

Tomografía computarizada con recuento espectral de fotones

Spectral Photon Counting Computed Tomography. (SPCCT)

Detección Temprana de Tecnologías
Nuevas Emergentes en la RedETS

Ficha de evaluación de Tecnologías Emergentes

INFORMES, ESTUDIOS E INVESTIGACIÓN

INFORMES DE EVALUACIÓN DE TECNOLOGÍAS SANITARIAS



MINISTERIO
DE SANIDAD



RED ESPAÑOLA DE AGENCIAS DE EVALUACIÓN
DE TECNOLOGÍAS Y PRESTACIONES DEL SISTEMA NACIONAL DE SALUD



Comunidad
de Madrid

Tomografía computarizada con recuento espectral de fotones

Spectral Photon Counting
Computed Tomography. (SPCCT)

Detección Temprana de Tecnologías
Nuevas Emergentes en la RedETS

Ficha de evaluación de Tecnologías Emergentes

INFORMES, ESTUDIOS E INVESTIGACIÓN

INFORMES DE EVALUACIÓN DE TECNOLOGÍAS SANITARIAS



MINISTERIO
DE SANIDAD



RED ESPAÑOLA DE AGENCIAS DE EVALUACIÓN
DE TECNOLOGÍAS Y PRESTACIONES DEL SISTEMA NACIONAL DE SALUD



Comunidad
de Madrid

Tomografía computarizada con recuento espectral de fotones.

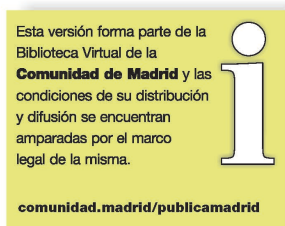
Madrid. Ministerio de Sanidad. Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de la Comunidad de Madrid. 2025.

1 archivo pdf; — (Informes, Estudios e Investigación) Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad.

Serie: Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias.

NIPO: En tramitación (Ministerio de Sanidad)

Palabras clave: Tomografía computarizada con recuento espectral de fotones. Tomografía. Contaje de fotones. Imagen espectral. Diagnóstico por imagen.



Autoría: Teulón González M; Mora Navarro G; Loeches Belinchón P; Rodríguez Salvanés F; Frago Pasero M; Novella Arribas B.

Coordinación y gestión del proyecto: Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de la Comunidad de Madrid. Novella Arribas B; Teulón González M; Mora Navarro G; Loeches Belinchón P; Rodríguez Salvanés F; Frago Pasero M.

Apoyo y gestión documental: Reillo O.

Este documento ha sido realizado por la Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Madrid (UETS-Madrid) en el marco de la financiación del Ministerio de Sanidad para el desarrollo de las actividades del Plan anual de Trabajo de la Red Española de Agencias de Evaluación de Tecnologías Sanitarias y Prestaciones del SNS, aprobado en el Pleno del Consejo Interterritorial del SNS el 5 de Abril de 2024.

Para citar este informe: Teulón González M; Mora Navarro G; Loeches Belinchón P; Rodríguez Salvanés F; Frago Pasero M; Novella Arribas B. Tomografía computarizada con recuento espectral de fotones. Red Española de Agencias de Evaluación de Tecnologías y Prestaciones del SNS. Unidad Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Madrid; 2024 Informes de evaluación de tecnologías sanitarias.

Este documento puede ser reproducido parcial o totalmente para uso no comercial, siempre que se cite explícitamente su procedencia.

Fecha de edición: 2025

Edita: Ministerio de Sanidad

Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de la Comunidad de Madrid. Dirección General Asistencial.

Contacto: UETS-MADRID@salud.madrid.org

NIPO: En tramitación (Ministerio)

Declaración de intereses

Los autores declaran que no tienen intereses que puedan competir con el interés primario y los objetivos de este informe e influir en su juicio profesional al respecto.

Agradecimientos

A Olga Reillo por su labor como documentalista en este informe.

Índice

Participantes	9
Puntos Clave	10
Key Points	12
1. Datos Generales	14
1.1. Nombre de la tecnología	14
1.2. Compañía comercial o elaboradora del producto	14
1.3. Breve descripción de la tecnología	15
1.4. Población diana	22
1.5. Descripción de problema de salud al que se aplica la tecnología.....	22
1.6. Área de especialización y abordaje.....	22
1.7. Documentos publicados por otras agencias de Evaluación de Tecnologías Sanitarias	23
2. Desarrollo y uso de la tecnología	24
2.1. Grado de desarrollo de la tecnología	24
2.2. Tipo y uso de la tecnología	24
2.3. Lugar o ámbito de aplicación de la tecnología.....	24
2.4. Relación con tecnologías previas	25
2.5. Tecnología alternativa en uso actual	26
2.6. Aportación de la nueva tecnología en relación a la tecnología en uso actual	28
2.7. Licencia, reintegro de gastos y otras autorizaciones.....	32
3. Importancia sanitaria de la condición clínica o la población a la que se aplica	33
3.1. Incidencia/Prevalencia.....	33
3.2. Carga de la enfermedad.....	33
4. Requerimientos para usar la tecnología	34
4.1. Infraestructura y formación.....	34
4.2. Coste y precio unitario	34

5. Impacto en salud	36
5.1. Búsqueda bibliográfica.....	36
5.2. Resultados de eficacia	36
5.2.1. Características de los estudios identificados	36
5.2.2. Resultados principales en eficacia.....	40
5.3. Resultados de seguridad	47
6. Impacto económico	49
7. Impacto en la organización	50
8. Impacto ético, social, legal, político y cultural de la tecnología.....	51
9. Difusión e introducción esperada de la tecnología.....	53
10. Propuestas de investigación e investigaciones en curso	54
11. Bibliografía	55
12. Anexos.....	60
Anexo 1. Metodología empleada para la realización del informe	60
1.1. Búsqueda y selección de la bibliografía	60
1.1.1. Criterios de búsqueda y selección de tipos de estudios	60
1.1.2. Fuentes.....	60
1.1.3. Estrategia de búsqueda y resultado	61
1.1.4. Métodos de extracción y síntesis de datos	61
Anexo 2. Búsqueda bibliográfica	62
2.1. Estrategia de la búsqueda bibliográfica en bases de datos bibliográficas ...	62
2.2. Revisiones sistemáticas identificadas, una vez excluidos los duplicados	64
2.3. Revisiones sistemáticas incluidas para lectura a texto completo.....	65
2.4. Revisiones sistemáticas incluidas en la elaboración de los resultados del informe	66
2.5. Revisiones sistemáticas excluidas y motivo	66
2.6. Ensayos clínicos identificados, una vez excluidos los duplicados	67
2.7. Ensayos clínicos incluidos para lectura a texto completo.....	71
2.8. Ensayos clínicos incluidos en la elaboración de los resultados del informe.....	73
2.9. Estudios observacionales excluidos tras lectura de título y resumen y motivo...	73
2.10. Estudios observacionales excluidos tras lectura a texto completo y motivo	75

2.11. Estudios observacionales con comparador incluidos
para lectura a texto completo76

2.12. Diagrama de flujo78

Anexo 3. Evaluación de la calidad de los estudios seleccionados.....79

3.1. AMSTAR de la revisión sistemática seleccionada.79

3.2. ROB 2 de los ensayos clínicos seleccionados80

3.3. ROBINS-I de los estudios observacionales con comparador seleccionados.....82

Índice de Tablas

Tabla 1. Principales características de los estudios seleccionados.	38
Tabla 2. Resultado de la búsqueda bibliográfica.	62
Tabla 3. Estrategia de búsqueda en Ovid MEDLINE/PUBMED	62
Tabla 4. Estrategia de búsqueda en EMBASE	63
Tabla 5. Estrategia de búsqueda en COCHRANE.....	64
Tabla 6. AMSTAR2 del estudio de Mohammadzadeh et al.....	79
Tabla 7. ROB 2 de los ECA identificados.....	80
Tabla 8. Robins-I de los estudios observacionales incluidos	82

Índice de Figuras.

Figura 1. Características de los sistemas de SPCCT	14
Figura 2. Comparación esquemática de detectores EIDs y PDCs.....	17
Figura 3. Características de los detectores de fotones PDCs e impacto en la imagen en la práctica clínica	18
Figura 4. Vista esquemática de la configuración de los detectores EIDs y PCDs.	19
Figura 5. Generación de imágenes en dos pasos mediante descomposición espectral	20
Figura 6. Evolución de los distintos tipos de tecnología TC	25
Figura 7. Potenciales aplicaciones clínicas del SPCCT en el momento actual	31
Figura 8. Diagrama de flujo	78

Siglas y acrónimos

aPET	Tomografía por Emisión de Positrones Amiloide
CNR	Relación contraste-ruido
EC	Ensayo clínico
ECA	Ensayo clínico aleatorizado
EIDs	Energy-integrating detectors
EID-CT	Equipos estándar de CT que emplean detectores integrados de energía
ICP	Intervención coronaria percutánea
kV	Kilovoltio
LoA	Límites de acuerdo
MD	Mamografía digital
PDC	Photon Counting detectors. Detector de conteo de fotones.
PET	Tomografía de Emisión de Positrones
RIQ	Rango Intercuartílico
RMC	Resonancia magnética cardíaca
RNM	Resonancia magnética
RS	Revisión sistemática
RX	Rayos X
SNR	Relación señal-ruido
SNS	Sistema Nacional de Salud
SPCCT	Tomografía computarizada con recuento espectral de fotones Spectral Photon Counting Computed Tomography
TC	Tomografía computarizada
TAC	Tomografía axial computarizada
TC-DE	Tomografía computadorizada de doble energía, dual o espectral
TC SE	Tomografía computadorizada de energía única
TRL	Technological Readiness Level

Participantes

Equipo colaborador

Participantes	Agencia/organización	Aportación
Blanca Novella Arribas	Jefa de la Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Madrid (UETS-Madrid) Consejería de Sanidad. Comunidad Autónoma de Madrid.	Coordinación y Autoría
María Teulón González Gustavo Mora Navarro Pilar Loeches Belinchón Francisco Rodríguez Salvanés Marina Fragoso Pasero	Técnicos de la Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Madrid (UETS-Madrid) Consejería de Sanidad. Comunidad Autónoma de Madrid	Autoría

Revisión externa

Participantes	Nombre de la Agencia/Organización
Beatriz Brea Álvarez	Médica especialista en Radiodiagnóstico Hospital Universitario Puerta de Hierro Servicio Madrileño de Salud. Comunidad Autónoma de Madrid

Puntos Clave

- La tomografía computarizada con recuento espectral de fotones (SPCCT) o tomografía computarizada con conteo de fotones es una tecnología introducida en 2021 que podría aportar una mayor resolución espacial, permitiendo la visualización de estructuras de pequeño tamaño y empleando una dosis menor de radiación ionizante. Sin embargo, su eficacia y seguridad frente a otras técnicas de imagen convencional como la tomografía o la Resonancia Magnética (RNM) no ha sido aún demostrada.
- Su ámbito de uso serían servicios de radiodiagnóstico de hospitales terciarios para su aplicación en programas de despistaje, para diagnóstico y también como terapia en determinadas circunstancias. Su aplicación podría abarcar muchos ámbitos de la salud donde actualmente se utilizan otras técnicas de imagen.
- Se trata de una tecnología emergente, que podría considerarse una versión evolucionada de la tomografía computarizada que, de demostrar su eficacia y seguridad, vendría a complementar o sustituir (según en cada indicación) a otras técnicas de imagen. Se encontraría, ya, en fase incipiente de implantación; actualmente, en España, se cuenta con algún dispositivo de este tipo implantado en algún hospital privado y también está siendo ya utilizado en otros centros a nivel internacional.
- No se han identificado informes de evaluación de tecnologías sanitarias ni guías de práctica clínica sobre esta tecnología por lo que se realizó una búsqueda bibliográfica que identificó una revisión sistemática, dos ensayos clínicos aleatorizados y gran cantidad de estudios observacionales. En general, están publicados en los últimos 5 años, muchos de ellos sin comparador, con escaso tamaño muestral, algunas deficiencias de diseño y, en general, con alto riesgo de sesgo.
- Los estudios encontrados se centran en el ámbito del estudio del tórax (angiografía con tomografía para embolismo pulmonar, diagnóstico anatómico de estructuras o nódulos), cardiovascular (sobre todo para la valoración de estenosis coronarias y otros territorios vasculares) y patología abdominal como la esteatosis hepática y determinadas neoplasias.
- La mayoría de los estudios muestran mejores indicadores relacionados con la calidad de la imagen con SPCCT que con los comparadores que, en general, son la tomografía dual y en algún caso la resonancia magnética. Estos indicadores son de calidad objetiva y subjetiva sin que se relacione, en general, con variables de resultados en salud.

- En los casos en que se han encontrado resultados en salud, los hallazgos han sido heterogéneos: para la visualización del embolismo pulmonar no se encontró diferencia significativa entre SPCCT y Tomografía Computerizada (TC) convencional mientras que si las hubo a favor del SPCCT frente a la mamografía digital para el estadificación y la detección del carcinoma de mama ductal in situ adyacente. Otros estudios muestran igualdad en la calidad o correlación a la hora de medir los desenlaces (por ejemplo, la cuantificación de la grasa hepática en la enfermedad hepática esteatósica asociada a disfunción metabólica frente a la RNM).
- En cuanto a datos de seguridad, todos los estudios que la evalúan parecen mostrar una menor dosis de radiación con el SPCCT que con los comparadores.

Key Points

- Spectral Photon Counting Computed Tomography (SPCCT), or photon-counting computed tomography, is a technology introduced in 2021 that could provide higher spatial resolution, allowing for the visualization of small structures while using a lower dose of ionizing radiation. However, its efficacy and safety compared to conventional imaging techniques like CT scans or MRI have not yet been demonstrated.
- Its area of use would be in tertiary hospital radiodiagnostic services for screening programs, diagnosis, and therapy under certain circumstances. Its application could cover many health areas where other imaging techniques are currently used, mainly CT scans and magnetic resonance imaging.
- This is an emerging technology that could be considered an evolved version of CT scans. If it proves effective and safe, it could complement or replace other imaging techniques depending on the indication. It is in the early stages of implementation; currently, some devices are already installed in private hospitals in Spain and are being used in other international centers.
- No health technology assessment reports or clinical practice guidelines on this technology have been identified. Therefore, a bibliographic search was conducted, which identified one systematic review, two randomized clinical trials, and a large number of observational studies. Generally, these studies have been published over the past five years, many without a comparator, with small sample sizes, some design flaws, and a high risk of bias.
- The studies found focus on pulmonary exploration (angiography with CT for pulmonary embolism, anatomical diagnosis of structures or nodules), cardiovascular (mainly for the evaluation of coronary stenosis and other vascular territories), abdominal processes such as hepatic steatosis, and certain neoplasias.
- Most studies show better image quality indicators with SPCCT compared to comparators, which are generally dual-energy CT and, in some cases, magnetic resonance imaging. These indicators are of both objective and subjective quality, without generally relating to health outcome variables.
- In cases where health outcomes have been found, the findings have been heterogeneous: for the visualization of pulmonary embolism, no significant difference was found between SPCCT and convention-

al CT, while differences were found in favor of SPCCT compared to digital mammography for staging and detection of ductal carcinoma in situ of the breast. Other studies show equality in quality or correlation when measuring outcomes (for example, quantification of liver fat in metabolic dysfunction-associated fatty liver disease compared to MRI).

- Regarding safety data, all studies evaluating it seem to show a lower radiation dose with SPCCT compared to comparators.

1. Datos generales

1.1. Nombre de la tecnología

Tomografía computarizada con recuento espectral de fotones (SPCCT)

1.2. Compañía comercial elaboradora del producto

Esta tecnología fue introducida en 2021 por Siemens Healthineers con el equipo NAEOTOM Alpha CT system®, que puede ser empleado en cabeza, cuerpo, corazón y extremidades (1).

Samsung Healthcare, dispone del dispositivo OmniTom Portable PDC Head CT System®, con única indicación para TC de cabeza (2,3).

Existen en la actualidad, otros fabricantes (Mars Bioimaging, Canon Medical Systems, Phillips Healthcare y GE Healthcare) en fase de uso de investigación preclínica (2,3) (Figura 1)

Figura 1. Características de los sistemas de SPCCT. Tomado de (2)

Table 3: Characteristics of Photon-counting CT Systems							
Manufacturer and Product Name	Detector Type	Collimation	No. of Energy Thresholds	Body Region	Scan FOV (cm)	FDA Clearance	Reference No.
Siemens Healthcare (Naeotom Alpha)	CdTe	144 × 0.4 mm (SR); 120 × 0.2 mm (UHR)	4 (SR); 2 (UHR)	Full body	50	Yes	14
GE HealthCare	Silicon	...*	8	Full body	50	No	92
Philips Healthcare	CdZnTe	64 × 0.275 mm	5	Full body	50	No	93
Canon Medical Research	CdZnTe	16 × 0.62 mm (SR); 48 × 0.21 mm (UHR)	6	Full body	50	No	94
Samsung/NeuroLogica (OmniTom Elite PCD)	CdTe	80 × 0.15 mm	3	Head and neck	25	Yes	95
MARS Bioimaging (extremity 5 × 120)	CdZnTe	128 × 0.11 mm	5	Extremities	12, 5	No	96

Note.—CdTe = cadmium telluride, CdZnTe = cadmium zinc telluride, FDA = U.S. Food and Drug Administration, FOV = field of view, PCD = photon-counting detector, SR = standard resolution, UHR = ultrahigh resolution.
* Collimation data are not available, as this is a prototype, and collimation is one of the design parameters.

1.3. Breve descripción de la tecnología

En el momento actual disponemos de dos tipos de TC en la práctica clínica: las TC de energía única (TC SE) y las TC espectrales o de energía dual (TC DE).

Las TC SE utiliza una corriente de fotones de rayos X (RX) que valora las imágenes de tejidos y órganos, basándose en el análisis cualitativo de los tejidos en comparación con los tejidos circundantes. La TC DE es una técnica que utiliza dos espectros de energía de fotones de RX separados, lo que permite interrogar materiales que tienen diferentes propiedades de atenuación a diferentes energías y, por ello, una mejor diferenciación tisular. Mientras que la TC SE produce un conjunto único de imágenes, la TC DE puede obtener diferentes conjuntos de imágenes: virtuales monoenergéticas, de descomposición de materiales (imágenes en las que se elimina el calcio o el yodo o en las que se destacan los tejidos con captación de yodo), mapas de densidad electrónica o de número atómico efectivo. Ambos emplean detectores de integración de energía (EIDs de Energy-integrating detectors), que miden la energía total de RX que llega al detector durante el periodo de medición.

La tomografía computarizada con conteo de fotones (SPCCT, por sus siglas en inglés) es una tecnología en el campo de la radiología que podría aportar numerosas ventajas sobre los sistemas convencionales de tomografía computarizada (TC).

Los SPCCT emplean detectores que cuentan el número exacto de fotones de RX entrantes y miden su energía individualmente. Como consecuencia, siempre obtienen información espectral y pueden filtrar eficazmente el ruido electrónico lo que se traduce en una relación señal/ruido significativamente mejorado.

Esta tecnología podría posibilitar también la reducción de la dosificación de contrastes radiológicos y el tiempo de adquisición de las imágenes, mejorando la rentabilidad diagnóstica frente a los TC convencionales. Puede medir la concentración exacta de materiales en el vóxel (por ejemplo, calcio o yodo) e incluso, y a diferencia de la TC convencional que utiliza yodo, emplear diferentes agentes de contraste (yodados y no yodados, nanopartículas de oro, platino) lo que puede permitir caracterizar cálculos renales, medicamentos de la densidad ósea y mejorar los estudios de perfusión. (4).

