

ACTUALIZACIÓN

Energía Dual en TC. Consideraciones técnicas y aplicaciones clínicas



G.C. Fernández-Pérez^{a,*}, C. Fraga Piñeiro^b, M. Oñate Miranda^c, M. Díez Blanco^c, J. Mato Chaín^c y M.A. Collazos Martínez^c

^a Servicio de Radiodiagnóstico, Hospital Universitario Río Hortega, Grupo Recoletas, Valladolid, España

^b Técnico Aplicaciones Siemens Healthineers, General Electric Company, España

^c Servicio de Radiodiagnóstico, Hospital Universitario Río Hortega, Valladolid, España

Recibido el 2 de mayo de 2022; aceptado el 20 de junio de 2022

Disponible en Internet el 12 de agosto de 2022

PALABRAS CLAVE

Energía dual;
Tomografía
computarizada;
Imágenes
monoenergéticas;
Sin contraste virtual;
Mapa de yodo

Resumen A pesar de que el concepto de doble energía en TC nace con Hounsfield en 1973, su uso clínico permanece infrutilizado, siendo importante incidir en los beneficios clínicos y limitaciones de esta técnica. La utilidad de imágenes de «mapa de yodo» permite valorar cuantitativamente la captación de yodo, de gran importancia en la caracterización de lesiones tumorales, en los mapas de perfusión pulmonar, en la naturaleza del nódulo pulmonar o en la respuesta tumoral a los nuevos tratamientos. Permite la obtención de imágenes monoenergéticas virtuales, imágenes virtuales sin contraste yodado o sin calcio, separación de materiales como ácido úrico o de la grasa o mapas de sobrecarga férrica hepática. En este artículo revisamos algunos de los beneficios clínicos y limitaciones técnicas para mejorar su comprensión y ayudar a expandir su uso clínico.

© 2022 SERAM. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Dual energy;
Computed
tomography;
Single-energy images;
Without virtual
contrast;
Iodine map

Dual-energy CT: technical considerations and clinical applications

Abstract Although dual-energy CT was initially described by Hounsfield in 1973, it remains underused in clinical practice. It is therefore important to emphasize the clinical benefits and limitations of this technique. Iodine mapping makes it possible to quantify the uptake of iodine, which is very important in characterizing tumors, lung perfusion, pulmonary nodules, and the tumor response to new treatments. Dual-energy CT also makes it possible to obtain virtual single-energy images and virtual images without iodinated contrast or without calcium, as well

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: gabriel.fdez.perez@gmail.com (G.C. Fernández-Pérez).

as to separate materials such as uric acid or fat and to elaborate hepatic iron overload maps. In this article, we review some of the clinical benefits and technical limitations to improve understanding of dual-energy CT and expand its use in clinical practice.
© 2022 SERAM. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

El concepto de doble energía nace de la limitación de la TC en la discriminación tisular debido a que la densidad en UH depende del coeficiente de atenuación lineal (μ), el cual tiene un considerable solapamiento entre diferentes estructuras. El coeficiente de atenuación lineal es el resultado de la suma del efecto de absorción fotoeléctrico que predomina en los fotones de baja energía y de la dispersión «Compton», que lo hace en los fotones de alta energía. Mientras que el efecto Compton depende la densidad del material, el efecto fotoeléctrico tiene una relación directamente proporcional al número atómico del tejido (Z^3)¹.

La idea del uso de la doble energía no es reciente, ya que Godfrey Hounsfield en su artículo publicado en 1973, y titulado «*Computerized Transverse Axial Scanning*», observó que el yodo y el calcio podían diferenciarse usando 2 adquisiciones en la misma sección con varios kilovoltajes¹. Fue en los años 80 cuando apareció la primera TC con doble energía, pensada para analizar estudios de osteoporosis. Esta TC realizaba 2 disparos a diferentes energías, pero con un tiempo entre uno y otro de unos 5 s, lo que conllevaba una coherencia temporal muy elevada². Actualmente existen equipos que utilizan esta metodología con intervalos de adquisición mucho más cortos. En 2006, se diseña la primera TC de doble fuente para uso clínico amplio, instalando 2 tubos que adquirían simultáneamente a 80 kV y 140 kV. Posteriormente, aparecieron equipos que obtenían la energía dual con un solo tubo, adquiriendo a través de un doble disparo con conmutación rápida del kilovoltaje (en inglés: *rapid switching*); otros sistemas obtienen la diferencia espectral mediante 2 capas de detectores superpuestas (una absorbe la energía baja y otra la energía alta) o también mediante la división del haz de rayos X con el uso de 2 filtros (oro y estaño) en el tubo de Rx, que absorben fotones de baja y alta energía, respectivamente^{3,4} (fig. 1).

Clásicamente, uno de los usos clínicos más extendido ha sido el análisis de la composición de las litiasis renales, logrando diferenciar aquellas litiasis cálcicas (p. ej., de oxalato cálcico) de las de ácido úrico. De forma similar, es posible diferenciar calcificaciones periarticulares con composición de cristales de ácido úrico (gota) o de pirofosfato. También pueden conseguirse 2 lotes de imágenes (con contraste y sin contraste virtual [SCV]) en una sola adquisición realizada tras la administración de contraste, gracias a la descomposición y sustracción del yodo del estudio original. De la misma forma, la sustracción del calcio permite obtener imágenes de edema óseo en el hueso⁵⁻⁷.

Pero, actualmente, se abren nuevas perspectivas, como la aplicación de la doble energía en oncología no solo para distinguir entre una lesión benigna o maligna, sino también para observar cambios postratamiento de forma casi similar a como lo harían los estudios de perfusión continuos³. Es factible obtener estudios de perfusión en un momento temporal usando mapas de captación de yodo, como los obtenidos en el pulmón, denominados «PBV» (del inglés, *pulmonary perfused blood volumen*), que permiten valorar defectos de perfusión pulmonar en situaciones como en la tromboembolia pulmonar, en enfermedades pulmonares como la EPOC o incluso en situaciones de hipoxemia en infecciones pulmonares⁸. Existen otras utilidades basadas en el posproceso, generando imágenes monoenergéticas para resaltar la captación de yodo o disminuir los artefactos metálicos entre otros usos.

En este artículo se pretende explorar e incidir en aspectos menos conocidos y de utilidad de los estudios de doble energía y que pueden usarse de forma rutinaria, desde una experiencia personal con unidades de doble fuente.

Principios de la energía dual, una visión rápida

Debe recordarse que el principio de la doble energía se basa en el uso de 2 espectros de energía de rayos X que permite detectar, visualizar, cuantificar o substrair materiales con número atómico alto. Los algoritmos empleados para la diferenciación de tejidos, dependen básicamente de dos de sus propiedades, su número atómico (Z) y su densidad electrónica o masa (ρ). La energía dual tiene relación con el «coeficiente de atenuación lineal» (μ), expresado en la siguiente fórmula⁹:

$$\mu = \frac{\mu}{\rho}(E, Z) \rho$$

donde, $\frac{\mu}{\rho}$ es el coeficiente de atenuación másico, E es la energía empleada, Z es el número atómico y ρ la densidad. Si nos fijamos, no es solo el número atómico el que influye en la atenuación, sino también la energía de los fotones y la densidad del material (véase más adelante para las imágenes monoenergéticas).

