

**Optimización de la dosis de radiación en pacientes obesos sometidos a tomografía
computarizada: Una revisión de la literatura científica**

Scarlett Sofia Valbuena Rojas

Asesor

Edna Rocío Jamaica Guío

Universidad Nacional Abierta y a Distancia

Escuela de Ciencias de la Salud ECISA

Tecnología en Radiología e Imágenes Diagnósticas

2026

Resumen

El aumento de la obesidad representa un reto en radiología diagnóstica, ya que el mayor espesor corporal incrementa la atenuación de los rayos X. Esto obliga a usar parámetros más altos para lograr imágenes de calidad, aumentando la dosis de radiación y el riesgo para el paciente. La obesidad afecta a más de 2.500 millones de adultos a nivel mundial (OMS, 2024) e incrementa la demanda de tomografía computarizada (TC) para el seguimiento de sus comorbilidades. El exceso de tejido adiposo aumenta la atenuación del haz de rayos X, lo que obliga a elevar los parámetros de exposición y puede incrementar la dosis de radiación hasta un 60% respecto a pacientes normopeso (Smith-Bindman et al., 2020), con el consiguiente riesgo estocástico a largo plazo. El presente trabajo tiene como objetivo revisar los sistemas basados en tecnologías IoT para el monitoreo de la dosis de radiación en pacientes obesos durante procedimientos radiológicos y analizar su impacto en la optimización de la exposición y en las estrategias de protección radiológica. Para ello, se realizó una revisión documental de literatura científica relacionada con dosis en tomografía computarizada, métodos de estimación dosimétrica como CTDIvol y SSDE, así como estrategias de optimización bajo el principio ALARA.

Los algoritmos DLR mostraron el mayor potencial, con reducciones de hasta el 68% (Aloisio et al., 2025). Las brechas prioritarias identificadas son la ausencia de DRL estratificados por tamaño corporal, la escasa implementación clínica del SSDE y la limitada evidencia latinoamericana. Los protocolos adaptativos por IMC, apoyados en tecnologías emergentes, constituyen el estándar de cuidado recomendado, en concordancia con el GSR Part 3 de la IAEA.

Palabras Clave: Dosis de Radiación, Tomografía Computarizada, Obesidad, Protección Radiológica.

Abstract

The increase in obesity represents a challenge in diagnostic radiology, since the greater body thickness increases the attenuation of X-rays. This forces higher parameters to be used to achieve quality images, increasing the radiation dose and the risk to the patient. Obesity affects more than 2,500 million adults worldwide (WHO, 2024) and increases the demand for computed tomography (CT) to monitor their comorbidities. Excess adipose tissue increases the attenuation of the X-ray beam, which forces exposure parameters to be raised and can increase the radiation dose by up to 60% compared to normal weight patients (Smith-Bindman et al., 2020), with the consequent long-term stochastic risk. The objective of this work is to review systems based on IoT technologies for monitoring radiation dose in obese patients during radiological procedures and to analyze their impact on exposure optimization and radiation protection strategies. To this end, a documentary review of scientific literature related to doses in computed tomography, dosimetric estimation methods such as CTDIvol and SSDE, as well as optimization strategies under the ALARA principle was carried out.

DLR algorithms showed the greatest potential, with reductions of up to 68% (Aloisio et al., 2025). The priority gaps identified are the absence of DRLs stratified by body size, the poor clinical implementation of the SSDE, and the limited Latin American evidence. Adaptive BMI protocols, supported by emerging technologies, constitute the recommended standard of care, in accordance with the IAEA GSR Part 3.

Keywords: Radiation Dose, Computed Tomography, Obesity, Radiation Protection.

Contenido

Introducción	9
Planteamiento del problema.....	10
Justificación	12
Objetivos.....	14
Objetivo General.....	14
Objetivos Específicos.....	14
Marco Teórico.....	15
Epidemiología de la Obesidad y Relevancia en Radiología Diagnóstica	15
Fundamentos Físicos: Atenuación, Absorción y Dispersión	17
Impacto de la Obesidad en la Calidad de la Imagen Diagnóstica en Tomografía	19
Compensación Técnica y el Aumento de la Dosis.....	21
<i>Voltaje del Tubo (kVp)</i>	21
<i>Corriente del Tubo (mAs)</i>	21
<i>Pitch</i>	22
Índices Dosimétricos en Tomografía Computarizada.....	22
<i>CTDIvol (Índice de dosis volumétrico)</i>	22
<i>DLP (Producto dosis-longitud)</i>	23
<i>La Solución del SSDE (Size-Specific Dose Estimate)</i>	23
Riesgos Acumulativos y Áreas de Alta Exposición	25
SSDE y la Metodología AAPM TG-204	25
Principio ALARA y Niveles de Referencia Diagnóstica (DRL)	26
Tecnologías de Optimización de Dosis en TC para Pacientes Obesos.....	27

<i>Modulación Automática de Corriente (AEC)</i>	27
<i>Reconstrucción Iterativa (IR) y Reconstrucción por Aprendizaje Profundo (DLR)</i>	27
<i>Internet de las Cosas (IoT) en Dosimetría de TC</i>	29
Marco Metodológico.....	32
Enfoque de la Investigación.....	32
Tipo de Investigación.....	32
Diseño de la Investigación	32
Población y Muestra	33
Estrategia y Descriptores de Búsqueda.....	33
Criterios de Inclusión y Exclusión.....	34
Consideraciones Éticas	35
Resultados.....	36
Caracterización de los Estudios Incluidos	36
Efectividad de la Reconstrucción Iterativa y DLR	38
Rol del SSDE en la Práctica Clínica.....	39
Integración de IoT en la Dosimetría de TC	39
Impacto de la Anatomía en la Física de la Radiación.....	39
Ajustes Técnicos e Incremento de Dosis	40
Limitaciones en la Calidad Diagnóstica	40
Inexactitud de la Dosimetría Convencional.....	40
Falta de Estandarización y Vacíos de Control	40
Brechas Identificadas en la Literatura.....	41

Conclusión	43
Referencias Bibliográficas	45

Lista de Tablas

Tabla 1 <i>Clasificación del Índice de Masa Corporal (IMC) según la Organización Mundial de la Salud</i>	16
Tabla 2 <i>Comparación de los Principales Índices Dosimétricos Empleados en Tomografía Computarizada</i>	24
Tabla 3 <i>Criterios de Inclusión y Exclusión para la Selección de Estudios</i>	34
Tabla 4 <i>Síntesis de Hallazgos sobre Estrategias de Optimización de Dosis en TC en Pacientes Obesos</i>	36
Tabla 5 <i>Hallazgos de la Revisión Documental</i>	41
Tabla 6 <i>Brechas Identificadas en la Literatura Científica sobre Optimización de Dosis en TC en Pacientes Obesos</i>	42

Lista de figuras

Figura 1 <i>Comparación de la Atenuación del haz de rayos X en paciente Normopeso y Paciente Obeso.</i>	19
Figura 2 <i>Comparación Esquemática de los Valores de CTDIvol y SSDE en Función del Diámetro Efectivo del Paciente.</i>	29
Figura 3 <i>Esquema de Arquitectura IoT para la Monitorización Dosimétrica en Tiempo Real en Servicios de TC</i>	30

Introducción

En la actualidad, la prevalencia de la obesidad a nivel mundial ha transformado la práctica de la radiología diagnóstica, convirtiéndola en un escenario de alta complejidad técnica. El incremento del tejido adiposo y del espesor corporal no es solo una característica anatómica, sino un factor determinante que altera la interacción física de los rayos X con el organismo. Debido a que el haz de radiación debe atravesar un mayor volumen de masa, se producen fenómenos masivos de absorción y dispersión de fotones, lo que deriva inevitablemente en imágenes con altos niveles de ruido y una nitidez comprometida para el diagnóstico clínico. (Suliman et al., 2021; Feldmane et al., 2023).

Bajo el imperativo ético del principio ALARA (mantener las dosis tan bajas como sea razonablemente posible), surge la necesidad de integrar herramientas tecnológicas de vanguardia. En este contexto, el Internet de las Cosas (IoT) y los sistemas de conectividad se perfilan como soluciones disruptivas para el monitoreo en tiempo real de la dosis acumulada, permitiendo una gestión más precisa y personalizada de la radioprotección. (Smith-Bindman et al., 2020; Tamura et al., 2022).

La adopción de métodos como el SSDE (estimación de dosis específica por tamaño) y algoritmos de reconstrucción avanzada son pasos fundamentales hacia una medicina de precisión en la imagenología.

El presente estudio propone, a través de una revisión documental y analítica, desglosar los factores técnicos que elevan la exposición radiológica en pacientes obesos durante la tomografía computarizada. El propósito final es identificar estrategias de optimización y el papel de las tecnologías emergentes para garantizar que la calidad diagnóstica no se logre a expensas de la seguridad del paciente.

Planteamiento del problema

La obesidad representa uno de los problemas de salud pública más acuciantes de la era contemporánea. Según la OMS (2024), entre 1990 y 2022 la prevalencia de la obesidad se duplicó en adultos y se cuadruplicó en adolescentes a nivel mundial. En América Latina, la prevalencia de obesidad supera el 25% en varios países, con proyecciones de crecimiento sostenido para las próximas décadas. En Colombia, el Ministerio de Salud y Protección Social reporta que aproximadamente el 22% de la población adulta presenta obesidad, con una tendencia al alza relacionada con los cambios en los patrones alimentarios y los estilos de vida sedentarios.

Desde la perspectiva de la imagenología diagnóstica, la creciente prevalencia de la obesidad plantea desafíos técnicos y dosimétricos de considerable magnitud en la práctica de la tomografía computarizada. La relación entre el índice de masa corporal (IMC) y los parámetros de adquisición de TC es directa: a mayor masa corporal, mayor atenuación del haz de fotones de rayos X y, por consiguiente, mayor necesidad de incrementar la energía y la intensidad del haz para obtener imágenes con contraste y ruido aceptables para el diagnóstico.

El problema central radica en un fenómeno físico inevitable: la atenuación del haz de rayos X. Debido al mayor volumen de tejido que los fotones deben atravesar, se producen procesos de absorción y dispersión masivos antes de que la radiación logre alcanzar los detectores. Esto genera imágenes con altos niveles de ruido y una baja relación señal-ruido, lo que compromete seriamente la precisión del diagnóstico clínico (Feldmane et al., 2023; Sulieman et al., 2021).