Sus problemas técnicos iniciales han sido debidos a la interferencia entre los elementos del detector y a la lectura extremadamente rápida del mismo, necesaria para contar de forma separada cada fotón de RX. A pesar de eso, los estudios clínicos parecen demostrar que SPCCT puede ofrecer mayor relación señal/ruido, mejor resolución espacial, datos de imágenes

espectrales similares a los de la TC DE, reducción a la exposición a la radiación, disminuir la cantidad de contraste necesario y reducir los artefactos de TC SE.

El SPCCT incorpora detectores de conteo de fotones (PDC de Photon Counting detectors en inglés) que son semiconductores que realizan conversión directa de fotones de RX en señal eléctrica y que cuentan el número exacto de fotones de RX entrantes y miden su energía de forma individual, obteniendo información espectral que permite discriminar de forma muy precisa entre los distintos tejidos y estructuras de pequeño tamaño con gran resolución espacial, reduciendo artefactos como el ruido electrónico y otras interferencias (5)

A diferencia de los detectores de energía integrada (EIDs de Energy-integrating detectors) empleados anteriormente en los TC convencional los PCD están hechos de semiconductores CZT (Cadium Telluride Zinc). La primera capa de semiconductor de un espesor de 2 a 3 mm permite, al absorber un fotón, formar pares electrón-hueco. Estos detectores están conectados a un sistema electrónico (ASIC) compuesto de canales paralelos que permiten modelar sucesivamente la señal y amplificarla para clasificarla por nivel de energía. A continuación, los fotones se discriminan en 2 a 8 niveles de energía elegidos de antemano (6).

Los detectores convencionales o EIDs de los TC clínicos actuales usan centelleadores para convertir los fotones de RX en luz visible que luego se transforma en señal eléctrica usando fotodiodos (figura 2). Este proceso presenta varias limitaciones, como la ineficiencia en la dosis y la pérdida de señal relacionada con los fotones de baja energía. Los TC SE suman toda la energía depositada en un determinado rango sin diferenciar niveles de energía, perdiendo la información espectral y limitando su capacidad para diferenciar materiales con similares características de atenuación. Los TC DE combinan dos espectros de energía de RX distintos para diferenciar los materiales, ofreciendo un mejor contraste de los tejidos blandos y reduciendo los artefactos de la TC SE.

Por el contrario, los PDCs utilizan semiconductores que hacen la conversión directa entre RX a fotones de energía eléctrica de forma individual, lo que permite hacer una discriminación tisular mejor, mejorar la resolución espacial y reducir el ruido en la imagen (figura 2). En los EIDs convencionales, la señal detectada por cada semiconductor es proporcional al total de toda la energía de los fotones detectados en un mismo intervalo temporal entre cada pixel separado por septos, sin información específica acerca la información individual del fotón o su energía (7). El conteo individual de cada fotón de RX realizado por los PDCs, permite discriminar su energía individual con mucha mejor resolución, reduciendo los artefactos, mejorando la precisión y el contraste de las imágenes y permitiendo reducir la

dosis de radiación empleada. Se obtendría, así, una imagen más limpia con mayor detalle que aporta una visualización matizada de estructuras anatómicas y sus patologías, lo cual mejoraría la precisión diagnóstica y abriría potenciales vías de intervención terapéutica (4) Además, debido a que los PCDs analizan píxeles de tamaño inferior que los EIDs y se saltan el paso de la conversión del RX en energía lumínica, los detectores no precisan tener en su configuración septos que habitualmente se comportan como “zonas muertas” (Figura 3), lo que de nuevo contribuye a obtener una mejor resolución espacial con dosis de radiación mucho menor (7,8).

- Los PCDs, pueden distinguir entre rayos X con distintos niveles de energía en pulsos detectados de forma individual, lo que permite también mejorar la calidad de la imagen, obtenida al aplicar filtros que reducen el ruido electrónico y permitiendo el análisis espectral de la energía según diferentes umbrales con un solo tubo de rayos X (4,7,9). Además, los PCDs mejoran la señal del contraste yodado, al mejorar la detección de fotones de baja energía con respecto a los EIDs.

Figura 2. Comparación esquemática de detectores EIDs y PCDs. Tomado de (8)

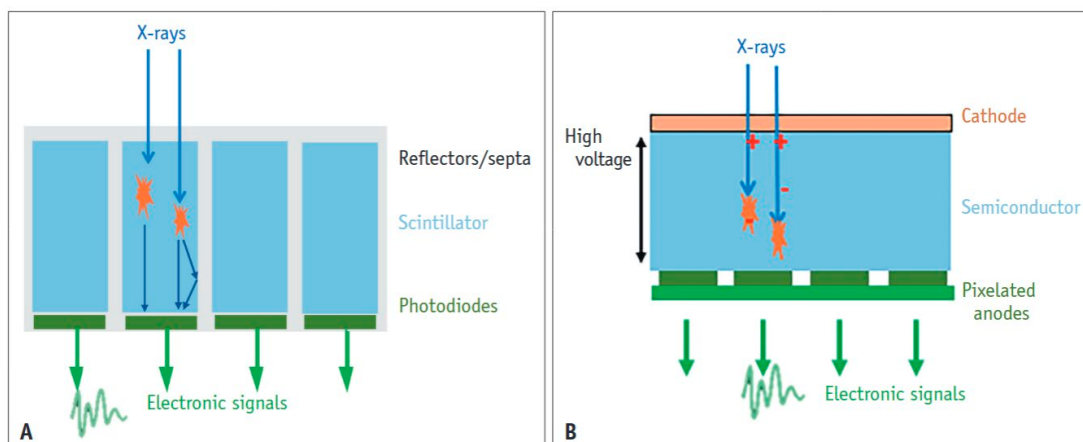
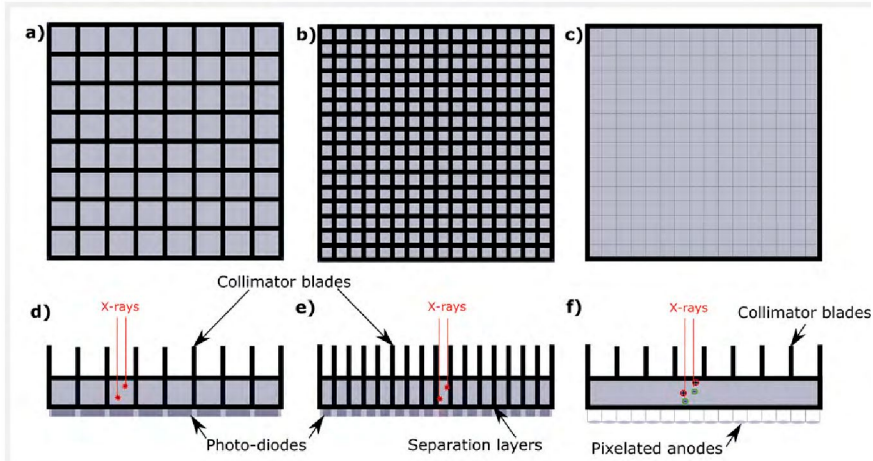


Figura 3. Características de los detectores de fotones PCDs e impacto en la imagen en la práctica clínica. Tomado de (8)

Propiedades detector conteo de fotones	Impacto en imágenes clínicas
A. Conversión directa de la coincidencia de rayos X en señal que es proporcional a la energía del fotón B. Tamaño de píxel del detector más pequeño C. No se requieren septos reflectantes para cada elemento del detector, mejora la ineficiencia geométrica de los detectores convencionales B+C D. Eliminación del ruido electrónico E. Moldeado del haz de rayos X con filtros de estaño, umbrales de energía y selección de potencial del tubo	Señal de imagen de yodo aumentada ya que no hay reducción de los fotones de menor energía Capacidad de obtener información de multi-energía de rayos X con un solo de tubo de rayos X: imágenes virtuales monoenergéticas, virtual sin contraste, virtual sin calcio y mapas yodo disponibles Resolución espacial mejorada Resolución espacial mejorada con dosis de radiación reducida Resolución espacial ultra-alta, no requiere filtros atenuadores que aumentan la dosis de radiación Resolución espacial ultra-alta ya no tiene penalización por dosis de radiación y se puede realizar en regiones corporales grandes Reducción del ruido “quantum” Reducción de artefactos metálicos y de “blooming” Reducción de la dosis de radiación

Figura 4. Vista esquemática de la configuración de los detectores EIDs y PCDs. Tomado de (7)



Por otra parte, los PCD también permiten una nueva asignación llamada “K-Edge”. El K-Edge es la energía de enlace de un electrón en la capa electrónica K con su núcleo.

- Este tipo de obtención de imágenes “K-edge” requiere la medición de al menos tres compartimentos de energía (análisis multienergía), lo cual posibilita obtener imágenes de distintas estructuras basadas en sus diferentes tipos de energía “K-edge”.
- Esto permite el uso de varios contrastes de forma simultánea en una única adquisición, algo imposible con la TC convencional y abre la posibilidad de utilizar nuevos contrastes no yodados (Oro, Erblio, Platino, Bismuto, Iterbio) ya que los agentes de contraste con energías K-Edge altas, como el gadolinio o el oro, se pueden discriminar con esta "obtención de imágenes K-Edge". La imagen convencional no permite la discriminación entre estos dos agentes de contraste a diferencia de la imagen K-Edge, lo que permitiría un diagnóstico más avanzado y seguro. Todo ello facilitaría el desarrollo de nuevos contrastes constituidos por nanopartículas específicamente señalizadas para células o enzimas concretas, que aportarían un nuevo tipo de información funcional y molecular que permitiría detectar inflamación o monitorizar tratamientos quimioterápicos. Estos nuevos contrastes, abren un nuevo campo de posibilidades en la tomografía, permitiendo la reconstrucción de imágenes con/sin contraste de forma similar a la tomografía de emisión de positrones (PET), basándose en sus diferentes capacidades de distribución, con menos radiación. La nueva

imagen molecular proporcionada por los equipos SPCCT tiene el potencial de proporcionar en tiempo real información “in vivo” sobre procesos biológicos que hasta el momento, no estaban disponibles con la TC convencional (2,3,9).

- La reconstrucción espectral multienergía permite realizar una óptima discriminación entre fotones con energía de baja o alta energía proporcionando una mejor resolución de imagen (5,10) y una mejor diferenciación tisular entre tejidos con mismos coeficientes de atenuación, pero diferente composición atómica. Un ejemplo de esta aplicabilidad, podría ser en el diagnóstico de artropatías por depósito, donde el SPCCT puede discriminar entre los depósitos de pirofosfato cálcico, urato monosódico o cristales de hidroxapatita (5) (Figura 5).

Figura 5. Generación de imágenes en dos pasos mediante descomposición espectral.
Tomado de (10)

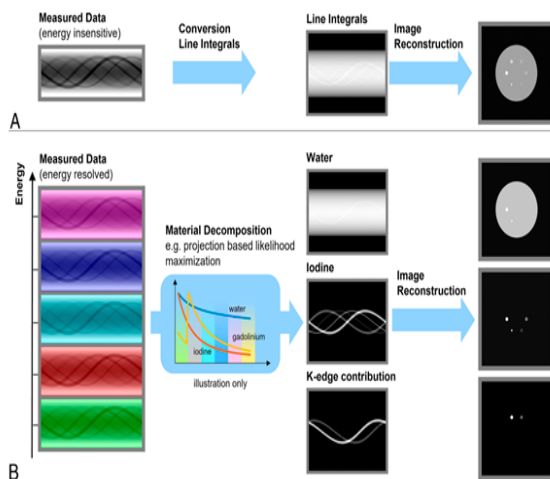


FIGURE 1. Diagram to illustrate the 2-stage process used for generating SPCCT images through an energy insensitive process for conventional imaging (A) and an energy resolved material decomposition process for spectral images (photoelectric, Compton, K-edge(s)) (B).

Las características expuestas suponen una ventaja competitiva frente a los TC actuales con resolución espacial relativamente baja, ruido elevado y descomposición espectral más limitada que podría aportar ventajas técnicas como (1):

1. Ultra resolución espacial que permite una discriminación mejorada entre distintos tejidos y detectar estructuras de menor tamaño (0.2mm frente a los 0.6mm) de los TC convencionales.
2. Aumento en la velocidad de adquisición. En la actualidad, existen equipos TC rápidos, pero los SPCCT permiten una adquisición de todo el cuerpo en menos de un segundo. Esta rapidez puede optimizar el rendimiento de los Servicios de Radiología y sus listas de espera y es de especial interés para su aplicación en pacientes que precisan sedación para la prueba (niños y pacientes especiales) y, en estudios cardíacos, evitan la necesidad de administrar fármacos para disminuir la frecuencia cardíaca.
3. Reducción de la dosis de radiación (70% menos frente a TC convencionales y 20% menos que los equipos convencionales que menos radian).
4. Eliminación de artefactos tipo “blooming” procedentes de calcificaciones, stents, otras estructuras radiopacas y otros ruidos en la imagen.
5. Permite reducir la dosis de contraste yodado aplicado, por ejemplo, para un estudio cardíaco con los primeros equipos de TC se utilizaban entre 90 y 110cc de contraste, frente a los 50-60cc utilizados con los equipos TC actuales; con los equipos SPCCT utilizaríamos entre 20-30cc (11) La reducción en la dosificación de contrastes yodados es beneficiosa en pacientes alérgicos, con insuficiencia renal o que se enfrentan a procedimientos endovasculares repetidos, minimizando el riesgo de reacciones adversas y efectos secundarios (4). Puede extraer imágenes multiparamétricas con diferentes tipos de información a partir de un único conjunto de datos, incluidos datos cuantitativos que permiten hacer valoraciones funcionales (ej. perfusión pulmonar o miocárdica).
6. Permite introducir un análisis espectral de cada fotón con carácter individual, mejorando la discriminación tisular, detectando inflamación o reduciendo el artefacto en la imagen introducida por elementos metálicos.
7. Asimismo, posibilita realizar análisis cuantitativos, utilizando parámetros de descomposición de materiales K-edge.
8. Dispone de algoritmos de procesamiento automatizados que permiten realizar segmentación de tejidos y materiales ahorrando tiempo a los radiólogos y minimizando los errores humanos. Conseguir diagnósticos más rápidos, permitiría disminuir los “cuellos de botella” en departamentos radiológicos. Los estudios más rápidos y que precisan menos repeticiones liberan recursos para otros pacientes.

1.4. Población diana

Adultos y niños que precisan la realización de una técnica de imagen diagnóstica o de seguimiento susceptible de ser sustituida por la TC con recuento espectral de fotones.

1.5. Descripción del problema de salud al que se aplica la tecnología

En el momento actual, parece que podría tener un papel en el diagnóstico de patologías que suponen las principales causas de mortalidad en nuestro país (12):

1. Mejora en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares: Dado que las enfermedades cardiovasculares fueron en el año 2023, la 2ª causa muerte en España responsables del 26.5 % de muertes totales, la SPCCT podría contribuir a un diagnóstico más preciso y temprano, reduciendo potencialmente su mortalidad y morbilidad.
2. La patología tumoral constituyó la primera causa de muerte en nuestro país durante el año 2023, 26.6% de todos los fallecimientos, siendo los tumores de pulmón y colon los más frecuentes. La SPCCT podría mejorar la detección temprana y el seguimiento de tumores en numerosas localizaciones debido a la alta resolución de sus imágenes.

La SPCCT podría alinearse con los objetivos de salud pública al reducir la exposición a radiación en procedimientos diagnósticos, lo cual es particularmente relevante en un contexto de creciente conciencia sobre los riesgos asociados a la radiación médica. También podría contribuir a diagnósticos más precisos y rápidos, reduciendo potencialmente costes y mejorando la eficiencia.

1.6. Área de especialización y abordaje

El área de especialización en la que se desarrollaría esta tecnología y tendría su ámbito de aplicación serían los servicios de radiología hospitalarios.

1.7. Documentos publicados por otras Agencias de Evaluación de Tecnología Sanitarias

No se han identificado informes sobre esta tecnología en ninguna de las agencias de la Red Española de Agencias de Evaluación de Tecnologías Sanitarias y Prestaciones del Sistema Nacional de Salud (RedETS).

Tampoco se han identificado informes en el ámbito internacional.

2. Desarrollo y uso de la tecnología

2.1. Grado de desarrollo de la tecnología

Se trata de una tecnología emergente no incluida en la Cartera de Servicios del Sistema Nacional de Salud (SNS) ya en fase de comercialización por lo que podría atribuírsele un grado 9 de Technological Readiness Level (TRL) (13): sistema real probado en un entorno operacional real y en su fase final, probado y disponible para su comercialización y/o producción.

El grado de implantación de esta tecnología en España es muy incipiente. Por ejemplo, se ha identificado una nota de prensa que alude a la compra de dos equipos SPCCT por el grupo Quirónsalud para dos de sus hospitales de Madrid y Barcelona (14,15).

A nivel internacional, su implantación parece también incipiente y muy heterogénea. La mayoría de las publicaciones encontradas aluden a posibles aplicaciones clínicas, pero en un reducido número de pacientes.

2.2. Tipo y uso de la tecnología

Se trata de una tecnología diagnóstica por imagen basada en la emisión de rayos X con múltiples aplicabilidades potenciales.

2.3. Lugar y ámbito de aplicación de la tecnología

Esta tecnología ha sido diseñada para su utilización en el ámbito hospitalario, concretamente en los servicios de radiología de hospitales terciarios.

2.4. Relación con tecnologías previas.

La tecnología SPCCT podría considerarse una versión evolucionada de la TC, sustitutoria o complementaria al igual que lo fueron otras versiones de la TC inicial introducida en 1971, como la TC SE helicoidal, el TC SE helicoidal multidetector o TC DE (16). Figura 6.

Figura 6. Evolución de los distintos tipos de tecnología TC. Tomado de (16)

Tabla 1. Evolución de los diferentes tipos de tecnología de TC. Se muestran los cambios esenciales en la configuración del sistema detector, la cobertura del campo de visión axial, la configuración de adquisición axial, y la cobertura del campo longitudinal.

Tecnología TC	Configuración del detector	Cobertura del campo de visión axial	Adquisición angular de las proyecciones	Cobertura longitudinal
Primeros escáneres clínicos, 1974	Un único elemento detector	Haz estrecho, cobertura del FOV* con traslaciones del tubo y del elemento detector	Rotación de un tubo de rayos X y del detector (pequeños incrementos angulares)	Traslación de la camilla en pasos cortos
Escáneres de TC axial (<i>step-and-shoot</i>)	Fila única de detectores con cientos de elementos	Haz en abanico con cobertura completa del FOV	Una rotación completa (360°) de un tubo de rayos X y del detector	Traslación continua de la camilla
Escáneres de TC helicoidal	Multidetector con 4, 16 y 64 canales activos		Rotación múltiple continua de un tubo de rayos X y del detector	
Escáneres de TC helicoidal con múltiples filas de detectores			Rotación múltiple continua de dos tubos de rayos X y de dos conjuntos detectores	
Escáneres de TC helicoidal con múltiples filas de detectores y doble fuente	Dos conjuntos multidetector, con 32 ó 64 canales activos	Dos haces en abanico, uno de ellos al menos con cobertura completa del FOV		
Escáneres de TC volumétrico	Multidetector con hasta 320 canales activos	Haz cónico con cobertura completa del volumen de interés (FOV completo y 160 mm longitudinal)	Una única rotación continua de un tubo de rayos X y del detector	La cobertura de 160 mm del campo longitudinal es proporcionada por el haz cónico. Para cobertura longitudinal >160 mm: adquisiciones <i>step-and-shoot</i> + enlace de los volúmenes reconstruidos

* FOV: Campo de visión

2.5. Tecnología alternativa en uso actual.

La SPCCT es una tecnología novedosa que aportaría ventajas frente a otras tecnologías de diagnóstico por imagen ampliamente difundidas en el SNS, ya que presenta una resolución espacial mejorada, disminuye el ruido electrónico y consigue una mayor relación contraste-ruido obteniendo imágenes más claras y detalladas con menor dosis de radiación y dosis de contraste.