Cuando se adquieren los datos con dos energías diferentes, como puede ser 80 kV y 140 kV, se pueden diferenciar tejidos con alta atenuación, por ejemplo, calcio (hueso) y el yodo, que en una TC convencional se podrían solapar por tener unidades Hounsfield similares. Se explicaría por el cálculo del cociente de las unidades Hounsfield del tejido o

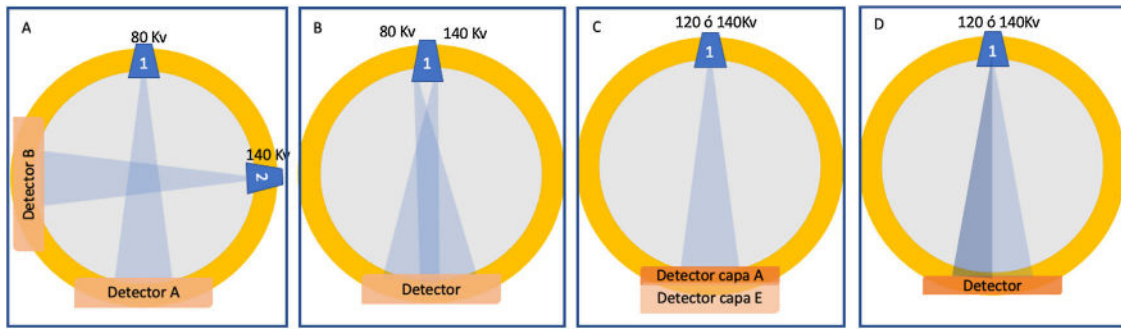


Figura 1 A) Unidad de doble fuente (*dual source*) donde uno de los tubos emite a alta energía (140 kV) y un segundo a baja energía (80 kV), uno perpendicular al otro. El tubo de alta energía tiene un filtro de estaño (Sn) que absorbe los fotones de baja energía para disminuir el ruido y aumentar la eficiencia de la diferenciación espectral. B) Sistema donde un único tubo rota emitiendo de forma rápida y alternativa exposiciones a alta (140 kV) y baja energía (80 kV). C) Sistema con un único tubo que emite a alta energía (bien a 140 o 120 kV). La separación espectral se produce en el detector donde se posiciona una capa A de ytrio que separa los fotones de baja energía permitiendo que los fotones de alta energía interactúen sobre una segunda capa B de óxido de gadolinio. D) Sistema de filtro en el tubo de Rx que provoca la división del haz en dos emisiones de baja y alta energía (*split-filter*).

elemento adquirido a baja (80 kV) y alta energía (140 kV). Este concepto se denomina «*CT number ratio*».

$$CT\ number\ ratio = \frac{UH(80kV)}{UH(140kV)}$$

Si comparamos el calcio y el yodo, los valores en UH son diferentes a 80 kV (baja energía) que a alta energía (140 kV) ya que tienen números atómicos diferentes ($Z_{\text{calcio}} = 20$; $Z_{\text{yodo}} = 53$), pudiendo así distinguir ambos elementos (fig. 2A y B)^{10–12}.

La diferenciación de los tejidos tiene relación directa con el mayor espectro de doble energía empleada; así, a mayor separación entre los kilovoltajes empleados, mejor separación espectral (fig. 2C). Como sabemos, el coeficiente de atenuación lineal depende de los fotones ($E = \text{energía}$), de tal manera que cuanto más bajo sea el kilovoltaje de la primera energía, menor será número de fotones que llegan al detector provocando mayor ruido en la imagen. Este incremento del ruido influye negativamente en la exactitud de los valores en unidades Hounsfield. Para mejorar esta limitación algunos equipos incorporan un filtro de estaño (Tin-Sn) con un mayor rendimiento en la atenuación de los fotones de baja energía¹⁰.

Los materiales diferenciados son presentados usando su descomposición y cada material puede ser calculado mediante un algoritmo de absorción. Así, podemos seleccionar imágenes de yodo, formando «mapas de yodo», o si se sustrae el yodo se crean imágenes denominadas «SCV». Estas últimas con la ventaja de disminuir la dosis de radiación ya que evitan realizar adquisiciones sin contraste, especialmente en protocolos bifásicos o trifásicos (renales, hepáticos, vasculares, etc.)¹³.

Las imágenes de mapa de yodo son fusionadas con las SCV para mejorar el detalle anatómico¹² (fig. 3A). De forma similar, otros materiales como el calcio se sustraen, eliminando el hueso trabecular (imágenes sin calcio virtual) y permitiendo valorar otros contenidos como el edema óseo (en inglés, *bone marrow image*) (fig. 3B)^{7,14}.

Debe recordarse que la energía dual tiene otro beneficio para uso clínico con la posibilidad de formar imágenes

monocromáticas con diferente energía, de forma virtual (fig. 4A). Una TC convencional adquiere con una energía policromática, es decir, a pesar de que realicemos un estudio, por ejemplo, a 120 kV, la energía que llega al detector no es uniforme ya que lo hace en un rango variable de energía (polienergético). La energía dual puede emular imágenes que se hubieran adquirido con una única fuente homogénea (p. ej., 70 keV), de ahí que se denominen imágenes monoenergéticas virtuales (o monocromáticas). Estas imágenes pueden generarse a cualquier energía, pero debido a limitaciones en la calidad y otras consideraciones técnicas, los equipos las obtienen desde 40 a 200 keV^{15–18}.

Debe recordarse que en las imágenes con baja energía, los materiales de mayor número atómico (p. ej., yodo) tienen mayor contraste, peculiaridad debida al efecto fotoeléctrico con una relación directa con el valor Z . Sin embargo, tienen el inconveniente de aumentar el ruido (menos fotones), así como el artefacto de «endurecimiento de haz» (*beam hardening*). El uso de algoritmos diseñados específicamente mejoraría esta limitación (véase más adelante). En el otro extremo, en las imágenes virtuales de alta energía, prevalece el efecto Compton, donde se pierde la diferenciación de contraste (yodo) porque el contraste de la imagen depende de la densidad del elemento (ρ). Sin embargo, tienen la gran ventaja de eliminar el artefacto de endurecimiento de haz y la utilidad clínica de reducir los artefactos metálicos (prótesis)¹⁵.

La cuantificación de la energía dual, permite no solo caracterizar lesiones midiendo las UH, sino también con la cantidad de yodo en los tejidos (mg/dl). Pero también puede calcular el número atómico efectivo (Z_{eff}) y la densidad electrónica efectiva (ρ_e) de un tejido con mínimos errores¹⁶. Un mapa Z_{eff} es un enfoque cuantitativo en la diferenciación de materiales mediante el análisis de los cambios de atenuación en función de la energía. Conocemos, mediante estudios con fantasmas, los valores Z_{eff} de diferentes materiales. Por ejemplo, el valor en UH del agua es cero; sin embargo, el valor Z_{eff} del agua es de 7,4. Mileto et al.¹⁹ valoraron la diferenciación de quistes renales y lesiones renales con realce cuantificando las medidas de Z_{eff} , concluyendo que los quistes renales sin realce, incluyendo los quistes con