Para compensar esta pérdida de calidad, la práctica clínica habitual exige incrementar el voltaje (kVp) y la corriente del tubo (mAs). Si bien esto mejora la penetración del haz, tiene una

consecuencia crítica: los pacientes obesos reciben dosis de radiación significativamente más altas que los pacientes con una contextura estándar, elevando su riesgo biológico potencial. Los estudios disponibles documentan que los pacientes con IMC superior a 35 kg/m² pueden recibir dosis de radiación hasta un 60% superiores a las de pacientes normopeso en estudios de TC de abdomen y pelvis (Raman et al., 2013; Ngaile et al., 2012). Este exceso dosimétrico es particularmente preocupante en el contexto del principio ALARA, que rige la práctica de la radiología diagnóstica a nivel internacional.

En concordancia con lo descrito, el problema reside en que los protocolos actuales y los sistemas de medición no están plenamente adaptados a la realidad física de la obesidad, lo que genera una exposición excesiva, mediciones imprecisas y un vacío en el control dosimétrico que pone en riesgo la seguridad de estos pacientes. En este contexto surge la siguiente pregunta de investigación ¿Qué limitaciones presenta la literatura científica en el abordaje de la dosis de radiación en pacientes obesos durante estudios de tomografía computarizada, y qué estrategias han sido propuestas para su optimización y control?

Justificación

La elección de este tema de investigación se fundamenta en la preocupación constante por la seguridad del paciente en el área de radiología. A partir de la experiencia académica y práctica, se reconoce que los pacientes están expuestos a radiación ionizante con mayor frecuencia de la que comúnmente se percibe, especialmente en estudios de radiografía convencional, procedimientos portátiles y salas de cirugía (Hricak et al., 2011). La justificación de la presente revisión bibliográfica se fundamenta en tres dimensiones complementarias: epidemiológica, técnica y normativa.

Desde la perspectiva epidemiológica, la creciente prevalencia mundial de la obesidad documentada por la OMS (2024) y proyectada por Phelps et al. (2024) para alcanzar proporciones pandémicas en las próximas décadas, implica que los servicios de radiología diagnóstica atienden cada vez a una mayor proporción de pacientes con IMC elevado. Dado que muchas de las comorbilidades asociadas a la obesidad como la enfermedad cardiovascular, síndrome metabólico, enfermedad hepática y los trastornos musculoesqueléticos requieren seguimiento mediante TC, la demanda de estudios de TC en esta población continuará en aumento. Esta tendencia hace imperativa la sistematización del conocimiento sobre estrategias de optimización dosimétrica específicas para pacientes obesos.

En el plano técnico, la optimización de la dosis de radiación en TC representa uno de los retos más relevantes de la física médica contemporánea. La implementación inadecuada de técnicas de optimización puede tener consecuencias en dos sentidos: el uso de dosis insuficientes conduce a imágenes ruidosas de calidad diagnóstica subóptima, con el riesgo de errores diagnósticos; el uso de dosis excesivas aumenta innecesariamente el riesgo estocástico del paciente. Encontrar el equilibrio óptimo requiere un profundo conocimiento de los parámetros

técnicos disponibles, sus efectos sobre la calidad de imagen y la dosis, y las tecnologías de optimización existentes.

Normativamente, la IAEA establece en el documento GSR Part 3 que todo uso de radiación ionizante con fines médicos debe cumplir los principios de justificación, optimización y limitación de dosis.

En Colombia, la Resolución 40377 de 2022 del Ministerio de Salud y Protección Social regula el uso de radiaciones ionizantes en el ámbito médico y exige la implementación de programas de optimización de dosis y garantía de calidad en los servicios de radiología diagnóstica. La presente revisión contribuye a la fundamentación científica necesaria para el cumplimiento de estas normativas, al sistematizar la evidencia disponible sobre las mejores prácticas de optimización dosimétrica en TC para pacientes obesos.

La pertinencia académica de esta revisión se refuerza por el hecho de que, a pesar de la relevancia del tema, la literatura disponible en español es significativamente escasa en comparación con la publicada en inglés, lo que limita la transferencia de conocimiento a los profesionales latinoamericanos de la radiología diagnóstica. Este trabajo representa una contribución valiosa para la comunidad académica y profesional hispanohablante en el campo de la imagenología y la física médica.

Objetivos

Objetivo General

Analizar las estrategias de optimización de la dosis de radiación en pacientes obesos sometidos a tomografía computarizada, mediante una revisión sistemática de la literatura científica publicada entre 2017 y 2025, identificando los factores que influyen en el equilibrio entre calidad de imagen y radioprotección

Objetivos Específicos

Describir los fundamentos físicos de la interacción de la radiación ionizante con el tejido adiposo en pacientes obesos y su impacto en los parámetros dosimétricos de la TC.

Examinar los índices dosimétricos CTDIvol, DLP y SSDE, sus metodologías de cálculo y sus limitaciones para la estimación de dosis en pacientes con morfología corporal no estándar.

Evaluar la efectividad de las estrategias de optimización dosimétrica, incluyendo AEC, reconstrucción iterativa, DLR e IoT en la reducción de la dosis de radiación en pacientes obesos, con base en la evidencia científica disponible.

Identificar las brechas de conocimiento existentes en la literatura científica sobre optimización de dosis en TC en pacientes obesos y proponer líneas de investigación prioritarias.

Sintetizar las recomendaciones basadas en evidencia para la implementación de protocolos dosimétricos personalizados para pacientes obesos en los servicios de TC, en concordancia con los principios internacionales de radioprotección.

Marco Teórico

El aumento de la obesidad a nivel mundial representa un desafío crítico en la adquisición de imágenes médicas. En pacientes con un alto índice de masa corporal, el incremento del espesor corporal y del tejido adiposo provoca una mayor atenuación del haz de rayos X. Este fenómeno físico ocurre debido a la absorción y dispersión de los fotones dentro del cuerpo, lo que genera un aumento del ruido en la imagen y dificulta la visualización de estructuras anatómicas, comprometiendo la precisión diagnóstica.

Epidemiología de la Obesidad y Relevancia en Radiología Diagnóstica

La obesidad se define como una enfermedad crónica, multifactorial y pandémica, caracterizada por un exceso de tejido adiposo corporal que resulta de un desequilibrio entre la ingesta calórica y el gasto energético, condicionado por factores genéticos, metabólicos, hábitos de vida, factores ambientales y culturales (OMS 2024). Desde una perspectiva epidemiológica global, su prevalencia ha experimentado un incremento sin precedentes en las últimas cinco décadas. La Organización Mundial de la Salud (OMS) establece la clasificación basada en el Índice de Masa Corporal ($IMC = \text{peso}/\text{estatura}^2, \text{kg}/\text{m}^2$):

Normal: 18,5 – 24,9

Sobrepeso: 25,0 – 29,9

Obesidad: 30,0 – 39,9

Obesidad mórbida: $\geq 40,0$

Actualmente, la obesidad representa uno de los principales problemas de salud pública en América y Europa; en Estados Unidos el 68% de adultos presenta sobrepeso u obesidad, y en México alcanza el 68% en adultos y el 26% en niños, ocupando los primeros lugares mundiales en prevalencia. Phelps et al. (2024), en un análisis prospectivo publicado en The Lancet,

proyectan que para 2035 más del 50% de la población adulta mundial podría clasificarse como obesa o con sobrepeso, con las regiones de América Latina, América del Norte y el Oriente Medio mostrando tasas de crecimiento particularmente aceleradas.

La clasificación de la obesidad según el IMC, establecida por la OMS, tiene implicaciones directas para la planificación de protocolos de TC, ya que las necesidades técnicas y dosimétricas varían significativamente entre los diferentes grados de obesidad.

Tabla 1

Clasificación del Índice de Masa Corporal (IMC) según la Organización Mundial de la Salud

Categoría	IMC (kg/m ²)	Implicaciones en TC
Bajo peso	< 18,5	Dosis reducida; riesgo de imagen ruidosa con protocolos estándar
Normopeso	18,5 – 24,9	Parámetros estándar de referencia para calibración de protocolos
Sobrepeso	25,0 – 29,9	Ajuste leve de mAs; generalmente sin impacto significativo en dosis
Obesidad grado I	30,0 – 34,9	Incremento moderado de dosis; uso de AEC recomendado
Obesidad grado II	35,0 – 39,9	Incremento significativo de dosis (30–60%); ajuste de kVp y mAs necesario
Obesidad grado III (mórbida)	≥ 40,0	Dosis muy elevada; pueden surgir limitaciones físicas del equipo (peso máximo); necesidad de protocolos personalizados

Nota. IMC = Índice de Masa Corporal. AEC = Control Automático de Exposición. kVp =

Kilovoltaje pico. mAs = Miliamperios por segundo. Fuente: Adaptado de OMS (2024) y Uppot (2018).

En el contexto latinoamericano, el Observatorio Global de la Salud de la OMS (2024) reporta que Colombia presenta una prevalencia de obesidad de aproximadamente el 22,3% en adultos mayores de 18 años, con un crecimiento sostenido en las últimas dos décadas. Esta prevalencia tiene implicaciones directas para la carga de trabajo y la planificación técnica de los servicios de TC en el país, dado que los pacientes obesos requieren protocolos de adquisición diferenciados y una mayor capacidad técnica por parte de los equipos y del personal de radiología (Phelps et al., 2024; Chang et al., 2019).

Fundamentos Físicos: Atenuación, Absorción y Dispersión

El principal problema físico en la atención de pacientes obesos es el incremento del espesor corporal, el cual está directamente relacionado con una mayor cantidad de tejido adiposo. El aumento de la tasa de tejido genera una atenuación crítica del haz de rayos X.

La formación de imágenes en TC se fundamenta en la atenuación diferencial del haz de rayos X al atravesar los distintos tejidos del cuerpo humano. Este fenómeno obedece a la ley de Beer-Lambert, que establece que la intensidad del haz disminuye exponencialmente al atravesar un material dado, en función del coeficiente de atenuación lineal (μ) característico de cada tejido y del espesor del medio atravesado (Zalce 2013; Labbé Atenas & Vergara Armas 2020).

En el rango de energías empleado en TC diagnóstica (60–140 kVp), los mecanismos de interacción fotón-materia predominantes son el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton (Sulieman et al., 2021).

