



APLICACIONES DE LA TC DUAL EN PATOLOGÍA ABDOMINAL

Ángela Martínez, Oriol Busquets, Irene Espallargas, David Balaguer, Marina Urbano, Miquel Gener.

Hospital Universitari Germans Trias i Pujol, Badalona.



INTRODUCCIÓN

La TC de energía dual, también llamada TC espectral, utiliza el espectro de dos fotones de Rayos X para crear imágenes.



Se adquieren imágenes a dos niveles distintos de energía, obteniendo información de cómo se comportan distintas sustancias a diferentes niveles (espectros) de energía.

Esta información puede ayudarnos a identificar diversos componentes tisulares y a caracterizar lesiones.

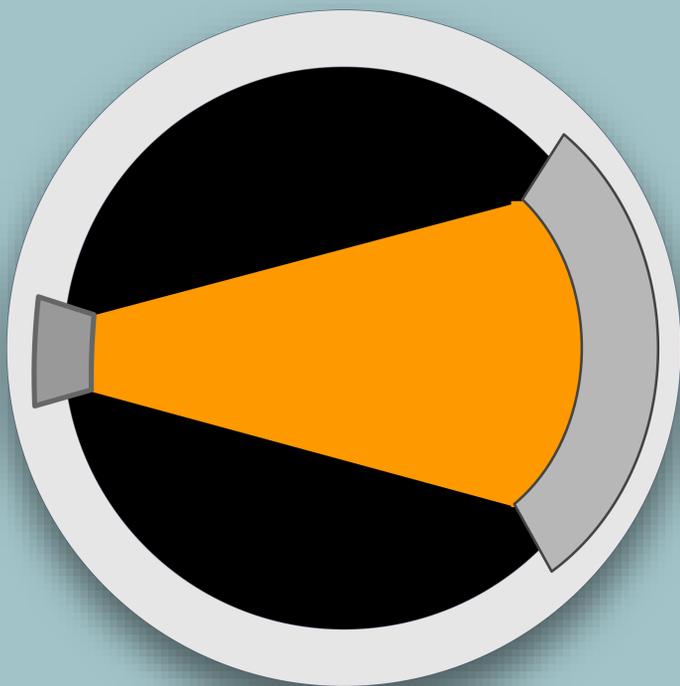
La TC de energía dual se ha empezado a establecer como herramienta útil en la práctica clínica, con un incremento de las aplicaciones y utilidades, especialmente a nivel abdominal.

PRINCIPIOS BÁSICOS

TC DE ENERGÍA ÚNICA

Una única emisión de Rayos X a determinada energía (120-140 kV).

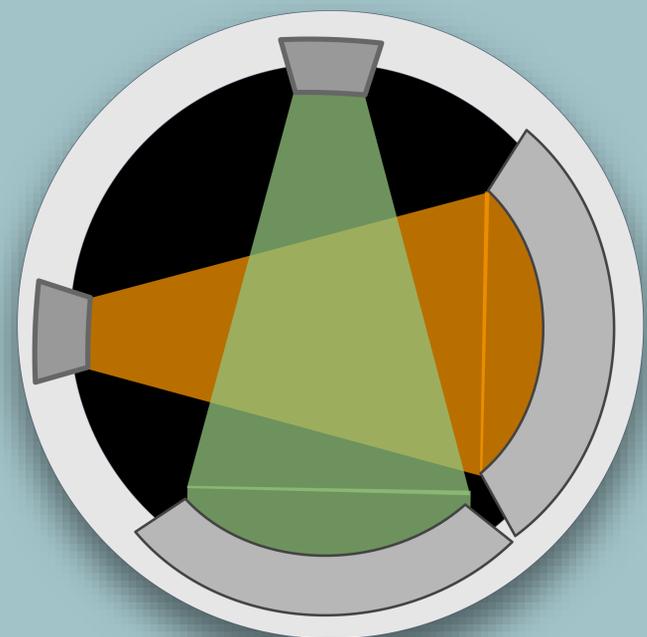
Difícil diferenciación de dos tejidos con similar atenuación (ej. Yodo y calcio).



TC DE ENERGÍA DUAL

Emisión de Rayos X a dos niveles de energía (80 kV y 140kV).

Capacidad de diferenciar dos tejidos de similar atenuación a lo largo del espectro de energías.

