parámetros de exposición y sus rangos encontrados en los servicios de tomografía computarizada para la técnica de cabeza con barrido helicoidal.**

Marca	Cantidad	Kilovoltaje (kV)	Carga (mAs)	Colimación (mm)	Tiempo (s)	*Pitch*
Siemens	25	130	165 - 350	12.0 - 76.8	0.60 - 1.50	0.4 - 1.2
Toshiba	8	120	150 - 250	16.0 - 32.0	0.75 - 1.00	0.688 - 0.938
Philips	7	120	210 - 300	12.0 - 24.0	1.00 - 1.50	0.6 - 1.0
GE	5	120	200 - 350	20.0 - 80.0	0.80 - 1.00	0.516 - 1.000
Neusoft	3	120	240 - 300	12.8 - 40.0	1.00	0.75 - 0.80
Anke	2	120	184 - 220	20.0	0.80 - 1.00	0.5
Hitachi	2	120	200 - 230	20.0 - 40.0	1.0	0.563

Fuente. Datos obtenidos en la investigación.

3.7. Procedimiento experimental

A continuación, se describe los aspectos técnicos del procedimiento experimental realizado en esta investigación.

3.7.1. Preparación de equipos e instrumentos

- Antes de realizar las pruebas dosimétricas, es fundamental verificar el adecuado funcionamiento del equipo de tomografía computarizada. Esto se logra mediante la ejecución de pruebas de control de calidad establecidas en la Norma Técnica IR.003.2013 [7].
- Se verifica el estado de los Fantomas estandarizados de polimetilmetacrilato (PMMA) de 16 cm y 32 cm de diámetro que utilizaremos para simular cabeza y abdomen, respectivamente.
- Se revisa el funcionamiento de los lectores de medida y cámaras de ionización tipo lápiz, las cuales están calibradas.

Las pruebas de control de calidad (**Figura 31**) garantizan la precisión y confiabilidad de las mediciones dosimétricas.

Figura 30. **Pruebas específicas de control de calidad en equipos de tomografía computarizada.**



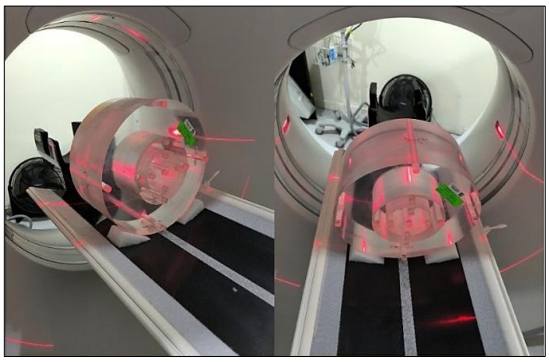
Fuente. Imagen de pruebas realizadas en la investigación.

3.7.2. Posicionamiento y alineación de los fantomas

El posicionamiento del fantoma, ya sea de abdomen o cabeza, se realiza utilizando los láseres de alineación que definen tanto el eje longitudinal de la mesa del tomógrafo como el eje transversal del plano de corte.

La **Figura 32** muestra como los ejes longitudinal y transversal convergen en el isocentro del Gantry, garantizando que la posición del fantoma de abdomen quede correctamente centrada para realizar las simulaciones de estudio.

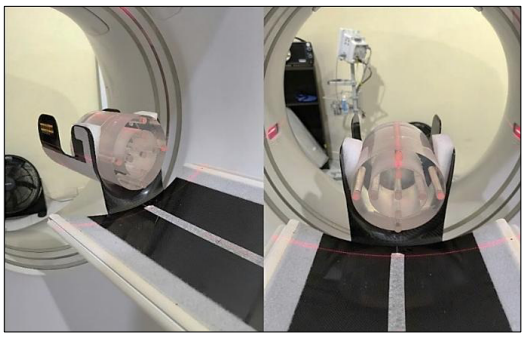
Figura 31. **Posición del fantoma de abdomen alineado con el isocentro del Gantry.**



Fuente. Imagen de pruebas realizadas en la investigación.

Para el fantoma de cabeza se utiliza el mismo criterio de alineación (**Figura 33**).

Figura 32. **Posición del fantoma de cabeza alineado con el isocentro del Gantry.**



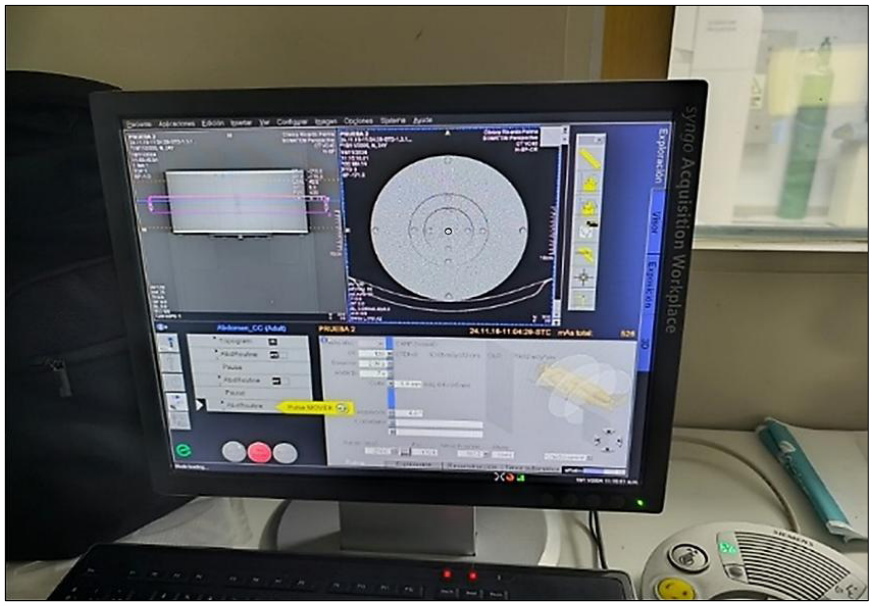
Fuente. Imagen de pruebas realizadas en la investigación.

3.7.3. Apertura de los protocolos de simulación para abdomen y cabeza

Con los fantomas posicionados y alineados correctamente para las simulaciones, se procede a realizar el escanograma (topograma), asegurándose de cubrirlos por completo. Esto permite al sistema generar el protocolo correspondiente. A continuación, se verifican los parámetros de exposición configurados automáticamente, comparándolos con parámetros aplicados en estudios reales en pacientes. En caso de detectar variaciones, estas deben ser registradas para su análisis. Las simulaciones se realizaron en equipos de las marcas Siemens, General Electric, Toshiba-Canon, Philips, Neusoft, Anke y Hitachi.

Una vez definido el protocolo y la sección transversal del fantoma que se va a irradiar lo que sigue es iniciar con el barrido (**Figura 34**).

Figura 33. **Configuración de protocolo de abdomen simple modo helicoidal, Siemens Somatom Perspective de 64 cortes.**



Fuente. Imagen de pruebas realizadas en la investigación.

3.7.4. Posicionamiento de la cámara de ionización en fantoma

Los fantomas utilizados en este estudio están diseñados con orificios específicos tanto en el eje central como en posiciones periféricas para insertar la cámara de ionización tipo lápiz. Esta disposición permitió evaluar de forma cuantitativa la distribución transversal de la dosis de radiación.

Previo a cada exposición, la cámara fue posicionada cuidadosamente en los puntos designados en el fantoma de abdomen (**Figura 35**), asegurando su alineación axial con respecto al eje z del tomógrafo, lo cual es crucial para obtener las mediciones dosimétricas.