El potencial campo de aplicación de la tecnología SPCCT es amplio y ha sido propuesto como hemos visto anteriormente para múltiples localizaciones y patologías, por lo que podría erigirse como técnica sustitutiva o complementaria a numerosas técnicas diagnósticas, principalmente frente a TC y RM:

- La Tomografía computadorizada (TC). Desde su presentación, en 1972, su desarrollo ha estado estrechamente relacionado con los avances en tecnología informática (mayor velocidad y capacidad de procesamiento con algoritmos de reconstrucción avanzados, incluidos los basados en IA), en la producción de RX (TC lineal -TC de haz cónico-helicoidal) y en el sistema de detección de rayos X. La introducción de la TC DE ha preparado el camino para el desarrollo de nuevas aplicaciones en imágenes musculoesqueléticas, incluida la caracterización de materiales y métodos mejorados para la reducción de artefactos metálicos. Estas innovaciones introducidas han conseguido acortar el tiempo de exploración, proporcionar imágenes de alta resolución y contraste, distinguir diferentes tipos de tejido de una forma no invasiva y rápida, empleando o no contrastes radiológicos. En esencia, un tomógrafo computarizado (TC) es un aparato de Rayos X en el cual, la placa radiográfica ha sido sustituida por detectores colocados en hileras en un sistema cilíndrico, por el que se mueve la mesa del paciente. El tubo de Rayos X emite un haz colimado que atraviesa al paciente y es recibido por el detector mientras el sistema efectúa un movimiento circular. La información recogida en los detectores es analizada por un ordenador, que reconstruye la imagen digital y la muestra en un monitor (17). Los cortes de la TC están orientados perpendicularmente al eje corporal y se denominan cortes axiales o transversales. Cada uno de estos cortes tomográficos es como una “rebanada” más o menos delgada, compuesta de un número determinado de elementos volumétricos. En el monitor se representan imágenes bidimensionales (píxeles) de estos elementos de volumen (vóxeles). Es una técnica ampliamente utilizada que presenta innumerables aplicaciones clínicas en diversas áreas de la (16).

- Neurología: detección de tumores cerebrales, ictus (hemorrágicos e isquémicos), estudios angiográficos y de perfusión y traumatismos.
- Oncología: detección, medición y seguimiento de tumores.
- Cardiología (angioTAC coronario): evaluación de arterias coronarias y calcificaciones. En la isquemia miocárdica (síndrome coronario agudo con elevación del segmento ST) es el procedimiento diagnóstico “patrón-oro” en Cardiología ya que permite visualizar directamente las arterias coronarias, la aorta ascendente y el corazón, evaluando el flujo sanguíneo coronario y detectando posibles obstrucciones o estrechamientos (18).
- Traumatología: como herramienta única o asociada a la RM. La RM es de elección para valorar médula ósea. La TC para el hueso mineralizado y los depósitos de cristales.
- Neumología: detección de patrones pulmonares (alveolares, intersticiales...), nódulos-tumores, traumatismo y tromboembolismo pulmonar.
- Abdomen y pelvis: evaluación de órganos internos y estructuras vasculares.

En todos estos órganos y sistemas, es especialmente útil en el contexto de urgencia por su rapidez y capacidad diagnóstica inicial.

- La Resonancia Magnética (RM) es una técnica basada en un imán y la aplicación de gradientes. Obtiene las imágenes mediante el empleo de pulsos de radiofrecuencia que excitan los protones de los diferentes tejidos- órganos. Estos protones liberan energía, al relajarse tras la excitación, que es recogida por una antena receptora y codificada para obtener una imagen. Los tejidos excitables son aquellos que contienen protones (no hay protones en el aire) y que son móviles (no lo son los del hueso compacto). Es, por tanto, la técnica de elección para el estudio de las partes blandas corporales, donde su discriminación es mayor que la TC y no es de elección en el estudio del hueso compacto o de las cavidades aéreas. Su mayor inconveniente es el requerimiento de tiempo para la obtención de la imagen (menos recomendable que la TC en el contexto de la urgencia) y en las características de la técnica en si (es un imán, por tanto, hay incompatibilidad en elementos metálicos) (18).

2.6. Aportación de la nueva tecnología en relación con la tecnología en uso actual

La SPCCT es una tecnología novedosa que aportaría ventajas frente al TC convencional al presentar una resolución espacial mejorada, una reducción del ruido electrónico y otros artefactos y una mejora en la relación contraste-ruido con imágenes más claras y detalladas con menor dosis de radiación y una reducción en las dosis de contraste y en los tiempos de adquisición (4). Su aplicación podría tener beneficios para los pacientes por su precisión diagnóstica, evitando repetición de pruebas y exposición prolongada a la radiación ionizante o a contrastes radiológicos. Podría asociarse con una mejora en los rendimientos de los Servicios de Radiología del SNS. Por tanto, sus principales aplicaciones clínicas en el momento actual serían:

- Imagen cardiaca. Esta tecnología aportaría avances en este campo en al menos 3 aspectos fundamentales:
 - Visualización de arterias coronarias. Con los equipos actuales, existen limitaciones en pacientes con score cálcico alto: en la actualidad se conoce que el 16% de los pacientes con enfermedad coronaria no son subsidiarios de angiografías coronarias, por su alto grado de calcificación, debiéndose someter a procesos invasivos de cateterismo. La mejor resolución que ofrece esta tecnología permite eliminar artefactos producidos por el calcio depositado y visualizar las ramificaciones distales de las arterias coronarias. Los equipos SPCCT permiten, además, tipificar mediante análisis espectral el tipo de placa de ateroma (fibrosa o lipídica, que es más vulnerable a la rotura) (19,20).
 - Evaluación de la permeabilidad de los stents, ya que permite visualizar su interior, detectando nuevas estenosis. Aunque esta había sido mejorada con los TC DE frente a los TC SE, la SPCCT, por la mayor señal-ruido y mejor capacidad espectral, consigue una mejor definición lo cual evitaría realizar coronariografías para este fin.
 - Evaluación de la perfusión miocárdica y eventual detección de cicatrices miocárdicas, basándose en la realización de mapas de yodo y en su capacidad espectral SPCCT (4,8,20). También podría aplicarse en la detección de fibrosis, edema y en la infiltración grasa, amiloide o en el hierro del miocardio (21).
- Aplicación en procesos vasculares. De forma similar a las arterias coronarias, permite visualizar en otras estructuras vasculares (ej. aorta, arterias pulmonares, arterias carótidas,) su permeabilidad y su pared vascular, reduciendo los artefactos producidos por los depósitos de calcio. Posibilita

realizar el seguimiento postquirúrgico en la aorta y otros vasos y optimizar la visualización de prótesis, reduciendo la exposición total a la radiación en pacientes con seguimientos frecuentes (7,10). Además, permite valorar estructuras vasculares pequeñas.

- Patología de la cabeza y el cuello. Mejora la calidad de la imagen con respecto a la TC convencional en la evaluación de las estructuras del oído (cadena osicular), laringe (cartílagos), faringe, lengua y base del cráneo, al aumentar la resolución espacial, mejorar la señal-ruido y minimizar el artefacto producido por implantes dentales. Su capacidad de discriminación entre sustancia blanca y gris permitiría su aplicación en el diagnóstico del ictus agudo. En el hueso temporal, además de haber conseguido una reducción en la dosis de radiación del 80% sin afectar a la calidad de la imagen, mejora la capacidad diagnóstica en otosclerosis, colesteatoma y malformaciones congénitas (22,23).
- Patología del abdomen y la pelvis. La valoración de la patología abdominal y pélvica está influenciada por el alto porcentaje de grasa local, que en ocasiones obliga a incrementar la dosis de radiación aplicada. Los SPCCT consiguen obtener imágenes de alta calidad, reduciendo artefactos en pacientes obesos, siendo aplicado en la evaluación de tumores de hígado, bazo, páncreas y peritoneo (24). Permite utilizar dos agentes de contrastes distintos (yodo y gadolinio) así como, la evaluación de su aclaramiento, útil para diferenciar lesiones hepáticas y pólipos intestinales. La aplicación de la información espectral, permite evaluar la esteatosis hepática con una sensibilidad del 94%. Puede aplicarse también en patología renal y en detección de pequeños cálculos <3mm (22).
- Patología torácica. Las ventajas técnicas de los SPCCT frente a la TC convencional resultan prometedoras ya que existen estudios que muestran una mejora en la detección de estructuras pulmonares pequeñas, incluyendo el intersticio pulmonar, cisuras, vía aérea distal, empleando una dosis de radiación menor o similar y una menor cantidad de contraste (2). Esto permitiría evaluar de forma más precisa la enfermedad pulmonar obstructiva crónica como el enfisema (22), la fibrosis quística y otras enfermedades intersticiales y mejoraría la capacidad de detección de nódulos pulmonares sólidos hasta 5 veces superior, lo que le permitiría postularse como una herramienta más eficiente en el despistaje del cáncer de pulmón (2). Mejoraría la rentabilidad diagnóstica de la TC convencionales en el diagnóstico de la neumonía intersticial. Asimismo, la detección espectral que combina la información estructural y funcional puede mejorar el estudio del embolismo pulmonar y la hipertensión pulmonar

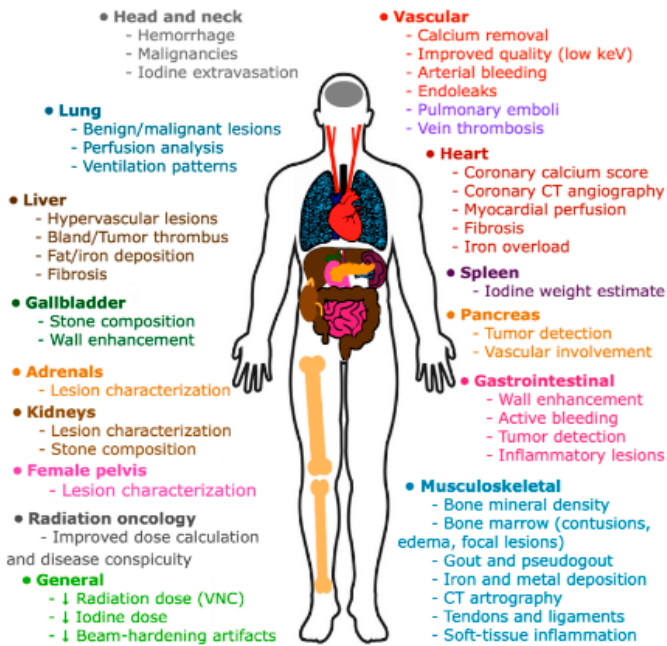
crónica de origen tromboembólico. La utilización de imagen K-edge permitirá discriminar entre dos contrastes diferentes para la valoración de la ventilación-perfusión (2).

- Patología de la mama. Se ha postulado su aplicación en la valoración de tumores de mama, obteniendo imágenes de alta calidad con mayor confort para la paciente, evitando la compresión de la mamografía, aunque serán necesarios nuevos ensayos clínicos para evaluar esta nueva aplicación de la técnica y sus resultados frente a la mamografía (22).
- Aplicaciones en patologías musculo esqueléticas. Sus ventajas están relacionadas con la mejor resolución espacial, que mejora la visualización detallada del hueso cortical y trabecular, así como estructuras óseas finas o de pequeño tamaño y en la evaluación de articulaciones pequeñas, el diagnóstico de fracturas en huesos pequeños (ej. muñeca y pie) y el seguimiento de su consolidación. Abre la posibilidad de evaluar la estructura ósea en términos de resistencia y calidad de forma poco invasiva en el contexto de la enfermedad osteoporótica y otras enfermedades metabólicas. Otra ventaja prometedora del SPCCT es su capacidad para eliminar artefactos, mejorando la imagen tisular alrededor de material de osteosíntesis metálico, por lo que podría utilizarse para valorar la osteointegración de material protésico. Asimismo, se ha postulado de forma prometedora para el abordaje de patología oncológica musculoesquelética, en la evaluación de lesiones líticas de mieloma múltiple, en las lesiones intramedulares y en las fracturas patológicas, con reducciones de dosis de radiación de hasta el 83% (8). También se ha utilizado para el despistaje de metástasis óseas de otros procesos oncológicos. El empleo de la información espectral que proporciona el SPCCT, puede facilitar la distinción entre fracturas recientes y antiguas por su capacidad de detectar el edema medular, así como patología de cartílagos y ligamentos (2,5,20).
- Aplicabilidad en pediatría. La alta velocidad de adquisición de las imágenes permitiría su utilización en pacientes pediátricos lo que podría reducir potencialmente el tiempo de sedación en estos pacientes, manteniendo una alta precisión y resolución en estructuras de pequeño tamaño. Además, en pacientes menores de 5 años, parece conseguir una reducción en la dosis de radiación de entre el 40 y 55% (25,26) lo que lo hace especialmente interesante en patologías crónicas que requieren exploraciones frecuentes como, por ejemplo, la fibrosis quística (9,20,27).
- Aplicaciones en radioterapia: la SPCCT parece ofrecer soluciones prometedoras a las limitaciones que presentan los equipos de TC convenciona-

les. Muchas de sus particularidades técnicas pueden aportar información sobre la perfusión tumoral, lo que permitiría monitorizar tratamientos oncológicos y cambios en la vascularización durante la radioterapia. Asimismo, la capacidad del SPCCT de generar información acerca de densidad electrónica y el número atómico efectivo permite calcular las dosis de radiación de forma más precisa (28).

En la Figura 7 se resumen las potenciales aplicaciones clínicas del momento actual que se detallan a continuación:

Figura 7. Potenciales aplicaciones clínicas del SPCCT en el momento actual. Tomado de (11)



La implementación de esta tecnología en nuestros centros sanitarios supondrá enfrentarse con algunos retos iniciales como la superación de la curva de aprendizaje de su funcionamiento por parte de los profesionales y la dotación a los centros pioneros de servidores de almacenamiento de datos con altas capacidades de almacenaje. Además, será necesario completar la fase de investigación para obtener más datos sobre los beneficios en salud obtenidos con la aplicación de esta tecnología comparados con las técnicas

de imágenes estándar y poder dimensionar la relación coste-beneficio de su introducción en nuestros centros sanitarios y el impacto presupuestario que generaría en el Sistema Nacional de Salud.

2.7. Licencia, reintegro de gastos u otras autorizaciones.

Varios fabricantes han desarrollado equipos SPCCT pero en el momento actual solo dos han conseguido la aprobación de la FDA. Los primeros en obtenerla fueron en 2021 Siemens Healthineers con el equipo NAEOTOM Alpha CT system®, que puede ser empleado en cabeza, cuerpo, corazón y extremidades.

Samsung Healthcare, es la segunda compañía que obtuvo la aprobación FDA en 2022 del dispositivo OmniTom Portable PDC Head CT System®, con una única indicación para CT de cabeza.

No se ha podido identificar información sobre el mercado CE de estas tecnologías.

3. Importancia sanitaria de la condición clínica o la población a la que se aplica

3.1. Incidencia/Prevalencia

El SPCCT es todavía una tecnología emergente en fase muy incipiente de implementación en entornos clínicos.

Se trata de una prueba de imagen que sería un modelo evolucionado de TC con lo cual su aplicabilidad podría ser todos aquellos campos en los que ya se aplica esta técnica que son muy amplios, diversos e innumerables en el campo de la salud, entre los que podría señalarse el diagnóstico y el seguimiento de neoplasias, entre otros muchos.

Además, de demostrarse su beneficio frente a otras pruebas de imagen (como algunos estudios están evaluando) como la RNM o la mamografía digital, su campo de aplicación podría ser todavía más amplio.

Es por ello, que resulta muy complicado hacer una estimación del impacto que tendría la inclusión de esta tecnología en términos de prevalencia, incidencia y carga de la enfermedad, pero es fácil aventurar que de demostrarse los beneficios que se sugieren sería muy importante en términos sociosanitarios.

3.2. Carga de la enfermedad

Por las mismas razones explicadas en párrafo anterior, su aplicación podría realizarse en múltiples patologías con distintas prevalencias, aunque es previsible que siendo una tecnología de diagnóstico por imagen con aplicabilidad genérica pueda ser utilizado en un número importante de pacientes, por lo que de demostrarse sus potenciales beneficios tendría un impacto importante sobre los pacientes, profesionales y sistema sanitario.

4. Requerimientos para usar la tecnología

4.1. Infraestructura y formación

La implantación de esta nueva tecnología en los servicios de radiología no implicaría, a priori, un cambio significativo en su infraestructura, excepto los derivados de la instalación del dispositivo, en cuanto a requerimientos de espacio, que parece similar a otros equipos convencionales de diagnóstico por imagen. Uno de los retos más importantes de la implantación del SPCCT sería el análisis de la gran cantidad de datos que se generan, el posprocesado y su almacenaje, por lo que previsiblemente será necesaria una adaptación de los sistemas de información de los centros hospitalarios a dichos requerimientos.

La utilización de esta tecnología requiere una formación específica de los profesionales que van a utilizar el dispositivo, especialmente de los radiólogos para la correcta lectura de las imágenes y las nuevas funcionalidades de este dispositivo, con el fin de optimizar su uso. Esa formación, que no parece ser muy compleja para unos profesionales acostumbrados a incorporar nuevas tecnologías de este tipo, debería venir incluida con la compra del producto. Se requerirá completar una curva de aprendizaje como en cualquier otra tecnología de nueva adquisición.

4.2. Coste y precio unitario

Dado el carácter emergente de la tecnología y la escasa implantación en nuestro país, no hemos encontrado información publicada sobre los costes comparativos entre SPCCT (Tomografía Computarizada Espectral con Contaje de Fotones) y TC convencional, ni al eventual impacto presupuestario de su utilización (4).

Sin embargo, podemos inferir algunos aspectos relacionados con los costes basándonos en la información disponible sobre las tecnologías de TC:

- El SPCCT es una técnica de imagen más avanzada que la TC convencional, lo que sugiere que probablemente sea más costosa en términos de equipamiento inicial.
- El SPCCT generalmente implica una menor dosis de radiación en

comparación con la TC convencional, lo que podría resultar en menores costes a largo plazo relacionados con la protección radiológica y la seguridad del paciente.

- La alta resolución del SPCCT puede proporcionar información más detallada en un solo escaneo, lo que potencialmente podría reducir la necesidad de exámenes adicionales y, por lo tanto, de demostrarse ventajas diferenciales, disminuiría los costes operativos a largo plazo.
- Su mayor eficiencia en cuanto al empleo de contrastes radiológicos podría introducir un abaratamiento de costes en contrastes convencionales. Por el contrario, el empleo de nuevos contrastes (K-edge y otros) puede suponer costes más elevados.

Aplicaciones específicas: dado que la SPCCT ofrece ventajas en términos de resolución y caracterización de tejidos, es posible que se utilice más en aplicaciones especializadas, lo que podría justificar un coste más elevado para ciertos procedimientos.

Para determinar el impacto presupuestario de su difusión, será necesario primero realizar estudios que evalúen eficacia, seguridad, ventajas de su aplicabilidad frente a las técnicas empleadas de forma convencional en nuestros centros hospitalarios y la aplicabilidad clínica real en las diferentes patologías donde se ha sugerido su utilización.