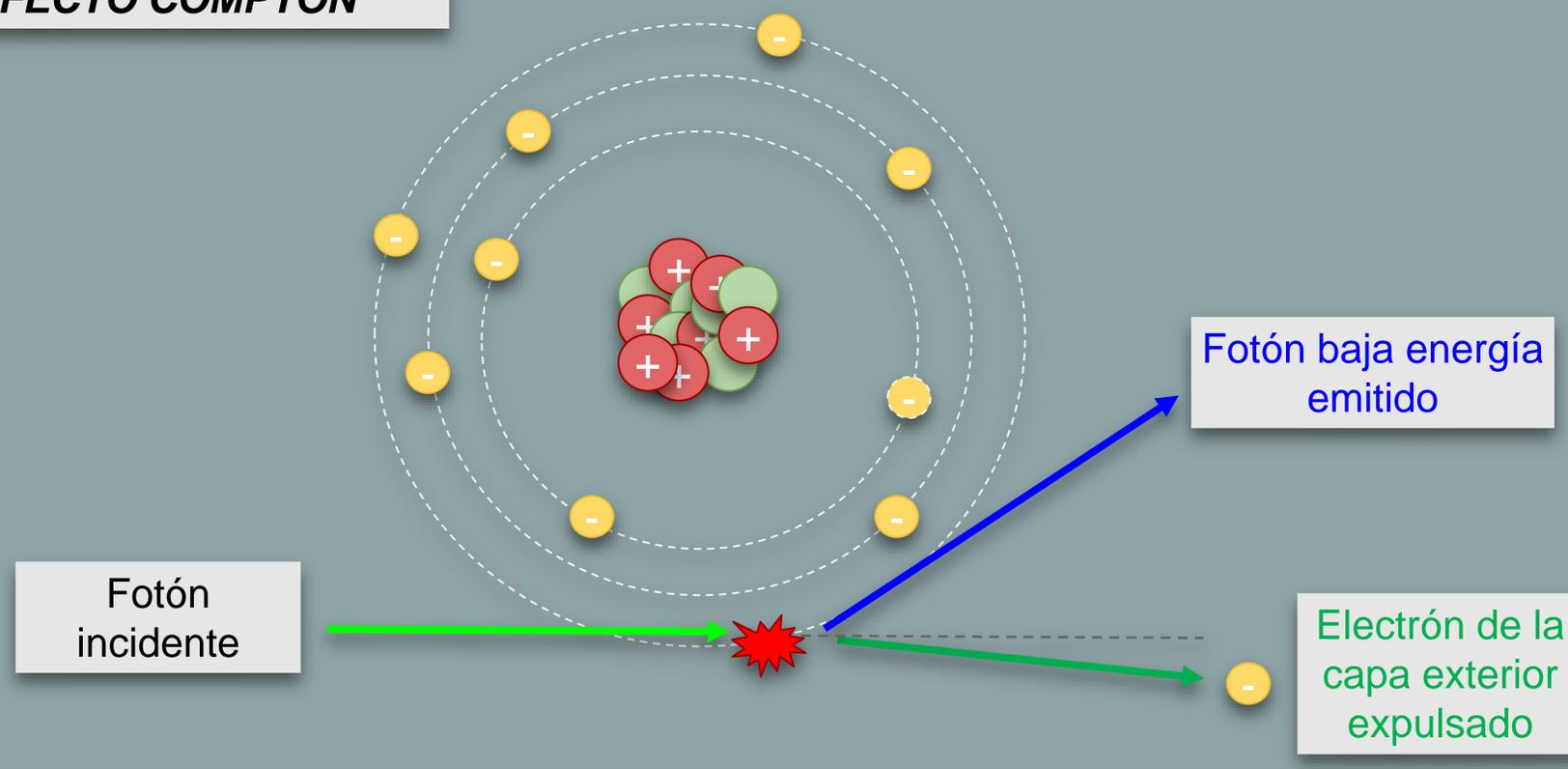


PRINCIPIOS BÁSICOS

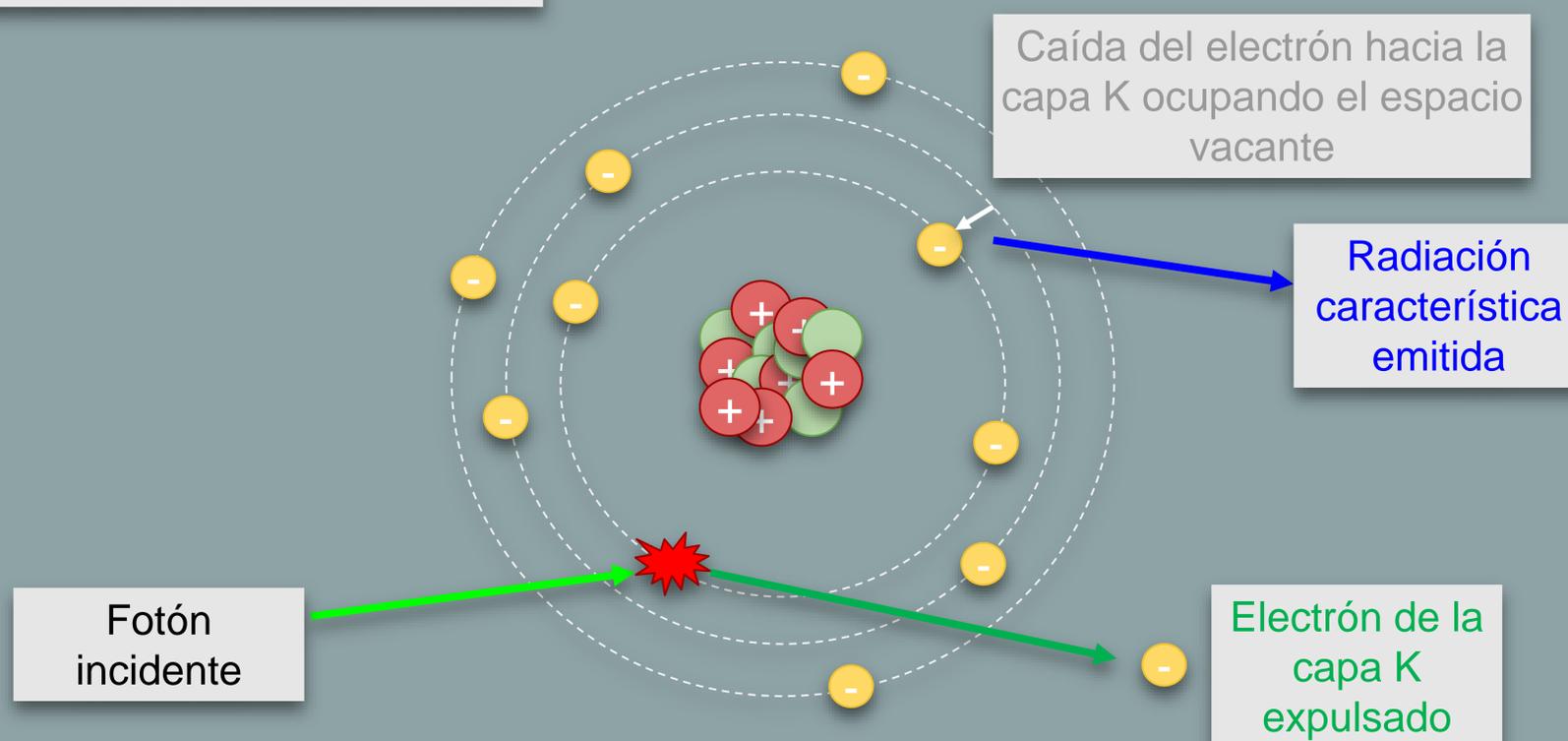
Los mecanismos específicos que determinan la atenuación de Rayos X varían en función de la energía del haz incidente, de la densidad y número atómico (Z) del material sobre el que incide (10).

Dos fenómenos fundamentales determinan la atenuación (1, 10):

EFECTO COMPTON



EFECTO FOTOELÉCTRICO



PRINCIPIOS BÁSICOS

Efecto Compton:

- Proporcional al número atómico (Z) pero independiente de la energía de los Rayos X.
- Poco determinante en la obtención de imagen.

Efecto Fotoeléctrico:

- Es mayor cuando incrementa el número atómico y cuanto menor es la energía de los Rayos X.
- El más determinante en la TC de energía dual.

El efecto fotoeléctrico depende en gran medida de la energía necesaria para arrancar un electrón de la capa más interna (capa K).