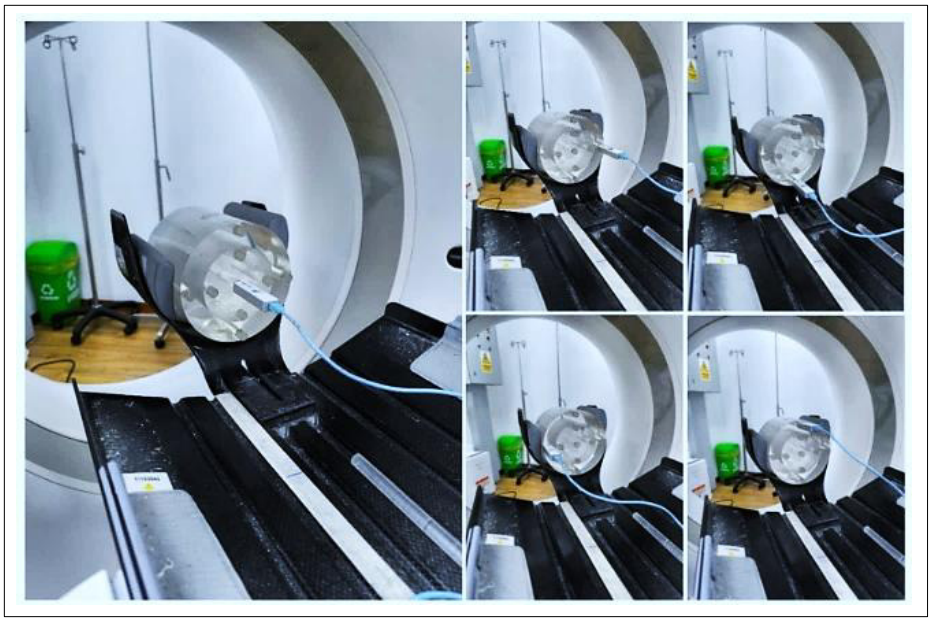
Figura 34. **Posicionamiento de la cámara de ionización en los orificios del fantoma para exploración de abdomen.**



Fuente. Imagen de pruebas realizadas en la investigación.

En la **Figura 36** se observa el posicionamiento de la cámara de ionización en los puntos designados en el fantoma de cabeza.

Figura 35. **Posicionamiento de la cámara de ionización en los orificios del fantoma para exploración de cabeza.**



Fuente. Imagen de pruebas realizadas en la investigación.

3.7.5. Medición de dosis de radiación en puntos designados

Se procede del siguiente modo:

- Realizar una exposición con barrido helicoidal para obtener lecturas individuales en los puntos específicos del fantoma (eje central y periferia).
- Registrar las lecturas de dosis y tasa de dosis que figuran en el lector de medida.

La **Figura 37** muestra la respuesta que brinda el lector *RAYSAFE* al realizar una exposición. A través de su tecnología de detección, el dispositivo registra parámetros clave como *CTDI*, DLP y tasa de dosis instantánea.

Figura 36. **Ejemplo de lecturas de dosis y tasa de dosis producida por exposición de TC (RYASAFE X2).**



Fuente. https://www.raysafe.com/

3.7.6. Cálculo de los $CTDI_w$ y $CTDI_{vol}$

- A partir de las lecturas obtenidas en ambos casos (abdomen y cabeza), se procede a calcular los $CTDI_w$ y $CTDI_{vol}$, incorporando las ecuaciones (33) y (34) en una tabla de cálculo en Excel.

- Comparamos los resultados de $CTDI_{vol}$, obtenidos por las simulaciones con fantomas, con los valores de $CTDI_{vol}$ que indica el sistema tomográfico.

La tabla de cálculo en formato Excel (**Figura 38**) permite obtener los valores de $CTDI_w$ y $CTDI_{vol}$, facilitando la evaluación de dosis impartida en los pacientes.

Figura 37. **Ejemplo de tabla de cálculo de $CTDI_w$ y $CTDI_{vol}$, en formato Excel para un equipo de tomografía computarizada de 16 cortes.**

TABLA PARA CALCULO DE CTDIw Y CTDIVOL EN TOMOGRAFIA HELICOIDAL DE ABDOMEN

Tiempo total (s)	Dosis en tiempo total	D (0) mGy	D(3) mGy	D(6) mGy	D(9) mGy	D(12) mGy
2.562	L1	3.269	7.301	5.778	8.310	8.787
	L2	3.267	7.305	5.764	7.994	8.867
	L3	3.261	7.312	5.801	8.021	8.900
	L4	3.266	7.300	6.001	8.207	8.774
	Dosis promedio	3.27	7.30	5.84	8.13	8.83

Dosis por giro (S)	D (0) mGy	D(3) mGy	D(6) mGy	D(9) mGy	D(12) mGy
0.60	0.76	1.71	1.37	1.90	2.07

Dosis mGy x 10 cm				
D (0) mGy.cm	D (3) mGy.cm	D (6) mGy.cm	D (9) mGy.cm	D (12) mGy.cm
7.65	17.11	13.67	19.05	20.68

Promedio		
7.65	17.63	
CENTRO	PERIFERIA	

N	T (mm)	Pitch	Colimación (N x T)	CTDI(C.100) mGy	CTDI(P.100) mGy
16	1.00	0.938	16	4.78	11.02

CTDI w =	8.94	mGy	ABDOMEN
CTDI vol =	9.53	mGy	

TABLA PARA CALCULO DE CTDIw Y CTDIVOL EN TOMOGRAFIA HELICOIDAL DE CABEZA

Tiempo total (s)	Dosis en tiempo total	D (0) mGy	D(3) mGy	D(6) mGy	D(9) mGy	D(12) mGy
3.011	L1	16.980	19.360	18.880	19.170	19.430
	L2	16.961	19.340	18.900	18.997	19.480
	L3	16.954	19.355	18.906	19.004	19.397
	L4	16.991	19.337	18.894	19.154	19.402
	Dosis promedio	16.97	19.35	18.90	19.08	19.43

Dosis por giro (S)	D (0) mGy	D(3) mGy	D(6) mGy	D(9) mGy	D(12) mGy
0.75	4.23	4.82	4.71	4.75	4.84

Dosis mGy x 10 cm				
D (0) mGy.cm	D (3) mGy.cm	D (6) mGy.cm	D (9) mGy.cm	D (12) mGy.cm
42.27	48.19	47.06	47.53	48.39

Promedio		
42.27	47.79	
CENTRO	PERIFERIA	

N	T (mm)	Pitch	Colimación (N x T)	$(CTDI)_{C.100}$ mGy	$(CTDI)_{P.100}$ mGy
16	1	0.688	16	26.42	29.87

CTDI w =	28.72	mGy	CABEZA
CTDI vol =	41.75	mGy	

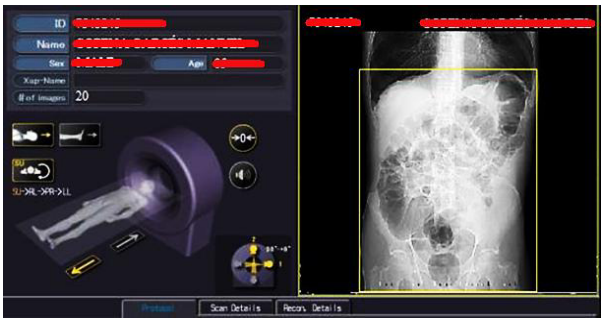
Fuente. Cálculos realizados en la investigación.

3.7.7. Cálculo del DLP

Para el cálculo de los DLP, se tomó en cuenta las longitudes de barrido total en exámenes de abdomen y cabeza realizados en pacientes. Se recolectó los datos de longitud de barrido ingresando a los informes dosimétricos de los pacientes, almacenados en la base de datos de los equipos tomográficos.

La **Figura 39** muestra un ejemplo de escanograma para un estudio de abdomen con vista previa para la delimitación del área a ser examinada.