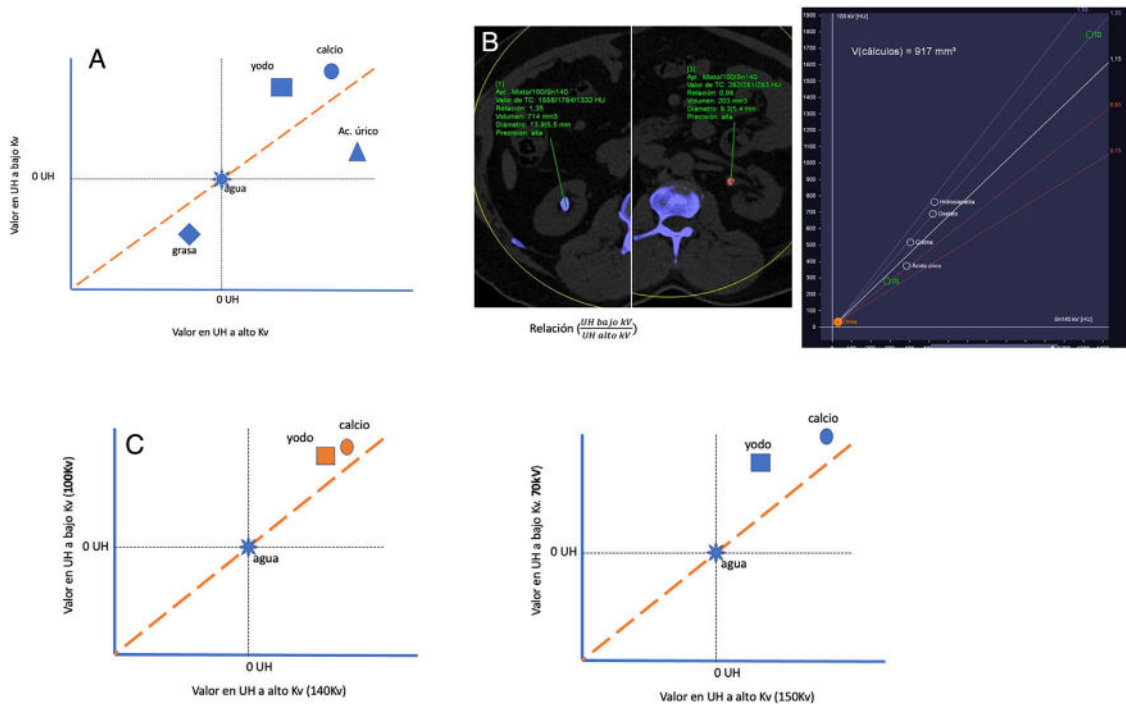


Figura 2 A) La diferenciación de los materiales depende de la absorción a alto y bajo kV. El agua y el aire son elementos que en la TC se calibran a 0 y -1.000 UH, respectivamente. Los elementos de número atómico alto, como el calcio y el yodo, presentan mayor absorción a baja energía, es decir, el cociente de número TC bajo kV/alto kV (denominado ratio de energía dual) es mayor de 1. Los elementos como la grasa muestran, en contraposición, mayor absorción a energías altas y, por lo tanto, presentan mayores valores en UH cuando se aplica alta energía. B) Litiasis cálcica de color azul. El cociente o relación de densidad es de 1,35 (1.784 UH/1.332 UH) por encima de la línea de referencia. Es característico tanto del calcio (y del yodo, elementos con Z alto), que tienen más alta absorción a baja energía. Litiasis de ácido úrico, color rosa. El cociente o relación de densidad es de 0,98 (281 UH/283 UH), situándose por debajo de la línea de referencia. Tiene la característica (como la grasa) de tener menor absorción a energías bajas. C) La separación espectral es mejor cuando la diferenciación o amplitud entre las energías empleadas sea mayor. A) Doble energía ente 100 y 140 kV. B) Doble energía con 70 y 150 kV.

contenido hemático (hiperdensos), podían ser diferenciados con un valor de corte Z_{eff} de 8,36, con una sensibilidad del 91%.

Soluciones a las limitaciones más frecuentes

Ruido en las imágenes monoenergéticas de baja energía

Conocemos la ventaja de las imágenes con baja energía para aumentar la visualización del contraste (efecto fotoeléctrico), pero tienen la desventaja de aumentar, proporcionalmente, el ruido de la imagen. Algunas unidades de TC han mejorado este problema con técnicas denominadas de división de frecuencia o *frequency-split* (Monoenergetic Plus; Siemens Healthcare, Forchheim, Alemania). Consisten en usar la imagen de bajo keV y combinarla con la de menor ruido y mayor energía (cercana a 70 keV), mejorando así el ruido sin perder el contraste^{12,15}.

Mapa de yodo

Para evaluar correctamente las imágenes de mapa de yodo, se debe elegir un rango de ventana apropiado. Esta selección

debe ser la idónea para evitar que tejidos como la grasa o el aire no tengan la apariencia de realzar o contener yodo. Para este fin un buen rango sería una anchura de W 150 y centro de C 80. De forma similar, debemos tener en cuenta que en los mapas de perfusión (PBV) o de edema óseo en ocasiones precisamos pequeños ajustes en los valores de ventana para obtener imágenes diagnósticas apropiadas.

Debe recordarse que los quistes renales simples, especialmente cuando son de pequeño tamaño, pueden verse coloreados con la falsa impresión de mostrar captación, artefacto denominado «seudorreale». Este efecto puede deberse al ruido en la imagen, a la propia técnica de adquisición o la energía (dosis) empleada. Una solución para corregirlo es analizar, como hemos visto, un mapa de Z_{eff} o las imágenes monoenergéticas valorando la morfología de la curva prácticamente plana, es decir, con similares HU en las imágenes de alta energía y baja energía (fig. 5)^{20,21}.

Las mediciones cuantitativas que se realizan en las imágenes de mapa de yodo (mg/dl de yodo) no pueden volver a calcularse una vez estas imágenes se han enviado al PACS, ya que se obtienen únicamente mediante un posproceso específico, que no soporta el sistema DICOM. Por tanto, cuando las imágenes de mapa de yodo son enviadas al PACS solo puede realizarse una valoración cualitativa basada en el mapa de colores.

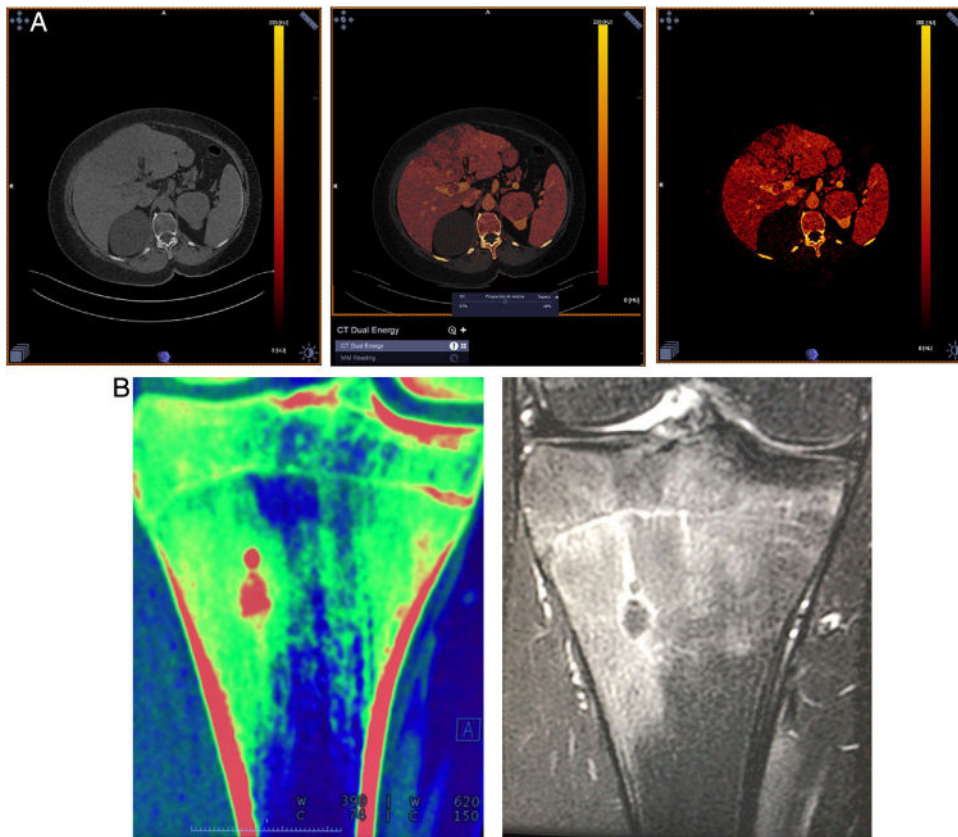


Figura 3 A) Adquisición única poscontraste. Imagen de abdomen superior plano axial. Imagen a la izquierda, sin contraste virtual (SCV). Imagen central con mapa de yodo fusionada con la imagen anatómica al 50%. Imagen derecha mapa de yodo. B) Varón de 19 años con diagnóstico de osteoma osteoide en la metáfisis tibial proximal. TC doble energía, plano coronal e imagen de mapa de «edema óseo» mostrando de color verde el edema óseo adyacente al nidus (color rojo). RM con secuencia T2 coronal, con saturación grasa mostrando la extensión del edema óseo similar al estudio de TC.