Dicha energía es específica para cada elemento, siendo mayor al incrementar el número atómico (Z).

Se observa un incremento abrupto de atenuación a niveles de energía de Rayos X justo superiores a la energía de unión de los electrones de cada material, que se conoce como K-edge.

Depende del **Nº atómico** y de la **energía del fotón** incidente.

Cada material se comporta diferente en el espectro de energías incidentes.

PRINCIPIOS BÁSICOS

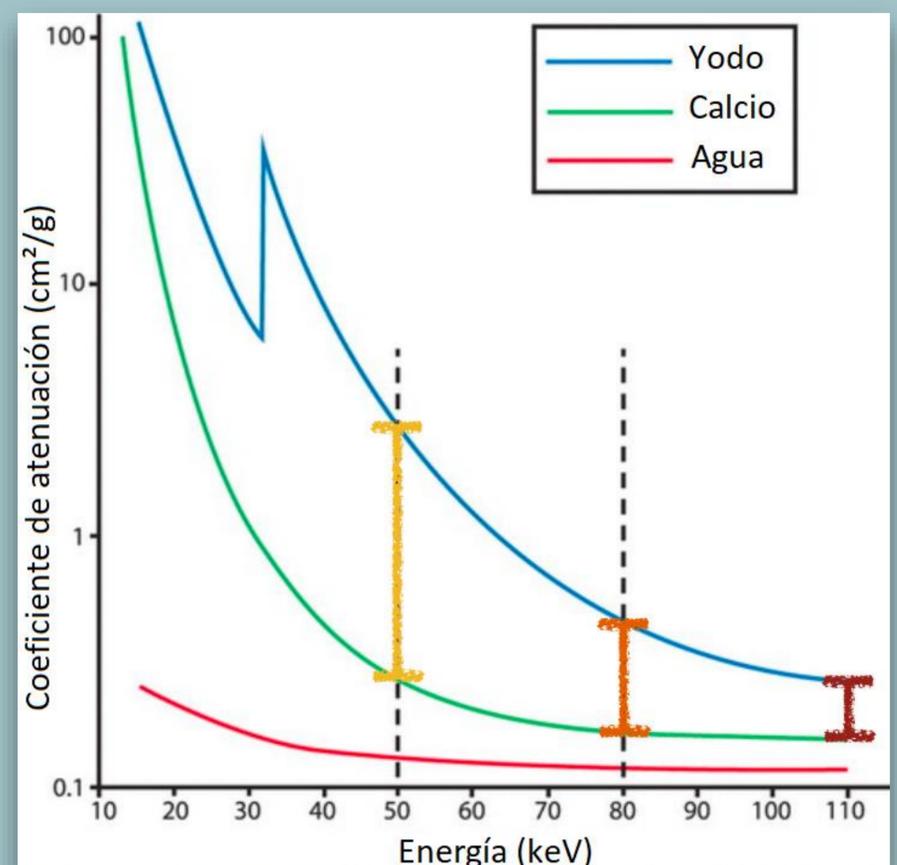
El ***K-edge*** varía según cada material y es mayor cuanto mayor es el número atómico del material.

El yodo y el calcio tienen números atómicos altos y, por tanto, el *K-edge* es mayor que el de otros componentes del tejido, permitiendo así diferenciarlos en la imagen de la TC dual (1, 10).

Sustancia	<i>K-edge</i> (keV)	Número atómico (Z)
Hidrógeno	0.01	1
Carbono	0.28	6
Nitrógeno	0.40	7
Oxígeno	0.53	8
Calcio	4.00	20
Yodo	33.20	53
Bario	37.45	56
Gadolinio	50.20	64

Este principio puede ser de utilidad para obtener información acerca de la composición de un tejido:

Para cada nivel de energía de Rayos X, la atenuación se modifica específicamente según el tipo de material, permitiendo así diferenciar los distintos materiales que componen la imagen de TC (1, 10).