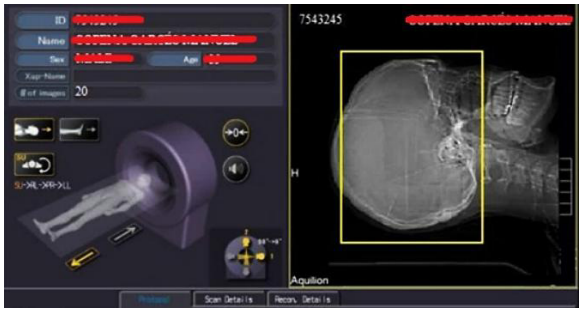
Figura 38. **Selección de longitud de barrido helicoidal mediante un escanograma de abdomen (TOSHIBA Aquilion 64).**



Fuente. Base de datos de tomógrafo TOSHIBA dónde se realizaron simulaciones.

A diferencia del escanograma abdominal, en el estudio cerebral se prioriza la delimitación del cráneo, considerando estructuras específicas como la base del cerebro y las zonas de interés para el diagnóstico (**Figura 40**).

Figura 39. **Selección de longitud de barrido helicoidal mediante un escanograma de cabeza (TOSHIBA Aquilion 64).**



Fuente. Base de datos de tomógrafo TOSHIBA dónde se realizaron simulaciones.

Una vez que se definieron las longitudes utilizadas para los estudios de abdomen y cabeza, se aplicó la ecuación (35) para obtener los DLP correspondientes a los protocolos aplicados para esta investigación.

3.7.8. Cálculo de la dosis efectiva (E)

Para obtener los valores de dosis efectiva (*E*) correspondiente a las exploraciones analizadas, se multiplica los resultados de DLP con los factores *k* de conversión a dosis efectiva normalizada (**Figura 25)**.

Los sistemas de tomografía computarizada determinan los indicadores de dosis a través de un enfoque integral que combina simulación computacional, modelamiento matemático y representación geométrica de fantomas virtuales con diámetros de 16 cm y 32 cm, construidos a partir de polimetilmetacrilato (PMMA) como material base. Esta metodología permite evaluar la distribución de dosis en distintos escenarios clínicos.

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Análisis, interpretación y discusión de resultados

Los resultados de la investigación evidencian la existencia de variaciones significativas en los protocolos aplicados para un mismo tipo de exploración tomográfica, como abdomen o cabeza con barrido helicoidal. Estas diferencias se originan principalmente en las configuraciones específicas de los equipos, especialmente en lo que respecta a los parámetros de exposición, lo que subraya la importancia de estandarizar las prácticas para garantizar la protección radiológica del paciente, sin comprometer la calidad de imagen para un diagnóstico preciso.

Cabe resaltar que la presente investigación es el único trabajo en el Perú que se basa en cálculos dosimétricos de $CTDI_{vol}$, obtenidos a partir de mediciones independientes, sin depender estrictamente de los valores generados por el sistema del equipo de tomografía para dicho indicador de dosis.

4.1.1. Configuración de factor de paso (pitch) y ancho de colimación

En los protocolos o técnicas para estudios de cabeza, prevalece la selección de un factor de paso (*pitch*) menor a 1, especialmente en equipos configurados con colimaciones de cobertura inferiores a 30 mm en el eje z del arreglo de detectores. Esta configuración busca adquirir una mayor cantidad de información, lo que se traduce en la posibilidad de modular la carga de corriente hasta un máximo de 350 mAs. Esto permite la reconstrucción de cortes más finos (< 3 mm), optimizando la resolución espacial y facilitando la visualización detallada de estructuras anatómicas pequeñas, pero también implica un aumento de la dosis de radiación al paciente, destacando la necesidad de monitorear los indicadores de dosis.

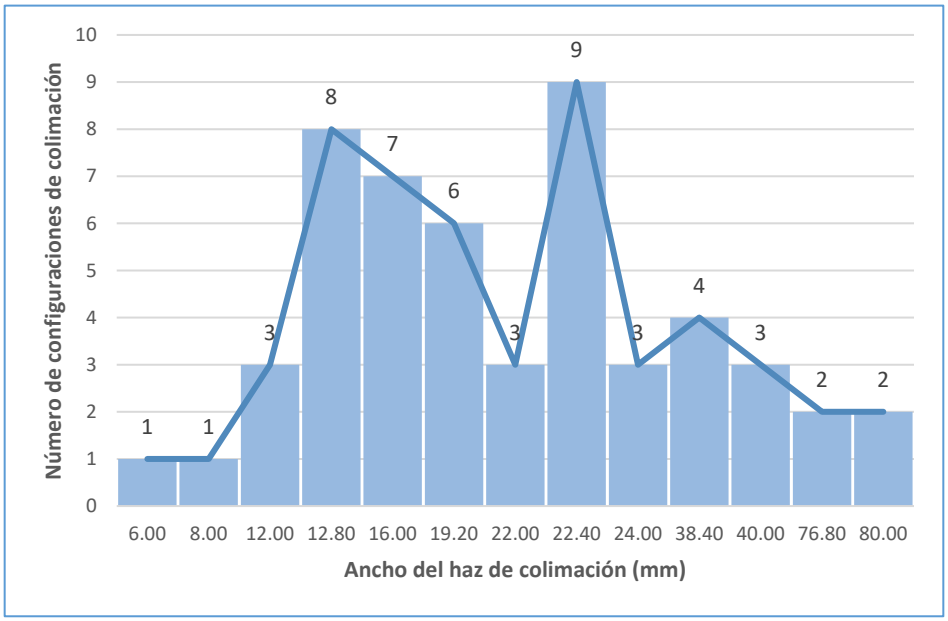
En el caso de los estudios de abdomen encontramos que la selección de los factores de paso (*pitch*) tienen un rango más amplio, que va desde 0.6 hasta 1.5, con una carga de corriente por giro modulada que generalmente no supera los 250 mAs. El ancho de colimación en el eje z del arreglo de detectores suele ser menor a 25 mm, logrando mantener dosis de radiación bajas.

A diferencia de los exámenes de cabeza, no se requiere la reconstrucción de cortes muy finos (≥ 3 mm).

Por último, en equipos de tomografía computarizada equipados con arreglo de detectores de cobertura superior a 30 mm en el eje z, el impacto del incremento de dosis asociado a la selección de un factor de paso ≤ 1 se mitiga mediante ajustes en el tiempo de giro y la activación de modulación de corriente en función de la región anatómica de interés. Estas estrategias, aplicables tanto a estudios de cabeza y abdomen, resaltan la importancia de personalizar los protocolos de acuerdo con el rango de valores que se tiene para los parámetros de exposición.

El **Gráfico 1** muestra las colimaciones seleccionadas en las técnicas de exposición para estudios de abdomen, donde resalta la configuración utilizada para optimizar la calidad de imagen y la eficiencia dosimétrica.