5. Impacto en salud

Para conocer el impacto en salud del SPCCT en este informe se ha realizado una RS cuyo objetivo es comparar la eficacia y seguridad de SPCCT con la de otras técnicas de diagnóstico por imagen.

La metodología empleada en la realización del informe y las características de la búsqueda se muestran en el Anexo 1.

5.1. Búsqueda bibliográfica

Como primer paso para lograr el objetivo de este informe, se realizó una búsqueda bibliográfica automatizada que identificó 46 artículos de los que 11 eran duplicados, de manera que se obtuvieron 35 artículos.

De los 35 estudios identificados en la búsqueda, tras un proceso de selección sistemático y transparente definido en el Anexo 1, se seleccionaron 10 estudios para responder a la pregunta planteada. Uno de ellos era una RS, 2 ensayos clínicos aleatorizados y 8 estudios observacionales con comparador.

Los detalles del resultado de la búsqueda, la estrategia de ésta y el listado de los artículos incluidos para realizar este informe y la valoración de su calidad, así como los excluidos y sus motivos se detallan en el Anexo 2 y 3.

5.2. Resultados de Eficacia

5.2.1. Características de los estudios identificados.

Tras la búsqueda de la literatura efectuada, objetivamos que los equipos SPCCT parecen ser una tecnología muy emergente en fase de investigación, donde los trabajos publicados son fundamentalmente pruebas de concepto que exploran potenciales aplicaciones de estos nuevos equipos de diagnóstico por imagen en diferentes localizaciones y patologías. La mayoría de estos trabajos están realizados con un escaso tamaño muestral y presentan alto riesgo de sesgo. Se presentan los resultados de los trabajos incluidos de forma narrativa agrupados por áreas de interés.

En la Tabla 1, se especifican las características de los estudios seleccionados, una RS, dos ensayos clínicos y 7 estudios observacionales no aleatorizados realizados en diferentes localizaciones: pulmón, arterias coronarias, hígado, mieloma múltiple y mama.

Tabla 1. Principales características de los estudios seleccionados.						
Estudio	Objetivo	Tipo de estudio	Población	Grupo de intervención	Grupo de control	Calidad
Mohammadzadeh S et al (29)	Comparar calidad de imagen para diagnóstico de nódulos pulmonares de SPCCT frente a equipos CT convencionales	Revisión sistemática de 13 estudios observacionales	Pacientes mayores de 18 años con nódulos pulmonares	SPCCT	EID-CT	Baja
Pannenbecker P (30)	Compara la calidad de imágenes y mapas yodados en angiografía pulmonar de SPCCT frente a equipos estándar de CT.	Ensayo prospectivo aleatorizado	117 pacientes con indicación de angiografía pulmonar por embolismo pulmonar (70 hombres, 47 mujeres con edad media 65 años).	58 pacientes se hicieron SPCCT	59 pacientes fueron aleatorizados para TC convencional (EID-CT)	Alto riesgo de sesgo
Lin H et al (31)	Validar y desarrollar una fórmula universal para conversión de grasa RMN y CT, para potenciar la precisión de la detección de cuantificación grasa hepática usando SPCCT	Estudio prospectivo aleatorizado	657 pacientes (500 asintomáticos y 157 pacientes con sospecha de esteatosis hepática) aleatorizados en 6 grupos con diferentes protocolos de TC (voltaje y dosis)	SPCCT	RM	Algunas consideraciones
Neubauer J y et al (32)	Comparar estadificación locorregional de tumores malignos de mama con SPCCT frente a mamografía digital	Estudio observacional prospectivo	32 mujeres diagnosticadas de cáncer de mama que precisaban estadificación con TC	SPCCT	Mamografía digital	Alto riesgo de sesgo
Remy-Jardin et al (33)	Evaluar la calidad de imagen de perfusión pulmonar obtenida con SPCCT frente a equipos convencionales CT (EID-CT)	Estudio retrospectivo, observacional.	71 pacientes consecutivos con una población pareada por edad y peso, totales n=142	SPCCT	EID-CT	Grave riesgo de sesgo
Yalon M et al(34)	Comparación (calidad de imagen y dosis radiación) entre SPCCT y TC convencionales para realizar angiografía pulmonar para el diagnóstico de embolia pulmonar	Estudio retrospectivo casos y controles, selección de pacientes consecutivos	150 Pacientes ambulatorios con indicación de TAC para descartar embolia pulmonar, (50 SPCCT y 100 a 2 tipos diferentes TAC)	SPCCT	CT convencionales (pitch alto y estándar)	Grave riesgo de sesgo
Zsarnoczay et al(35)	Comparar angiografía coronaria realizada con SPCCT vs EID-CT	Estudio prospectivo en un único centro	22 pacientes incluidos (15 varones, 7 mujeres) que se realizaron EID-CT y posteriormente SPCCT	SPCCT	EID-CT	Grave riesgo de sesgo
Wrazidlo R (36)	Comparar la dosis de radiación y la calidad de imagen del TC abdominal y convencional con el SPCCT	Estudio observacional prospectivo	70 pacientes oncológicos con un intervalo de 4 meses entre ambas pruebas	SPCCT	TC convencionales.	Grave riesgo de sesgo
Schwartz F (37)	Comparar la calidad de imagen del SPCCT frente a TC convencionales.	Estudio observacional prospectivo	60 pacientes	SPCCT	TC convencional	Grave riesgo de sesgo
Schwartz F (38)	Comparación entre calidad de imagen y satisfacción para el lector en el despistaje de Mieloma Múltiple con SPCCT vs EID-CT	Estudio observacional prospectivo	7 pacientes con gammopatía monoclonal fueron incluidos para realización de EID-CT y SPCCT	SPCCT	EID-CT	Grave riesgo de sesgo

SPCCT: Tomografía computerizada recuento espectral fotones; EID-CT Tomografía computerizada con detectores integración de energía; RM Resonancia Magnética; Tomografía computerizada

5.2.2. Resultados principales en eficacia.

Para facilitar la comprensión de los resultados encontrados en la bibliografía identificada, se han agrupado por las patologías o regiones anatómicas en las que ha sido empleada en los estudios.

En este sentido, **la patología pulmonar** es en la que más estudios se han encontrado: son 5, la única RS identificada, uno de los 2 ensayos clínicos aleatorizados (ECA) y 3 observacionales. Dos de estos estudios, el otro ECA y un estudio observacional, se centran en el diagnóstico de la embolia pulmonar comparando la eficacia de la angiografía con TC convencional frente a la angiografía con SPCCT:

- **Pannenbecker et al de 2024(30)**. Se trata de un ECA que incluye 117 pacientes (70 hombres, edad media 65 años) con tromboembolia pulmonar, programados para angiografía con TC con tecnología dual para diagnóstico de embolismo pulmonar agudo que se aleatorizan a dos grupos: 58 pacientes a angiografía pulmonar con SPCCT (intervención) y 59 pacientes a angiografía pulmonar con TC de energía dual con tecnología EID. El objetivo del estudio fue comparar la calidad de la imagen y la dosis de radiación de ambas técnicas.

La variable de resultado fue la visualización del embolismo, no encontrándose diferencia significativa en el número de pacientes en los que se visualizó la embolia pulmonar (lector 1: 14/58 [24,1%] vs 11/59 [18,6%], $p = 0,47$; lector 2: 14/58 [24,1%] vs 11/59 [18,6%], $p = 0,47$). Otras variables analizadas fueron la calidad de la imagen obtenida, observándose que la atenuación mediana fue significativamente mayor para SPCCT que para TC EID para el lóbulo inferior derecho para imágenes policromáticas de 120 kV (404 vs 346 HU, $p = 0,04$) y para el lóbulo superior izquierdo para imágenes de 60 kV (509 vs 448 HU, $p = 0,03$); por el contrario, las mediciones de atenuación de las estructuras vasculares no fueron significativamente diferente entre SPCTT y TC EID (todos $p > 0,05$). La mediana de la puntuación de la calidad de la imagen subjetiva también fue significativamente mayor para SPCCT para imágenes policromáticas de 120 kV para el lector 1 (1 [RIQ, 1-1] vs 1 [RIQ, 1-2], $p = 0,02$) y el lector 2 (1 [RIQ, 1-1] vs 1 [RIQ, 1-2], $p = 0,005$), así como para las de 60 kV para el lector 1 (1 [RIQ, 1-1] frente a 1 [RIC, 1-2], $p = 0,001$) y el lector 2 (1 [RIQ, 1-1] frente a 1 [RIQ, 1-2], $p = 0,006$). La mediana de la calidad de imagen de los mapas de yodo no fue significativamente diferente entre ambas pruebas para ningún lector (todos $p > 0,05$).

No obstante, estos resultados deben ser tomados con mucha cautela ya que se trata de un EC con alto riesgo de sesgo según ROB2, principalmente por desviaciones en las intervenciones y en la medida de los desenlaces ya que los radiólogos podrían haber identificado el TC utilizado en

cada caso en base a la imágenes y, por tanto, haber perdido el cegamiento y verse influenciados a la hora de interpretar las imágenes; además, no se utilizó un estándar de referencia para el diagnóstico de la embolia pulmonar, lo cual podría haber sesgado el resultado al quedar a la interpretación de los radiólogos. Otras limitaciones son un tamaño muestral pequeño obtenido, además, de un solo centro.

- El estudio de **Yalon y cols.**(34) es un estudio de cohortes retrospectiva con grupo comparador en el que se incluyeron 150 pacientes ambulatorios que tenían indicación de angiografía pulmonar con TAC para descartar embolia pulmonar; a 50 se les realizó angiografía con SPCCT y a 100 con TAC convencional (distribuidos en 2 tipos diferentes: uno con pitch alto más evolucionado y otro estándar). Para todos los lectores, la SPCCT demostró un realce de contraste subjetivo significativamente mayor en las arterias pulmonares en comparación con las otras modalidades ($4,7 \pm 0,6$ frente a $4,4 \pm 0,7$ frente a $4,3 \pm 0,7$; $P = 0,011$) y mayor calidad de la imagen pulmonar ($3,4 \pm 0,5$ frente a $3,1 \pm 0,5$ frente a $3,1 \pm 0,5$; $P = 0,013$). La SPCCT y la TC convencional de pitch alto presentaron menos artefactos de movimiento en todos los niveles en comparación con la TC convencional estándar ($p < 0,001$). Los mapas de volumen sanguíneo pulmonar obtenidos por SPCCT tuvieron una calidad de imagen superior ($p < 0,001$) y contribuían a la confianza del lector ($p < 0,001$) en comparación con la TC convencional.

Se trata de un estudio de cohortes retrospectiva, en el que no se especifica como se hizo el reclutamiento ni el tipo de paciente que se somete a cada tipo de TC; además, según la escala Robins-I presentaría un riesgo de sesgo grave en los dominios 1, 2 y 3 que son los que tienen que ver con los sesgos debidos a factores de confusión y con el sesgo de selección y clasificación de las intervenciones y, sobre todo, hubo riesgo de sesgo en la interpretación de los resultados.

En definitiva, estos 2 estudios (30,34) parecen mostrar que la angiografía con SPCCT proporciona imágenes anatómicas con mejor calidad de imagen subjetiva y objetiva y menos artefactos de movimiento en comparación con la angiografía con TC-DE (energía dual), pero sin olvidar que en la única variable clínica de diagnóstico de embolia no se demostró diferencias significativas entre ambas técnicas, además de las importantes limitaciones y riesgo de sesgo de ambos estudios que se han mencionado, lo que haría recomendable esperar a resultados de estudios de mejor calidad. No se ha realizado una síntesis cuantitativa de los resultados de ambos estudios por ser muy heterogéneos en el diseño (ECA y observacional) y en las variables que mide y por el alto riesgo de sesgo de ambos.

Los otros 3 estudios centrados en la patología pulmonar (29,33,37), tra-

tan de evaluar igualmente la calidad de la imagen a la hora de explorar distintas estructuras pulmonares muy dispares entre ellas: nódulos pulmonares, estructuras anatómicas y vasculares:

- El estudio de **Mohammadzadeh y cols.** ((29) es la única revisión sistemática identificada y publicada en 2025 que incluye un total de 13 estudios observacionales. Se compara la realización de SPCCT frente al TC convencional (EID-CT) en 718 pacientes y 362 nódulos pulmonares en la que realiza un análisis cualitativo de la calidad de imagen de los nódulos pulmonares estudiados, utilizando el score Likert de cinco puntos (-2, +2) donde la calidad mayor aumenta las puntuaciones Likert. En esta revisión, se muestra un score de calidad de imagen en escala Likert superior del SPCCT frente al EID-CT+ 0.45 (CI = 0.12 a 0.79, I² = 29.9 %) con una p de 0.008. Esta RS es de baja calidad e incluye solo estudios observacionales, todos ellos con alto riesgo de sesgo, de manera que sus resultados deben ser tomados con cautela.
- El estudio de **Remy-Jardin y cols.**(33), observacional retrospectivo con 71 pacientes, cuyo objetivo era evaluar la calidad de imagen de perfusión pulmonar obtenida con SPCCT frente a equipos TC convencionales, no encontró diferencias en cuanto a calidad de imagen en estudios anatómicos ($p < 0.0001$). En cuanto a los estudios de perfusión pulmonar, el nivel de atenuación medio fue similar, entre ambas técnicas($p = 0.05$) con una cantidad menor de ruido subjetivo en la imagen en el grupo del SPCCT ($p = 0.049$), una capacidad de visualización de fisuras superior en el grupo del SPCCT ($n = 60$; 84.5% vs $n = 26$; 26.6%) y una menor intensidad en los artefactos derivados del movimiento cardiaco en el grupo del SPCCT, que mostró artefactos leves ($n = 69$; 97.2%) frente al grupo del EID-CT que mostró artefactos de intensidad moderada, ($n = 52$; 73.2%) . Es decir, el estudio muestra que el SPCCT presenta similar calidad de imagen en estudios anatómicos, pero se muestra superior en los estudios de perfusión pulmonar con menor dosis de radiación, en menos tiempo y sin diferencias según índice de masa corporal (IMC). Este estudio que no evalúa resultados en salud presenta, además, algunas limitaciones como un tamaño muestral pequeño (71 pacientes) y un riesgo de sesgo considerable ya que la selección de pacientes fue consecutiva y no aleatorizada y porque el apareamiento solo se hizo por peso y talla, pero no por patología a estudiar. Se desconoce, asimismo, el peso de las diferentes patologías en los distintos grupos de estudio.
- El estudio de **Schwartz y cols.** (37), es un estudio de cohortes prospectivo, publicado en 2023 en el que se compara SPCCT frente a EID-CT en 60 pacientes por cuatro radiólogos cegados que en este caso evaluaron la definición de la pared bronquial subsegmentaria, el ruido y la calidad general de la imagen en orden aleatorio (0 = peor; 100 = mejor). Los ca-

Los estudios se compararon cuantitativamente utilizando el índice de ruido global promedio, la frecuencia promedio del espectro de potencia de ruido, la frecuencia del 10% de la función de transferencia de tareas, un índice de detectabilidad ajustado y las dosis de radiación de salida aplicadas (CTDI vol). El estudio muestra una mejor definición de pared bronquial subsegmentaria para SPCCT que el EID-CT (media 71 [56–87] vs 60 [45–76]; $p < 0.001$), el nivel de ruido fue superior en SPCCT (48 [26–69] vs 34 [13–56]; $p < 0.001$). La calidad de imagen global fue puntuada mejor significativamente con SPCCT que con EID-CT (66 [48–85] vs 61 [42–79], $p = 0.008$). La calidad de las imágenes automáticas mostró diferencias similares entre SPCCT y EID-CT (media GNI 70 ± 19 HU vs 26 ± 8 HU, fav 0.35 ± 0.02 vs 0.25 ± 0.02 mm⁻¹, fpeak 0.07 ± 0.01 vs 0.09 ± 0.03 mm⁻¹, f10 0.7 ± 0.08 vs 0.6 ± 0.1 mm⁻¹, todos p-valor < 0.001). PCD-CT mostró un 10% de incremento medio d'adj (-49% min, 233% max). Es decir, aunque el SPCCT muestra niveles más altos de ruido en la imagen, permite realizar diagnósticos con calidad equivalente al EID-CT con menor dosis de radiación (3). Este estudio que tampoco explora resultados en salud, presenta un alto riesgo de sesgo porque está realizado en un único centro, presenta un tamaño muestral pequeño, los pacientes incluidos en el estudio fueron consecutivos y las patologías pulmonares estudiadas fueron heterogéneas.

Como vemos, dos de los estudios centrados en patología o estructuras pulmonares, parecen poner de manifiesto una mejor calidad de la imagen (29,37) y otro no encuentra diferencias (33), aunque no para todas las estructuras, pero no hay que dejar de lado que se trata de estudios en general con muy alto riesgo de sesgo y de mala calidad con importantes limitaciones como el diseño observacional, el escaso tamaño muestral entre otros.

En el ámbito de **la exploración radiológica del abdomen**, se han identificado dos estudios que exploran distintos aspectos, no comparables.

- Así, uno de los 2 ECA identificados, el de Lin H y cols. de 2024(31), tiene como objetivo validar el uso del SPCCT para una cuantificación precisa e independiente de la grasa hepática en la enfermedad hepática esteatósica asociada a disfunción metabólica frente a la RNM, actualmente considerada de referencia como prueba no invasiva, aunque con limitaciones como la importante variabilidad según la colaboración del paciente durante la prueba (contener la respiración 20 segundos) y la limitación de su uso en pacientes con implantes metálicos o con claustrofobia. Este estudio incluyó a 412 participantes asintomáticos y 122 participantes con enfermedad hepática esteatósica asociada a disfunción metabólica. A todos, se les realizaron ambas pruebas, pero fueron aleatorizados a 6 protocolos de TC atendiendo a diferente voltaje del tubo (90-120-140) y dos dosis de radiación (estándar o baja). Se demostró que la fracción de grasa

obtenida por SPCCT es consistente y precisa en relación con la obtenida por RNM (índice de correlación para la concordancia fue de 0,94 (IC del 95 %: 0,93, 0,95) y el sesgo medio fue de 0,04 % $\pm$ 2,3. Considerando los grupos de dosis baja y estándar por separado, el índice de correlación fue de 0,95 (IC del 95 %: 0,94, 0,96) para el grupo de dosis baja y de 0,93 (IC del 95 %: 0,92, 0,94) para el de dosis estándar. Se trata de un estudio con un riesgo de sesgo moderado (“algunas consideraciones” según ROB2) debido a problemas en el proceso de aleatorización y en la selección de los resultados.

- El estudio de **Wrazidlo y cols.** (36), tiene un diseño prospectivo y su objetivo es comparar la dosis de radiación y la calidad de la imagen en la tomografía computarizada con contraste abdominal y pélvico de rutina entre una SPCCT y una TC EID. Incluyó 70 pacientes oncológicos (29 mujeres) a los que se les realizaron ambas pruebas con un intervalo medio de 4 meses (RIC: 3-6) entre ambas pruebas. La concordancia en la calidad de imagen objetiva entre lectores fue casi perfecta, oscilando entre 0,841 (músculo psoas) y 0,983 (corteza renal). En cuanto, a la calidad de imagen subjetiva, la calificación media, el ruido de la imagen y el contraste de la imagen fue de 4 (buena) en ambas pruebas. Un total de 29 pacientes presentaron lesiones hepáticas. Se evidenció una visibilidad significativamente mayor de las lesiones hepáticas en los conjuntos de datos de imágenes de SPCCT en comparación con sus conjuntos de datos de imágenes DSCT correspondientes ($p = 0,006$). En conclusión, la SPCCT permitiría realizar una TC abdominal oncológica con una dosis significativamente reducida y al mismo tiempo conserva una calidad de imagen similar a la TC dual de segunda generación. Sin embargo, también en este caso, se trata de un estudio con alto riesgo de sesgo, principalmente por posibles factores de confusión, como, por ejemplo, el periodo de tiempo entre ambas pruebas que en algunos casos fue de hasta 6 meses, y el sesgo de selección ya que no se especifica cómo se reclutaron ni los criterios de inclusión.