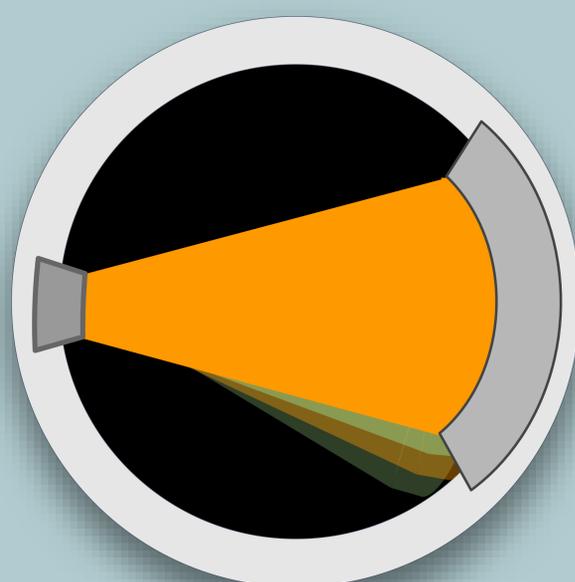


A baja energía, la diferencia de atenuación entre el yodo y el resto de materiales es mayor que a alta energía.

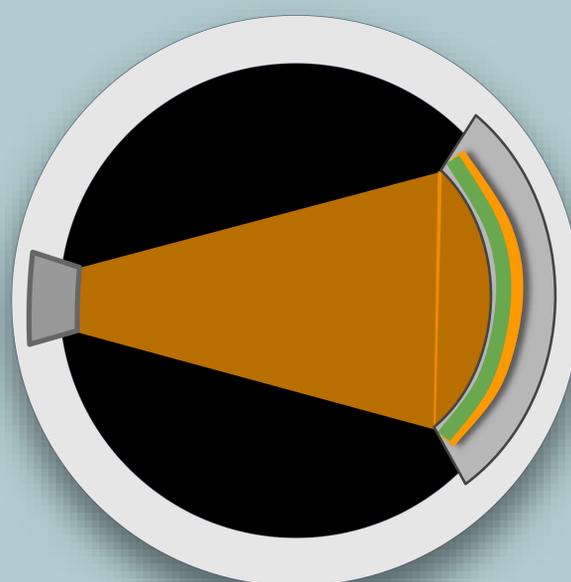
OBTENCIÓN DE LA IMAGEN

Es necesaria maquinaria que permita emitir y registrar múltiples espectros de energía, de alto (120-140 kV) y de bajo kilovoltaje (80 kV).

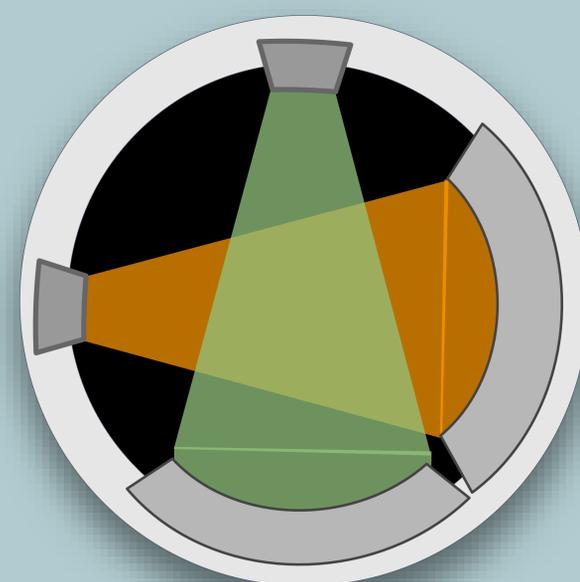
Doble fuente con doble lector	Dos tubos y dos lectores de distintos voltajes dispuestos en ángulos de 90°. Cada tubo modula los mAs emitidos para la obtención de una imagen idónea.
Fuente única con doble haz	Un único tubo de Rayos X con dos filtros y dos lectores distintos que modifican la energía que alcanza al paciente y registra el lector.
Fuente única de alternancia rápida	El tubo de Rayos X alterna alta y baja energía múltiples veces dentro de la misma rotación.