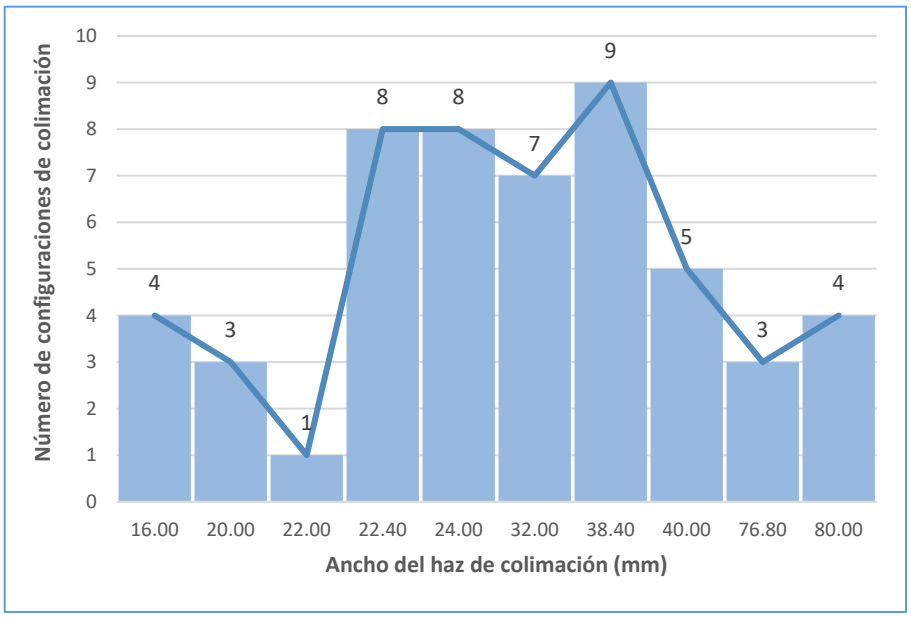
Gráfico 1. **Colimaciones seleccionadas en las técnicas de exposición para estudios de abdomen**.



Fuente. Datos encontrados en la investigación.

Para el caso de los estudios de cabeza o cerebro el **Gráfico 2** muestra las colimaciones seleccionadas, donde también resalta la más utilizada para la optimización de la calidad de imagen y eficiencia dosimétrica.

Gráfico 2. **Colimaciones seleccionadas en las técnicas de exposición para estudios de cerebro**.



Fuente. Datos encontrados en la investigación.

Los equipos cuentan con diferentes configuraciones para la cobertura de detectores o ancho de colimación. La evidencia muestra que los equipos evaluados cuentan con 8, 16, 32, 64 y 128 filas de detectores.

En la presente investigación se encontró que los servicios de diagnóstico por imágenes cuentan en su mayoría con tomógrafos de las marcas SIEMENS, TOSHIBA/CANON, PHILIPS y GENERAL ELECTRIC de 16, 32 y 64 filas de detectores con espesores que varían desde los 0.6 hasta 1.2 mm.

4.1.2. Diferencia entre los $CTDI_{vol}$ nominales y calculados

De acuerdo con las tolerancias establecidas en el TEC DOC – 1958, "Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe", la diferencia entre el $CTDI_{vol}$ calculado y el indicado en la consola de control del equipo tomográfico debe ser ≤ ± 20% [8].

$$Desv.máxima\ (\%) = 100 * \frac{V_{ind} - V_{med\ discr}}{V_{ind}}, \tag{37}$$

donde:

V_{ind} : Valor del $CTDI_{vol}$ indicado en consola de control.

$V_{med\ discr}$: Valor del $CTDI_{vol}$ calculado más discrepante.

La desviación máxima entre los valores nominales y calculados de $CTDI_{vol}$ (**Tabla 3**) en todos los equipos evaluados se encuentra dentro de la tolerancia establecida en los protocolos de control de calidad (IAEA, 2021) [9].

Tabla 3. **Desviación máxima entre $CTDI_{vol}$ nominales y calculados, para los estudios de abdomen y cabeza.**

Tipo de examen	Desviación máxima (%)
Abdomen	+13.09 %
Cabeza	+11.86 %

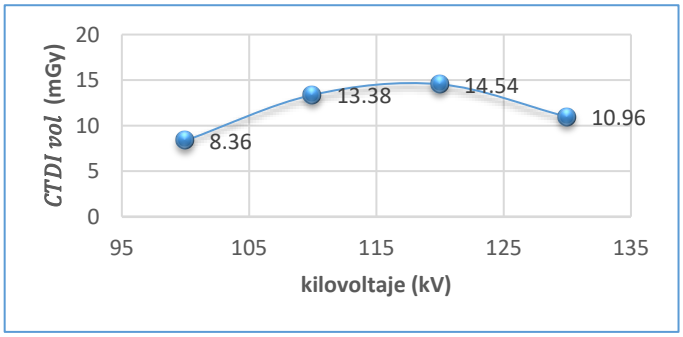
Fuente. Resultados encontrados en la investigación.

4.1.3. Relación entre el kilovoltaje y $CTDI_{vol}$

Analizando la relación entre los kV utilizados en las simulaciones y los $CTDI_{vol}$ obtenidos, con distintas configuraciones de mAs y colimación, se obtienen las siguientes gráficas:

El **Gráfico 3** presenta la relación entre el kilovoltaje (kV) y el $CTDI_{vol}$ en estudios de abdomen con barrido helicoidal, donde se evidencia que el ajuste de kilovoltaje influye en la dosis administrada al paciente.

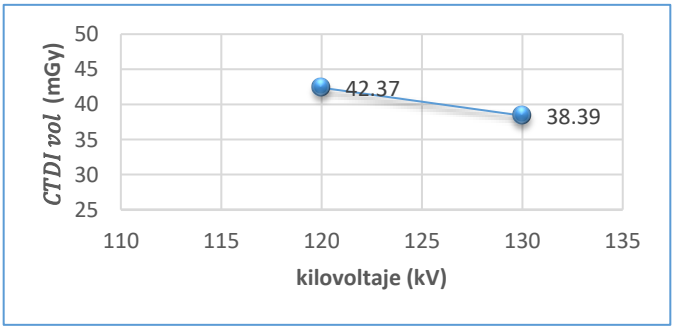
Gráfico 3. **Relación kV y $CTDI_{vol}$ en estudios de abdomen con barrido helicoidal.**



Fuente. Resultados encontrados en la investigación.

Para el caso de los estudios de cabeza, la relación entre el kilovoltaje (kV) y el $CTDI_{vol}$ se presentan en el **Gráfico 4**.

Gráfico 4. **Relación de kV y $CTDI_{vol}$ en estudios de cabeza con barrido helicoidal.**



Fuente. Resultados encontrados en la investigación.

Los resultados que se presentan detalladamente en la **Tabla 4** incluyen el número de exámenes de abdomen donde se aplicaron los distintos kilovoltajes, el promedio de los $CTDI_{vol}$ y sus desviaciones estándar respectivas.

Tabla 4. **$CTDI_{vol}$ de exploraciones en abdomen con tomografía helicoidal, con referencia a los kilovoltajes utilizados en las técnicas de exploración.**

Número de exámenes	kilovoltaje (kV)	$CTDI_{vol}$ (mGy) ± σ
5	100	8.13 ± 0.35
9	110	12.96 ± 1.38
34	120	13.60 ± 3.35
4	130	9.97 ± 1.74

Fuente. Resultados encontrados en la investigación.

Para los exámenes de cabeza, los resultados se presentan en la **Tabla 5,** donde también está incluido el promedio de los $CTDI_{vol}$ con sus respectivas desviaciones estándar.