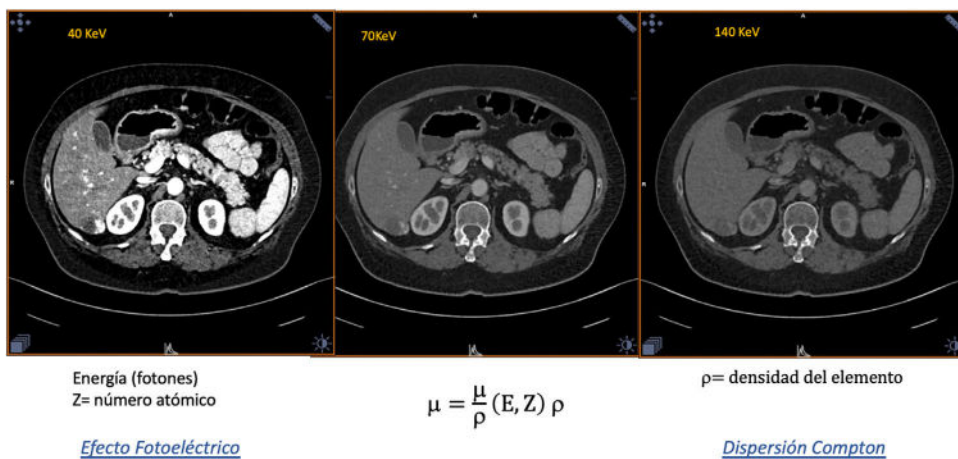


Figura 4 Imágenes monoenergéticas. En las imágenes con baja energía predomina el efecto fotoeléctrico, mostrando mayor contraste debido a la influencia del número atómico (Z). Sin embargo, en las imágenes de alta energía predomina el efecto Compton donde la densidad depende de la propia densidad del elemento en los tejidos (ρ).

Sin contraste virtual

Las imágenes SCV se consiguen con la sustracción del material de yodo. Pero, en ocasiones, cuando la concentración de yodo es muy alta, por ejemplo, en la aorta, la sustracción

no es completa. Este efecto se debe a que la atenuación del tejido, como sabemos, depende tanto del número atómico como de la concentración. El uso de imágenes monoenergéticas de alta energía (> 120 keV) puede mejorar este problema al eliminar el efecto fotoeléctrico²²⁻²⁴.

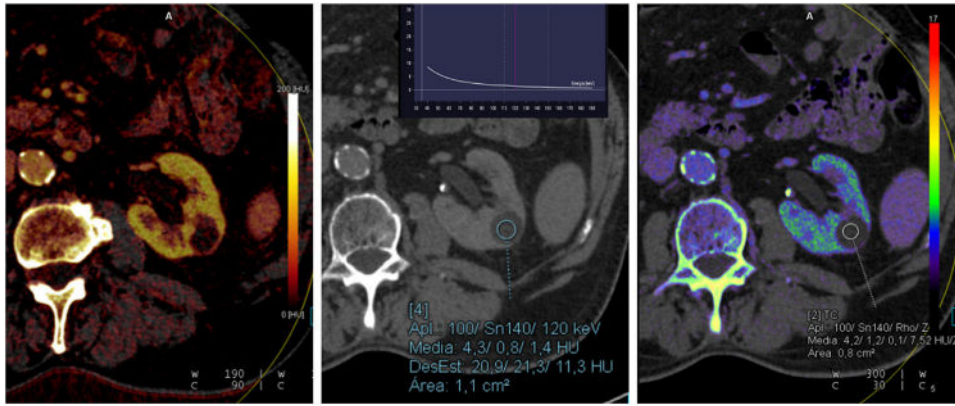


Figura 5 Efecto de «seudorrealce» en lesiones quísticas. A) imagen «mapa de yodo», donde se aprecia un quiste renal izquierdo ligeramente heterogéneo que pudiera hacer pensar en una posible captación. B) Sin embargo, en la imagen monoenergética de alta energía (120 keV) tiene una hipodensidad homogénea, con valores de atenuación de 1,4 UH y con una curva de atenuación de las diferentes energías, en el rango del agua, corrigiendo este fenómeno de pseudorrealce. C) Mapa de densidad electrónica (Zeff/Rho), cuantificando la lesión con valores de Zeff y Rho de 7,5 y 0,1, respectivamente (valores característicos del agua).

En ocasiones existen elementos con número atómico muy cercano al yodo ($Z = 53$), como ocurre con el bario ($Z = 56$), y por ello va a ser también sustraído, por lo que tendríamos una eliminación completa tanto del contraste intravenoso como del oral. También materiales como el lipiodol para la visualización de hepatocarcinomas se pierden en las imágenes SCV.

En la caracterización de lesiones adrenales hay una ligera variación en UH entre las medidas realizadas con adquisición sin contraste verdadero y las que se obtendrían con la técnica de SCV. Esta última sobrestima los valores en torno a ± 10 UH. La solución de nuevo pasa por visualizar las imágenes monoenergéticas de alta energía, donde las unidades son prácticamente similares a las obtenidas en un estudio sin contraste verdadero²⁵.

Aplicaciones clínicas

Son muchas las aplicaciones clínicas actuales y serán muchas más las que se produzcan en un futuro. Enumeraremos algunas de las más interesantes y establecidas clínicamente.

Estudios de tórax

De los más conocidos clínicamente es el uso de doble energía en el diagnóstico del tromboembolia pulmonar (TEP) no solo por la visualización del trombo, sino por la posibilidad de mostrar las alteraciones de perfusión en el parénquima pulmonar mediante mapas de perfusión pulmonar denominados PBV. Así, un mayor número de defectos de perfusión se correlaciona con la gravedad del cuadro clínico y la sobrecarga cardíaca derecha expresada como el aumento del cociente del diámetro del ventrículo derecho sobre el ventrículo izquierdo²⁶⁻³². Por otro lado, puede valorarse la respuesta al tratamiento en los pacientes en los que se emplea fibrinólisis, viendo la mejoría a las pocas horas del inicio del tratamiento. Una tercera ventaja sobre la

TC convencional o de energía simple se centra en las TEP subsegmentarias, ya que demuestra los defectos de perfusión incluso cuando el vaso ocluido sea pequeño y pueda pasar desapercibido. En este sentido, evaluando de nuevo los estudios de pacientes donde solo se apreciaron defectos de perfusión, se encontró el vaso ocluido en el 20% de los casos (fig. 6)²⁶⁻²⁸. El cuarto escenario es observar el defecto de perfusión y que no exista un vaso ocluido a pesar de analizar de nuevo el estudio. Existen varias interpretaciones para ello, siendo la más plausible la imposibilidad de demostrarlo por problemas de resolución espacial, probablemente porque la oclusión vascular sea microscópica. Pero también puede ocurrir que estas zonas son perfundidas no por arterias pulmonares, sino por vasos sistémicos (bronquiales), de tal manera que una segunda adquisición más tardía o arterial haría desaparecer este defecto de perfusión inicial²⁹. De forma similar se han estudiado defectos de perfusión pulmonar en pacientes con EPOC o trastornos pulmonares, como se ha visto recientemente en neumonía por SARS-2³². Por otro lado, el uso de gases como el helio o el xenón puede valorar alteraciones de la ventilación.

Otras utilidades interesantes se centran en el estudio del cáncer de pulmón, donde la cuantificación de yodo puede utilizarse como biomarcador, encontrándose en pacientes que expresan el gen VEGF e incluso diferenciando adenocarcinomas de bajo o alto grado de diferenciación³³. Li et al.³⁴ encontraron diferencias significativas en las concentraciones de yodo, entre las imágenes monoenergéticas a 40 y 100 keV en el cáncer de pulmón no microcítico y entre grupos con expresión negativa y leve o moderadamente positiva para el gen VEGF. Además, estos parámetros mostraron también una correlación significativa y positiva con el nivel de expresión para VEGF ($r = 0,413$ y $0,393$, respectivamente, $p < 0,05$). Chae et al.³⁵ valoraron la utilidad de la doble energía en la caracterización de malignidad de los nódulos pulmonares, mediante estudios con contraste, alcanzando una exactitud superior al 80% cuando el realce del nódulo era superior a 20 UH (fig. 7).