Fuente única de alternancia rápida



Fuente única con doble haz



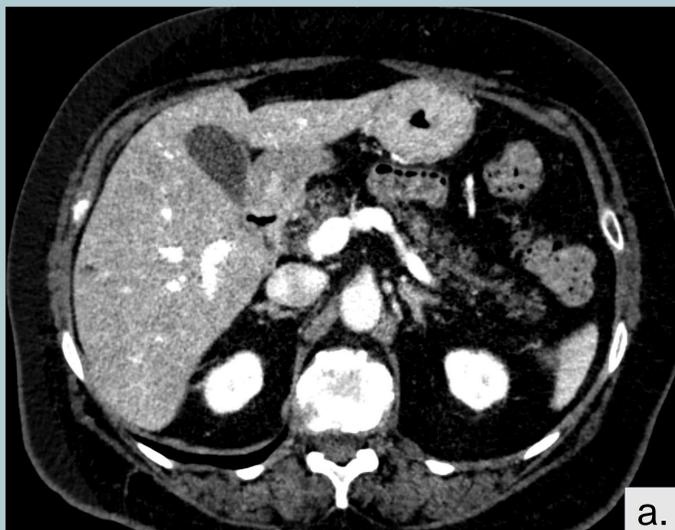
Doble fuente con doble lector

Alto kV
Bajo kV

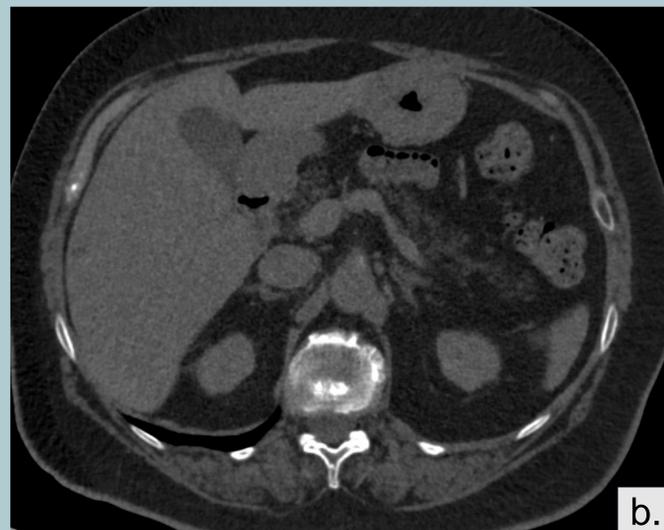
OBTENCIÓN DE LA IMAGEN

Una vez adquiridos los datos crudos, se utiliza un software de reconstrucción para procesar y postprocesar las imágenes, obteniendo:

- Imágenes de **media ponderada** (simula TC de energía única)
- Imágenes virtuales **monoenergéticas**: una sola energía de fotones (50 kV, 80 kV, 130 kV).
- Imágenes de descomposición de materiales:
 - **Eliminación del yodo** (\approx TC simple)
 - **Mapas de yodo**
 - Supresión de calcio
 - Supresión de ácido úrico
 - Determinación de litiasis, edema óseo...



a.



b.

Dos imágenes con reconstrucción monoenergética de la misma TC: a. 50 kV y b. 160 kV. Se aprecia mayor atenuación del yodo en bajo kV.



c.

Mapa de yodo de la misma TC, apreciándose en color naranja la superposición de yodo en la TC simple. Debe normalizarse la escala de contraste mediante un ROI en aorta.

APLICACIONES A NIVEL ABDOMINAL

La técnica de TC dual presenta múltiples aplicaciones, teniendo especial utilidad en las exploraciones a nivel abdominal, en los distintos órganos y sistemas:

Hígado	Permite detectar y caracterizar mejor las lesiones, como por ejemplo el carcinoma hepatocelular, y valorar su extensión/infiltración.
Riñón	Ayuda en la clasificación y visualización de los quistes. Valoración de litiasis.
Glándulas suprarrenales	Ayuda en la diferenciación de nódulos adrenales.
Páncreas	Mejor detección de tumores, ayuda en la clasificación de los quistes y de las pancreatitis (detección de necrosis).
Intestinal	Valoración del patrón de captación: hipercaptante en procesos inflamatorios, infecciosos y neoplásicos e hipocaptación en afectación edematosa o isquémica.
Vascular	Menor artefacto metálico, mejor visualización del sangrado y detección de trombosis.
Otros	Obtención de TC sin contraste.

APLICACIONES EN EL HÍGADO

¿Si permite una mejor detección de contraste, permite también visualizar mejor las captaciones a nivel hepático?



En estudios monoenergéticos (imagen a energía concreta) a kV bajo, existe una aproximación hacia el *K-edge* del Yodo, aumentando su atenuación. Con este fenómeno se potencia la detección de lesiones focales hepáticas, en especial el carcinoma hepatocelular (CHC).