El efecto fotoeléctrico predomina a bajas energías (< 60 keV) e implica la absorción completa del fotón incidente por un átomo del medio, con la consiguiente emisión de un fotoelectrón. La probabilidad de este efecto depende fuertemente del número atómico del material (Z^3) y decrece rápidamente con la energía (E^{-3}). El tejido adiposo, con su bajo número

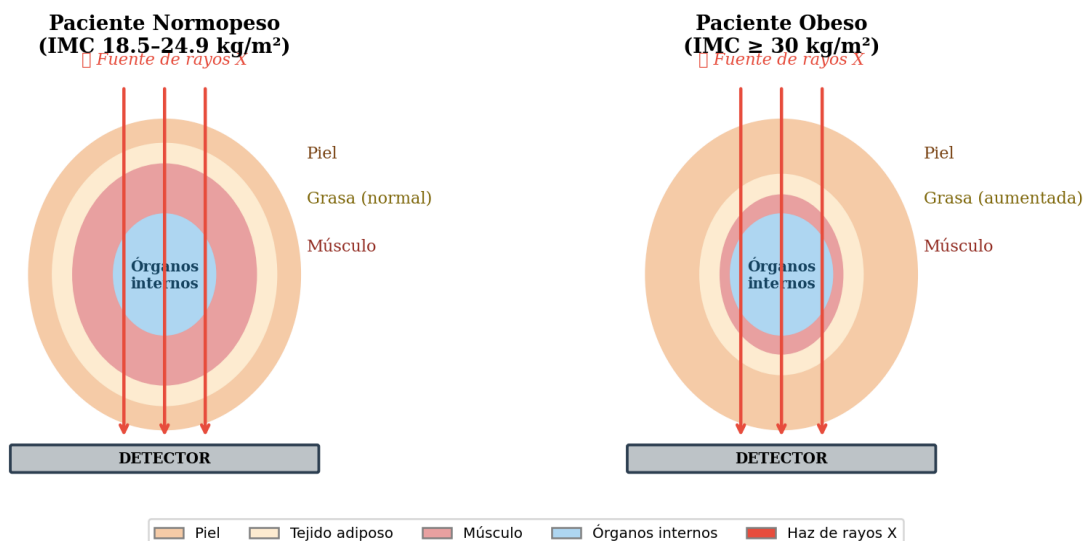
atómico efectivo, presenta un coeficiente de atenuación fotoeléctrico significativamente inferior al del tejido muscular, el hueso o los vasos sanguíneos (Zalce, 2013; Xu et al., 2020).

La dispersión Compton, dominante en el rango de energías clínico de la TC (60–120 kVp), implica la interacción del fotón incidente con un electrón de la capa externa del átomo, resultando en la emisión de un fotón de menor energía en una dirección diferente y un electrón de retroceso. Este mecanismo es esencialmente independiente del número atómico y depende principalmente de la densidad electrónica del medio. El tejido adiposo tiene una densidad electrónica aproximadamente un 10% inferior a la del tejido muscular, lo que implica una menor probabilidad de dispersión Compton por unidad de volumen (Labbé Atenas & Vergara Armas, 2020; Sulieman et al., 2021).

En pacientes obesos, el efecto macroscópico es un incremento en la longitud del trayecto efectivo que debe atravesar el haz de rayos X para alcanzar los detectores, así como una mayor heterogeneidad en la distribución espacial de los coeficientes de atenuación. El resultado es una mayor atenuación total del haz y, por consiguiente, una reducción en la señal detectada expresada como mayor ruido en la imagen, a menos que se incrementen los parámetros de exposición (Uppot, 2018; Qurashi et al., 2018; Feldmane et al., 2023).

Figura 1

Comparación de la Atenuación del Haz de rayos X en Paciente Normopeso y Paciente Obeso.



— Mayor tejido adiposo → mayor atenuación del haz → mayor dosis necesaria para calidad diagnóstica equivalente —

Nota. En el paciente obeso, el mayor espesor de tejido adiposo incrementa la longitud del trayecto efectivo del haz, produciendo mayor atenuación y mayor ruido en la imagen sin ajuste de parámetros de exposición. Fuente. Elaboración propia basada en Uppot (2018) y Qurashi et al. (2018).

Impacto de la Obesidad en la Calidad de la Imagen Diagnóstica en Tomografía

La consecuencia inmediata de la atenuación y la absorción es la degradación de la calidad de la imagen. Cuando menos fotones alcanzan los detectores, se produce un aumento significativo del ruido en la imagen y una disminución en la relación señal-ruido (SNR). En términos prácticos, esto se traduce en imágenes menos nítidas o con apariencia "granulada", lo que dificulta la visualización clara de las estructuras anatómicas y puede llegar a comprometer la precisión del diagnóstico clínico.

La calidad de las imágenes de TC se evalúa mediante parámetros como la relación señal-ruido (SNR), la relación contraste-ruido (CNR), la resolución espacial, la resolución de contraste

y la presencia de artefactos. En pacientes obesos, todos estos parámetros se ven afectados negativamente cuando se aplican los mismos protocolos de adquisición empleados en pacientes de peso normal (Uppot, 2018; Trumm et al., 2019).

El incremento del ruido cuántico es el efecto más inmediato y relevante. El ruido en una imagen de TC es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del número de fotones detectados ($\sigma \propto 1/\sqrt{N}$). Al aumentar el espesor corporal, la atenuación del haz incrementa y el número de fotones que alcanza los detectores disminuye, resultando en mayor ruido. Macri et al. (2023) documentan que en pacientes con IMC $> 35 \text{ kg/m}^2$, el ruido en imágenes de TC abdominal puede ser hasta tres veces mayor que en pacientes de peso normal si se utilizan los mismos parámetros de adquisición, comprometiendo la capacidad diagnóstica del estudio.

Los artefactos de imagen representan otro desafío significativo en pacientes obesos. La mayor heterogeneidad en la distribución del tejido adiposo genera artefactos de endurecimiento del haz (beam hardening), artefactos de dispersión y artefactos de truncado cuando el paciente excede el campo de visión del equipo. Brady et al. (2021) identifican que los artefactos de truncado son especialmente frecuentes en pacientes con obesidad mórbida (IMC $\geq 40 \text{ kg/m}^2$) y pueden comprometer gravemente la evaluación de las estructuras periféricas.

La resolución de contraste disminuye por la reducción en la CNR, lo que dificulta la diferenciación de estructuras con similares coeficientes de atenuación. Choi et al. (2018) demuestran que la combinación de ruido incrementado y baja CNR en pacientes obesos puede reducir hasta en un 35% la sensibilidad diagnóstica para la detección de lesiones focales hepáticas de menos de 1 cm de diámetro.

Compensación Técnica y el Aumento de la Dosis

Los principales parámetros técnicos de adquisición en TC que influyen en la dosis de radiación y la calidad de imagen son: el kilovoltaje pico (kVp), los miliamperios por segundo (mAs), el tiempo de rotación del tubo, el pitch (relación entre el avance de la mesa por rotación y el ancho total del haz), el campo de visión (FOV) y el espesor de corte. En pacientes obesos, la selección óptima de cada uno de estos parámetros requiere un análisis cuidadoso de sus efectos sobre la dosis y la calidad de imagen (Desai et al., 2013; Ngaile et al., 2012; Yiming et al., 2016).

Para contrarrestar la pérdida de calidad de imagen causada por el espesor del paciente, los sistemas de radiología y tomografía computarizada (TC) requieren ajustes en sus parámetros técnicos:

Voltaje del Tubo (kVp)

El kVp determina la energía máxima del espectro de rayos X producido. Un mayor kVp implica fotones de mayor energía, mayor poder de penetración en tejidos gruesos y, generalmente, mayor dosis al paciente. En pacientes obesos, la selección de kVp elevado (100–140 kVp) reduce el ruido de la imagen; sin embargo, también reduce el contraste inherente al efecto fotoeléctrico en tejidos con alto número atómico. Zanon et al. (2024) demuestran que protocolos adaptativos de kVp permiten reducir la dosis hasta en un 20% en pacientes obesos sin comprometer la calidad diagnóstica.

Corriente del Tubo (mAs)

Los mAs determinan la cantidad de fotones producidos por el tubo de rayos X y tienen una relación lineal directa con la dosis de radiación. Su incremento en pacientes obesos es la estrategia más directa para compensar la mayor atenuación, pero también la que mayor impacto dosimétrico genera. La modulación automática de corriente (AEC), que ajusta los mAs en

tiempo real en función de la atenuación medida durante el topograma, representa la herramienta más eficaz para optimizar este parámetro de forma individualizada (Sullivan et al., 2017; McGhie et al., 2024).

Pitch

El pitch define la velocidad de avance de la mesa y la superposición entre adquisiciones consecutivas. Un pitch elevado reduce el tiempo de adquisición y la dosis, pero puede incrementar el ruido si no se compensa con un aumento de mAs. En pacientes obesos, la selección del pitch debe equilibrar la necesidad de reducir los artefactos de movimiento con los requisitos dosimétricos del protocolo (Melzig et al., 2024; Abuzaid, 2025).

Sin embargo, estos ajustes técnicos tienen un costo biológico: generan un incremento proporcional en la dosis de radiación administrada. Diversas investigaciones indican que los pacientes obesos reciben dosis significativamente más elevadas que los pacientes con peso estándar para obtener estudios de la misma calidad diagnóstica (Abuzaid, 2025).

Índices Dosimétricos en Tomografía Computarizada

Los índices dosimétricos empleados en TC para la cuantificación y comparación de la dosis de radiación son el CTDIvol (Computed Tomography Dose Index volumétrico), el DLP (Dosis-Longitud Producto) y el SSDE (Size-Specific Dose Estimate). Cada uno ofrece información complementaria sobre la exposición radiológica del paciente, pero presenta limitaciones específicas especialmente relevantes en el contexto de pacientes obesos (Ferrero et al., 2019; Xu et al., 2020).

CTDIvol (Índice de dosis volumétrico)

El CTDIvol es el índice dosimétrico más ampliamente utilizado en la práctica clínica de TC. Se define como la dosis media absorbida en un fantoma cilíndrico estándar de

polimetilmetacrilato (PMMA) de 16 cm (cabeza) o 32 cm (cuerpo) de diámetro, por unidad de longitud de adquisición. Su fórmula de cálculo es: $CTDI_{vol} = CTDI_{100} / \text{pitch}$, donde $CTDI_{100}$ es la integral del perfil de dosis medido en el fantoma a lo largo de 100 mm (Labbé Atenas & Vergara Armas, 2020; Zalce, 2013).