En el **campo del estudio cardiaco**, se han identificado un número importante de estudios que se excluyeron por no tener comparador, de manera que solo uno cumplía los criterios de inclusión atendiendo al modelo del estudio (RS, EC o estudios observacionales con comparador):

- El estudio de **Zsarnoczay y cols.** (35). Se trata de un estudio observacional prospectivo con comparador en el que se incluyeron 22 pacientes, cuyo objetivo fue comparar interindividualmente la reserva fraccional de flujo coronario basada en angiografía por SPCCT y por TC EID estándar con un intervalo de 5 días de media (2-13) entre ambas pruebas. La comparación de los valores de la reserva de flujo fraccional no mostró diferencias significativas y hubo una gran concordancia entre ambas en el análisis por

vaso (0,88 [0,74-0,94] frente a 0,87 [0,76-0,93], $p = 0,096$, sesgo medio 0,02, límites de acuerdo [LoA] - 0,14/0,19, $r = 0,83$, ICC = 0,92), y en el análisis por paciente (0,81 [0,60-0,86] frente a 0,76 [0,64-0,86], $p = 0,768$, sesgo medio 0,02, LoA - 0,15/0,19, $r = 0,90$, ICC = 0,93). Todos los pacientes incluidos se clasificaron en la misma categoría (reserva de flujo $> 0,75$ frente a $\leq 0,75$) con ambos sistemas de TC. Estos resultados pondrían de manifiesto que la evaluación de la reserva fraccional de flujo coronario basada en angiografía es igual con SPCCT y muestra una gran concordancia con la evaluación basada en TC EID cuando las imágenes se reconstruyen de forma similar. No obstante, este estudio tiene un alto riesgo de sesgo, debido fundamentalmente a la selección de la muestra y al trato de la intervención en los dos grupos; además, el tamaño muestral es muy pequeño.

En **cáncer de mama** se ha encontrado un estudio:

- El estudio de **Neubauer y cols.** (32) es el único identificado en el que se realiza una comparación del SPCCT con la mamografía. Es un estudio observacional realizado con 32 pacientes recientemente diagnosticadas de cáncer de mama a las que se les había hecho una mamografía digital (MD) y que tenían que someterse a un TAC para estadificación; se sometieron a SPCCT para determinar el diámetro de la lesión tumoral más grande y el grado de infiltración. Los resultados obtenidos fueron una precisión diagnóstica para la clasificación del tamaño tumoral, mayor para la SPCCT en comparación con MD (0,94 frente a 0,50; $p < 0,01$). La correlación del número de masas tumorales detectadas con el patrón de referencia fue mayor para la SPCCT que para la MD (0,72 frente a 0,50, $p < 0,01$). Se observó que la SPCCT superaba significativamente ($p < 0,04$) a la MD no sólo en sensibilidad (0,83 y 0,25, respectivamente) sino también en especificidad (0,99 y 0,80, respectivamente) para el carcinoma ductal in situ adyacente. Los valores κ para la fiabilidad entre lectores fueron mayores para la SPCCT en comparación con la MD (media 0,88 frente a 0,54, respectivamente; $P = 0,01$). Es decir, en este estudio con un pequeño tamaño muestral, la SPCCT superó a la mamografía digital para el proceso de estadificación y proporcionó una mayor precisión diagnóstica para la detección de carcinoma ductal in situ adyacente con mejor correlación interlector (4). Este estudio presenta un escaso tamaño muestral ($n=32$), está realizado en un único centro y los pacientes incluidos tenían indicación de estadificación tras el hallazgo tumoral por lo que la MD podría no ser el comparador más adecuado. Por tanto, el riesgo de sesgo es alto y sus resultados deberían ser corroborados con otros estudios y otros comparadores (RNM o TC convencional).

En el ámbito de la **Hematología**, también se ha identificado un estudio.

- El estudio de **Schwartz y cols.** (38), incluyó 7 pacientes con gammapatía monoclonal de significado incierto que, para el diagnóstico de mieloma múltiple, se sometieron prospectivamente a una TC de cuerpo entero sin contraste y a los que se realizó una segunda exploración con SPCCT el mismo día, para valorar la calidad de imagen cuantitativa por 7 radiólogos. Se calculó la relación contraste-ruido (CNR) y la relación señal-ruido (SNR) y la satisfacción del lector. Se encontró que las puntuaciones medias de definición cortical, definición trabecular, ruido de imagen y calidad de imagen fueron 83, 67, 75 y 78 frente a 84, 66, 74 y 76 para EID y PCCT, respectivamente ($p = 0.65, 0.11, 0.26$ y 0.11 , respectivamente). La SPCCT ayudó a identificar más lesiones (79%) que la EID (64%). Los autores concluyen que la SPCCT podría proporcionar una calidad de imagen cuantitativa similar y puntuaciones de lectura cualitativas equivalentes para la detección del mieloma múltiple que la TC EID estándar. El uso de la SPCCT para la evaluación inicial y el seguimiento podría ser beneficioso para estos pacientes. Sin embargo, estas conclusiones deben ser tomadas con cautela ya que se trata de un estudio con alto riesgo de sesgo entre otras cosas porque incluye solo 7 pacientes obtenidos de forma consecutiva (no aleatorizados) y se incluían los que deseaban participar.

5.3. Resultados de seguridad

En la única revisión sistemática identificada publicada en 2025 por **Mohammadzadeh y cols.** (29) sobre un total de 13 estudios observacionales, se comparó la realización de SPCCT frente al TC convencional (EID-CT) en 718 pacientes y 362 nódulos pulmonares. En relación con la seguridad de la tecnología, la revisión evalúa la radiación utilizada y demuestra una reducción en la exposición a radiación del 30.4 % (IC = 19.1 % a 41.7 %, I² = 97.7 %). Además, referente al porcentaje de reducción de dosis del SPCCT vs EID-CT, se observa, que con cada unidad de incremento de IMC (Índice de masa corporal la reducción de dosis que aporta el SPCCT es menor (cada unidad de incremento IMC, aumentaría un 6.93% la dosis empleada); así, el SPCCT solo supondría una ventaja en relación con EID-CT en cuanto a reducción de dosis, en IMCs por debajo de 30.

En el ECA de **Pannenbecker y cols.** de 2024 (30) mencionado anteriormente se comparó la dosis de radiación empleada para SPCCT frente a TC EID, siendo la mediana de CTDIvol (dosis promedio de radiación) de 3,9 mGy versus 4,5 mGy ($p = 0,03$), la mediana de dosis efectiva fue de 2,2 mSv vs 2,8 mSv ($p < 0,001$), la mediana de SSDE (size-specific dose estimate) fue de 4,6 mGy versus 5,3 mGy ($p = 0,01$) y la mediana de DLP (Representa la dosis integrada a lo largo de la exposición y la cantidad total de incidencia de radiación sobre el paciente) fue de 123,5 mGy × cm vs 157,0 mGy × cm ($p < 0,001$). Es decir, este estudio muestra con diferentes variables de exposición, que el SPCCT emplea menos dosis de radiación comparativamente que los TC convencionales.

En el estudio retrospectivo observacional publicado por **Remy-Jardin y cols.** en 2024 (33), se comparan 71 pacientes consecutivos con una población pareada por edad y peso, para evaluar la calidad de la perfusión pulmonar mediante angiografía de tórax realizada mediante SPCCT versus TC convencionales. Se compararon la dosis de radiación mediante el volumen medio del índice de dosis de la TC (CDTI) y el DLP (productos dosis longitud). En el grupo de pacientes en los que se realizó SPCCT: (a) la duración media de la adquisición de datos fue significativamente más corta (0.93 ± 0.1 segundos vs 3.98 ± 0.35 segundos; $p < 0.0001$) con todo el tórax examinado en 0,93 s; (b) el volumen medio del CDTI y el DLP medio, fueron significativamente menores, DLP (172.6 ± 55.14 vs 339.4 ± 75.64 mGy·cm; $p < 0.0001$) con una reducción media del 52% de la dosis de radiación (33).

En el estudio **Yalon y cols.** (34), estudio retrospectivo de casos y controles sobre 150 pacientes, en el que se comparaba SPCCT frente a TC convencionales de dos características distintas (estándar y dual) el SPCCT empleó una dosis de radiación más baja (CTDIvol: $8,1 \pm 2,5$ frente a $9,6 \pm 6,8$ y

16,2 ± 8,5 mGy, respectivamente; $p < 0,001$), con un mayor contraste, calidad de imagen y menos artefactos.

El estudio de **Schwartz y cols.**(38), sobre mieloma múltiple, la SPCCT tuvo dosis de radiación más bajas que la TC EID (índice de dosis de TC de volumen: EID, 11,37 ± 2,8 frente a PCCT, 1,8 ± 0,6 [$p = .06$]; producto dosis-longitud: EID, 1654,1 ± 409,6 frente a PCCT, 253,4 ± 89,6 [$p = .05$]).

En el otro estudio del mismo autor **Schwartz(37)low-dose photon-counting detector CT (PCD-CT**, publicado en 2023, que estudió estructuras pulmonares, todos los estudios SPCCT fueron realizados con una dosis de radiación significativamente menor que el EID-CT (mean CTDIvol 4.5 ± 2.1 vs 7.7 ± 3.2 mGy, $p < 0.01$).

En el otro estudio del mismo autor Schwartz(37), publicado en 2023, que estudió estructuras pulmonares, todos los estudios SPCCT fueron realizados con una dosis de radiación significativamente menor que el EID-CT (mean CTDIvol 4.5 ± 2.1 vs 7.7 ± 3.2 mGy, $p < 0.01$).

Por último, el estudio de Wrazidlo R y cols.(36), comparan las dosis de radiación de la TC-DE frente a la del SPCCT en pacientes oncológicos, los valores medios de índice de dosis fueron 7,98 ± 2,56 mGy (2,56 – 20,20 mGy) y 393,13 ± 153,55 mGy.cm (164,00 – 1117,0 mGy.cm) para el grupo de SPCCT, y 14,11 ± 2,92 mGy (6,86 – 30,72 mGy) y 693,61 ± 185,76 mGy.cm (328,0 – 1647,4 mGy.cm) para TC convencional, respectivamente ($p < 0,001$). La estimación de dosis específica para el tamaño fue de 9,98 ± 2,41 (3,78 – 17,40) para el grupo SPCCT y de 14,63 ± 1,63 (9,24 – 21,07) para el grupo TC convencional ($p < 0,001$). La estimación de dosis específica para el tamaño medio pudo reducirse en un 32% en comparación con el TC convencional (9,98 frente a 14,63).

En resumen, los estudios identificados muestran una posible reducción de dosis de radiación ionizante del SPCCT frente a los distintos comparadores. En uno de ellos, además se vislumbra una posible reducción de la dosis de contraste.

6. Impacto económico

No se ha identificado ningún estudio de costes publicado al respecto

El impacto económico inicial evidente se sustentaría en la inversión necesaria, -presumiblemente elevada- de la adquisición de esta tecnología emergente. Habría que considerar también los costes derivados de formación de equipos y los generados hasta completar las curvas de aprendizaje necesarias, así como los costes derivados de la implementación de servidores y equipos informáticos con alta capacidad de almacenaje de datos.

Los potenciales costes derivados de su empleo o mejoras en la eficacia y seguridad frente a técnicas estándar no podrán ser evaluados hasta que sus indicaciones médicas y otros aspectos organizativos sean abordados en estudios a más larga escala y con mayor calidad de evidencia científica.

7. Impacto en la organización

El SPCCT es una tecnología aún muy emergente cuya eficacia en términos de salud precisa ser demostrada con estudios clínicos aleatorizados que aporten mayor peso de evidencia científica sobre su potencial aplicación en los diferentes campos de estudio, mostrados en este informe. El impacto en la organización derivado de su introducción es todavía imposible de cuantificar hasta que no se clarifiquen las principales indicaciones de utilización.

Según lo conocido hasta el momento, si los nuevos estudios a realizar confirmasen sus ventajas en cuanto a seguridad (dosis de radiación), rapidez y calidad de imagen actual, sería previsible encontrar mejoras en la seguridad de los estudios radiológicos en base a la reducción de dosis de radiación requerida y en la cantidad de contrastes administrados, así como una optimización en los flujos de trabajo basadas en la disminución de los tiempos de adquisición y una capacidad de detección superior.

Es plausible inferir un importante impacto en los Servicios de Radiodiagnóstico que precisarán actualizar la formación especializada de radiólogos y técnicos de imagen y completar su curva de aprendizaje. Será necesario actualizar los flujos de trabajo y protocolos existentes con la incorporación de esta nueva tecnología a los estándares de atención de múltiples patologías.

Es previsible que la implementación de esta tecnología tenga un impacto importante en los sistemas de información de los centros sanitarios que cuenten con ella ya que requerirán un almacenaje y procesamiento de un gran volumen de datos.

8. Impacto ético, social, político y cultural de la implantación de la tecnología

La introducción de estos equipos SPCCT representa un paso significativo hacia el avance de la medicina de precisión, pero también plantea desafíos en términos de equidad, privacidad y regulación que deberán abordarse para garantizar un impacto positivo en el sistema sanitario español.

Los aspectos éticos, legales y sociales de la introducción de los nuevos equipos SPCCT no han sido evaluados hasta la fecha, al encontrarse la tecnología todavía en fase muy incipiente de investigación. Se podría esperar que, siendo equipos con alta capacidad diagnóstica y más seguros, pudieran no estar accesibles en todos los centros sanitarios susceptibles, lo cual podría generar problemas de equidad en el acceso para los ciudadanos para el diagnóstico y tratamiento con terapias avanzadas.

En cuanto al impacto social, es posible que estos equipos puedan mejorar la percepción de la experiencia del paciente al ser más rápidos y requerir dosis de radiación y contraste inferiores, lo que contribuiría a mejorar la percepción de nuestro sistema sanitario.

Sería indispensable evaluar el potencial impacto de los sobrediagnósticos, falsos positivos de su utilización y yatrogenia generada, así como el impacto sobre los pacientes en cuanto ansiedad, exposición a procedimientos médicos no exentos de riesgos, calidad de vida, tiempo invertido y costes innecesarios. También sería conveniente el abordaje de los costes y sobrecargas asistenciales generadas para el sistema sanitario.

En cuanto al impacto legal, es plausible el hecho de que tengan que implementarse cambios regulatorios que modifiquen la normativa actual en cuanto a protección y almacenamiento de datos, redefinición de roles profesionales para adecuarse a la interpretación de sus imágenes y otras cuestiones legales.

La adquisición de servidores de almacenamiento de datos e imágenes médicas de gran capacidad para soportar el trabajo de equipos de diagnóstico por imagen SPECT/CT puede tener un impacto medioambiental que debería ser considerado. Los centros de datos que almacenan estos datos consumen grandes cantidades de energía, lo que se traduce en emisiones de gases de efecto invernadero y contribuye al cambio climático. Además, el enfriamiento de estos sistemas requiere enormes cantidades de agua, especialmente en sistemas de enfriamiento por agua, lo que puede generar estrés

hídrico en áreas donde el recurso es escaso. Además, la fabricación de estos servidores implica el uso de materiales críticos y escasos, como tierras raras, cuya extracción y procesamiento tienen impactos ambientales adicionales. Por lo tanto, es deseable desarrollar estrategias sostenibles para minimizar estos efectos ambientales.

9. Difusión e introducción esperada de la tecnología

Esta tecnología, en fase todavía muy emergente, ha mostrado en estudios preliminares de pruebas de concepto que podría ofrecer ventajas significativas sobre los tomógrafos convencionales al presentar una calidad de imagen igual o superior pero obtenida con menores dosis de radiación. Por el momento, solo se ha tenido constancia de la adquisición en nuestro país de muy pocos equipos SPCCT (14)1,22]]]],,"label": "page"}],,"schema": "<https://github.com/citation-style-language/schema/raw/master/csl-citation.json>"}

por lo que no es esperable una rápida difusión en nuestros centros hospitalarios hasta que nuevos estudios con evidencia más consistente verifiquen estas ventajas frente a equipos de TC convencionales u otras técnicas de imagen. El alto coste de los equipos SPCCT puede suponer también una barrera importante para la rápida difusión de esta tecnología mientras no exista evidencia científica de su superioridad.

10. Propuestas de investigación e investigaciones en curso

Es necesaria la elaboración de nuevos estudios aleatorizados y con tamaños muestrales superiores en escenarios clínicos reales, que comparen la utilización de equipos de SPCCT en distintos campos de interés o patologías frente a TC convencionales y otras técnicas de diagnóstico por imagen, que puedan generar una evidencia científica de calidad en la que se pueda sustentar la adopción y difusión de la tecnología.

Los estudios deberán corroborar los hallazgos demostrados en esta revisión en cuanto a eficacia y seguridad en el diagnóstico y deberán explorar otros usos potenciales novedosos de esta tecnología en cuanto utilización de nuevos contrastes radiológicos K-edge, imagen molecular, cell tracking o teragnosis (78).

En la búsqueda realizada, se han identificado protocolos de estudios que están en marcha. En uno de ellos (39) se compara la eficacia de la SPCCT frente al TC de energía dual y la RNM para la valoración de las placas de ateroma vulnerables y la estenosis que producen en pacientes con arterioesclerosis coronaria. Este estudio francés, es un ECA de grupos paralelos y simple ciego que se registró en 2020 y que en 2024 seguía en fase de desarrollo. Otro de ellos (40), que se encuentra en fase de reclutamiento en Dinamarca, es un ECA que compara esta tecnología con las habitualmente utilizadas para el seguimiento y la estadificación TNM del cáncer de pulmón. El tercer protocolo identificado (41) utilizaría el SPCCT para medir el impacto de un tratamiento farmacológico, pero no hace una comparación con otras tecnologías que aportan datos sobre su eficacia y seguridad.

11. Bibliografía

1. Wagner A. Siemens Healthineers con Naeotom Alpha: La nueva era del conteo de fotones. RadiologiaLatam [Internet]. 18 de diciembre de 2024 [citado 10 de enero de 2025]. Disponible en: <https://radiologialatam.com/nuevos-ct-de-conteo-de-fotones-siemens/>
2. Douek PC, Boccalini S, Oei EHG, Cormode DP, Pourmorteza A, Bous-sel L, et al. Clinical Applications of Photon-counting CT: A Review of Pioneer Studies and a Glimpse into the Future. Radiology. 1 de octubre de 2023;309(1):e222432. doi:10.1148/radiol.222432
3. Greffier J, Viry A, Robert A, Khorsi M, Si-Mohamed S. Photon-counting CT systems: A technical review of current clinical possibilities. Di-agn Interv Imaging. 20 de septiembre de 2024;S2211-5684(24)00195-5. doi:10.1016/j.diii.2024.09.002 PubMed PMID: 39304365.
4. Meloni A, Maffei E, Clemente A, De Gori C, Occhipinti M, Positano V, et al. Spectral Photon-Counting Computed Tomography: Technical Prin-ciples and Applications in the Assessment of Cardiovascular Diseases. J Clin Med. 18 de abril de 2024;13(8):2359. doi:10.3390/jcm13082359 PubMed PMID: 38673632; PubMed Central PMCID: PMC11051476.
5. Mourad C, Gallego Manzano L, Viry A, Booij R, Oei EHG, Becce F, et al. Chances and challenges of photon-counting CT in musculoskeletal im-aging. Skeletal Radiol. septiembre de 2024;53(9):1889-902. doi:10.1007/s00256-024-04622-6 PubMed PMID: 38441616; PubMed Central PM-CID: PMC11303444.
6. SPCCT Project • Spectral Photon Counting CT [Internet]. 2021 [cit-ado 17 de enero de 2025]. Disponible en: <https://www.spectralphoton-countingct.com/?slug=projects>
7. Stein T, Rau A, Russe MF, Arnold P, Faby S, Ulzheimer S, et al. Pho-ton-Counting Computed Tomography - Basic Principles, Potenzial Ben-efits, and Initial Clinical Experience. Rofo. agosto de 2023;195(8):691-8. doi:10.1055/a-2018-3396 PubMed PMID: 36863367.
8. Esquivel A, Ferrero A, Mileto A, Baffour F, Horst K, Rajiah PS, et al. Photon-Counting Detector CT: Key Points Radiologists Should Know. Korean J Radiol. 2022;23(9):854. doi:10.3348/kjr.2022.0377
9. Aliukonyte I, Caudri D, Booij R, van Straten M, Dijkshoorn ML, Budde RPJ, et al. Unlocking the potential of photon counting detec-tor CT for paediatric imaging: a pictorial essay. BJR Open. enero de 2024;6(1):tzae015. doi:10.1093/bjro/tzae015 PubMed PMID: 39021509; PubMed Central PMCID: PMC11254292.