1. En la fase arterial hepática se potencia la visualización de la captación del CHC.
2. En la fase retardada, se potencia la visualización del lavado del CHC respecto al hígado adyacente.

Shuman et al. (2014) ⁽¹¹⁾ y *Voss et al. (2021)* ⁽¹²⁾ evalúan el efecto del uso de la imagen monoenergética de la TC dual en fase arterial hepática en las lesiones hipercaptantes. Ambos concluyen que la confianza del radiólogo en el diagnóstico del CHC aumenta de forma estadísticamente significativa en las reconstrucciones a 50kV.

Matsuda et al. (2018) ⁽⁶⁾ intentan demostrar la utilidad de las imágenes monoenergéticas para detectar el lavado de los CHC pequeños (<2 cm), concluyendo que las imágenes monoenergéticas a 50kV incrementan la visualización del lavado de los CHC pequeños.

APLICACIONES EN EL HÍGADO

CASO 1

Paciente de 69 años, con cirrosis hepática por VHC (Child-Pugh A, 5 puntos). Antecedente de CHC estadio BCLC B, uninodular en sV y en sVII-VIII, ambos tratados con quimioembolización en 2018, posteriormente tratado con Sorafenib y actualmente en remisión. Se realiza TC abdominal dual.

TC en fase arterial



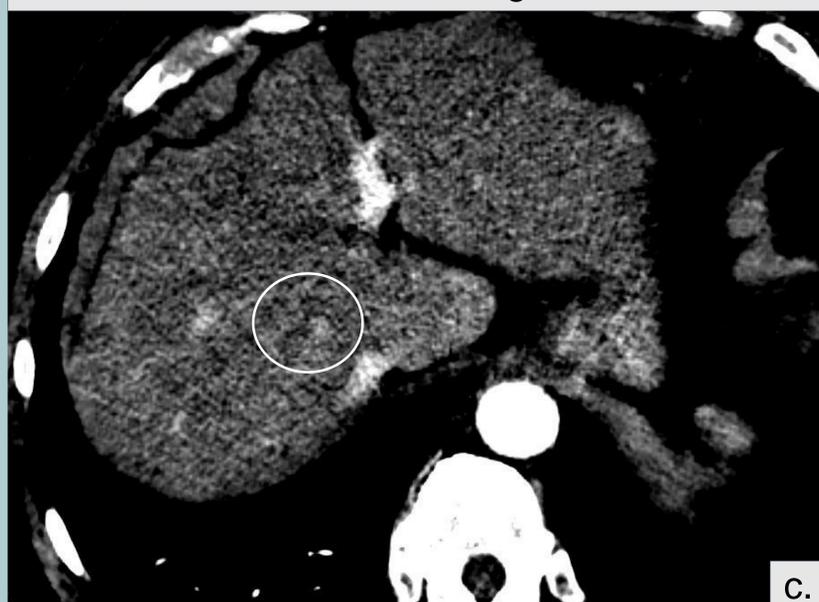
a.

TC en fase de equilibrio venoso



b.

Arterial en monoenergética 50+



c.

Equilibrio en monoenergética 50+



d.

Aparición de lesión hipervascular en sVII-VIII, de 7.5 mm, adyacente al área tratada, que presenta una tenue hipercaptación arterial y tenue lavado en fase de equilibrio, en las imágenes de media ponderada (a y b).

En las reconstrucciones monoenergéticas 50+ se visualiza mayor hipercaptación en fase arterial y mayor lavado en fase de equilibrio, con una imagen sugestiva de pseudocápsula, hecho que aumenta la seguridad para establecer el diagnóstico:

Nódulo infracentimétrico con características típicas por TC de hepatocarcinoma, adyacente al área tratada, compatible con recidiva de CHC en el lecho tumoral.