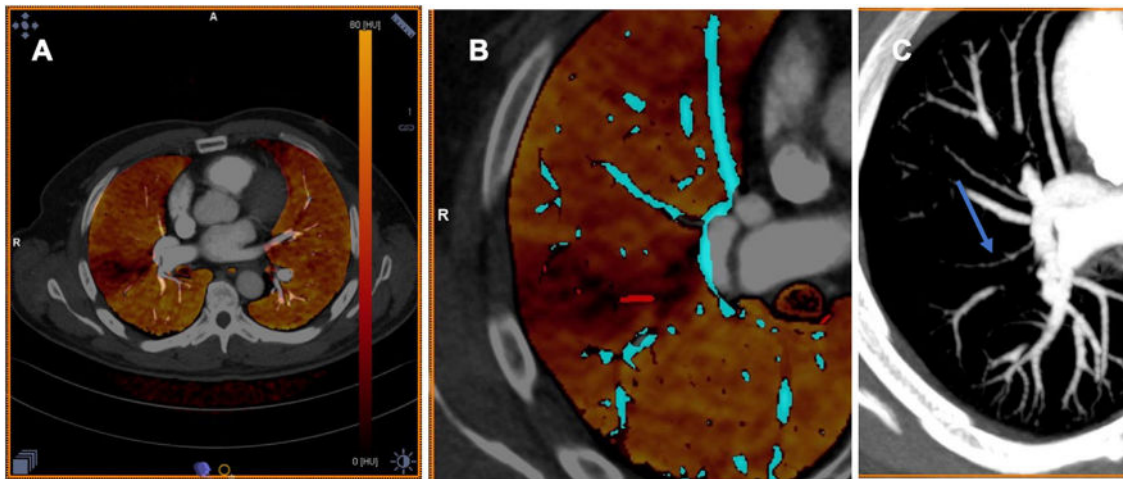


Figura 6 Estudio de control en una paciente de 34 años, a los 6 meses de presentar una TEP. A) imagen de mapa de yodo donde persiste un pequeño defecto de perfusión triangular y periférico. B) El mapa de análisis vascular detecta un vaso con menor contraste (color rojo) y que corresponde a un vaso filiforme (C) como consecuencia de una tromboembolia previa (ausencia de recanalización).

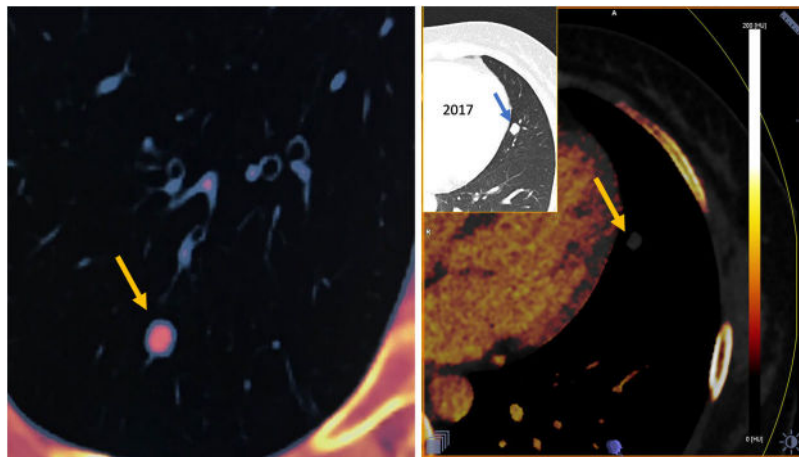


Figura 7 Estudio de nódulo pulmonar con adquisición de doble energía con retraso de 3 min tras la administración de CIV (90 ml y flujo de 3 ml/s). Análisis de energía dual con «mapa de yodo» y escala de color para una captación mayor de 20 UH (color rojo). A) Paciente con tumor epidermoide de cabeza y cuello que presenta nódulo pulmonar metastásico señalado en rojo en la imagen por captación mayor de 20 UH. B) Paciente con nódulo estable en seguimiento sin captación de contraste en el mapa de yodo.

Estudios de abdomen

Similar a la diferenciación entre calcio y ácido úrico en la urolitiasis, se pueden determinar el contenido graso o el hierro en el hígado usando mapas de cuantificación de esteatosis y de sobrecarga férrica³⁶.

Los estudios oncológicos tienen una especial indicación aprovechando las imágenes de mapa de yodo y monoenergéticas. Por ejemplo, en los tumores pancreáticos (adenocarcinoma) usando imágenes de baja energía (menores de 50 keV) aumenta el contraste y es posible valorar mejor la extensión, la infiltración y la estadificación del tumor (fig. 8)³⁷.

En los tumores hipervasculares (neuroendocrinos) las imágenes de mapa de yodo pueden cuantificar los cambios de captación como respuesta tumoral al tratamiento neoadyuvante (antiangiogénicos). Esta herramienta se emplearía de forma similar a cualquier otro tumor hipervascolar como,

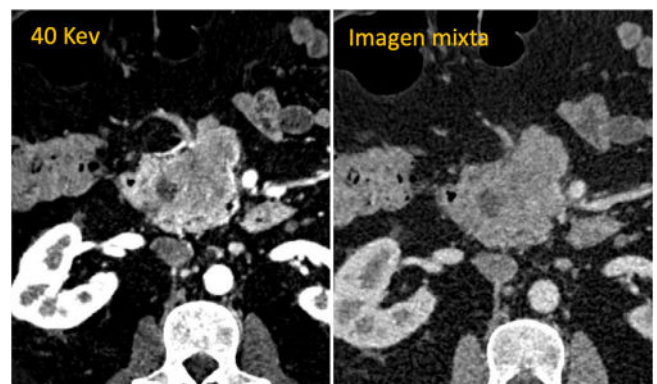


Figura 8 Paciente con adenocarcinoma de páncreas. Imagen monoenergética a 40 keV que muestra mayor contraste y permite diferenciar mejor la infiltración del tumor que la imagen mixta (equivalente a 120 kV).

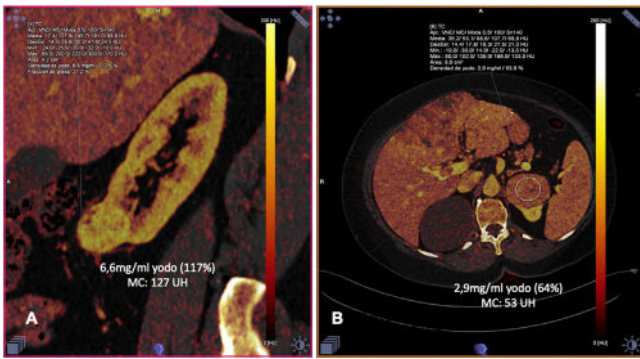


Figura 9 Mapa de yodo en tumores renales. A) Paciente con tumor en el polo inferior con alta captación de contraste (6,6 mg/ml; equivalente al 117% respecto a la aorta), correspondiente a un carcinoma renal de células claras. B) Paciente con lesión en el polo superior del riñón izquierdo con captación más moderada de contraste (2,9 mg/ml que corresponde a un 64% respecto a la aorta), con resultado anatomopatológico de oncocitoma. El mapa de yodo permite también observar una lesión hepática (colangiocarcinoma) y un trombo tumoral en la vena porta, mostrando este trombo captación de contraste.

por ejemplo, en hepatocarcinoma, tumores de células claras renales o carcinoide (fig. 9). Es importante realizar la adquisición en la fase adecuada, por ejemplo, para identificar un hepatocarcinoma con un retraso del contraste suficiente para alcanzar la fase arterial tardía. En los estudios renales, hay acuerdo de emplear la fase nefrográfica (90-110 s). En todos estos estudios siempre se evita realizar la adquisición sin contraste, ya que se obtiene automáticamente mediante las imágenes SCV^{38,39}.

En el diagnóstico de pacientes con isquemia intestinal se describe un aumento de la sensibilidad en los estudios con doble energía respecto a la TC convencional, alcanzando valores del 81 y el 100% con el uso de mapas de yodo o imágenes monoenergéticas de 40 keV, respectivamente⁴⁰.

En los adenomas suprarrenales, se identifica una disminución de la atenuación entre 140 kV y 80 kV debido a la presencia de lípidos intracelulares. El 50% de los adenomas tienen una disminución de atenuación a 80 kV, mientras que las lesiones metastásicas tienen un aumento de atenuación a 80 kV. Con una disminución en atenuación a 80 kVp como indicador de adenoma, la TC con doble energía alcanza una sensibilidad del 50% con una especificidad del 100% (VPP 100%)⁴¹.