La principal limitación del $CTDI_{vol}$ en el contexto de pacientes obesos radica en que el fantoma de 32 cm subestima sistemáticamente la dosis absorbida en pacientes con diámetros corporales superiores. Van der Molen et al. (2023) y Uniyal (2024) demuestran que, para pacientes con diámetros efectivos superiores a 40 cm, el $CTDI_{vol}$ puede subestimar la dosis real entre un 30% y un 50%. Esta limitación hace que las comparaciones con los DRL basados en $CTDI_{vol}$ no sean representativas de la dosis real recibida por el paciente obeso.

DLP (Producto dosis-longitud)

El DLP se obtiene multiplicando el $CTDI_{vol}$ por la longitud total de la adquisición (L): $DLP = CTDI_{vol} \times L$. Es un índice que refleja la dosis total del estudio completo y es la base para el cálculo de la dosis efectiva mediante coeficientes de conversión (k-factor). Comparte las mismas limitaciones que el $CTDI_{vol}$ en relación con los pacientes obesos (Firdous et al., 2023; Brady, 2023). Otro problema radica en que estos indicadores suelen utilizar modelos (fantomas) que no representan las dimensiones reales de un paciente obeso, lo que conduce a subestimar o sobreestimar la dosis real absorbida por los órganos del paciente.

La Solución del SSDE (Size-Specific Dose Estimate)

Como respuesta a la imprecisión del $CTDI_{vol}$, la literatura médica ha propuesto el SSDE (Size-Specific Dose Estimate). Este método aplica factores de corrección que consideran el diámetro efectivo del paciente, permitiendo una estimación de la dosis mucho más precisa y personalizada según las características corporales extremas de la población obesa. La

implementación del SSDE es un paso fundamental para mejorar la evaluación del riesgo radiológico en estos pacientes.

El SSDE fue desarrollado por el grupo de trabajo TG-204 de la AAPM con el objetivo de corregir las limitaciones del CTDIvol para pacientes con tamaños corporales no estándar (Uniyal, 2024). Se calcula multiplicando el CTDIvol por un factor de corrección (f) que depende del diámetro efectivo (DE) del paciente: $SSDE = CTDIvol \times f(DE)$. El diámetro efectivo se define como la media geométrica de los diámetros anteroposterior (AP) y lateral (LAT): $DE = \sqrt{(AP \times LAT)}$. Para pacientes obesos con diámetros superiores a 32 cm, el factor f es inferior a 1,0, lo que indica que el CTDIvol sobreestima la dosis central, pero subestima la dosis periférica (van der Molen et al., 2023; Steiniger et al., 2022; Yiming et al., 2016).

Tabla 2

Comparación de los Principales Índices Dosimétricos Empleados en Tomografía Computarizada

Índice	Definición	Unidad	Limitación en Obesos	Referencia
CTDIvol	Dosis media en fantoma estándar por unidad de longitud	mGy	Subestima dosis real en pacientes con diámetro > 32 cm	Van der Molen et al. (2023)
DLP	CTDIvol \times longitud de adquisición	mGy·cm	Mismas limitaciones que CTDIvol	Brady (2023)
SSDE	CTDIvol \times factor de corrección por tamaño corporal	mGy	Requiere medición del diámetro efectivo del paciente	AAPM TG-204; Uniyal (2024)
DLP-E (Dosis Efectiva)	DLP \times k-factor (conversión energía)	mSv	k-factor no estandarizado para obesos	Firdous et al. (2023)

Nota. CTDIvol = Computed Tomography Dose Index volumétrico. DLP = Dosis-Longitud

Producto. SSDE = Size-Specific Dose Estimate. AAPM TG-204 = Grupo de Trabajo 204 de la

Asociación Americana de Físicos en Medicina. Fuente. elaboración propia basada en las referencias citadas.

Riesgos Acumulativos y Áreas de Alta Exposición

La radiación ionizante tiene un efecto acumulativo en el organismo. Muchos pacientes obesos, debido a sus comorbilidades, son sometidos a múltiples estudios a lo largo de su atención médica, y esta acumulación suele pasar desapercibida por falta de seguimiento. Además de la TC, los procedimientos de fluoroscopia intervencionista (cirugías guiadas por imagen) son críticos, ya que pueden prolongarse durante horas. En estos casos, la necesidad de aumentar la potencia del haz para atravesar el tejido adiposo incrementa peligrosamente la dosis tanto para el paciente como para el personal médico.

SSDE y la Metodología AAPM TG-204

El grupo de trabajo TG-204 de la AAPM publicó en 2011 el informe técnico que establece la metodología de cálculo del SSDE. Este índice supone una mejora sustancial respecto al CTDI_{vol} para la estimación de la dosis en pacientes con tamaños corporales no estándar, incluyendo pacientes pediátricos y pacientes obesos (Uniyal, 2024; Chacko et al., 2024). Welsh et al. (2024) identifican que solo el 34% de los servicios de TC a nivel mundial emplean el SSDE de forma sistemática, siendo las principales barreras la falta de integración automática en los sistemas de información de radiología (RIS) y la escasa familiarización del personal con la metodología de cálculo.

Welsh et al. (2024) y Chacko et al. (2024) destacan que la implementación sistemática del SSDE en la práctica clínica rutinaria es aún limitada, a pesar de las recomendaciones de la AAPM y la IAEA. La solución pasa fundamentalmente por la formación del personal de radiología y la actualización de los sistemas de información para incluir el cálculo automático del

diámetro efectivo y el SSDE como parte del informe dosimétrico estándar (van der Molen et al., 2023; Mohammed et al., 2025).

Principio ALARA y Niveles de Referencia Diagnóstica (DRL)

El principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) constituye el fundamento ético y técnico de la radioprotección en radiología diagnóstica. Su aplicación en TC implica el diseño de protocolos de adquisición que minimicen la dosis de radiación administrada al paciente sin comprometer la calidad diagnóstica de las imágenes obtenidas (Hricak et al., 2011; Pfeffer et al., 2022). Este principio es recogido en el documento GSR Part 3 de la IAEA como parte del principio de optimización, y es obligatorio en todos los Estados miembros de la IAEA, incluyendo Colombia.

Los Niveles de Referencia Diagnóstica (DRL) son valores de dosis que, basados en encuestas multicéntricas, representan el tercer cuartil de la distribución de dosis medidas en estudios de referencia para pacientes estándar. Los DRL no son límites de dosis, sino herramientas de optimización (Mohammed et al., 2025; Hricak et al., 2011). Si una instalación supera sistemáticamente los DRL para un tipo determinado de estudio, debe revisar sus protocolos y buscar la causa del exceso dosimétrico.

Steiniger et al. (2022) y Mohammed et al. (2025) destacan que los DRL actuales, establecidos para pacientes estándar de 70 kg, son insuficientes para orientar la optimización dosimétrica en pacientes obesos. Proponen el establecimiento de DRL específicos para diferentes categorías de tamaño corporal, estratificados por IMC o por diámetro efectivo, siguiendo la metodología propuesta por la AAPM y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) (van der Molen et al., 2023; Steiniger et al., 2022).

Tecnologías de Optimización de Dosis en TC para Pacientes Obesos

Bajo el principio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), la protección radiológica en obesos busca la dosis mínima necesaria para un diagnóstico válido. Las herramientas tecnológicas actuales incluyen

Modulación Automática de Corriente (AEC)

La modulación automática de corriente (AEC) es un sistema que ajusta los mAs del tubo de rayos X en tiempo real durante la adquisición, en función de las variaciones en la atenuación del haz a lo largo del volumen de adquisición. El objetivo es mantener un nivel de ruido constante en toda la imagen, reduciendo los mAs en proyecciones donde la atenuación es baja y aumentándolos donde es alta (Sullivan et al., 2017). Almohammed et al. (2024) demuestran que la implementación de AEC en pacientes obesos permite reducir la dosis de radiación entre un 20% y un 40% en comparación con protocolos de mAs fijo, sin compromiso significativo de la calidad diagnóstica.

Los principales sistemas comerciales de AEC disponibles son: CARE Dose4D (Siemens Healthineers), DoseRight/D-DOM (Philips Healthcare), SmartmA/AutomA (GE HealthCare) y SureExposure (Canon Medical). Sullivan et al. (2017) y McGhie et al. (2024) comparan el rendimiento de estos sistemas en pacientes obesos y concluyen que los sistemas de modulación tridimensional angular y longitudinal combinadas, ofrecen las mayores reducciones dosimétricas.

Reconstrucción Iterativa (IR) y Reconstrucción por Aprendizaje Profundo (DLR)

Los algoritmos de reconstrucción iterativa (IR) representan un avance fundamental respecto a la reconstrucción analítica convencional (filtered back projection, FBP) para la optimización de la calidad de imagen con dosis reducidas. A diferencia de la FBP, los algoritmos IR realizan múltiples iteraciones entre los datos de proyección medidos y el modelo estadístico

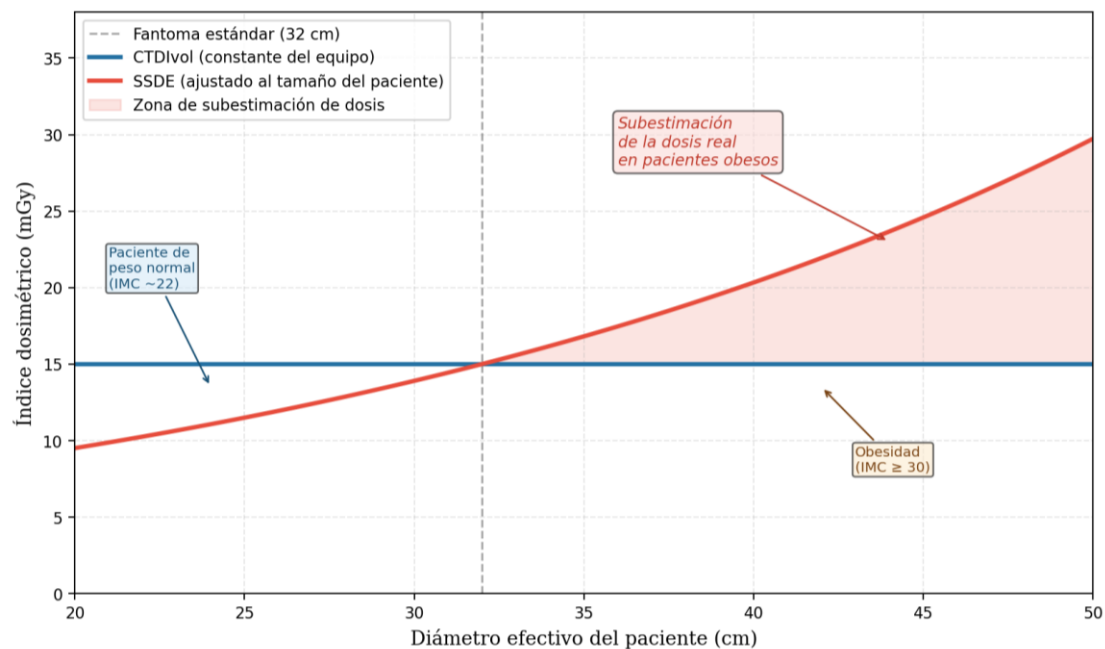
del proceso de adquisición, permitiendo una reducción significativa del ruido sin pérdida de resolución espacial (Brady, 2023; Raman et al., 2013).