Tabla 5. **$CTDI_{vol}$ de exploraciones en cabeza con tomografía helicoidal, con referencia a los kilovoltajes utilizados en las técnicas de exploración.**

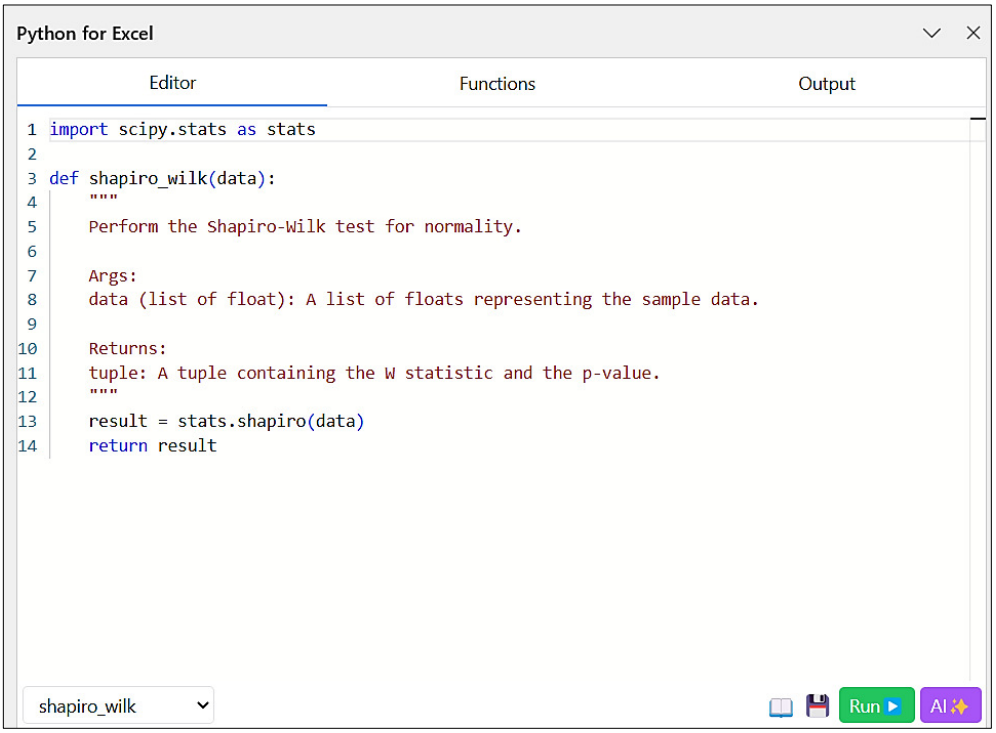
Número de exámenes	kilovoltaje (kV)	$CTDI_{vol}$ (mGy) ± σ
40	120	41.44 ± 4.46
12	130	38.81 ± 7.37

Fuente. Resultados encontrados en la investigación.

Se utilizó el complemento de Python para Excel en una tabla (**Figura 41**) con el objetivo de realizar una prueba de normalidad en los resultados de $CTDI_{vol}$ obtenidos en estudios de abdomen y cabeza.

Esta integración optimiza el análisis estadístico, permitiendo una evaluación precisa de la distribución de los datos y garantizando la fiabilidad de los resultados.

Figura 40. **Ventana de ingreso de datos en Excel con complemento de Python.**



Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

Para verificar si los datos obtenidos de $CTDI_{vol}$ siguen una distribución normal se aplica la prueba Shapiro-Wilk. Los resultados en la **Tabla 6** indican que los datos siguen una distribución gaussiana con un nivel de confianza del 95 % [10].

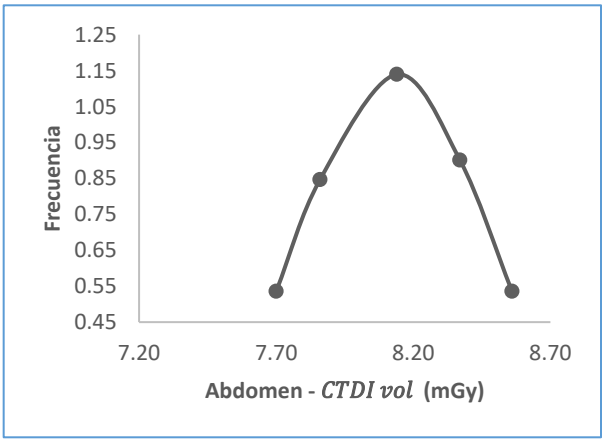
Tabla 6. **Resultados de la Prueba Shapiro-Wilk para Evaluación de Normalidad de los $CTDI_{vol}$.**

Región	kilovoltaje (kV)	$CTDI_{vol}$ (mGy) ± σ	SHAPIRO – WILK (w)	SHAPIRO – WILK (p)
Abdomen	100	8.13 ± 0.35	0.96	0.84
Abdomen	110	12.96 ± 1.38	0.97	0.93
Abdomen	120	13.60 ± 3.35	0.96	0.22
Abdomen	130	9.97 ± 1.74	0.93	0.59
Cabeza	120	41.44 ± 4.46	0.96	0.14
Cabeza	130	38.81 ± 7.37	0.93	0.40

Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

En el **Gráfico 5** se verifica la distribución normal de los resultados de $CTDI_{vol}$ para estudios de abdomen donde se utilizaron 100 kV.

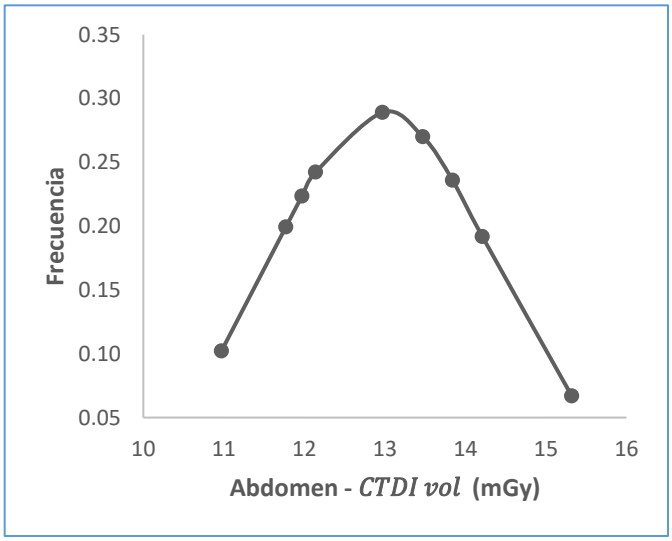
Gráfico 5. **Normalidad para los $CTDI_{vol}$ de abdomen obtenidos con 100 kV.**



Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

En el **Gráfico 6** se verifica la distribución normal de los resultados de $CTDI_{vol}$ para estudios de abdomen donde se utilizaron 110 kV.

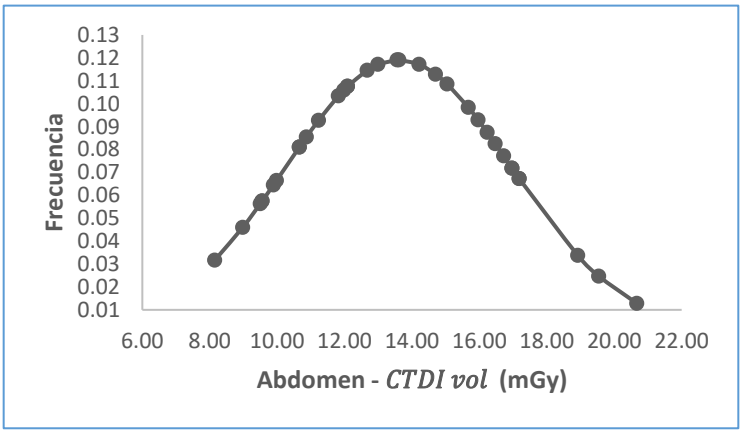
Gráfico 6. **Normalidad para los $CTDI_{vol}$ de abdomen obtenidos con 110 kV.**



Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

En el **Gráfico 7** se verifica la distribución normal de los resultados de $CTDI_{vol}$ para estudios de abdomen donde se utilizaron 120 kV.