En pacientes con esteatosis hepática es posible establecer un análisis o cuantificación de la fracción de grasa hepática^{42,43}. Patel et al.⁴⁴ calcularon la fracción de grasa hepática (mg/ml) en imágenes virtuales sin contraste, alcanzando una sensibilidad y una especificidad del 90 y el 61%, respectivamente, en un nivel de corte de 1.027 mg/ml. Hyodo et al.⁴⁵ reportaron valores similares a la RM con espectroscopia, usando un algoritmo de descomposición multimaterial (agua, grasa, yodo) en adquisiciones con contraste yodado. Resultados similares se han publicado más recientemente calculando la fracción de grasa en los estudios multifásicos con contraste con exactitudes superiores al 95%⁴⁶⁻⁴⁸.

La valoración de la fracción de hierro hepática en la hemocromatosis y la hemosiderosis también es posible con el uso de la doble energía. Puede obtenerse mediante el cálculo de la variación de las UH hepáticas entre los datos de bajo y alto kV, entre los de las imágenes virtuales monocromáticas de baja y alta energía, y mediante algoritmos de descomposición de 3 materiales que permite diferenciar el hierro de otros materiales (incluida la grasa), así como cuantificar el contenido de hierro virtual (VIC). Alcanza valores de sensibilidad y especificidad similares a los obtenidos con la técnica *mapping T2** de la RM³⁶.

En la última década, varios estudios investigaron el papel de la TC con contraste en el diagnóstico y la evaluación de la fibrosis hepática. En estos estudios, la medición de la fracción de volumen extracelular obtenida de la TC hepática en la fase de equilibrio se ha propuesto como un biomarcador potencial para la estratificación de la fibrosis hepática. Bottari et al.⁴⁹ han encontrado que este valor es mayor en los pacientes cirróticos que en el grupo de control, con diferencias significativas ($p < 0,05$). Esta metodología tiene la ventaja intrínseca de no necesitar mediciones de TC hepática sin contraste, por lo que no se desvía de los protocolos rutinarios de TC hepática multifase.

Estudios musculoesqueléticos

En las articulaciones y los tendones pueden identificarse los depósitos de cristales urato monosódico (gota) y diferenciarlos de artropatía por depósito de cristales de pirofosfato cálcico. De la misma manera que podemos cuantificar el hierro hepático, es posible encontrar depósitos férricos en la sinovial para el diagnóstico de la sinovitis villonodular pigmentada⁵⁰.

Otra ventaja es identificar el edema óseo mediante la diferenciación y la sustracción de la médula grasa y el hueso, junto con la obtención de imágenes de «sin calcio virtual» (similar a la sustracción de yodo en las imágenes de «virtual sin contraste»). Permite así demostrar edema en fracturas, siendo útil en fracturas vertebrales para diferenciar si es aguda o no, o en cualquier otra fractura donde la solución de continuidad en la cortical sea sutil en las imágenes morfológicas, como ocurre en las fracturas de estrés o de insuficiencia¹⁴.

En el estudio de mieloma, potencialmente tiene la capacidad de valorar lesiones típicas de mieloma e incluso la posibilidad de encontrar lesiones activas de mieloma^{51,52}. También en pacientes con metástasis óseas, donde el uso de imágenes monoenergéticas (baja energía 40 o 50 keV) las diferencia mejor al aumentar el contraste de los tejidos⁵³.

Estudios cardiovasculares

Estudios cardíacos de estrés (adenosina) realizados con doble energía aumentan la sensibilidad de la lesión coronaria con estenosis hemodinámicamente significativa al valorar los defectos de perfusión miocárdicos en el territorio vascular afectado, alcanzando una sensibilidad y una especificidad del 77 y el 94%, respectivamente, correlacionándose con la RM cardíaca ($r = 0,6$; $p < 0,05$)⁵⁴.

Adquisiciones realizadas a los 3 min pueden determinar captaciones tardías del contraste para valorar la cicatriz

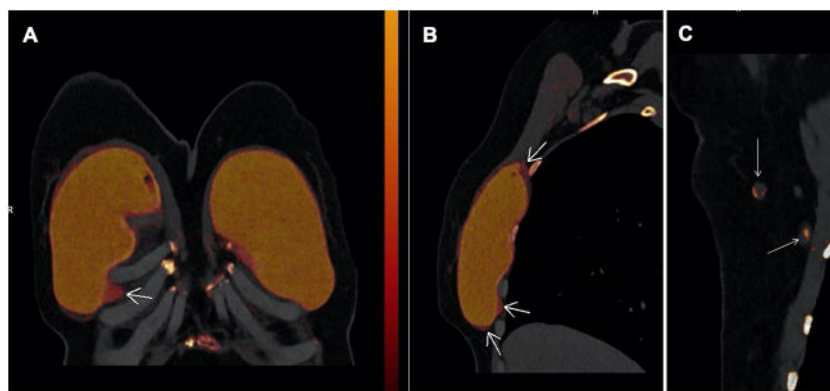


Figura 10 Rotura de prótesis de mama derecha. Estudio TC doble energía sin CIV (mapa de silicona) como consecuencia de efecto fotoeléctrico sobre material de sílice ($Z = 14$). A) Plano coronal donde se aprecia material de silicona fuera de la prótesis (rotura extracapsular). B) Plano sagital donde se muestran las zonas de rotura (flechas), tanto superiores como inferiores. C) Afectación ganglionar por acúmulo de silicona secundario a la rotura (flechas).

secundaria a infarto antiguo o las fibrosis cicatriciales por otras causas, e incluso podrían cuantificar el volumen extracelular del miocardio de forma similar a los estudios de *T1-mapping* realizados en la RM⁵⁴⁻⁵⁷.

En los estudios vasculares se puede disminuir la cantidad de contraste, de relevancia en los pacientes con insuficiencia renal, obteniendo imágenes monoenergéticas de baja energía. Puede eliminarse la adquisición sin contraste en los estudios de aorta (y vasculares en general), ya que se obtiene de forma automática la imagen de SCV, de especial importancia en los síndromes aórticos agudos o en fugas de endoprótesis vasculares⁵⁸.

Prótesis mamarias de silicona

La TC con doble energía puede ser una técnica sencilla y disponible para la valoración de la rotura de prótesis mamaria de silicona. Se aprovecha el efecto fotoeléctrico de la silicona ($Z = 14$) mostrando en las imágenes monoenergéticas de bajo kilovoltaje un alto contraste. Se pueden realizar mapas de silicona valorando zonas de rotura intra y extracapsulares, así como la asociación con la infiltración de los ganglios por esta sustancia^{59,60} (fig. 10).

Conclusión

En resumen, los estudios de doble energía permiten la diferenciación de elementos con valores altos de UH como el calcio o el yodo, que en una TC convencional se solaparían. Sustrayendo el elemento conocido, permiten obtener mapas de yodo, imágenes de SCV, sin calcio virtual o de edema óseo. Es posible cuantificar la cantidad de yodo que realiza una lesión o diferenciar cuantitativamente elementos por su valor Z_{eff} . Pero permiten también diferenciar otros elementos, como la grasa en la esteatosis hepática y adenomas suprarrenales. Permiten también cuantificar la cantidad de hierro en los pacientes con sobrecarga férrica hepática de forma similar a la RM. Se puede aprovechar el efecto fotoeléctrico de ciertas sustancias como la silicona para la búsqueda de rotura de implantes mamarios.

La técnica de doble energía se fundamenta en la diferencia de UH obtenidas para cada material en los datos de alta y baja energía, con la posibilidad de obtener imágenes virtuales a diferentes energías monocromáticas. Estas imágenes explotan el efecto fotoenergético para diferenciar materiales con alto número atómico al mostrar mayor contraste en la imagen o el efecto Compton para reducir artefactos de endurecimiento del haz y artefactos metálicos.

Financiación

El presente trabajo no ha recibido subvención ni ha percibido ayuda económica alguna de ninguna institución pública ni privada.