10. 1Si-Mohamed SA, Boccalini S, Villien M, Yagil Y, Erhard K, Boussel L, et al. First Experience With a Whole-Body Spectral Photon-Counting CT Clinical Prototype. *Invest Radiol*. 1 de julio de 2023;58(7):459-71. doi:10.1097/RLI.0000000000000965 PubMed PMID: 36822663; PubMed Central PMCID: PMC10259214.
11. Borges AP, Antunes C, Curvo-Semedo L. Pros and Cons of Dual-Energy CT Systems: «One Does Not Fit All». *Tomography*. 27 de enero de 2023;9(1):195-216. doi:10.3390/tomography9010017 PubMed PMID: 36828369; PubMed Central PMCID: PMC9964233.
12. INE [Internet]. [citado 22 de enero de 2025]. Nota de Prensa: Estadística de Defunciones según la Causa de Muerte. Año 2023. Datos provisionales. Disponible en: <https://www.ine.es/dyngs/Prensa/pEDCM2023.htm>
13. NIVELES DE MADUREZ DE LA TECNOLOGÍA. TECHNOLOGY READINESS LEVELS. TRLS.
14. Se presentan los primeros casos clínicos en España en el uso de equipos de medición de fotones [Internet]. [citado 22 de enero de 2025]. Disponible en: <https://isanidad.com/284283/se-presentan-los-primeros-casos-clinicos-en-espana-en-el-uso-de-equipos-de-medicion-de-fotones>
15. Hospital Universitario Quirónsalud Madrid [Internet]. [citado 10 de enero de 2025]. tomografía computarizada photon counting. Disponible en: https://www.quironsalud.com/hospital-madrid/es/photon_counting
16. Calzado A, Geleijns J. Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones.
17. Hernández Muñoz S, Mitjavila Casanovas M. Introducción a la tomografía computarizada. *Revista Española de Medicina Nuclear*. junio de 2006;25(3):206-14. doi:10.1157/13088421
18. Byrne RA, Rossello X, Coughlan JJ, Barbato E, Berry C, Chieffo A, et al. 2023 ESC Guidelines for the management of acute coronary syndromes. *European Heart Journal*. 12 de octubre de 2023;44(38):3720-826. doi:10.1093/eurheartj/ehad191
19. Wu Y, Ye Z, Chen J, Deng L, Song B. Photon Counting CT: Technical Principles, Clinical Applications, and Future Prospects. *Acad Radiol*. octubre de 2023;30(10):2362-82. doi:10.1016/j.acra.2023.05.029 PubMed PMID: 37369618.
20. Lofino L, Marin D. Photon Counting Computed Tomography-Applications. *Radiol Clin North Am*. noviembre de 2023;61(6):1111-5. doi:10.1016/j.rcl.2023.06.004 PubMed PMID: 37758360.
21. Lacaita PG, Luger A, Troger F, Widmann G, Feuchtnner GM. Photon-Counting Detector Computed Tomography (PCD-CT): A New Era for Cardiovascular Imaging? Current Status and Future Outlooks. *J Cardiovasc Dev Dis*. 21 de abril de 2024;11(4):127. doi:10.3390/jcdd11040127 PubMed PMID: 38667745; PubMed Central PMCID: PMC11050624.

22. Hagen F, Soschynski M, Weis M, Hagar MT, Krumm P, Ayx I, et al. Photon-counting computed tomography - clinical application in oncological, cardiovascular, and pediatric radiology. *Rofo*. enero de 2024;196(1):25-35. doi:10.1055/a-2119-5802 PubMed PMID: 37793417.
23. Benson JC, Campeau NG, Diehn FE, Lane JJ, Leng S, Moonis G, et al. Photon-Counting CT in the Head and Neck: Current Applications and Future Prospects. *AJNR Am J Neuroradiol*. 9 de agosto de 2024;45(8):1000-5. doi:10.3174/ajnr.A8265 PubMed PMID: 38964861; PubMed Central PMCID: PMC11383418.
24. van der Bie J, van Straten M, Booij R, Bos D, Dijkshoorn ML, Hirsch A, et al. Photon-counting CT: Review of initial clinical results. *Eur J Radiol*. junio de 2023;163:110829. doi:10.1016/j.ejrad.2023.110829 PubMed PMID: 37080060.
25. El-Ali AM, Strubel N, Pinkney L, Xue C, Dane B, Lala SV. Pediatric contrast-enhanced chest CT on a photon-counting detector CT: radiation dose and image quality compared to energy-integrated detector CT. *Pediatr Radiol*. noviembre de 2024;54(12):1984-95. doi:10.1007/s00247-024-06078-1 PubMed PMID: 39466387.
26. Siegel MJ, Bugenhagen SM, Sanchez A, Kim S, Abadia A, Ramirez-Giraldo JC. Comparison of Radiation Dose and Image Quality of Pediatric High-Resolution Chest CT Between Photon-Counting Detector CT and Energy-Integrated Detector CT: A Matched Study. *AJR Am J Roentgenol*. septiembre de 2023;221(3):363-71. doi:10.2214/AJR.23.29077 PubMed PMID: 37095666.
27. Cao J, Bache S, Schwartz FR, Frush D. Pediatric Applications of Photon-Counting Detector CT. *American Journal of Roentgenology*. abril de 2023;220(4):580-9. doi:10.2214/AJR.22.28391
28. Shah KD, Zhou J, Roper J, Dhabaan A, Al-Hallaq H, Pourmorteza A, et al. Photon-Counting CT in Cancer Radiotherapy: Technological Advances and Clinical Benefits. *ArXiv*. 4 de diciembre de 2024;arXiv:2410.20236v3. PubMed PMID: 39575116; PubMed Central PMCID: PMC11581100.
29. Mohammadzadeh S, Mohebbi A, Kiani I, Mohammadi A. Direct comparison of photon counting-CT and conventional CT in image quality of lung nodules: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Radiology*. febrero de 2025;183:111859. doi:10.1016/j.ejrad.2024.111859
30. Pannenbecker P, Heidenreich J, Grunz J, Huflage H, Gruschwitz P, Patzer T, et al. Image Quality and Radiation Dose of CTPA With Iodine Maps: a Prospective Randomized Study of High-Pitch Mode Photon-Counting Detector CT Versus Energy-Integrating Detector CT. *AJR American journal of roentgenology*. 2024;222(2):e2330154. Located at: CN-02659501. doi:10.2214/AJR.23.30154

31. Lin H, Xu X, Deng R, Xu Z, Cai X, Dong H, et al. Photon-counting Detector CT for Liver Fat Quantification: validation across Protocols in Metabolic Dysfunction-associated Steatotic Liver Disease. *Radiology*. 2024;312(3):e240038. Located at: CN-02776404. doi:10.1148/radiol.240038
32. Neubauer J, Wilpert C, Gebler O, Taran FA, Pichotka M, Stein T, et al. Diagnostic Accuracy of Contrast-Enhanced Thoracic Photon-Counting Computed Tomography for Opportunistic Locoregional Staging of Breast Cancer Compared With Digital Mammography: A Prospective Trial. *Invest Radiol*. julio de 2024;59(7):489-94. doi:10.1097/RLI.0000000000001051
33. Remy-Jardin M, Guiffault L, Oufriche I, Duhamel A, Flohr T, Schmidt B, et al. Image quality of lung perfusion with photon-counting-detector CT: comparison with dual-source, dual-energy CT. *Eur Radiol*. 1 de diciembre de 2024;34(12):7831-44. doi:10.1007/s00330-024-10888-0
34. Yalon M, Hoodeshenas S, Chan A, Horst KK, Crum I, Thorne JE, et al. Improved Pulmonary Artery Evaluation Using High-Pitch Photon-Counting CT Compared to High-Pitch Conventional or Routine-Pitch Conventional Dual-Energy CT. *J Comput Assisted Tomogr*. 2024;48(6):897-905. Located at: Embase. doi:10.1097/RCT.0000000000001645
35. Zsarnoczay E, Pinos D, Schoepf UJ, Fink N, O'Doherty J, Gnasso C, et al. Intra-individual comparison of coronary CT angiography-based FFR between energy-integrating and photon-counting detector CT systems. *Int J Cardiol*. 2024;399((Zsarnoczay E.; Pinos D.; Schoepf U.J.; Fink N.; O'Doherty J.; Gnasso C.; Griffith J.; Vecsey-Nagy M.; Suranyi P.; Emrich T., tilman.emrich@unimedizin-mainz.de; Varga-Szemes A.) Division of Cardiovascular Imaging, Department of Radiology and Radiological Science, Medical University of South Carolina, Charleston, United States). Located at: Embase. doi:10.1016/j.ijcard.2023.131684
36. Wrazidlo R, Walder L, Estler A, Gutjahr R, Schmidt B, Faby S, et al. Radiation Dose Reduction in Contrast-Enhanced Abdominal CT: Comparison of Photon-Counting Detector CT with 2nd Generation Dual-Source Dual-Energy CT in an oncologic cohort. *Acad Radiol*. 2023;30(5):855-62. Located at: Embase. doi:10.1016/j.acra.2022.05.021
37. Schwartz F, Ria F, McCabe C, Zarei M, Rajagopal J, Molvin L, et al. Image quality of photon counting and energy integrating chest CT - Prospective head-to-head comparison on same patients. *European journal of radiology*. 2023;166:111014. Located at: CN-02590793. doi:10.1016/j.ejrad.2023.111014
38. Schwartz F, Vinson E, Spritzer C, Colglazier R, Samei E, French R, et al. Prospective Multireader Evaluation of Photon-counting CT for Multiple Myeloma Screening. *Radiology Imaging cancer*. 2022;4(6):e220073. Located at: CN-02501754. doi:10.1148/rycan.220073

39. NCT04466787. Comparison of Spectral Photon Counting CT (SPCCT) With Dual Energy CT (DECT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) for Plaque and Lumen Carotid Arteries Evaluation. <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04466787> [Internet]. 2020. Located at: CN-02180903. Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02180903/full>
40. NCT06440616. Benefit of Spectral Information in Patients Suspected for Lung Cancer. <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT06440616> [Internet]. 2024. Located at: CN-02707391. Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02707391/full>
41. NCT06603363. Changes in Plaque Characteristics After Short-term Statin Therapy As Assessed with Coronary CT. <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT06603363> [Internet]. 2024. Located at: CN-02756481. Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02756481/full>

12. Anexos

Anexo 1. Metodología empleada para la realización del informe

1.1. Búsqueda y selección de la bibliografía

1.1.1. Criterios de búsqueda y selección de tipos de estudios

La búsqueda automatizada fue dirigida a identificar RS y ensayos clínicos aleatorizados (ECA). Una vez evaluados los estudios, se vio que solo dos de los trabajos identificados eran ECA, por lo que se decidió incluir también estudios observacionales con comparador.

Después de una búsqueda inicial, las estrategias de identificación fueron sometidas a filtros, según los tipos de publicación de forma ordenada de acuerdo con la siguiente jerarquía: revisiones sistemáticas, ensayos clínicos controlados, estudios observacionales con grupo comparador excluyéndose específicamente observacionales sin comparador, series de casos, case-reports, revisiones narrativas y artículos de opinión.

Se limitó la búsqueda a estudios realizados en humanos vivos de todas las edades y a artículos en español, inglés y francés.

Posteriormente, se realizó una búsqueda manual dentro de la bibliografía citada en los artículos y una búsqueda de citas cruzadas y citas referidas con el objeto de recuperar estudios no localizados en las búsquedas automatizadas.

1.1.2. Fuentes

Se incluyeron en la búsqueda, todos los estudios publicados durante 5 años, desde 2020 hasta el 20 de febrero de 2025, ambos inclusive en las bases de datos PUBMED, EMBASE, y COCHRANE.

Estas búsquedas se efectuaron según los criterios definidos por EUnetHTA (European Network Health Technology Assessment).

1.1.3. Estrategia de búsqueda y resultado

Como puede verse, de los 35 estudios obtenidos, tras la lectura a título y resumen, se seleccionaron 18 artículos que fueron seleccionados para ser

leídos a texto completo de los cuales se seleccionaron, finalmente, para dar respuesta a la pregunta del informe 10 estudios.

En el Anexo 2 se muestra el listado de estudios identificados, los incluidos en el informe y los excluidos y el motivo de exclusión de cada uno de ellos.

1.1.4. Métodos de extracción y síntesis de datos

Todos los artículos encontrados fueron sometidos a un proceso de selección en dos fases: una primera mediante la lectura de título y resumen y aquellos que pasaron esta primera selección fueron leídos a texto completo en una segunda fase.

Los trabajos que no eran pertinentes o apropiados para la elaboración de este informe fueron excluidos. El proceso de selección de los trabajos se realizó de forma independiente por dos autores y en el caso de no existir coincidencia se resolvieron las discrepancias por un tercer revisor.

La extracción y síntesis de la información relevante obtenida de los estudios incluidos, se realizó por pares, siguiendo una metodología sistemática y a través de formularios de extracción de datos específicos que incluyeron información general y específica de cada estudio (tipo de estudio, población diana y sus características), así como las variables y resultados más relevantes.

Estos datos se volcaron en tablas diseñadas específicamente para este informe.

Se decidió no realizar una síntesis cuantitativa de los resultados (metanálisis) obtenidos de los estudios, dado que incluyen muy pocos pacientes, sus desenlaces son muy heterogéneos y porque estos resultados son de baja calidad y los resultados del metanálisis serían, por tanto, también de baja calidad. En definitiva, la certeza de la evidencia derivada de un metanálisis es contingente sobre el diseño de los estudios incluidos.

Anexo 2. Búsqueda bibliográfica

El resultado de la búsqueda se muestra en la Tabla 2

Tabla 2. Resultado de la búsqueda bibliográfica.			
	RS	EC	Total
MEDLINE	3	5	8
EMBASE	8	15	23
Cochrane Library	0	15	15
Total de trabajos identificados en la búsqueda automatizada	11	35	46
Duplicados	3	8	11
Total de trabajos incluidos en resultados (duplicados excluidos)	8	27	35

2.1. Estrategia de búsqueda en bases de datos bibliográficas

La estrategia de búsqueda se muestra en las Tablas 3,4 y 5

Tabla 3: Estrategia de búsqueda en Ovid MEDLINE/PUBMED		
1	exp Photons/	15267
2	exp Tomography, X-Ray Computed/	518164
3	1 and 2	1122
4	('Photon-Counting' adj1 ('Computed Tomography' or detector* or CT)). ti,ab,kf.	1638
5	'PCD-CT'.ti,ab,kf.	415
6	Naeotom OR OmniTom	49
7	or/3-6	2223
8	systematic review/ or meta-analysis/	371566
9	('systematic review' or 'metaanalys*' or 'meta-analys*').ti.	375280
10	or/8-9	463465
11	7 and 10	5
12	limit 11 to (english or french or spanish)	5
13	limit 12 to (humans and yr="2020 -Current")	3

1	exp Photons/	15267
2	exp Tomography, X-Ray Computed/	518164
3	1 and 2	1122
4	('Photon-Counting' adj1 ('Computed Tomography' or detector* or CT)). ti,ab,kf.	1638
5	'PCD-CT'.ti,ab,kf.	415
6	Naeotom OR OmniTom	49
7	or/3-6	2223
8	exp Clinical trial/	1016426
9	trial.ti.	329247
10	or/8-9	1131383
11	7 and 10	21
12	limit 11 to (english or french or spanish)	21
13	limit 12 to (humans and yr="2020 -Current")	5

Tabla 4: Estrategia de búsqueda en EMBASE

#1	'photon counting computed tomography'/exp	785
#2	('photon-counting' NEAR/1 ('computed tomography' OR detector* OR ct)):ti,ab,kw	1805
#3	'pcd-ct':ti,ab,kw	468
#4	naeotom OR omnitom	298
#5	#1 OR #2 OR #3 OR #4	1952
#6	#5 AND ('Article'/it OR 'Review'/it)	1366
#7	#6 AND (2020:py OR 2021:py OR 2022:py OR 2023:py OR 2024:py OR 2025:py)	1003
#8	#6 AND (2020:py OR 2021:py OR 2022:py OR 2023:py OR 2024:py OR 2025:py) AND ([english]/lim OR [french]/lim OR [spanish]/lim)	983
#9	'systematic review'/de OR 'meta analysis'/de	647735
#10	'systematic review':ti OR 'metaanalys*':ti OR 'meta-analys*':ti	440266
#11	#9 OR #10	713710
#12	#8 AND #11	8
#13	'clinical trial'/exp	1996199
#14	trial:ti	455039
#15	#13 OR #14	2116970
#16	#8 AND #15	15
#17	#8 AND #15 AND [humans]/lim	15

Tabla 5: Estrategia de búsqueda en COCHRANE		
ID	Search	Hits
#1	MeSH descriptor: [Photons] explode all trees	91
#2	MeSH descriptor: [Tomography, X-Ray Computed] explode all trees	8733
#3	#1 AND #2	10
#4	((‘Photon-Counting’) NEAR/1 (‘Computed Tomography’ or detector* or CT)):ti,ab,kw	11
#5	(‘PCD-CT’):ti,ab,kw	7
#6	(Naeotom OR OmniTom):ti,ab,kw	2
#7	{OR #3-#6}	15

2.2. Revisiones sistemáticas identificadas, una vez excluidos los duplicados

- Bos, D., N. Guberina, S. Zensen, M. Opitz, M. Forsting, y A. Wetter. «Radiation Exposure in Computed Tomography». Deutsches Arzteblatt International 120, n.º 9 (2023): 135-41. <https://doi.org/10.3238/arztebl.m2022.0395>.
- Cademartiri, F., A. Meloni, L. Pistoia, G. Degiorgi, A. Clemente, C. De Gori, V. Positano, et al. «Dual Source Photon-Counting Computed Tomography—Part II: Clinical Overview of Neurovascular Applications». Journal of Clinical Medicine 12, n.º 11 (2023). <https://doi.org/10.3390/jcm12113626>.
- Cui, M., S. Bao, J. Li, H. Dong, Z. Xu, F. Yan, y W. Yang. «CT Radiomic Features Reproducibility of Virtual Non-Contrast Series Derived from Photon-Counting CCTA Datasets Using a Novel Calcium-Preserving Reconstruction Algorithm Compared with Standard Non-Contrast Series: Focusing on Epicardial Adipose Tissue». International Journal of Cardiovascular Imaging 40, n.º 6 (2024): 1257-67. <https://doi.org/10.1007/s10554-024-03096-w>.
- Dieckmeyer, M., N. Sollmann, K. Kupfer, M.T. Löffler, K.J. Paprottka, J.S. Kirschke, y T. Baum. «Computed Tomography of the Head: A Systematic Review on Acquisition and Reconstruction Techniques to Reduce Radiation Dose». Clinical Neuroradiology 33, n.º 3 (2023): 591-610. <https://doi.org/10.1007/s00062-023-01271-5>.
- Computed Tomography of the Spine: Systematic Review on Acquisition and Reconstruction Techniques to Reduce Radiation Dose». Clinical Neuroradiology 33, n.º 2 (2023): 271-91. <https://doi.org/10.1007/s00062-022-01227-1>.