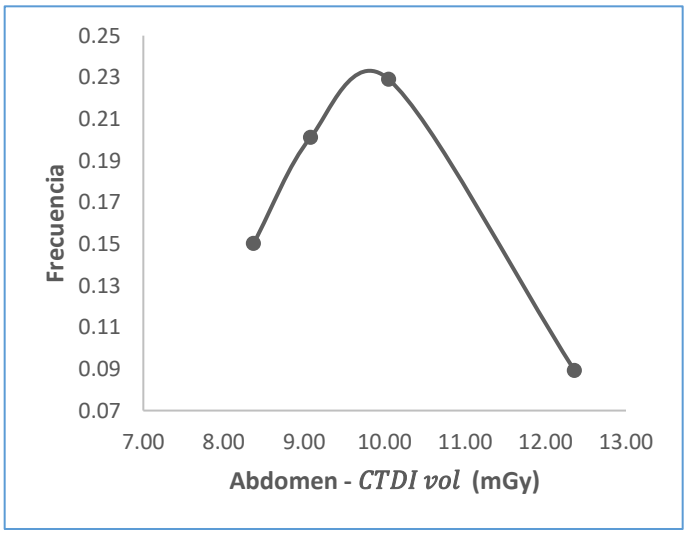
Gráfico 7. **Normalidad para los $CTDI_{vol}$ de abdomen obtenidos con 120 kV.**



Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

En el **Gráfico 8** se verifica la distribución normal de los resultados de $CTDI_{vol}$ para estudios de abdomen donde se utilizaron 130 kV.

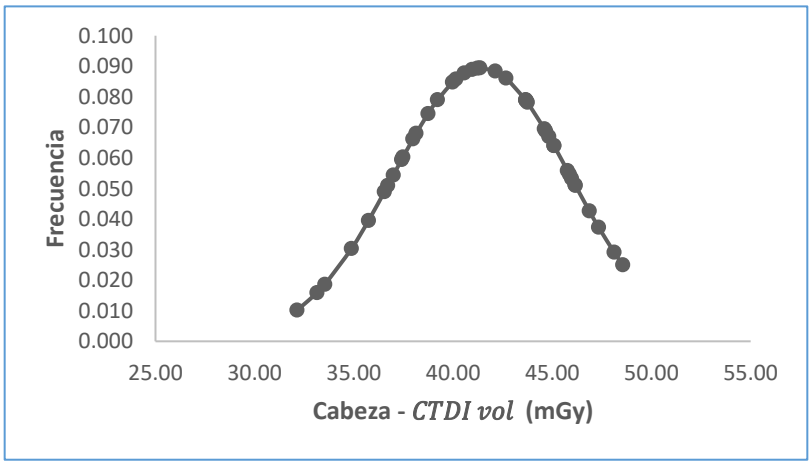
Gráfico 8. **Normalidad para los $CTDI_{vol}$ de abdomen obtenidos con 130 kV.**



Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

En el **Gráfico 9** se verifica la distribución normal de los resultados de $CTDI_{vol}$ para estudios de cabeza donde se utilizaron 120 kV.

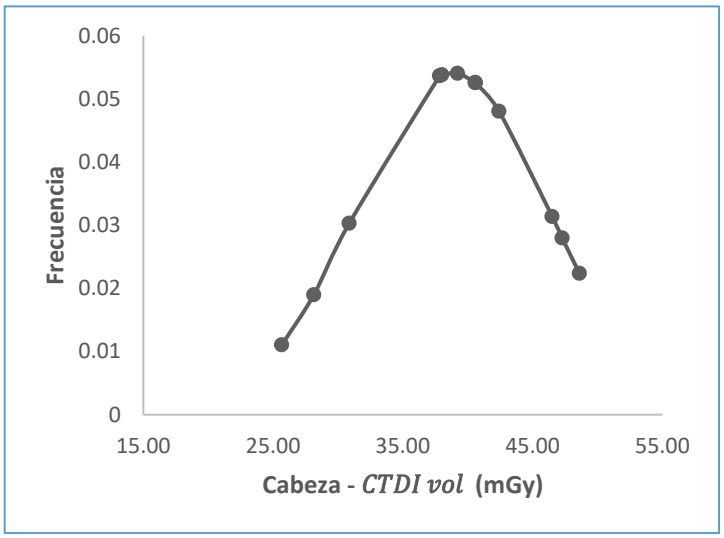
Gráfico 9. **Normalidad para los $CTDI_{vol}$ de cabeza obtenidos con 120 kV.**



Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

En el **Gráfico 10** se verifica la distribución normal de los resultados de $CTDI_{vol}$ para estudios de cabeza donde se utilizaron 130 kV.

Gráfico 10. **Normalidad para los $CTDI_{vol}$ de cabeza obtenidos con 130 kV.**



Fuente. Análisis estadístico de los resultados de la investigación.

4.2. Presentación de resultados

4.2.1. Resultados de $CTDI_{vol}$

En términos generales, los resultados de $CTDI_{vol}$ para estudios de abdomen y cabeza, basados en las diferentes técnicas de exposición con barrido helicoidal utilizadas en la presente investigación, se presentan en la **Tabla 7**.

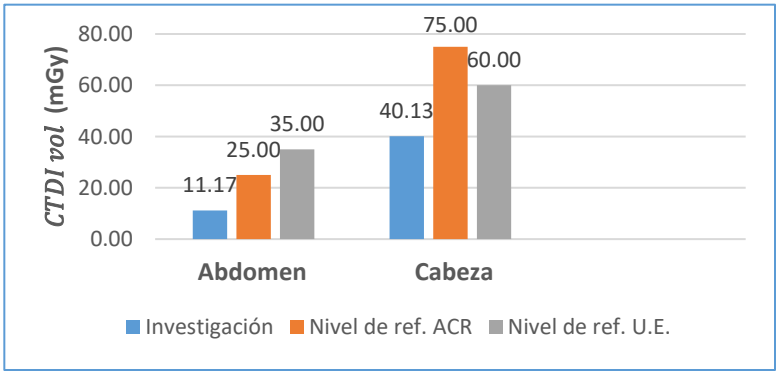
Tabla 7. **Resultado general de los $CTDI_{vol}$ promedio para exploraciones de abdomen y cerebro en modo helicoidal.**

Región	$CTDI_{vol}$ (mGy) ± σ
Abdomen	11.17 ± 1.01
Cabeza o cerebro	40.13 ± 4.31

Fuente. Resultados de la investigación.

Comparamos nuestros resultados con los niveles de referencia internacionales para $CTDI_{vol}$, propuestos por el Colegio Americano de Radiología [11] y la Unión Europea [12]. En el **Gráfico 11** se evidencia que los resultados de $CTDI_{vol}$ de abdomen y cabeza, obtenidos en la investigación, son menores que los niveles de referencia propuestos por el Colegio Americano de Radiología y la Unión Europea.

Gráfico 11. **Comparación de los $CTDI_{vol}$ obtenidos con los niveles de referencia propuestos por el ACR y la Comisión Europea (U.E.)**



Fuente. Resultados de la investigación.

4.2.2. Cálculo de DLP (Producto Dosis-Longitud)

La información de las longitudes de barridos reales en pacientes, en cada servicio donde se realizaron las pruebas se detallan en la **Tabla 8**.

Tabla 8. **Longitudes de barrido utilizadas para estudios de cabeza y abdomen.**

Regiones	Longitud (cm) ± σ
Abdomen	40.0 ± 3
Cabeza o cerebro	20.0 ± 2

Fuente. Resultados de la investigación.

Con los $CTDI_{vol}$ promedio y sus respectivas desviaciones estándar de ambos estudios, abdomen y cabeza, y las longitudes de barrido encontradas, se calcularon los DLP correspondientes (**Tabla 9**).