Autoría

1. Responsable de la integridad del estudio: GCFP, CFP, MOM, JMC y MDB.
2. Concepción del estudio: GCFP, MDB, CFP y MACM.
3. Diseño del estudio: GCFP, MDB, MOM y MACM.
4. Obtención de los datos: MOM, CFP, MACM y JMC.
5. Análisis e interpretación de los datos: GCFP, CFP, MDB y MOM.
6. Tratamiento estadístico: GCFP, MDB y MOM.
7. Búsqueda bibliográfica: GCFP, JMC, MOM, MDB y MACM.
8. Redacción del trabajo: GCFP, MDB, MOM, CFP y JMC.
9. Revisión crítica del manuscrito con aportaciones intelectualmente relevantes: MOM, MDB, CPF y MACM.
10. Aprobación de la versión final: GCFP, MDB, CFP, MOM, JMC y MACM.

Conflicto de intereses

Expresamos que el presente trabajo no tiene conflicto de interés no habiendo recibida subvención ni ha percibido ayuda económica alguna de ninguna Institución pública ni privada.

Bibliografía

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. 1973. *Br J Radiol.* 1995;815:H166–72.
2. Raymakers JA, Hoekstra O, van Putten J, Kerkhoff H, Duursma SA. Fracture prevalence and bone mineral mass in osteoporosis measured with computed tomography and dual energy photon absorptiometry. *Skeletal Radiol.* 1986;15:191–7.
3. Goo HW, Goo JM. Dual-energy CT: New horizon in medical imaging. *Korean J Radiol.* 2017;4:555–69.
4. Megibow AJ, Kambadakone A, Ananthakrishnan L. Dual-energy computed tomography: Image acquisition, processing, and workflow. *Radiol Clin North Am.* 2018;4:507–20.
5. McGrath TA, Frank RA, Schieda N, Blew B, Salameh JP, Bosuys PM, et al. Diagnostic accuracy of dual-energy computed tomography (DECT) to differentiate uric acid from non-uric acid calculi: Systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol.* 2020;30:2791–801.
6. Murray N, Darras KE, Walstra FE, Mohammed MF, McLaughlin PD, Nicolaou S. Dual-energy CT in evaluation of the acute abdomen. *Radiographics.* 2019;1:264–86.
7. Wong WD, Shah S, Murray N, Walstra F, Khosa F, Nicolaou S. Advanced musculoskeletal applications of dual-energy computed tomography. *Radiol Clin North Am.* 2018;4:587–600.
8. Fuld MK, Halaweish AF, Haynes SE, Divekar AA, Guo J, Hoffman EA. Pulmonary perfused blood volumen with dual-energy CT as surrogate for pulmonary perfusion assessed with dynamic multidetector CT. *Radiology.* 2013;267:747–56.
9. McCollough CH, Boedeker K, Cody D, Duan X, Flohr T, Halliburton SS, et al. Principles and applications of multi-energy CT: Report of AAPM Task Group 291. *Med Phys.* 2020;47:e881–912, <http://dx.doi.org/10.1002/mp.14157>.
10. Wortman JR, Sodickson AD. Pearls, pitfalls, and problems in dual-energy computed tomography imaging of the body. *Radiol Clin North Am.* 2018;4:625–40.
11. Michalak G, Grimes J, Fletcher J, Halaweish A, Yu L, Leng S, et al. Technical note: Improved CT number stability across patient size using dual energy CT virtual monoenergetic imaging. *Med Phys.* 2016;1:513–7.
12. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology.* 2015;3:637–53.
13. Parakh A, Macri F, Sahani D. Dual energy computed tomography: Dose reduction, series reduction, and contrast load reduction in dual-energy computed tomography. *Radiol Clin North Am.* 2018;56:601–24.
14. Kaup M, Wichmann JL, Scholtz JE, Beeres M, Kromen W, Albrecht MH, et al. Dual-energy CT based display of bone marrow edema in osteoporotic vertebral compression fractures: Impact on diagnostic accuracy of radiologists with varying levels of experience in correlation to MR liaging. *Radiology.* 2016;280:510–9.
15. Patel BN, Marin D. Strategies to improve image quality on dual-energy computed tomography. *Radiol Clin North Am.* 2018;56:641–7.
16. Yu L, Christner JA, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-energy CT: Radiation dose and imaging quality. *Med Phys.* 2011;38:12.
17. D'Angelo T, Cicero G, Mazziotti S, Ascenti G, Albrecht M, Martin SS, et al. Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: Technique and clinical solutions. *Br J Radiol.* 2019;92:20180546.
18. Albrecht MH, Vogl TJ, Martin SS, Nance JW, Duguay TM, Wichmann JL, et al. Review of clinical applications for virtual monoenergetic dual-energy CT. *Radiology.* 2019;293:260–71.
19. Mileto A, Allen BC, Pietryga JA, Farjat AE, Zarzour JG, Bellini D, et al. Characterization of incidental renal masses with dual-energy CT: Diagnostic accuracy effective atomic number maps for discriminating nonenhancing cyst from enhancing masses. *AJR Am J Roentgenol.* 2017;209:W221–30, <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.16.17325>.
20. Li G, Dong J, Huang W, Zhang Z, Wang D, Zou M, et al. Establishment of a novel system for the preoperative prediction of adherent perinephritic fat (APF) occurrence based on a multi-mode and multiparameter analysis of dual-energy CT. *Transl Androl Urol.* 2019;8:421–31.
21. Laukamp KR, Zopfs D, Wagner A, Lennartz S, Pennig L, Borggrefe J, et al. CT artifacts from port systems: Virtual monoenergetic reconstructions from spectral-detector CT reduce artifacts and improve depiction of surrounding tissue. *Eur J Radiol.* 2019;121:108733, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.108733>.
22. Wortman JR. Dual-energy computed tomography: Technology and challenges. *Radiol Clin North Am.* 2018;56:497–506.
23. Bae JS, Lee DH, Joo I, Jeon SK, Han JK. Utilization of virtual non-contrast images derived from dual-energy CT in evaluation of biliary stone disease: Virtual non-contrast image can replace true non-contrast image regarding biliary stone detection. *Eur J Radiol.* 2019;116:34–40.
24. Patel AA, Sutphin PD, Xi Y, Abbara S, Kalva SP. Arterial Phase CTA replacement by a virtual arterial phase reconstruction from a venous phase CTA: Preliminary results using detector-based spectral CT. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2019;42:250–9.
25. Connolly MJ, McInnes MDF, El-Khodary M, McGrath TA, Schieda N. Diagnostic accuracy of virtual non-contrast enhanced dual-energy CT for diagnosis of adrenal adenoma: A systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol.* 2017;27:4324–35.
26. Lu GM, Wu SY, Yeh BM, Zhang LJ. Dual-energy computed tomography in pulmonary embolism. *Br J Radiol.* 2010;83:707–18.
27. Singh R, Nie RZ, Homayounieh F, Schmidt B, Flohr T, Kalra MK. Quantitative lobar pulmonary perfusion assessment on dual-energy CT pulmonary angiography: Applications in pulmonary embolism. *Eur Radiol.* 2020;30:2535–42, <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-019-06607-9>.
28. Okada M, Kunihiro Y, Nakashima Y, Nomura T, Kudomi S, Yonezawa T, et al. Added value of lung perfused blood volume images using dual-energy CT for assessment of acute pulmonary embolism. *Eur J Radiol.* 2015;84:172–7.
29. Pontana F, Faivre JB, Remy-Jardin M, Flohr T, Schmidt B, Taccelli N, et al. Lung perfusion with dual-energy multidetector-row CT (MDCT): feasibility for the evaluation of acute pulmonary embolism in 117 consecutive patients. *Acad Radiol.* 2008;15:1494–504.
30. Weidman EK, Plodowski AJ, Halpenny DF, Hayes SA, Perez-Johnston R, Zheng J, et al. Dual- energy CT angiography for detection of pulmonary emboli: Incremental benefit of iodine maps. *Radiology.* 2008;289:546–53.
31. Rajiah P, Tanabe Y, Partovi S, Moore A. State of the art: Utility of multi-energy CT in the evaluation of pulmonary vasculature. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2019;35:1509–24.
32. Fernández-Pérez GC, Oñate Miranda M, Fernández-Rodríguez P, Velasco-Casares M, Corral de la Calle MA, Franco López A, et al. SARS-CoV-2: cómo es, cómo actúa y cómo se expresa en la imagen. *Radiología.* 2021;63:115–26, <http://dx.doi.org/10.1016/j.rx.2020.10.006>.
33. Odisio EG, Truong MT, Duran C, de Groot PM, Godoy MC. Role of dual-energy computed tomography in thoracic oncology. *Radiol Clin North Am.* 2018;56:535–48.
34. Li GJ, Gao J, Wang GL, Zhang CQ, Shi H, Deng K. Correlation between vascular endothelial growth factor and quantitative dual-energy spectral CT in non-smallcell lung cancer. *Clin Radiol.* 2016;71:363–8.