- Mohammadzadeh, Saeed, Alisa Mohebbi, Iman Kiani, y Afshin Mohammadi. «Direct Comparison of Photon Counting-CT and Conventional CT in Image Quality of Lung Nodules: A Systematic Review and Meta-Analysis». *European Journal of Radiology* 183 (febrero de 2025): 111859. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2024.111859>.
- Rao, D., J.V. Murray, A.K. Agarwal, S.J. Sandhu, y P.A. Rhyner. «Comprehensive Review of External and Middle Ear Anatomy on Photon-Counting CT». *American Journal of Neuroradiology* 45, n.º 12 (2024): 1857-64. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A8359>.
- Raoof, S., M. Shah, S. Braman, A. Agrawal, H. Allaqaband, R. Bowler, P. Castaldi, et al. «Lung Imaging in COPD Part 2: Emerging Concepts». *Chest* 164, n.º 2 (2023): 339-54. <https://doi.org/10.1016/j.chest.2023.02.049>.

2.3. Revisiones sistemática incluidas para lectura a texto completo

- Cui, M., S. Bao, J. Li, H. Dong, Z. Xu, F. Yan, y W. Yang. «CT Radiomic Features Reproducibility of Virtual Non-Contrast Series Derived from Photon-Counting CCTA Datasets Using a Novel Calcium-Preserving Reconstruction Algorithm Compared with Standard Non-Contrast Series: Focusing on Epicardial Adipose Tissue». *International Journal of Cardiovascular Imaging* 40, n.º 6 (2024): 1257-67. <https://doi.org/10.1007/s10554-024-03096-w>.
- Dieckmeyer, M., N. Sollmann, K. Kupfer, M.T. Löffler, K.J. Paprottka, J.S. Kirschke, y T. Baum. «Computed Tomography of the Head: A Systematic Review on Acquisition and Reconstruction Techniques to Reduce Radiation Dose». *Clinical Neuroradiology* 33, n.º 3 (2023): 591-610. <https://doi.org/10.1007/s00062-023-01271-5>.
- Computed Tomography of the Spine: Systematic Review on Acquisition and Reconstruction Techniques to Reduce Radiation Dose». *Clinical Neuroradiology* 33, n.º 2 (2023): 271-91. <https://doi.org/10.1007/s00062-022-01227-1>.
- Mohammadzadeh, Saeed, Alisa Mohebbi, Iman Kiani, y Afshin Mohammadi. «Direct Comparison of Photon Counting-CT and Conventional CT in Image Quality of Lung Nodules: A Systematic Review and Meta-Analysis». *European Journal of Radiology* 183 (febrero de 2025): 111859. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2024.111859>.

2.4. Revisiones sistemáticas incluidas para la elaboración de los resultados del informe

- Mohammadzadeh, Saeed, Alisa Mohebbi, Iman Kiani, y Afshin Mohammadi. «Direct Comparison of Photon Counting-CT and Conventional CT in Image Quality of Lung Nodules: A Systematic Review and Meta-Analysis». *European Journal of Radiology* 183 (febrero de 2025): 111859. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2024.111859>

2.5 Revisiones sistemáticas excluidas y motivo

2.5.1. RS excluidas por ser otro tipo de estudio.

- Rao V, Christensen S, Yennu A, Mlynash M, Zaharchuk G, Heit J, et al. Ischemic Core and Hypoperfusion Volumes Correlate With Infarct Size 24 Hours After Randomization in DEFUSE 3. *Stroke*. 2019;50(3):626-631.
- Cademartiri F, Meloni A, Pistoia L, Degiorgi G, Clemente A, De Gori C, et al. Dual Source Photon-Counting Computed Tomography—Part II: Clinical Overview of Neurovascular Applications. *J Clin Med* [Internet]. 2023;12(11). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2023701931&from=export>
- Raoof S, Shah M, Braman S, Agrawal A, Allaqaband H, Bowler R, et al. Lung Imaging in COPD Part 2: Emerging Concepts. *Chest*. 2023;164(2):339-54.

2.5.2. RS excluidas por abordar otro tipo de intervención

- Dieckmeyer M, Sollmann N, Kupfer K, Löffler MT, Paprottka KJ, Kirschke JS, et al. Computed Tomography of the Spine: Systematic Review on Acquisition and Reconstruction Techniques to Reduce Radiation Dose. *Clin Neuroradiol*. 2023;33(2):271-91.
- Dieckmeyer M, Sollmann N, Kupfer K, Löffler MT, Paprottka KJ, Kirschke JS, et al. Computed Tomography of the Head: A Systematic Review on Acquisition and Reconstruction Techniques to Reduce Radiation Dose. *Clin Neuroradiol*. 2023;33(3):591-610.

2.5.3. RS excluidas por no responder a la pregunta PICO

- Cui W, Duan Z, Li Z, Feng J. Assessment of Alzheimer's disease-related biomarkers in patients with obstructive sleep apnea: A systematic review and meta-analysis. *Front Aging Neurosci* [Internet].

2022;14((Cui W.; Duan Z.; Li Z.; Feng J., juafeng@cmu.edu.cn) Department of Neurology, Shengjing Hospital of China Medical University, Shenyang, China). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2019935856&from=export>

- Bos D, Guberina N, Zensen S, Opitz M, Forsting M, Wetter A. Radiation Exposure in Computed Tomography. Dtsch Arzteblatt Int. 2023;120(9):135-41.

2.6. Ensayos clínicos identificados, una vez excluidos los duplicados.

- Chang, S., N.R. Huber, J.F. Marsh, E.K. Koons, H. Gong, L. Yu, C.H. McCollough, y S. Leng. «Pie-Net: Prior-Information-Enabled Deep Learning Noise Reduction for Coronary CT Angiography Acquired with a Photon Counting Detector CT». Medical Physics 50, n.º 10 (2023): 6283-95. <https://doi.org/10.1002/mp.16411>.
- Decker, J.A., S. Bette, C. Scheurig-Muenkler, B. Jehs, F. Risch, P. Woknicki, F.M. Braun, et al. «Virtual Non-Contrast Reconstructions of Photon-Counting Detector CT Angiography Datasets as Substitutes for True Non-Contrast Acquisitions in Patients after EVAR—Performance of a Novel Calcium-Preserving Reconstruction Algorithm». Diagnostics 12, n.º 3 (2022). <https://doi.org/10.3390/diagnostics12030558>.
- Dodier, P, L Civilla, A Mallouhi, L Haider, A Cho, P Lederer, WT Wang, et al. «An evaluation of physical and augmented patient-specific intracranial aneurysm simulators on microsurgical clipping performance and skills: a randomized controlled study». Neurosurgical focus 56, n.º 1 (2024): E9. <https://doi.org/10.3171/2023.10.FOCUS23640>.
- Fink, N., T. Emrich, U.J. Schoepf, E. Zsarnoczay, J. O'doherty, M.C. Halfmann, J.P. Griffith, et al. «Improved Detection of Small and Low-Density Plaques in Virtual Noncontrast Imaging–Based Calcium Scoring at Photon-Counting Detector CT». Radiology: Cardiothoracic Imaging 6, n.º 4 (2024). <https://doi.org/10.1148/ryct.230328>.
- Gallagher, KJ, J Tannous, R Nabha, JA Feghali, Z Ayoub, W Jalbout, B Youssef, y PJ Taddei. «Supplemental computational phantoms to estimate out-of-field absorbed dose in photon radiotherapy». Physics in medicine and biology 63, n.º 2 (2018): 025021. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9838>.

- Gong, H, S Leng, L Yu, S Tao, K Rajendran, L Ren, y C McCollough. «Convolutional neural network based material decomposition with a photon-counting-detector computed tomography system». *Medical physics* 45, n.º 6 (2018): e673. <https://doi.org/10.1002/mp.12938>.
- Heimer, M.M., Y. Sun, P.J. Bonitatibus, y B.M. Yeh. «Oral CT Contrast Agents: What's New and Why, From the AJR Special Series on Contrast Media». *American Journal of Roentgenology* 223, n.º 4 (2024). <https://doi.org/10.2214/AJR.23.29970>.
- Jansson, T, H Lindman, K Nygård, CV Dahlgren, A Montelius, C Oberg-Kreuger, S Asplund, y J Bergh. «Radiotherapy of breast cancer after breast-conserving surgery: an improved technique using mixed electron-photon beams with a multileaf collimator». *Radiotherapy and oncology* 46, n.º 1 (1998): 83-89. [https://doi.org/10.1016/s0167-8140\(97\)00176-x](https://doi.org/10.1016/s0167-8140(97)00176-x).
- Kamba, T., M. Yanagawa, K. Shimamura, S. Yamaguchi, K. Shirakura, S. Okamura, Y. Nishimura, et al. «First-in-Human Abdominal Aortic Aneurysms Trial with Tricaprin (F-HAAAT): Study Design and Protocol». *CJC Open* 7, n.º 2 (2025): 221-30. <https://doi.org/10.1016/j.cjco.2024.10.010>.
- Lin, H, X Xu, R Deng, Z Xu, X Cai, H Dong, y F Yan. «Photon-counting Detector CT for Liver Fat Quantification: validation across Protocols in Metabolic Dysfunction-associated Steatotic Liver Disease». *Radiology* 312, n.º 3 (2024): e240038. <https://doi.org/10.1148/radiol.240038>.
- Matney, J, PC Park, J Bluett, YP Chen, W Liu, LE Court, Z Liao, H Li, y R Mohan. «Effects of respiratory motion on passively scattered proton therapy versus intensity modulated photon therapy for stage III lung cancer: are proton plans more sensitive to breathing motion?» *International journal of radiation oncology, biology, physics* 87, n.º 3 (2013): 576-582. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2013.07.007>.
- Mergen, V., T. Sartoretti, M. Baer-Beck, B. Schmidt, M. Petersilka, J.E. Wildberger, A. Euler, M. Eberhard, y H. Alkadhi. «Ultra-High-Resolution Coronary CT Angiography with Photon-Counting Detector CT: Feasibility and Image Characterization». *Investigative Radiology* 57, n.º 12 (2022): 780-88. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000897>.
- NCT04466787. «Comparison of Spectral Photon Counting CT (SPCCT) With Dual Energy CT (DECT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) for Plaque and Lumen Carotid Arteries Evaluation». <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04466787>, 2020. <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02180903/full>.
- NCT06440616. «Benefit of Spectral Information in Patients Suspected for Lung Cancer». <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT06440616>, 2024. <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02707391/full>.

- NCT06603363. «Changes in Plaque Characteristics After Short-term Statin Therapy As Assessed with Coronary CT». <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT06603363>, 2024. <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02756481/full>.
- Neubauer, Jakob, Caroline Wilpert, Oliver Gebler, Florin-Andrei Taran, Martin Pichotka, Thomas Stein, Moisés Felipe Molina-Fuentes, et al. «Diagnostic Accuracy of Contrast-Enhanced Thoracic Photon-Counting Computed Tomography for Opportunistic Locoregional Staging of Breast Cancer Compared With Digital Mammography: A Prospective Trial». *Investigative Radiology* 59, n.º 7 (julio de 2024): 489-94. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000001051>.
- Pannenbecker, P, JF Heidenreich, JP Grunz, H Huflage, P Gruschwitz, TS Patzer, P Feldle, TA Bley, y B Petritsch. «Image Quality and Radiation Dose of CTPA With Iodine Maps: a Prospective Randomized Study of High-Pitch Mode Photon-Counting Detector CT Versus Energy-Integrating Detector CT». *AJR. American journal of roentgenology* 222, n.º 2 (2024): e2330154. <https://doi.org/10.2214/AJR.23.30154>.
- Remy-Jardin, Martine, Lucas Guiffault, Idir Oufriche, Alain Duhamel, Thomas Flohr, Bernhard Schmidt, y Jacques Remy. «Image Quality of Lung Perfusion with Photon-Counting-Detector CT: Comparison with Dual-Source, Dual-Energy CT». *European Radiology* 34, n.º 12 (1 de diciembre de 2024): 7831-44. <https://doi.org/10.1007/s00330-024-10888-0>.
- Schwartz, FR, F Ria, C McCabe, M Zarei, J Rajagopal, L Molvin, D Marin, et al. «Image quality of photon counting and energy integrating chest CT - Prospective head-to-head comparison on same patients». *European journal of radiology* 166 (2023): 111014. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.111014>.
- Schwartz, FR, EN Vinson, CE Spritzer, R Colglazier, E Samei, RJ French, N Said, L Waldman, y E McCrum. «Prospective Multireader Evaluation of Photon-counting CT for Multiple Myeloma Screening». *Radiology. Imaging cancer* 4, n.º 6 (2022): e220073. <https://doi.org/10.1148/rycan.220073>.
- Suk, M, I Bago, M Katic, D Snjaric, MS Munitic, y I Anic. «The efficacy of photon-initiated photoacoustic streaming in the removal of calcium silicate-based filling remnants from the root canal after rotary retreatment». *Lasers in medical science* 32, n.º 9 (2017): 2055k2062. <https://doi.org/10.1007/s10103-017-2325-4>.
- Trentadue, T.P., A.R. Thoreson, C. Lopez, R.E. Breighner, K.-N. An, D.R. Holmes, S.L. Moran, et al. «Detection of Scapholunate Interosseous Ligament Injury Using Dynamic Computed Tomography-De-

- rived Arthrokinematics: A Prospective Clinical Trial». Medical Engineering and Physics 128, n.º (Trentadue T.P.; Thoreson A.R.; Lopez C.; An K.-N.; Zhao K.D., zhao.kristin@mayo.edu) Assistive and Restorative Technology Laboratory, Mayo Clinic, Rochester, MN, United States (2024). <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2024.104172>.
- Wetzl, M., E. Wenkel, E. Balbach, E. Dethlefsen, A. Hartmann, J. Emons, C. Kuhl, M.W. Beckmann, M. Uder, y S. Ohlmeyer. «Detection of Microcalcifications in Spiral Breast Computed Tomography with Photon-Counting Detector Is Feasible: A Specimen Study». Diagnostics 11, n.º 5 (2021). <https://doi.org/10.3390/diagnostics11050848>.
 - Wrazidlo, R., L. Walder, A. Estler, R. Gutjahr, B. Schmidt, S. Faby, J. Fritz, K. Nikolaou, M. Horger, y F. Hagen. «Radiation Dose Reduction in Contrast-Enhanced Abdominal CT: Comparison of Photon-Counting Detector CT with 2nd Generation Dual-Source Dual-Energy CT in an Oncologic Cohort». Academic Radiology 30, n.º 5 (2023): 855-62. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2022.05.021>.
 - Yalon, M., S. Hoodeshenas, A. Chan, K.K. Horst, I. Crum, J.E. Thorne, Y.S. Lee, et al. «Improved Pulmonary Artery Evaluation Using High-Pitch Photon-Counting CT Compared to High-Pitch Conventional or Routine-Pitch Conventional Dual-Energy CT». Journal of Computer Assisted Tomography 48, n.º 6 (2024): 897-905. <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000001645>.
 - Zhou, W, GJ Michalak, JM Weaver, H Gong, L Yu, CH McCollough, y S Leng. «A Universal Protocol for Abdominal CT Examinations Performed on a Photon-Counting Detector CT System: a Feasibility Study». Investigative radiology 55, n.º 4 (2020): 226κ232. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000634>.
 - Zsarnoczay, E., D. Pinos, U.J. Schoepf, N. Fink, J. O'Doherty, C. Gnasso, J. Griffith, et al. «Intra-Individual Comparison of Coronary CT Angiography-Based FFR between Energy-Integrating and Photon-Counting Detector CT Systems». International Journal of Cardiology 399, n.º (Zsarnoczay E.; Pinos D.; Schoepf U.J.; Fink N.; O'Doherty J.; Gnasso C.; Griffith J.; Vecsey-Nagy M.; Suranyi P.; Emrich T., tilman.emrich@unimedizin-mainz.de; Varga-Szemes A.) Division of Cardiovascular Imaging, Department of Radiology and Radiological Science, Medical University of South Carolina, Charleston, United States (2024). <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2023.131684>.

2.7. Ensayos clínicos incluidos para lectura a texto completo

- Decker JA, Bette S, Scheurig-Muenkler C, Jehs B, Risch F, Woknicki P, et al. Virtual Non-Contrast Reconstructions of Photon-Counting Detector CT Angiography Datasets as Substitutes for True Non-Contrast Acquisitions in Patients after EVAR—Performance of a Novel Calcium-Preserving Reconstruction Algorithm. *Diagnostics* [Internet]. 2022;12(3). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2015838282&from=export>
- Fink N, Emrich T, Schoepf UJ, Zsarnoczay E, O'doherty J, Halfmann MC, et al. Improved Detection of Small and Low-Density Plaques in Virtual Noncontrast Imaging-based Calcium Scoring at Photon-Counting Detector CT. *Radiol Cardiothorac Imaging* [Internet]. 2024;6(4). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2030935172&from=export>
- Heimer MM, Sun Y, Bonitatibus PJ, Yeh BM. Oral CT Contrast Agents: What's New and Why, From the AJR Special Series on Contrast Media. *Am J Roentgenol* [Internet]. 2024;223(4). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2035757837&from=export>
- Lin H, Xu X, Deng R, Xu Z, Cai X, Dong H, et al. Photon-counting Detector CT for Liver Fat Quantification: validation across Protocols in Metabolic Dysfunction-associated Steatotic Liver Disease. *Radiology*. 2024;312(3):e240038.
- Mergen V, Sartoretti T, Baer-Beck M, Schmidt B, Petersilka M, Wildberger JE, et al. Ultra-High-Resolution Coronary CT Angiography with Photon-Counting Detector CT: Feasibility and Image Characterization. *Invest Radiol*. 2022;57(12):780-8.
- Neubauer J, Wilpert C, Gebler O, Taran FA, Pichotka M, Stein T, et al. Diagnostic Accuracy of Contrast-Enhanced Thoracic Photon-Counting Computed Tomography for Opportunistic Locoregional Staging of Breast Cancer Compared With Digital Mammography: A Prospective Trial. *Invest Radiol*. julio de 2024;59(7):489-94.
- Pannenbecker P, Heidenreich J, Grunz J, Huflage H, Gruschwitz P, Patzer T, et al. Image Quality and Radiation Dose of CTPA With Iodine Maps: a Prospective Randomized Study of High-Pitch Mode Photon-Counting Detector CT Versus Energy-Integrating Detector CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2024;222(2):e2330154.