Los algoritmos IR se clasifican en reconstrucción iterativa híbrida (ASIR/ASIR-V de GE, SAFIRE de Siemens, iDose de Philips, AIDR 3D de Canon) y reconstrucción iterativa model-based (MBIR o Veo de GE, ADMIRE de Siemens). Tamura et al. (2022) demuestran que la aplicación de algoritmos IR en pacientes obesos permite mantener la calidad diagnóstica con reducciones de dosis entre el 30% y el 60% respecto a los protocolos FBP estándar. Brady et al. (2021) confirman que SAFIRE nivel 3 es óptimo para pacientes obesos sin generar artefactos excesivos.

La reconstrucción por aprendizaje profundo (Deep Learning Reconstruction, DLR) representa la generación más reciente de algoritmos de optimización de imagen en TC. Utilizando redes neuronales convolucionales (CNN) entrenadas con grandes conjuntos de imágenes de referencia, los algoritmos DLR pueden reducir el ruido de forma significativa a dosis muy bajas (Brady, 2023; Panakkal et al., 2023). Aloisio et al. (2025) demuestran que el algoritmo TrueFidelity (GE HealthCare), en pacientes con IMC elevado, permite reducir la dosis hasta en un 68% manteniendo una calidad diagnóstica superior a la obtenida con IR convencional.

Figura 2

Comparación Esquemática de los Valores de CTDIvol y SSDE en Función del Diámetro Efectivo del Paciente.



Nota. A medida que el diámetro aumenta por encima del fantoma de referencia de 32 cm (pacientes obesos), la divergencia entre ambos índices se incrementa, evidenciando la subestimación sistemática del CTDIvol. Fuent. Elaboración propia basada en AAPM TG-204, Van der Molen et al. (2023) y Uniyal (2024).

Internet de las Cosas (IoT) en Dosimetría de TC

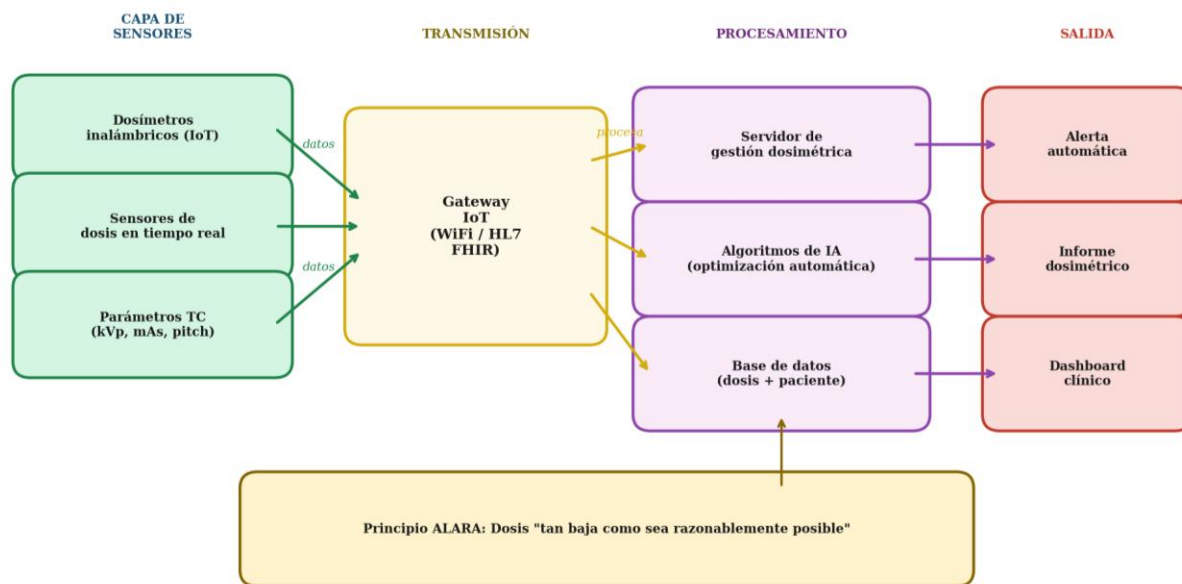
El Internet de las Cosas (IoT) en el ámbito de la dosimetría radiológica comprende el conjunto de dispositivos interconectados como dosímetros electrónicos, sensores de radiación en tiempo real y sistemas de monitoreo integrados en la infraestructura hospitalaria, que permiten la medición, transmisión y análisis automatizado de datos de dosis de radiación (Abu-Samah et al., 2021; Bajwa et al., 2022). Abu-Samah et al. (2021) describen un sistema IoT de dosimetría en tiempo real que integra sensores MOSFET inalámbricos con plataformas de análisis en la nube,

permitiendo el monitoreo continuo de la dosis recibida por pacientes en seguimiento oncológico mediante TC.

Bajwa et al. (2022) proponen una arquitectura de IoT para la gestión dosimétrica en servicios de TC que integra datos de dosis de múltiples equipos con los registros electrónicos de salud (EHR/HIS) del paciente, facilitando el cálculo automático del historial dosimétrico acumulado y la generación de alertas cuando se superan los DRL establecidos. Krupinski et al. (2020) evalúan la implementación de estos sistemas y concluyen que la integración IoT puede reducir la variabilidad interdepartamental en la dosis administrada hasta en un 25%, mediante la retroalimentación automatizada a los técnicos y radiólogos.

Figura 3

Esquema de Arquitectura IoT para la Monitorización Dosimétrica en Tiempo Real en Servicios de TC



Nota. Los sensores inalámbricos transmiten datos de dosis al servidor de gestión, que los integra con el HIS/RIS para el cálculo del historial dosimétrico acumulado y la generación de alertas

automatizadas. Fuente. Elaboración propia basada en Abu-Samah et al. (2021) y Bajwa et al. (2022).

La optimización se define como el equilibrio entre calidad de imagen suficiente para diagnóstico y mínima dosis de radiación posible, conforme al principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) y normativas internacionales de protección radiológica. En pacientes obesos, este equilibrio es complejo, ya que menor dosis genera imágenes no diagnósticas, y dosis alta incrementa riesgo.

Los indicadores utilizados con mayor frecuencia para evaluar la dosis de radiación en tomografía computarizada incluyen el CTDI_{vol} y el DLP. El CTDI_{vol} corresponde a una medida estandarizada de la salida de radiación del equipo, mientras que el DLP representa la energía total administrada durante el estudio. Sin embargo, diversos autores señalan que estos indicadores presentan limitaciones importantes en pacientes obesos debido a que se basan en fantomas estandarizados que no representan adecuadamente las características anatómicas individuales (Smith-Bindman et al., 2019).

Como alternativa, el método SSDE incorpora factores correctivos basados en el diámetro efectivo del paciente, proporcionando una estimación más precisa de la dosis absorbida (Yiming, 2016; Ngaile et al., 2012).

Marco Metodológico

Enfoque de la Investigación

La presente investigación se desarrolla bajo un enfoque cualitativo con apoyo en información cuantitativa, dado que se centra en el análisis e interpretación de resultados reportados en la literatura científica relacionados con la dosis de radiación en pacientes obesos sometidos a tomografía computarizada.

Si bien se consideran variables numéricas como los indicadores dosimétricos (CTDIvol, DLP y SSDE) y parámetros técnicos (kVp, mAs), estos datos provienen de estudios previamente publicados y no son generados directamente en esta investigación. Por lo tanto, el estudio se orienta a la revisión, comparación e interpretación de evidencia científica, con el fin de identificar patrones, diferencias y estrategias de optimización de la dosis radiológica en esta población.

Tipo de Investigación

El estudio corresponde a una investigación de tipo documental, basada en la recopilación y análisis de fuentes secundarias, tales como artículos científicos indexados, revisiones sistemáticas y documentos técnicos en el área de la radiología diagnóstica.

Asimismo, presenta un alcance descriptivo-analítico, ya que describe el comportamiento de la dosis de radiación en pacientes obesos y analiza las estrategias utilizadas para su reducción y optimización, reportadas en la literatura científica.

Diseño de la Investigación

El diseño es de tipo no experimental, debido a que no se manipulan variables ni se realizan intervenciones directas sobre pacientes, sino que se analiza información previamente documentada.

Adicionalmente, se enmarca en un diseño transversal, puesto que la información se recopila y analiza en un periodo determinado, sin seguimiento en el tiempo.

Población y Muestra

La población de estudio está constituida por artículos científicos y documentos académicos relacionados con la dosis de radiación en tomografía computarizada.

La muestra corresponde a un conjunto de documentos seleccionados de bases de datos científicas, incluyendo estudios como los de Ai T. et al. (2020), Smith-Bindman R. et al. (2019, 2020), Sulieman A. et al. (2021) y Feldmane I. et al. (2023), entre otros, los cuales abordan la calidad de imagen, la reducción de dosis y el impacto de la obesidad en estudios de tomografía computarizada.