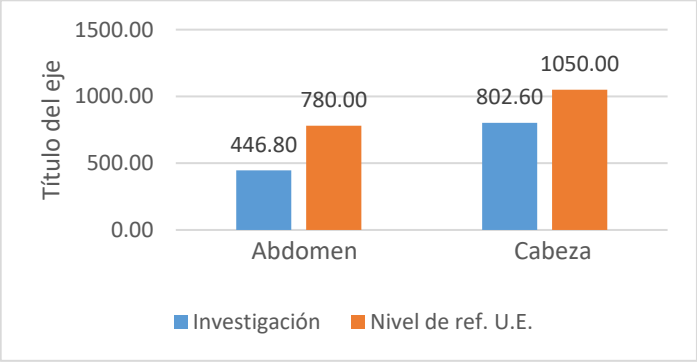
*Tabla 9***. Cálculo de DLP para los estudios de abdomen y cabeza.**

Región	$CTDI_{vol}$ (mGy) ± σ	Longitud (cm) ± σ	DLP (mGy.cm) ± σ
Abdomen	11.17 ± 1.01	40.0 ± 3	446.8 ± 52.49
Cabeza	40.13 ± 4.31	20.0 ± 2	802.6 ± 117.78

Fuente. Resultados de la investigación.

La Comisión Europea estableció niveles de referencia para los DLP de distintas regiones anatómicas [12]. Al comparar los DLP promedio encontrados en la investigación con los niveles de referencia de la Comisión Europea (**Gráfico 12**), se evidencia que los resultados obtenidos en esta investigación son menores, esto significa que los protocolos utilizados en los servicios de diagnóstico reducen eficazmente la dosis administrada a los pacientes sin comprometer la calidad de imagen.

Gráfico 12. **Comparación de los DLP obtenidos con los niveles de referencia propuestos por la Comisión Europea (U.E.)**



Fuente. Resultados de la investigación.

4.2.3. Estimación de Dosis Efectiva en Pacientes Adultos

Para estimar los promedios de dosis efectiva, se utilizaron los factores *k* de conversión de dosis efectiva normalizadas en regiones específicas (**Tabla 10**).

Tabla 10. **Factores de conversión de dosis efectiva normalizadas para exploraciones en abdomen y cabeza en pacientes adultos.**

Regiones	k $(\mathrm{mSv.mGy^{-1}.cm^{-1}})$
Abdomen	0.0150
Cabeza	0.0021

Fuente. (AAPM Reports , 2008).

Con los resultados obtenidos de DLP se aplicó la ecuación **(36)** para obtener el promedio de dosis efectiva por exploraciones de abdomen y cabeza (**Tabla 11**).

Tabla 11. **Rangos de dosis efectivas estimadas a partir de los valores de DLP.**

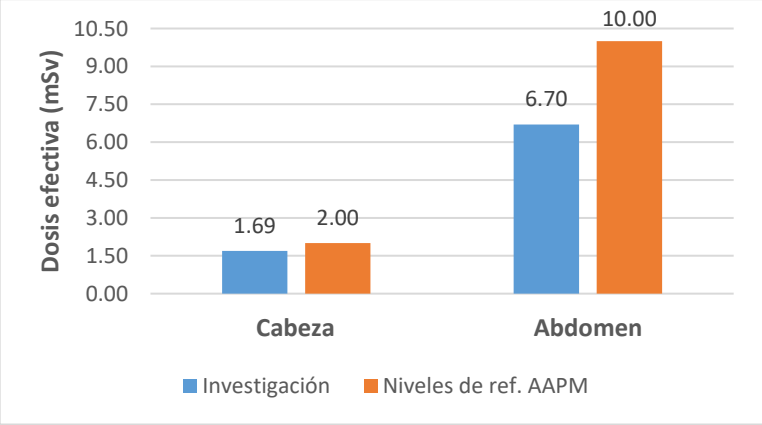
Región	Rango de dosis efectiva (mSv)	Prom. dosis efectiva (mSv) ± σ
Abdomen	5.91 – 7.49	6.70 ± 0.79
Cabeza	1.44 – 1.94	1.69 ± 0.25

Fuente. Resultados de la investigación.

La Asociación Americana de Física Médica (AAPM) [6] recomienda niveles de referencia de dosis efectiva para exploraciones de TC.

Se comparó los resultados de dosis efectiva con los niveles de referencia de la AAPM y se encontró que los resultados de la presente investigación son menores que los niveles de referencia recomendados por la AAPM (**Gráfico 13**). Esto significa que los protocolos aplicados en los centros de diagnóstico ayudan a optimizar los niveles de dosis administradas a los pacientes.

Gráfico 13. **Comparación de las dosis efectivas promedio de la investigación con los niveles de referencia para dosis efectiva recomendados por la AAPM.**



Fuente. Resultados de la investigación.

La **Tabla 12** muestra los resultados de dosis efectiva con su respectiva desviación estándar y los niveles de referencia recomendados por la AAPM.

Tabla 12. **Comparación entre los promedios de dosis efectiva obtenidos y los niveles de referencia recomendados por la AAPM.**

Región	Prom. dosis efectiva (mSv) ± σ	Nivel de referencia (AAPM) de dosis efectiva (mSv)
Abdomen	6.70 ± 0.79	10.00
Cabeza	1.69 ± 0.25	2.00

Fuente. Resultados de la investigación.

La **Tabla 13** presenta los resultados promedio de dosis efectiva por estudios de abdomen y cabeza con tomografía helicoidal. Estos resultados se proponen como niveles de referencia de dosis efectiva a nivel nacional.

Tabla 13. **Propuesta de niveles de referencia de dosis efectiva por TC helicoidal de abdomen y cabeza.**

Regiones de estudio	Propuesta de niveles de referencia de dosis Efectiva (mSv)
Abdomen	6.70
Cabeza	1.69

Fuente. Resultados de la investigación.

CONCLUSIONES

- Los resultados del Índice de Dosis en Tomografía Computarizada-volumétrico ($CTDI_{vol}$), en todos los equipos evaluados en la investigación, difieren de los valores indicados en la consola de control del equipo tomográfico, como máximo en un +13.09% para los estudios de abdomen y en +11.86% para los estudios de cabeza (**Tabla 3)**. Esto evidencia que, los valores del Producto Dosis-Longitud (DLP) indicados en la consola de control no serían precisos para que el personal del servicio pueda estimar dosis efectiva de manera individual.
- La optimización de protocolos de tomografía computarizada con la aplicación de barrido helicoidal para estudios de abdomen y cabeza generó una reducción considerable en la dosis de radiación absorbida por los pacientes, evidenciada por los resultados de $CTDI_{vol}$ promedio (**Tabla 7**) y DLP (**Tabla 9)**. Para más detalle, se compararon los resultados con los niveles de referencia establecidos por el Colegio Americano de Radiología (ACR) [11] y la Comisión Europea de Protección Radiológica (U.E.) [12].
- Se evidencia la estandarización de longitudes de exploración en los servicios de tomografía para los estudios de abdomen y cabeza con barrido helicoidal (**Tabla 8)**.
- El valor promedio de dosis efectiva calculada para exploraciones de abdomen mediante tomografía computarizada helicoidal es de **6.70 mSv**, esto representa un **33.0 %** de dosis de radiación menor que el valor recomendado por la AAPM (**10 mSv**) [6].
- El valor promedio de dosis efectiva para exploraciones de cabeza mediante tomografía computarizada helicoidal es de **1.69 mSv**, lo que representa un **15.5 %** de dosis de radiación menor que el valor recomendado por la AAPM (**2 mSv**) [6].
- A partir de la estimación de la dosis efectiva promedio en estudios de abdomen y cabeza mediante tomografía helicoidal, se plantea de manera conservadora la utilización de los resultados como niveles de referencia de dosis efectiva para estudios de tomografía computarizada helicoidal a nivel nacional (**Tabla 13**). Esta propuesta busca establecer parámetros que contribuyan a la optimización de la seguridad radiológica, favoreciendo la estandarización de prácticas en el ámbito clínico.

RECOMENDACIONES

- Es fundamental revisar y ajustar los protocolos de exposición considerando parámetros como mAs, kV y *pitch* según la región anatómica en estudio. Esto permitirá optimizar los niveles de dosis de radiación, garantizando una reducción de dosis sin afectar la calidad diagnóstica de la imagen.