35. Chae EJ, Song JW, Seo JB, Krauss B, Jang YM, Song KS. Clinical utility of dual-energy CT in the evaluation of solitary pulmonary nodules: Initial experience. *Radiology*. 2008;249:671–81.
36. Werner S, Krauss B, Haberland U, Bongers M, Starke U, Bakchoul T, et al. Dual-energy CT for liver iron quantification in patients with haematological disorders. *Eur Radiol*. 2019;29:2868–77.
37. El Kayal N, Lennartz S, Ekdawi S, Holz J, Slebocki K, Haneder S, et al. Value of spectral detector computed tomography for assessment of pancreatic lesions. *Eur J Radiol*. 2019;118:215–22.
38. Bellini D, Panvini N, Laghi A, Marin D, Patel BN, Wang CL, et al. Systematic review and meta-analysis Investigating the diagnostic yield of dual-energy CT for renal mass assessment. *AJR Am J Roentgenol*. 2019;5:1–10, <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.18.20625>.
39. Morgan DE. The role of dual-energy computed tomography in assessment of abdominal oncology and beyond. *Radiol Clin North Am*. 2018;56:565–85.
40. Lourenco PDM, Rawski R, Mohammed MF, Khosa F, Nicolaou S, McLaughlin P. Dual-energy CT iodine mapping and 40-keV monoenergetic applications in the diagnosis of acute bowel ischemia. *AJR Am J Roentgenol*. 2018;211:564–70, <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.18.19554>.
41. Gupta RT, Ho LM, Marin D, Boll DT, Barnhart HX, Nelson RC. Dual-energy CT for characterization of adrenal nodules: Initial experience. *AJR Am J Roentgenol*. 2010;194:1479–83, <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.09.3476>.
42. Artz NS, Hines CD, Brunner ST, Agni RM, Kühn JP, Roldan-Azate A, et al. Quantification of hepatic steatosis with dual-energy computed tomography: Comparison with tissue reference standards and quantitative magnetic resonance imaging in the ob/ob mouse. *Invest Radiol*. 2012;47:603–10.
43. Kramer H, Pickhardt PJ, Kliewer MA, Hernandeo D, Chen GH, Zagzebski JA, et al. Accuracy of liver fat quantification with advanced CT, MRI, and ultrasound techniques: Prospective comparison with MR spectroscopy. *Am J Roentgenol*. 2017;208:92–100, <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.16.16565>.
44. Patel BN, Kumbha RA, Berland LL, Fineberg NS, Morgan DE. Material density hepatic steatosis quantification on intravenous contrast-enhanced rapid kilovolt (peak) switching single-source dual-energy computed tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2013;37:904–10, <http://dx.doi.org/10.1097/rct.000000000000027>.
45. Hyodo T, Yada N, Hori M, Maenishi O, Lamb P, Sasoki K, et al. Multimaterial decomposition algorithm for the quantification of liver fat content by using fast-kilovolt-peak switching dual-energy CT: Clinical evaluation. *Radiology*. 2017;283:108–18, <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2017160130>.
46. Hur BY, Lee JM, Hyunsik W, Lee KB, Joo L, Han JK, et al. Quantification of the fat fraction in the liver using dual-energy computed tomography and multimaterial decomposition. *J Comp Assis Tomogr*. 2014;38:845–52, <http://dx.doi.org/10.1097/rct.0000000000000142>.
47. Guo Z, Blake GM, Li K, Liang W, Zhang W, Zhang Y, et al. Liver fat content measurement with quantitative CT validated against MRI proton density fat fraction: A prospective study of 400 healthy volunteers. *Radiology*. 2020;294:89–97, <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2019190467>.
48. Doda Khera R, Homayounieh F, Lades F, Schmidt B, Sedlmair M, Primak A, et al. Can dual-energy computed tomography quantitative analysis and radiomics differentiate normal liver from hepatic steatosis and cirrhosis? *J Comput Assist Tomogr*. 2020;44:223–9, <http://dx.doi.org/10.1097/rct.0000000000000989>.
49. Bottari A, Silipigni S, Carerj ML, Cattafi A, Maimone S, Marino MA, et al. Dual-source dual-energy CT in the evaluation of hepatic fractional extracellular space in cirrhosis. *Radiol Med*. 2020;125:7–14, <http://dx.doi.org/10.1007/s11547-019-01089-7>.
50. Aggarwal A, Singbal SB, Yiew DSS, Quek ST, Wang S, Junwei Z. Pigmented villonodular synovitis: Novel role of dual-energy CT. *J Clin Rheumatol*. 2020;26:e113–4, <http://dx.doi.org/10.1097/RHU.0000000000000980>.
51. Kosmala A, Weng AM, Krauss B, Knop S, Bley TA, Petritsch B. Dual-energy CT of the bone marrow in multiple myeloma: Diagnostic accuracy for quantitative differentiation of infiltration patterns. *Eur Radiol*. 2018;12:5083–90, <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-018-5537-5>.
52. Kosmala A, Weng AM, Heidemeier A, Krauss B, Knop S, Bley TA, et al. Multiple myeloma and dual-energy CT: Diagnostic accuracy of virtual noncalcium technique for detection of bone marrow infiltration of the spine and pelvis. *Radiology*. 2018;1:205–13, <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2017170281>.
53. Huang HC, Srinivasan R, Sun Y, Kazakia GJ, Lin PC, Yeh BM. Detection of lumbar spine osseous metastases using dual-energy CT: Phantom results and preliminary clinical validation. *AJR Am J Roentgenol*. 2019;212:402–10, <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.18.19933>.
54. Kim SM, Chang SA, Shin W, Choe YH. Dual-energy CT perfusion during pharmacologic stress for the assessment of myocardial perfusion defects using a second-generation dual-source CT: A comparison with cardiac magnetic resonance imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 2014;38:44–52, <http://dx.doi.org/10.1097/rct.0b013e3182a77626>.
55. Abadia AF, van Assen M, Martin SS, Vingiani V, Griffith LP, Giovagnoli DA, et al. Investigation of myocardial extracellular volume fraction in heart failure patients using iodine map with rapid-kV switching dual-energy CT: Segmental comparison with MRI T1 mapping. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2019;24:S1934–5925, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcct.2019.12.032>.
56. Kumar V, Harfi TT, He X, McCarthy B, Cardona A, Simonetti OP, et al. Estimation of myocardial fibrosis in humans with dual energy CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2019;6:315–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcct.2018.12.004>.
57. Lee HJ, Im DJ, Youn JC, Chang S, Shu YJ, Hong YJ, et al. Myocardial extracellular volume fraction with dual-energy equilibrium contrast-enhanced cardiac CT in nonischemic cardiomyopathy: A prospective comparison with cardiac MR imaging. *Radiology*. 2016;1:49–57, <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2016151289>.
58. Jacobsen MC, Cressman ENK, Tamm E, Baluya DL, Duan X, Cody DD, et al. Dual-energy CT: Lower limits of iodine detection and quantification. *Radiology*. 2019;2:414–9, <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2019182870>.
59. Johnson TR, Himsl I, Hellerhoff K, Mayr D, Rjosk-Dendorfer D, Ditsch N, et al. Dual-energy CT for the evaluation of silicone breast implants. *Eur Radiol*. 2013;23:991–6, <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-012-2667-z>.
60. Glazebrook KN, Doerge S, Leng S, Drees TA, Hunt KN, Zingula SN, et al. Ability of dual-energy CT to detect silicone gel breast implant rupture and nodal silicone spread. *AJR Am J Roentgenol*. 2019;212:933–42, <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.18.20138>.