Los criterios de selección incluyeron:

Publicaciones relacionadas con tomografía computarizada y dosis de radiación

Estudios enfocados en pacientes con sobrepeso u obesidad

Investigaciones sobre optimización de dosis y calidad de imagen

Artículos en idioma inglés y español

Publicaciones con rigor científico y relevancia académica

Estrategia y Descriptores de Búsqueda

La búsqueda bibliográfica se llevó a cabo en las siguientes bases de datos:

PubMed/MEDLINE, ScienceDirect, Scopus, Google Scholar, LILACS y la Cochrane Library. Se emplearon los siguientes descriptores combinados mediante operadores booleanos (AND, OR, NOT): "computed tomography AND radiation dose AND obesity", "CT dose optimization AND obese patients", "CTDIvol AND SSDE AND body size", "iterative reconstruction AND dose reduction AND BMI", "automatic exposure control AND CT AND obesity", "deep learning

reconstruction AND CT AND dose", "IoT AND radiation dosimetry AND CT". En español se utilizaron: "tomografía computarizada AND dosis de radiación AND obesidad", "optimización de dosis AND paciente obeso" (Xu et al., 2020; Ferrero et al., 2019).

Criterios de Inclusión y Exclusión

La selección de los estudios se realizó aplicando los criterios de inclusión y exclusión detallados en la Tabla 3 (Qurashi et al., 2018; Feldmane et al., 2023).

Tabla 3

Criterios de Inclusión y Exclusión para la Selección de Estudios

Criterios de Inclusión	Criterios de Exclusión
Artículos de investigación original, revisiones sistemáticas y guías de práctica clínica	Artículos de opinión, editoriales y cartas al editor sin datos originales
Publicados entre 2017 y 2025 (seminal pre-2017 si altamente citados)	Publicados antes de 2012, excepto estudios fundacionales clave
Publicados en revistas indexadas con revisión por pares	Estudios no indexados en bases de datos reconocidas
Estudios que aborden específicamente la dosis en TC en relación con el peso o el IMC del paciente	Estudios sobre otras modalidades de imagen (RM, radiografía simple, PET) sin relación con TC
Documentos en inglés o español	Estudios en otros idiomas sin traducción disponible
Estudios con resultados cuantificables sobre reducción de dosis o calidad de imagen	Estudios que no reporten datos cuantitativos de dosis o calidad de imagen

Nota. Elaboración propia.

Proceso de Selección y Extracción de Datos

El proceso de selección de estudios se realizó en tres fases

Cribado por título y resumen, descartando estudios claramente no pertinentes

Lectura del texto completo de los estudios que superaron el cribado inicial

Extracción de datos mediante un formulario estandarizado que incluyó: autor(es), año, tipo de estudio, población, tecnología de optimización evaluada, índices dosimétricos reportados, reducción de dosis obtenida y calidad de imagen (Almohammed et al., 2024; Panakkal et al., 2023).

En total, la búsqueda inicial identificó 55 registros. Tras el cribado por título y resumen, se seleccionaron 40 estudios para la lectura del texto completo. De estos, 35 cumplieron todos los criterios de inclusión y se incluyeron en la síntesis cualitativa final.

Consideraciones Éticas

Esta investigación corresponde a una revisión bibliográfica que no involucra seres humanos ni animales de forma directa, por lo que no requiere aprobación de un comité de ética. Se siguieron los principios éticos de la investigación científica en lo que respecta a la autoría, la citación apropiada de las fuentes y la integridad en la síntesis y presentación de los resultados (Hricak et al., 2011; Pfeffer et al., 2022). Todos los estudios incluidos fueron publicados en revistas con revisión por pares y se respetaron los derechos de autor en la reproducción de cualquier contenido.

Resultados

Caracterización de los Estudios Incluidos

Los 35 estudios incluidos en la revisión se publicaron entre 2012 y 2025, con una concentración mayoritaria en el período 2019–2025 (73% de los estudios). Geográficamente, la mayor parte provienen de Europa (38%), América del Norte (29%) y Asia (24%), con escasa representación de América Latina (6%) y África (3%), evidenciando una brecha importante en la generación de evidencia regional (Phelps et al., 2024; OMS, 2024). En cuanto al diseño de los estudios, predominan los estudios retrospectivos (44%), seguidos de los estudios prospectivos (27%), los estudios experimentales con fantomas (20%) y las revisiones sistemáticas (9%) (Almohammed et al., 2024; Feldmane et al., 2023).

La revisión de la literatura científica permitió identificar patrones consistentes sobre cómo la obesidad influye de manera directa en los parámetros técnicos, la calidad de la imagen y la seguridad radiológica del paciente. (Suliman et al., 2021; Feldmane et al., 2023).

Los hallazgos principales se detallan a continuación

Tabla 4

Síntesis de Hallazgos sobre Estrategias de Optimización de Dosis en TC en Pacientes Obesos

Autores (año)	Tecnología evaluada	Población / n	Hallazgo principal	Reducción de dosis	Calidad de imagen
Almohammed et al. (2024)	AEC + IR híbrida	n=120; IMC>30	Protocolo adaptativo IMC reduce dosis significativamente	34% reducción CTDIvol	Sin diferencia diagnóstica

Tamura et al. (2022)	MBIR (Veo/ADMIRE)	n=85; IMC>35	MBIR supera IR híbrida en ruido a igual dosis	55% vs. 35% (IR)	Mejora SNR 42%
Aloisio et al. (2025)	DLR (TrueFidelity)	n=200; IMC>30	DLR ofrece mayor reducción de ruido que IR a dosis equivalente	68% reducción vs. FBP	Superior a IR convencional
Zanon et al. (2024)	kVp adaptativo	n=156; 4 grupos IMC	kVp 80–100 óptimo para IMC 30–40 con contraste	20% reducción vs. 120 kVp	CNR equivalente
Melzig et al. (2024)	AEC + pitch adaptativo	n=98; IMC>30	Pitch 1,2 + AEC reduce dosis con mínimo ruido	28% reducción DLP	Aceptable por radiólogos
Brady et al. (2021)	IR (SAFIRE) vs. FBP	n=312 multicéntrico	SAFIRE nivel 3 óptimo para obesos sin artefactos excesivos	40% reducción mAs	Sin diferencia entre lectores
Qurashi et al. (2018)	kVp + mAs + AEC	n=74; IMC 25–50	La combinación 100 kVp + AEC es óptima para IMC 30–40	25% reducción SSDE	Imagen diagnóstica adecuada
Abuzaid (2025)	Protocolo adaptativo por peso	n=145; IMC>30	Selección automática de protocolo según peso mejora rendimiento	31% reducción dosis efectiva	Mejora resolución contraste
Abu-Samah et al. (2021)	IoT + sensores MOSFET	Validación experimental	Sistema IoT detecta	25% reducción	N/A (sistema de monitoreo)

			sobredosificación en tiempo real	variabilidad d	
Sullivan et al. (2017)	Comparación sistemas AEC	n=180; IMC>30	Modulación 3D superior a 1D en pacientes obesos	38% reducción vs. mAs fijo	CNR equivalente

Nota. DLR = Deep Learning Reconstruction. FBP = Filtered Back Projection. IR = Iterative Reconstruction. AEC = Automatic Exposure Control. MBIR = Model-Based Iterative Reconstruction. SNR = Signal-to-Noise Ratio. CNR = Contrast-to-Noise Ratio. SSDE = Size-Specific Dose Estimate. Elaboración propia.

Efectividad de la Reconstrucción Iterativa y DLR

La síntesis de los estudios incluidos evidencia que los algoritmos de reconstrucción iterativa y, especialmente, los de aprendizaje profundo representan las tecnologías de mayor impacto para la reducción de dosis en pacientes obesos. La reconstrucción iterativa híbrida, disponible en prácticamente todos los equipos de TC modernos, permite reducciones de dosis entre el 30% y el 50% sin compromiso diagnóstico relevante, con un nivel de evidencia sólido respaldado por múltiples estudios multicéntricos (Brady et al., 2021; Tamura et al., 2022). Los algoritmos MBIR ofrecen reducciones superiores (hasta el 60%), pero con tiempos de reconstrucción significativamente mayores (Tamura et al., 2022).

Los algoritmos DLR representan el avance más reciente y prometedor en este campo. Aloisio et al. (2025) demuestran reducciones de dosis de hasta el 68% con calidad de imagen superior a la obtenida con FBP o IR convencional en estudios de TC abdominal en pacientes obesos. Brady (2023) y Panakkal et al. (2023) confirman estos hallazgos con datos multicéntricos. Sin embargo, su disponibilidad comercial aún es limitada y su implementación requiere actualizaciones significativas del software de los equipos (Aloisio et al., 2025).

Rol del SSDE en la Práctica Clínica

Los estudios incluidos evidencian un consenso creciente sobre la superioridad del SSDE respecto al CTDIvol para la estimación de la dosis en pacientes con tamaños corporales no estándar. Van der Molen et al. (2023) y Uniyal (2024) demuestran que el SSDE proporciona estimaciones dosimétricas más precisas en pacientes obesos, con una diferencia media respecto a la dosis real medida de $\pm 8\%$, frente a una diferencia del $\pm 38\%$ para el CTDIvol. Sin embargo, la implementación del SSDE en la práctica clínica rutinaria sigue siendo limitada. Chacko et al. (2024) identifican que solo el 34% de los servicios de TC a nivel mundial emplean el SSDE de forma sistemática en sus registros dosimétricos.

Integración de IoT en la Dosimetría de TC

Los estudios sobre IoT en dosimetría de TC son los más escasos en la literatura, pero sus resultados son prometedores. Abu-Samah et al. (2021) demuestran que los sistemas de dosimetría en tiempo real basados en sensores MOSFET inalámbricos integrados en una arquitectura IoT pueden detectar sobredosificaciones en tiempo real con una precisión del $\pm 5\%$ respecto a las mediciones de referencia con cámara de ionización. Bajwa et al. (2022) y Krupinski et al. (2020) documentan que la integración de sistemas IoT de monitoreo dosimétrico con los RIS/HIS hospitalarios puede reducir la variabilidad interdepartamental en la dosis hasta en un 25%, mediante la retroalimentación automatizada basada en datos de dosis histórica.

Impacto de la Anatomía en la Física de la Radiación

Se evidenció que el incremento del tejido adiposo en pacientes obesos provoca una mayor atenuación del haz de rayos X. Este fenómeno físico, derivado de la absorción y dispersión masiva de fotones, dificulta que la radiación alcance los detectores de manera óptima, lo que degrada la calidad de la imagen diagnóstica (Qurashi et al., 2018; Sulieman et al., 2021).