- Se recomienda implementar el uso adecuado de la modulación automática de corriente (mAs) siempre que sea posible. Este ajuste permite adaptar la exposición a la densidad del paciente, optimizando la calidad de imagen y reduciendo la dosis innecesaria en zonas específicas.

- Antes de realizar pruebas dosimétricas para futuras investigaciones, se recomienda verificar si el equipo tomográfico está calibrado, garantizando su correcto funcionamiento y precisión en la adquisición de datos o medidas.

- Es importante realizar pruebas de control de calidad en los equipos de tomografía antes de iniciar trabajos de investigación, para detectar desviaciones en los parámetros técnicos. Estas variaciones pueden afectar la precisión en la recolección de datos dosimétricos, generando inconsistencias en las mediciones de dosis.

- Se recomienda considerar los niveles de referencia establecidos por la AAPM, ICRP y la Comisión Europea de Protección Radiológica para mejorar los criterios en investigaciones sobre dosimetría en tomografía computarizada en el país. Asimismo, el desarrollo de niveles de referencia propios facilitará la comparación de protocolos entre instituciones, impulsando estudios que contribuyan a la unificación de criterios de optimización.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] A. Brosed and P. Ruiz, Fundamentos de Física Médica, Madrid: SEFM, 2012.

[2] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt and J. M. Boone, The Essential Physics of Medical Imaging, Philadelphia: Wolters Kluwer, 2012.

[3] D. Dance, S. Christofides, A. Maidment, I. McLean and K. Ng, Diagnostic Radiology Physics, Viena: IAEA, 2014.

[4] ICRP, "Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica," *Annals of the ICRP,* vol. 37, no. 2-4, 2007.

[5] E. B. Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, Switzerland: Springer, 2016.

[6] AAPM Reports , "The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT," *AAPM Reports N° 96,* Enero 2008.

[7] IPEN, *Requisitos de protección radiológica en diagnóstico médico con rayos X,* 2013.

[8] IAEA, *Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe,* Viena, 2021.

[9] IAEA, Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe, IAEA, 2021.

[10] J. R. Taylor, An Introduction to Error Analysis: The Study Of Uncertainties in Physical Measurements, University Science Books, 1982.

[11] ACR, "ACR Practice Guideline for Diagnostic Reference Levels in Medical X-Ray Imaging," ACR, 2008.

[12] EU, "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography," EU, 2004.

[13] UNSCEAR, "Report 2000 Volumen I: Sources and Effects of Ionizing Radiation," Naciones Unidas, 2000.

[14] ICRP, "Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)," ELSEVIER, 2007.

[15] M. M. M. P. C. F. O. S. Curran TI, "Analysis of Effective Dose at Computed Tomography in a Modern 64 slice Multidetector CT System in an Irish Tertiary Care Centre with Local and International Reference Standards," Cork, 2020.

[16] S. Anim-Sampong, B. Ohene-Botwe, E. B. Adom and S. N. A. Tagoe, "Dose optimization of adult head computed tomography examination in an academic hospital in Ghana," *Radiation Physics and Chemistry,* vol. 205, 2023.

[17] M. E. Fahssi, S. Semghouli, B. Amaoui, L. Jroundi and M. Çaoui, "Patient radiation doses from adult CT examinations at the Souss Massa Regional Hospital," *SFRP,* pp. 13-18, 2023.

[18] "Lecturio," Marzo 2023. [Online]. Available: https://app.lecturio.com/#/article/2851.

[19] A. O. Ferrero, J. E. Estaún, S. M. Alonso, A. R. Arróniz, M. P. L. Valero and C. S. Rodríguez, "Desentrañando la tecnología de la tomografía computarizada helicoidal multicorte (TCMC)," Pamplona, 2014.

[20] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students, Viena: International Atomic Energy Agency, 2005.

[21] L. W. Goldman, "Principles of CT: Multislice CT," *Journal of Nuclear Medicine Technology (JNMT),* pp. 57-68, 2008.

[22] S. Mutic, J. R. Palta, E. K. Butker, I. J. Das, M. S. Huq, L.-N. D. Loo, B. J. Salter, C. H. McCollough and J. V. Dyk, "Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66," AAPM, 2003.

[23] L. W. Goldman, "Principles of CT and Technology," *Journal of Nuclear Medicine Technology,* vol. 35, no. 3, pp. 115 - 128, 2007.

[24] IAEA / ARCAL XLIX, Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, 2001.

[25] P. Tandon, D. Prakash, S. C. Kheruka and N. N. Bhat, Radiation Safety Guide for Nuclear Medicine Professionals, Springer, 2022.

ANEXOS

Anexo 1: Certificado de calibración de cámara de ionización RAYSAFE X2 CT



Certificate number: o60244475i284269-1

RaySafe™

Calibration Certificate

ACCREDITED
CALIBRATION CERT 3081.01

Customer
TECNOLOGIA ELECTRONMEDICA SAC
AV TOMAS MARSANO 1915
15038 LIMA
PE

Laboratory
Unfors RaySafe Inc.
2 Science Road
Glenwood, IL 60425-1586
USA
+1-833-296-9240
customerservice.us@raysafe.com

CUSTOMER INSTRUMENT

Product	X2 CT
Serial number	284269
Manufacturer	RaySafe

CALIBRATION INFORMATION

As found	10/4/2024
As left	10/4/2024
Adjustment done	Yes
Tested by	Tommy Cox
Approved by	Kierra Sullivan
	Kierra Sullivan
	Lab Technician
Certificate date	10/23/2024

CALIBRATION RESULT

AS FOUND: All measured and tested values of this certificate were found to be in conformance with the specification.

AS LEFT: All measured and tested values of this certificate were found to be in conformance with the specification.

Relevant instrument specifications

Air kerma: 5 %

This laboratory is accredited according to ISO/IEC 17025:2017 by the American Association for Laboratory Accreditation (A2LA) and the results shown in this certificate have been determined within the scope of accreditation unless stated otherwise in this certificate.

This certificate may not be reproduced other than in full, except with the prior written approval of Unfors RaySafe Inc.

Anexo 2: Certificado de calibración de cámara de ionización RADCAL 10X6 – 3 CT

Radcal

Certificate of Conformance

Ref No.: 31762

Issued to

QC Dose S. A. C.
Ing, Nicolas Romero Carlos
Av. Tomas Marsano 1915
Lima, 34
PERU

Identification

MODEL AGT-P-AG AG TOUCH PRO W/ AGDM+ S/N 55-3026

MODEL 10X6-3CT ION CHAMBER S/N 05-1915
MODEL AGMS-DM+ MULTISENSOR, DIAG/MAMMO S/N 43-2087

The equipment identified above has been calibrated and tested using production acceptance procedure A4500005, Radcal Quality Manual PP1007, Radcal Policy and Procedure PP1038, PI1045, PI1055, and other related documents. The equipment has been found to conform in all respects. These test procedures are designed to ensure that the tested equipment meets or exceeds all aspects of Radcal's published product specifications and requirements. Radcal is an ACLASS accredited calibration lab that meets the requirements of ISO 17025 and ANSI/NCSL Z540-1, cert number AC-1553.

All measurements performed during the acceptance testing employ equipment taceable to NIST or another recognized national laboratory such as Physikalisch-Technische Bundesansalt (PTB).

For additional information please refer to Radcal's Product note: "Service Description".

Certificate Issue Date: 03-Jan-23

By: Authorized Representative

Radcal Corporation
426 W. Duarte Rd. Monrovia, CA 91016
Tel: (626) 357-7921 FAX: (626) 357-8863 email: service@radcal.com
Note: This Certificate of Conformance shall not be reproduced except in full, without the written approval of Radcal Corporation.