- Remy-Jardin M, Guiffault L, Oufriche I, Duhamel A, Flohr T, Schmidt B, et al. Image quality of lung perfusion with photon-counting-detector CT: comparison with dual-source, dual-energy CT. *Eur Radiol*. 1 de diciembre de 2024;34(12):7831-44.
- Schwartz F, Vinson E, Spritzer C, Colglazier R, Samei E, French R, et al. Prospective Multireader Evaluation of Photon-counting CT for Multiple Myeloma Screening. *Radiol Imaging Cancer*. 2022;4(6):e220073.
- Schwartz F, Ria F, McCabe C, Zarei M, Rajagopal J, Molvin L, et al. Image quality of photon counting and energy integrating chest CT - Prospective head-to-head comparison on same patients. *Eur J Radiol*. 2023;166:111014.
- Wetzl M, Wenkel E, Balbach E, Dethlefsen E, Hartmann A, Emons J, et al. Detection of microcalcifications in spiral breast computed tomography with photon-counting detector is feasible: A specimen study. *Diagnostics* [Internet]. 2021;11(5). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2007317440&from=export>
- Wrazidlo R, Walder L, Estler A, Gutjahr R, Schmidt B, Faby S, et al. Radiation Dose Reduction in Contrast-Enhanced Abdominal CT: Comparison of Photon-Counting Detector CT with 2nd Generation Dual-Source Dual-Energy CT in an oncologic cohort. *Acad Radiol*. 2023;30(5):855-62.
- Yalon M, Hoodeshenas S, Chan A, Horst KK, Crum I, Thorne JE, et al. Improved Pulmonary Artery Evaluation Using High-Pitch Photon-Counting CT Compared to High-Pitch Conventional or Routine-Pitch Conventional Dual-Energy CT. *J Comput Assist Tomogr*. 2024;48(6):897-905.
- Zsarnoczay E, Pinos D, Schoepf UJ, Fink N, O'Doherty J, Gnasso C, et al. Intra-individual comparison of coronary CT angiography-based FFR between energy-integrating and photon-counting detector CT systems. *Int J Cardiol* [Internet]. 2024;399((Zsarnoczay E.; Pinos D.; Schoepf U.J.; Fink N.; O'Doherty J.; Gnasso C.; Griffith J.; Vecsey-Nagy M.; Suranyi P.; Emrich T., tilman.emrich@unimedizin-mainz.de; Varga-Szemes A.) Division of Cardiovascular Imaging, Department of Radiology and Radiological Science, Medical University of South Carolina, Charleston, United States). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2029606832&from=export>

2.8. Ensayos clínicos aleatorizados incluidos en la elaboración de los resultados del informe.

- Lin H, Xu X, Deng R, Xu Z, Cai X, Dong H, et al. Photon-counting Detector CT for Liver Fat Quantification: validation across Protocols in Metabolic Dysfunction-associated Steatotic Liver Disease. *Radiology*. 2024;312(3):e240038.
- Pannenbecker P, Heidenreich J, Grunz J, Huflage H, Gruschwitz P, Patzer T, et al. Image Quality and Radiation Dose of CTPA With Iodine Maps: a Prospective Randomized Study of High-Pitch Mode Photon-Counting Detector CT Versus Energy-Integrating Detector CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2024;222(2):e2330154.

2.9. Estudios observacionales excluidos tras lectura a título y resumen y motivo.

2.9.1. Estudios observacionales excluidos por no ser realizados en humanos:

- Zhou X, Yuan Y, Wang Z, Zhang K, Fan W, Zhang Y, et al. Effect of continuous nursing on angina attack and quality of life in patients with coronary artery disease: A protocol for systematic review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore)*. 2021;100(5):e24536.
- Dodier P, Civilla L, Mallouhi A, Haider L, Cho A, Lederer P, et al. An evaluation of physical and augmented patient-specific intracranial aneurysm simulators on microsurgical clipping performance and skills: a randomized controlled study. *Neurosurg Focus*. 2024;56(1):E9.
- Gong H, Leng S, Yu L, Tao S, Rajendran K, Ren L, et al. Convolutional neural network based material decomposition with a photon-counting-detector computed tomography system. *Med Phys*. 2018;45(6):e673.

2.9.2. Estudios observacionales excluidos por ser otro tipo de estudio:

- NCT04466787. Comparison of Spectral Photon Counting CT (SP-CCT) With Dual Energy CT (DECT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) for Plaque and Lumen Carotid Arteries Evaluation. <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04466787> [Internet]. 2020; Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02180903/full>

- NCT06440616. Benefit of Spectral Information in Patients Suspected for Lung Cancer. <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT06440616> [Internet]. 2024; Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02707391/full>
- NCT06603363. Changes in Plaque Characteristics After Short-term Statin Therapy As Assessed with Coronary CT. <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT06603363> [Internet]. 2024; Disponible en: <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN-02756481/full>

2.9.3. Estudios observacionales excluidos por no responder a la pregunta PICO

- Chang S, Huber NR, Marsh JF, Koons EK, Gong H, Yu L, et al. Pie-Net: Prior-information-enabled deep learning noise reduction for coronary CT angiography acquired with a photon counting detector CT. *Med Phys*. 2023;50(10):6283-95.
- Gallagher K, Tannous J, Nabha R, Feghali J, Ayoub Z, Jalbout W, et al. Supplemental computational phantoms to estimate out-of-field absorbed dose in photon radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2018;63(2):025021.
- Kamba T, Yanagawa M, Shimamura K, Yamaguchi S, Shirakura K, Okamura S, et al. First-in-Human Abdominal Aortic Aneurysms Trial with Tricaprin (F-HAAAT): Study Design and Protocol. *CJC Open*. 2025;7(2):221-30.
- Jansson T, Lindman H, Nygård K, Dahlgren C, Montelius A, Oberg-Kreuger C, et al. Radiotherapy of breast cancer after breast-conserving surgery: an improved technique using mixed electron-photon beams with a multileaf collimator. *Radiother Oncol*. 1998;46(1):83-89.
- Matney J, Park P, Bluett J, Chen Y, Liu W, Court L, et al. Effects of respiratory motion on passively scattered proton therapy versus intensity modulated photon therapy for stage III lung cancer: are proton plans more sensitive to breathing motion? *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2013;87(3):576-582.
- Suk M, Bago I, Katic M, Snjaric D, Munitic M, Anic I. The efficacy of photon-initiated photoacoustic streaming in the removal of calcium silicate-based filling remnants from the root canal after rotary retreatment. *Lasers Med Sci*. 2017;32(9):2055-2062.
- Trentadue TP, Thoreson AR, Lopez C, Breighner RE, An KN, Holmes DR, et al. Detection of scapholunate interosseous ligament injury using dynamic computed tomography-derived arthrok-

inematics: A prospective clinical trial. Med Eng Phys [Internet]. 2024;128((Trentadue T.P.; Thoreson A.R.; Lopez C.; An K.-N.; Zhao K.D., zhao.kristin@mayo.edu) Assistive and Restorative Technology Laboratory, Mayo Clinic, Rochester, MN, United States). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2032137159&from=export>

2.10. Estudios observacionales excluidos tras lectura a texto completo y motivo.

2.10.1. Estudios observacionales excluidos por no responder a la pregunta PICO

- Decker JA, Bette S, Scheurig-Muenkler C, Jehs B, Risch F, Woknicki P, et al. Virtual Non-Contrast Reconstructions of Photon-Counting Detector CT Angiography Datasets as Substitutes for True Non-Contrast Acquisitions in Patients after EVAR—Performance of a Novel Calcium-Preserving Reconstruction Algorithm. Diagnostics [Internet]. 2022;12(3). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2015838282&from=export>
- Fink N, Emrich T, Schoepf UJ, Zsarnoczay E, O'doherty J, Halfmann MC, et al. Improved Detection of Small and Low-Density Plaques in Virtual Noncontrast Imaging-based Calcium Scoring at Photon-Counting Detector CT. Radiol Cardiothorac Imaging [Internet]. 2024;6(4). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2030935172&from=export>

2.10.2. Estudios observacionales excluidos por no presentar comparador

- Mergen V, Sartoretti T, Baer-Beck M, Schmidt B, Petersilka M, Wildberger JE, et al. Ultra-High-Resolution Coronary CT Angiography with Photon-Counting Detector CT: Feasibility and Image Characterization. Invest Radiol. 2022;57(12):780-8.

2.10.3. Estudios observacionales excluidos por no estar realizados en humanos vivos

- Wetzl M, Wenkel E, Balbach E, Dethlefsen E, Hartmann A, Emons J, et al. Detection of microcalcifications in spiral breast computed tomography with photon-counting detector is feasible: A specimen study. Diagnostics [Internet]. 2021;11(5). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2007317440&from=export>

2.10.4. Estudios observacionales excluidos por ser otro tipo de estudio

- Heimer MM, Sun Y, Bonitatibus PJ, Yeh BM. Oral CT Contrast Agents: What's New and Why, From the AJR Special Series on Contrast Media. Am J Roentgenol [Internet]. 2024;223(4). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2035757837&from=export>

2.11. Estudios observacionales con comparador incluidos en la elaboración de los resultados del informe

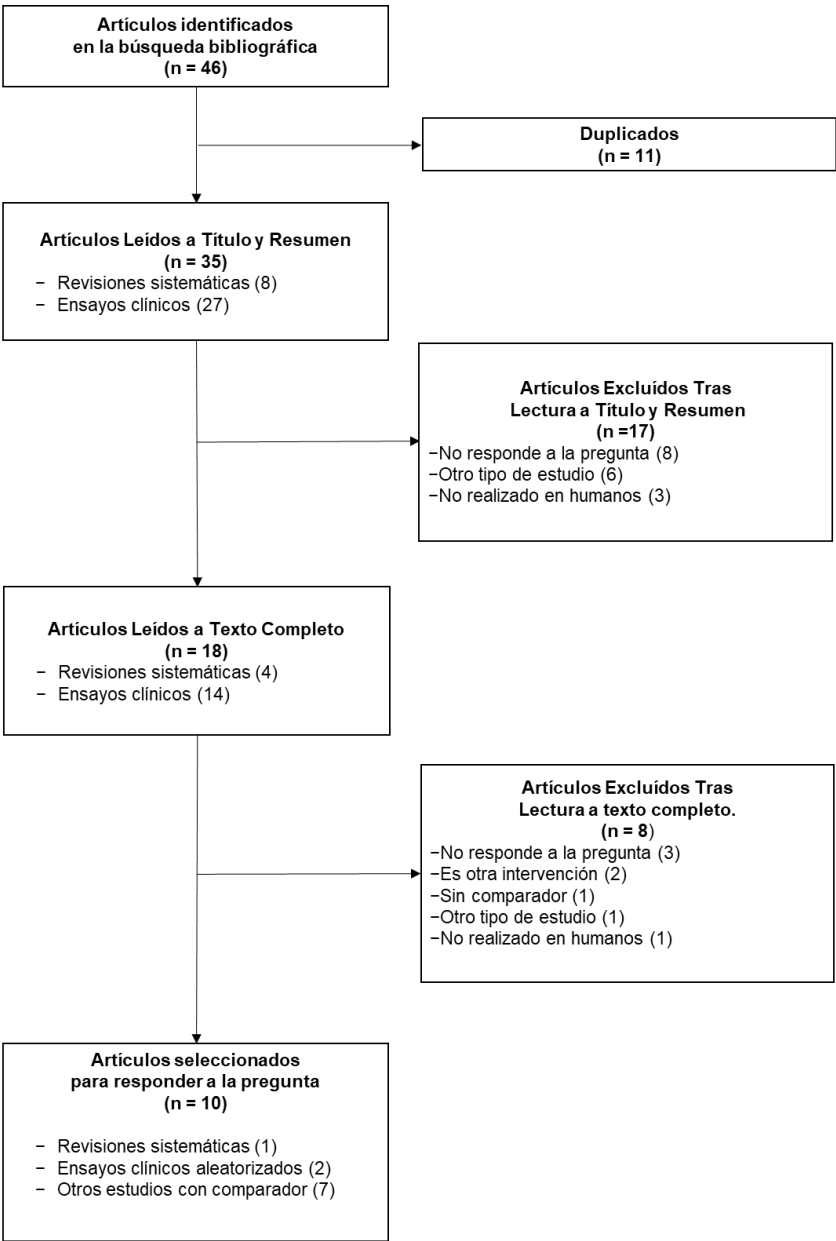
- Neubauer J, Wilpert C, Gebler O, Taran FA, Pichotka M, Stein T, et al. Diagnostic Accuracy of Contrast-Enhanced Thoracic Photon-Counting Computed Tomography for Opportunistic Locoregional Staging of Breast Cancer Compared With Digital Mammography: A Prospective Trial. Invest Radiol. julio de 2024;59(7):489-94.
- Remy-Jardin M, Guiffault L, Oufriche I, Duhamel A, Flohr T, Schmidt B, et al. Image quality of lung perfusion with photon-counting-detector CT: comparison with dual-source, dual-energy CT. Eur Radiol. 1 de diciembre de 2024;34(12):7831-44.
- Schwartz F, Vinson E, Spritzer C, Colglazier R, Samei E, French R, et al. Prospective Multireader Evaluation of Photon-counting CT for Multiple Myeloma Screening. Radiol Imaging Cancer. 2022;4(6):e220073.
- -Schwartz F, Ria F, McCabe C, Zarei M, Rajagopal J, Molvin L, et al. Image quality of photon counting and energy integrating chest CT - Prospective head-to-head comparison on same patients. Eur J Radiol. 2023;166:111014.
- -Wrazidlo R, Walder L, Estler A, Gutjahr R, Schmidt B, Faby S, et al. Radiation Dose Reduction in Contrast-Enhanced Abdominal CT: Comparison of Photon-Counting Detector CT with 2nd Generation Dual-Source Dual-Energy CT in an oncologic cohort. Acad Radiol. 2023;30(5):855-62.
- Yalon M, Hoodeshenas S, Chan A, Horst KK, Crum I, Thorne JE, et al. Improved Pulmonary Artery Evaluation Using High-Pitch Photon-Counting CT Compared to High-Pitch Conventional or Routine-Pitch Conventional Dual-Energy CT. J Comput Assist Tomogr. 2024;48(6):897-905.
- Zsarnoczay E, Pinos D, Schoepf UJ, Fink N, O'Doherty J, Gnasso C,

et al. Intra-individual comparison of coronary CT angiography-based FFR between energy-integrating and photon-counting detector CT systems. *Int J Cardiol* [Internet]. 2024;399((Zsarnoczay E.; Pinos D.; Schoepf U.J.; Fink N.; O'Doherty J.; Gnasso C.; Griffith J.; Vecsey-Nagy M.; Suranyi P.; Emrich T., tilman.emrich@unimedizin-mainz.de; Varga-Szemes A.) Division of Cardiovascular Imaging, Department of Radiology and Radiological Science, Medical University of South Carolina, Charleston, United States). Disponible en: <https://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&id=L2029606832&from=export>

2.12. Diagrama de flujo

En la Figura 8 se muestra el diagrama de flujo (flow-chart) seguido para la selección de los estudios incluidos en el informe.

Figura 8. Diagrama de flujo



Anexo 3. Evaluación de la calidad de los estudios seleccionados

3.1. AMSTAR de la RS incluida

Tabla 6. AMSTAR2 del estudio de Mohammadzadeh et al (29).	
Autor	Mohammadzadeh et al
1.¿Las preguntas de investigación y los criterios de inclusión para la revisión incluyen los componentes PICO?	SI
2.¿El reporte de la revisión contiene una declaración explícita de que los métodos de la revisión fueron establecidos con anterioridad a su realización y justifica cualquier desviación significativa del protocolo?	SI
3.¿Los autores de la revisión explicaron su decisión sobre los diseños de estudio a incluir en la revisión?	SI
4.¿Los autores de la revisión usaron una estrategia de búsqueda bibliográfica exhaustiva?	SI PARCIAL
5.¿Los autores de la revisión realizaron la selección de estudios por duplicado?	SI
6.¿Los autores de la revisión realizaron la extracción de datos por duplicado?	SI
7.¿Los autores de la revisión proporcionaron una lista de estudios excluidos y justificaron las exclusiones?	NO
8.¿Los autores de la revisión describieron los estudios incluidos con suficiente detalle?	NO
9.¿Los autores de la revisión usaron una técnica satisfactoria para evaluar el riesgo de sesgo de los estudios individuales incluidos en la revisión?	SI PARCIAL
10.¿Los autores de la revisión reportaron las fuentes de financiación de los estudios incluidos en la revisión?	NO
11.Si se realizó un metanálisis, ¿los autores de la revisión usaron métodos apropiados para la combinación estadística de resultados?	SI
12.Si se realizó un metanálisis, ¿los autores de la revisión evaluaron el impacto potencial del riesgo de sesgo en estudios individuales sobre los resultados del metanálisis u otra síntesis de evidencia?	SI
13.¿Los autores de la revisión consideraron el riesgo de sesgo de los estudios individuales al interpretar / discutir los resultados de la revisión?	SI
14.¿Los autores de la revisión proporcionaron una explicación satisfactoria y discutieron cualquier heterogeneidad observada en los resultados de la revisión?	SI
15.Si se realizó síntesis cuantitativa ¿los autores de la revisión llevaron a cabo una adecuada investigación del sesgo de publicación (sesgo de estudio pequeño) y discutieron su probable impacto en los resultados de la revisión?	SI
16.¿Los autores de la revisión informaron de cualquier fuente potencial de conflicto de intereses, incluyendo cualquier financiamiento recibido para llevar a cabo la revisión?	SI
CALIDAD DE LA EVIDENCIA	BAJA

3.2. ROB 2 DE LOS ECA INCLUIDOS

Tabla 7. ROB 2 de los ECA identificados (30,31)										
Estudio	Resultado	Intervención	Comparador	Resultado	D1	D2	D3	D4	D5	Total
Pannenbecker P et al	Calidad de la imagen	PCCT	EIDCT	dosis	+	-	+	-	+	-
Pannenbecker P et al	Dosis de radiación	PCCT	EIDCT	DOSIS	+	-	+	+	+	-
Lin H et al	Calidad de la imagen	PCCT (CTFF)	RNM (PDFF)	Correlación de la fracción grasa	!	+	+	+	!	!

+	Bajo riesgo
!	Algunas consideraciones
-	Alto riesgo
D1	Proceso de aleatorización
D2	Desviaciones de las intervenciones previstas
D3	Datos de resultados perdidos
D4	Medida de resultados
D5	Selección del resultado obtenido

3.3. ROBINS-I DE LOS ESTUDIOS OBSERVACIONALES INCLUIDOS (Tabla 8)

Tabla 8. Robins-I de los estudios observacionales incluidos										
Estudio	Intervención	Comparador	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	Total
Neubauer J et al (32)	PCCT	Mamografía digital	-	+	+	+	+	-	+	-
Remy-Jardin M et al (33)	PCCT	EIDCT	-	-	+	+	+	+	+	-
Yalon M et al (34)	PCCT	TC convencional	-	+	-	+	+	+	!	-
Zsarnoczay E et al (35)	PCCT	EIDCT	-	+	+	-	+	+	+	-
Wrzaidlo R et al (36)	PCCT	TC convencional	-	-	+	+	+	+	+	-
Schwartz F et al (37)	PCCT	TC convencional	-	-	+	+	+	+	+	-
Schwartz Fet al (38)	PCCT	EIDCT	-	-	+	+	+	+	+	-

D2: Sesgo en la selección de participantes en el estudio
D3: Sesgo en la clasificación de las intervenciones
D4: Sesgo debido a desviaciones de las intervenciones previstas
D5: Sesgo debido a la falta de datos
D6: Sesgo en la medición de resultados
D7: Sesgo en la selección del resultado informado

+	Bajo riesgo de sesgo
!	Riesgo moderado de sesgo
-	Grave riesgo de sesgo



**Comunidad
de Madrid**

Dirección General Asistencial
CONSEJERÍA DE SANIDAD