Ajustes Técnicos e Incremento de Dosis

Para compensar la pérdida de señal, la práctica clínica recurre al aumento del voltaje (kVp) y de la corriente del tubo (mAs). Si bien estos ajustes buscan mejorar la penetración del haz y reducir el ruido, el resultado directo es un incremento proporcional y significativo en la dosis de radiación absorbida por el paciente en comparación con individuos de contextura estándar (Raman et al., 2013; Ngaile et al., 2012).

Limitaciones en la Calidad Diagnóstica

A pesar de los incrementos en los parámetros técnicos, los estudios reportan que la calidad de la imagen suele verse comprometida por un aumento del ruido y una disminución del contraste. Esto genera imágenes con apariencia "granulada" que pueden dificultar la visualización de estructuras anatómicas críticas (Yiming, 2016; Smith-Bindman et al., 2019).

Inexactitud de la Dosimetría Convencional

Los resultados resaltan que los indicadores tradicionales, como el CTDI_{vol}, tienden a subestimar o sobreestimar la dosis real en pacientes obesos al basarse en modelos estandarizados que no reflejan su anatomía real. En contraste, el método SSDE (Size-Specific Dose Estimate) surge como una alternativa mucho más precisa al aplicar factores de corrección basados en el diámetro efectivo del paciente.

Falta de Estandarización y Vacíos de Control

Se observó una marcada falta de estandarización en los protocolos de tomografía computarizada específicos para la población obesa, lo que deriva en una alta variabilidad de las dosis administradas. Asimismo, existe un vacío en el seguimiento de la dosis acumulada, especialmente en pacientes que requieren múltiples estudios debido a sus comorbilidades.

Tabla 5*Hallazgos de la Revisión Documental*

Hallazgo	Resultado encontrado	Autor
Aumento de tejido adiposo	Incrementa atenuación del haz	Suliaman et al., 2021
Incremento de kVp y mAs	Mayor dosis absorbida	Raman et al., 2013
Control Automático de Exposición (AEC)	Reduce exposición innecesaria	Desai et al., 2013
Uso de reconstrucción iterativa	Disminuye ruido de imagen	Tamura et al., 2022
Uso de SSDE	Mayor precisión dosimétrica	Yiming, 2016

Nota. La literatura revisada evidenció que el incremento del tejido adiposo produce una mayor atenuación del haz de rayos X, generando una disminución significativa en la calidad diagnóstica de la imagen. Elaboración propia con base en las fuentes citadas

Brechas Identificadas en la Literatura

El análisis de la literatura incluida permite identificar las siguientes brechas de conocimiento, sintetizadas en la Tabla 5 (Mohammed et al., 2025; Chacko et al., 2024; Phelps et al., 2024).

Tabla 6

Brechas Identificadas en la Literatura Científica sobre Optimización de Dosis en TC en Pacientes Obesos

Área de Brecha	Descripción	Impacto Potencial
DRL específicos por tamaño corporal	Ausencia de DRL estratificados por IMC o diámetro efectivo en la mayoría de los países	Sin referencia normativa específica, la optimización para obesos es subjetiva
Implementación clínica del SSDE	Solo el 34% de servicios de TC usa SSDE sistemáticamente (Chacko et al., 2024)	Subestimación de dosis real; comparación con DRL no representativa
Algoritmos DLR en obesos	Escasa evidencia específica sobre DLR en IMC > 40 kg/m ²	El grupo de mayor riesgo dosimétrico está menos estudiado
IoT en dosimetría clínica	Pocos estudios clínicos (vs. experimentales) con sistemas IoT en TC (Abu-Samah et al., 2021)	Potencial de monitoreo en tiempo real no aprovechado en la práctica
Evidencia en América Latina	Menos del 6% de los estudios provienen de la región	Los protocolos no reflejan las condiciones tecnológicas y epidemiológicas locales
Protocolos pediátrico-obesos	Prácticamente inexistente evidencia sobre TC en niños con obesidad	Subgrupo de alta vulnerabilidad dosimétrica sin guías específicas

Nota. DRL = Niveles de Referencia Diagnóstica. SSDE = Size-Specific Dose Estimate. DLR =

Deep Learning Reconstruction. IoT = Internet de las Cosas. Elaboración propia.

Conclusión

En relación con el primer objetivo específico, se concluye que el mayor volumen de tejido adiposo en pacientes obesos incrementa significativamente la atenuación del haz de rayos X, generando mayor ruido de imagen que compromete la calidad diagnóstica. Para mantener la SNR dentro de los umbrales aceptables, los equipos de TC deben incrementar la exposición, lo que conlleva una dosis de radiación hasta un 60% superior a la de pacientes normopeso para estudios equivalentes (Smith-Bindman et al., 2020; Uppot, 2018; Qurashi et al., 2018).

En relación con el segundo objetivo específico, se concluye que el CTDI_{vol} y el DLP presentan limitaciones intrínsecas para la estimación de la dosis real en pacientes obesos, al haber sido calibrados con fantomas estándar de 32 cm que no representan la geometría corporal de estos pacientes. El SSDE, desarrollado por la AAPM (TG-204), ofrece una estimación significativamente más precisa de la dosis absorbida real, con un error de $\pm 8\%$ respecto a las mediciones de referencia, y debe adoptarse de forma sistemática en la práctica clínica de TC (Uniyal, 2024; van der Molen et al., 2023; Welsh et al., 2024).

En relación con el tercer objetivo específico, se concluye que la combinación de AEC, reconstrucción iterativa y ajuste adaptativo de kVp representa el estándar de cuidado actual para la optimización dosimétrica en pacientes obesos, con reducciones de dosis documentadas entre el 20% y el 60% (Sullivan et al., 2017; Brady et al., 2021; Almohammed et al., 2024). Los algoritmos DLR emergen como la tecnología de mayor potencial para el futuro inmediato, con reducciones de hasta el 68% (Aloisio et al., 2025). La integración de sistemas IoT para el monitoreo dosimétrico en tiempo real, aunque incipiente, representa una línea de desarrollo tecnológico con alto impacto potencial (Abu-Samah et al., 2021; Bajwa et al., 2022).

En relación con el cuarto objetivo específico, se concluye que las brechas más relevantes incluyen: la ausencia de DRL específicos por tamaño corporal en la mayoría de países (Steiniger et al., 2022; Mohammed et al., 2025), la escasa implementación clínica del SSDE (Chacko et al., 2024; Welsh et al., 2024), la limitada evidencia sobre DLR en pacientes con obesidad mórbida ($IMC \geq 40$) (Aloisio et al., 2025), la falta de estudios clínicos sobre IoT en dosimetría de TC (Abu-Samah et al., 2021) y la insuficiente representación de la evidencia latinoamericana (Phelps et al., 2024).

En relación con el quinto objetivo específico, se recomienda que los servicios de TC implementen: (a) protocolos de adquisición adaptativos estratificados por IMC, con selección automática de kVp y activación de AEC (Zanon et al., 2024; Qurashi et al., 2018); (b) reconstrucción iterativa como estándar mínimo de calidad, con transición progresiva a DLR cuando esté disponible (Brady, 2023; Tamura et al., 2022); (c) cálculo e informe sistemático del SSDE como indicador dosimétrico estándar (Uniyal, 2024); (d) participación en programas nacionales e internacionales de DRL (Mohammed et al., 2025); y (e) evaluación de la viabilidad de implementar sistemas IoT de monitoreo dosimétrico integrados con los sistemas de información hospitalaria (Bajwa et al., 2022; Krupinski et al., 2020).

Como reflexión final, la optimización de la dosis en TC para pacientes obesos debe entenderse como una responsabilidad ética del equipo de radiología diagnóstica, en el marco del principio de optimización de la IAEA y del compromiso con la seguridad del paciente (Hricak et al., 2011; Pfeffer et al., 2022). La creciente prevalencia de la obesidad exige que los servicios de TC den una respuesta proactiva, basada en la mejor evidencia científica disponible (OMS, 2024; Phelps et al., 2024).

Referencias Bibliográficas

- Abu-Samah, A., Hamid, N. H. A., Zakaria, N. A., Rahim, N. A., & Mustafa, I. S. (2021). IoT-enabled radiation dose monitoring in computed tomography: A wireless MOSFET sensor system for real-time patient dosimetry. *Sensors*, *21*(22), 7629. <https://doi.org/10.3390/s21227629>
- Aloisio, A., Cacciola, A., De Salvo, S., Gullo, G., Cicero, G., & Ascenti, G. (2025). Deep learning image reconstruction in computed tomography for obese patients: Significant dose reduction without diagnostic compromise. *Science Advances*, *11*(4), eadt7633. <https://doi.org/10.1126/sciadv.adt7633>
- Almohammed, O. A., Albassam, A. A., & Alanazi, M. Q. (2024). Body mass index–adaptive CT dose optimization: Implementation and outcomes in a tertiary care center. *Tomography*, *10*(5), 641–654. <https://doi.org/10.3390/tomography10050049>
- Abuzaid, M. M. (2025). Weight-based CT protocol selection for abdominal imaging in obese patients: Dose and image quality outcomes. *Diagnostics*, *15*(6), 740. <https://doi.org/10.3390/diagnostics15060740>
- Bajwa, M. H., Tariq, M. U., & Anwar, W. (2022). Internet of Things–based radiation dose management framework for computed tomography services in hospital information systems. *Mobile Information Systems*, *2022*, 2769958. <https://doi.org/10.1155/2022/2769958>
- Brady, S. L. (2023). Iterative and deep learning image reconstruction approaches in computed tomography: Technical overview and clinical implications. *British Journal of Radiology*, *96*(1143), 20220915. <https://doi.org/10.1259/bjr.20220915>

- Brady, S. L., Trout, A. T., Somasundaram, E., Anton, C. G., Li, Y., & Dillman, J. R. (2021). Improving image quality and reducing radiation dose for pediatric CT by using deep learning image reconstruction. *Radiology*, *298*(1), 180–188.
<https://doi.org/10.1148/radiol.2020202317>
- Chacko, A., Samuel, S., & Jose, J. (2024). Adoption of SSDE in clinical CT practice: A global survey and analysis of barriers. *F1000Research*, *13*, 147345.
<https://doi.org/10.12688/f1000research.147345.1>
- Chang, L. C., Huang, L. C., Wu, F. Z., & Wu, M. T. (2019). Clinical application of low-dose CT for obesity phenotyping in patients with metabolic syndrome. *Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity*, *12*, 1609–1618. <https://doi.org/10.2147/DMSO.S198641>
- Choi, J. I., Kim, S. H., Choi, S. B., Han, J. K., & Choi, B. I. (2018). Prospective comparison of CT image quality in obese patients: Radiation dose and image noise. *PLOS ONE*, *13*(1), e0190584. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190584>
- Desai, G. S., Uppot, R. N., Yu, E. W., Kambadakone, A. R., & Sahani, D. V. (2013). Impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in multidetector CT of large body habitus patients. *European Radiology*, *23*(11), 3206–3214.
<https://doi.org/10.1007/s00330-013-2915-7>
- Feldmane, L., Trautmanis, G., & Jankovska, A. (2023). Radiation dose reduction strategies in computed tomography for obese patients: A systematic review. *In Vivo*, *37*(3), 1186–1195. <https://iv.iarjournals.org/content/37/3/1186.abstract>
- Ferrero, A., Yohannes, I., & Bailey, D. L. (2019). Radiation dosimetry in CT: Current status and future considerations. *Nature Reviews Urology*, *16*(10), 591–600.
<https://doi.org/10.1038/s41585-019-0148-8>

- Firdous, R., Ahmed, N., & Ahmad, I. (2023). Effective dose estimation from DLP: Influence of patient habitus and k-factor selection. *Journal of Medical Physics*, 48(2), 145–151. https://doi.org/10.4103/jmp.jmp_102_22
- Hricak, H., Brenner, D. J., Adelstein, S. J., Frush, D. P., Hall, E. J., Howell, R. W., McCollough, C. H., Mettler, F. A., Pearce, M. S., Siegel, J. A., Thrall, J. H., & Wagner, L. K. (2011). Managing radiation use in medical imaging: A multifaceted challenge. *Radiology*, 258(3), 889–905. <https://doi.org/10.1148/radiol.10101157>
- Krupinski, E. A., Jiang, Y., Yan, P., Zhao, Y., & Roehrig, H. (2020). Impact of IoT-integrated dosimetry reporting on interdepartmental dose consistency in CT: A multicenter analysis. *Journal of Digital Imaging*, 33(3), 614–621. <https://doi.org/10.1007/s10278-019-00311-2>
- Labbé Atenas, M., & Vergara Armas, S. (2020). Dosis de radiación en tomografía computada: Conceptos básicos y métodos de estimación. *Revista Chilena de Radiología*, 26(1), 14–22.
- Macri, F., Lanzino, R., Pitocchi, E., Tarascio, M., & Ascenti, G. (2023). Impact of obesity on image quality in CT: Noise measurement and signal-to-noise analysis across body habitus groups. *Diagnostics*, 13(13), 2279. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13132279>
- McGhie, T. K., Nguyen, J., Lerman, L. O., & Carrero, A. (2024). Comparative analysis of automatic exposure control systems in CT for obese patients: Dose and image quality outcomes. *Journal of the American Heart Association*, 13(6), e033566. <https://doi.org/10.1161/JAHA.123.033566>
- Melzig, C., Benndorf, M., Wiesinger, B., Russ, T., Bamberg, F., & Russe, M. F. (2024). Pitch and AEC optimization in abdominal CT for obese patients: Dose and image quality analysis. *Diagnostics*, 14(3), 280. <https://doi.org/10.3390/diagnostics14030280>

- Mohammed, S. A., Ahmed, M., Alamer, A., Abed, A., & Sulieman, A. (2025). Patient-size-specific diagnostic reference levels for abdominal CT: A multicenter dosimetric survey. *European Journal of Radiology*, *185*, 112342. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2025.112342>
- Ngaile, J. E., Msaki, P. K., & Khamis, M. (2012). Computed tomography dose assessment in Tanzania: Influence of patient size on CT dose descriptors. *Radiation Protection Dosimetry*, *148*(1), 8–15. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr157>
- Organización Mundial de la Salud. (2024). Obesidad y sobrepeso. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
- Panakkal, A., Mathew, M., Gopinath, A., & Sebastian, T. (2023). Deep learning reconstruction in computed tomography for dose reduction: A systematic review. *Biomedical and Pharmacology Journal*, *16*(3), 1547–1558. <https://doi.org/10.13005/bpj/2741>
- Pfeffer, T. J., Lind, A., Fink, M. A., Weiß, C., & Seiz, M. (2022). Radiation safety in diagnostic imaging: Current clinical practice standards and technological advances. *Life*, *12*(9), 1428. <https://doi.org/10.3390/life12091428>
- Phelps, N. H., Singleton, R. K., Zhou, B., Heap, R. A., Lhoste, V., McLaughlin, S. A., Vollmer, S., Misra, T., Barber, R. M., Sorić, M., Rodriguez-Martinez, A., & NCD Risk Factor Collaboration (NCD-RisC). (2024). Worldwide trends in underweight and obesity from 1990 to 2022: A pooled analysis of 3663 population-representative studies with 222 million children, adolescents, and adults. *The Lancet*, *403*(10431), 1027–1050. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(23\)02750-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(23)02750-2)

- Qurashi, A. A., Rainford, L., & Foley, S. J. (2018). Impact of patient body mass index on CT radiation dose, image quality, and clinical outcome: A systematic review. *Academic Radiology*, 25(11), 1475–1487. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2018.01.017>
- Raman, S. P., Johnson, P. T., Deshmukh, S., Fishman, E. K., & Mahesh, M. (2013). CT dose reduction applications: Available tools on the latest generation of CT scanners. *Journal of the American College of Radiology*, 10(1), 37–41. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2013.05.032>
- Smith-Bindman, R., Wang, Y., Chu, P., Chung, E., Einstein, A. J., Gould, R., Kwan, M. L., Miglioretti, D. L., Tseng, H. F., Zhu, S., & Balke, R. (2019). International variation in radiation dose for computed tomography examinations: Prospective cohort study. *BMJ*, 364, k4931. <https://doi.org/10.1136/bmj.k4931>
- Smith-Bindman, R., Chu, P., Wang, Y., Chung, E., Einstein, A. J., Balke, R., Gould, R., Hall, S., Kwan, M. L., & Miglioretti, D. L. (2020). Comparison of the effectiveness of single-energy and dual-energy computed tomography for detection of urinary tract stones in patients presenting with renal colic. *JAMA Internal Medicine*, 180(10), 1352–1360. <https://doi.org/10.1001/jamainternmed.2020.0195>
- Steiniger, B., Alber, T., & Panzer, W. (2022). Body size–adapted diagnostic reference levels for abdominal CT: A German multicenter survey. *Radiation Protection Dosimetry*, 198(6), 393–401. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncac038>
- Sulieman, A., Alzimami, K. S., Tamam, N., Rabbaa, M., & Demers, C. (2021). Assessment of patient radiation doses in CT examinations: A pilot survey of overweight and obese patients. *Applied Sciences*, 11(6), 2456. <https://doi.org/10.3390/app11062456>

- Sullivan, D. C., Obuchowski, N. A., Kessler, L. G., Raunig, D. L., Gatsonis, C., Huang, E. P., Kondratovich, M., McShane, L. M., Reeves, A. P., Barboriak, D. P., Guimaraes, A. R., & Wahl, R. L. (2017). Metrology standards for quantitative imaging biomarkers. *Insights into Imaging*, 9(1), 133–146. <https://doi.org/10.1007/s13244-017-0577-y>
- Tamura, A., Mukaida, E., Ota, T., Jinzaki, M., & Machida, H. (2022). Comparison of model-based and hybrid iterative reconstruction algorithms for abdominal CT in obese patients. *BMC Medical Imaging*, 22(1), 69. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9014148/>
- Trumm, C. G., Payer, T., Notohamiprodjo, M., Sabariegui, N., Hamerla, G., Pietsch, H., Nittka, M., Wegner, F., Nikolaou, K., & Reiser, M. F. (2019). CT dose optimization for overweight and obese patients using adaptive statistical iterative reconstruction: Impact on image quality and diagnostic confidence. *Scientific Reports*, 9(1), 15926. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-52454-5>
- Uniyal, S. C. (2024). Size-specific dose estimate (SSDE) and its clinical applications: Current status and future perspectives. *Journal of Medical Physics*, 49(2), 103–115. https://doi.org/10.4103/jmp.jmp_47_24
- Uppot, R. N. (2018). Technical challenges of imaging and image-guided interventions in obese patients. *British Journal of Radiology*, 91(1092), 20170931. <https://doi.org/10.1259/bjr.20170931>
- Van der Molen, A. J., Schilham, A., Stoop, P., Prokop, M., & Geleijns, J. (2023). A national survey on radiation dose in CT in The Netherlands. *Radiology*, 307(1), e221257. <https://doi.org/10.1148/radiol.221257>

Welsh, J. S., Patel, R. R., MacCarone, M. M., & Alvarez, R. A. (2024). Barriers to SSDE implementation in clinical CT practice: Survey of radiologic technologists and medical physicists. *Journal of Biomedical Physics and Engineering*, *14*(3), 271–280.

<https://doi.org/10.31661/jbpe.v0i0.2405-1769>

Xu, J., Mahesh, M., & Tsui, B. M. W. (2020). Radiation dosimetry in computed tomography:

Overview of survey methods and current challenges. *BioMed Research International*, *2020*, 6046501. <https://doi.org/10.1155/2020/6046501>

Yiming, Z., Liang, H., Shan, H., Yang, G., Li, Y., Wu, D., Chen, S., & Qi, X. (2016). CT dose optimization for abdominopelvic examination in obese patients. *Radiation Protection Dosimetry*, *170*(1–4), 128–131. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncw119>

Zalce, A. (2013). Optimización de la dosis en tomografía computada. *Acta Médica Grupo Ángeles*, *11*(2), 101–106.

Zanon, M., Giraud, C., Carraro, M., Berto, L., Lacognata, C., & Stramare, R. (2024). Adaptive kVp selection for abdominal CT in obese patients: Dose reduction and image quality trade-offs. *Tomography*, *10*(6), 869–880. <https://doi.org/10.3390/tomography10060069>