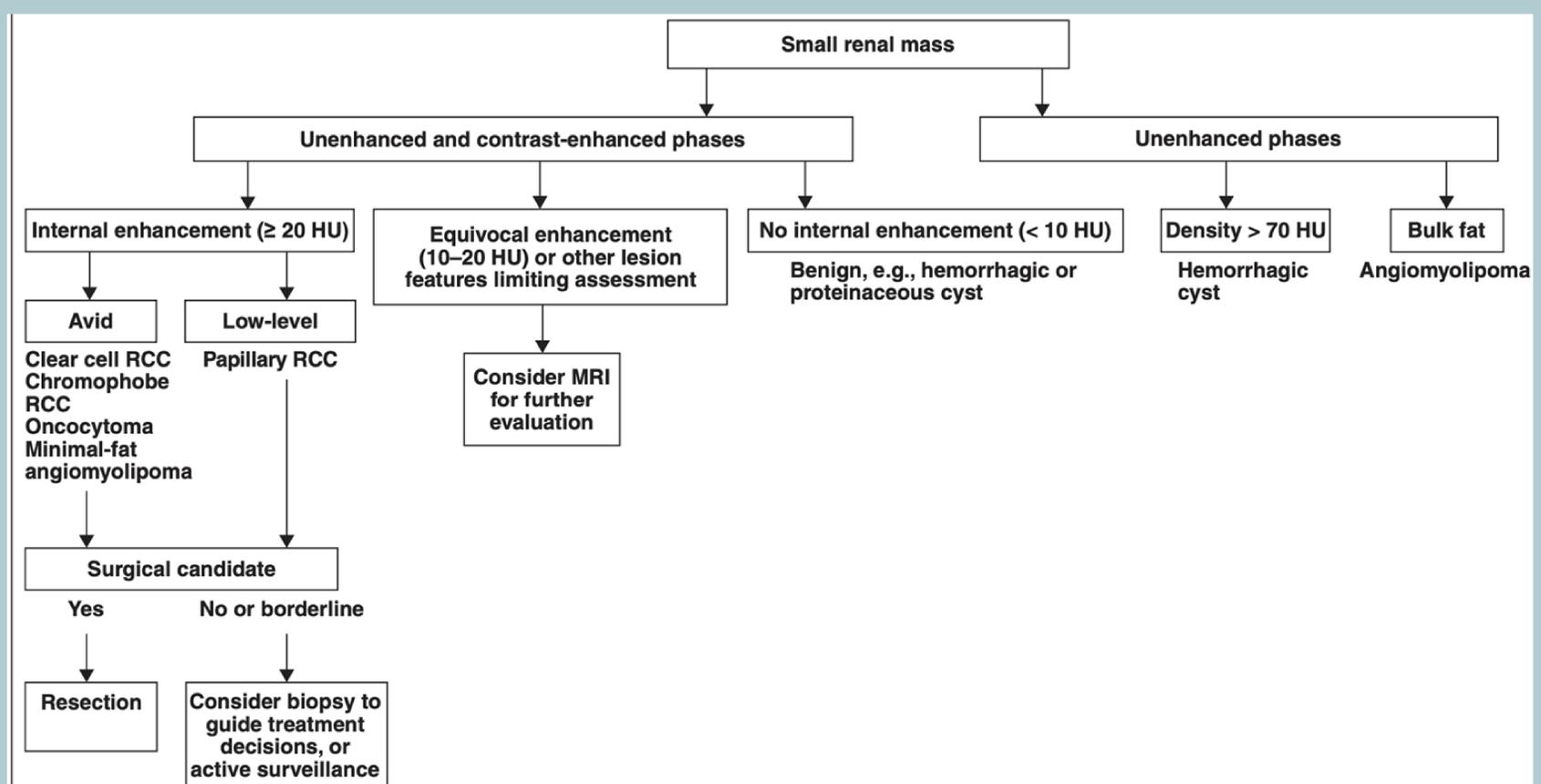
APLICACIONES EN EL RIÑÓN

Tal y como mencionan *Kang et al.* (2014) (4) para poder definir una masa renal sólida como maligna, debe demostrarse un incremento de la atenuación superior o igual a 20UH desde la TC simple a las fases con contraste.



La TC dual permite reconstruir imágenes virtuales no contrastadas (VNC) a partir de un estudio con contraste ev., por lo que se podría evitar una TC multifásica para caracterizar las lesiones renales.

Meyer et al. (2019) (8) intentan determinar si el uso de imágenes VNC permite identificar y diferenciar de forma fiable las lesiones renales, en comparación con TC no contrastada. Demuestran que hay una diferencia de aproximadamente 10UH entre VNC e imágenes no contrastadas, hecho que podría disminuir la fiabilidad de la prueba.

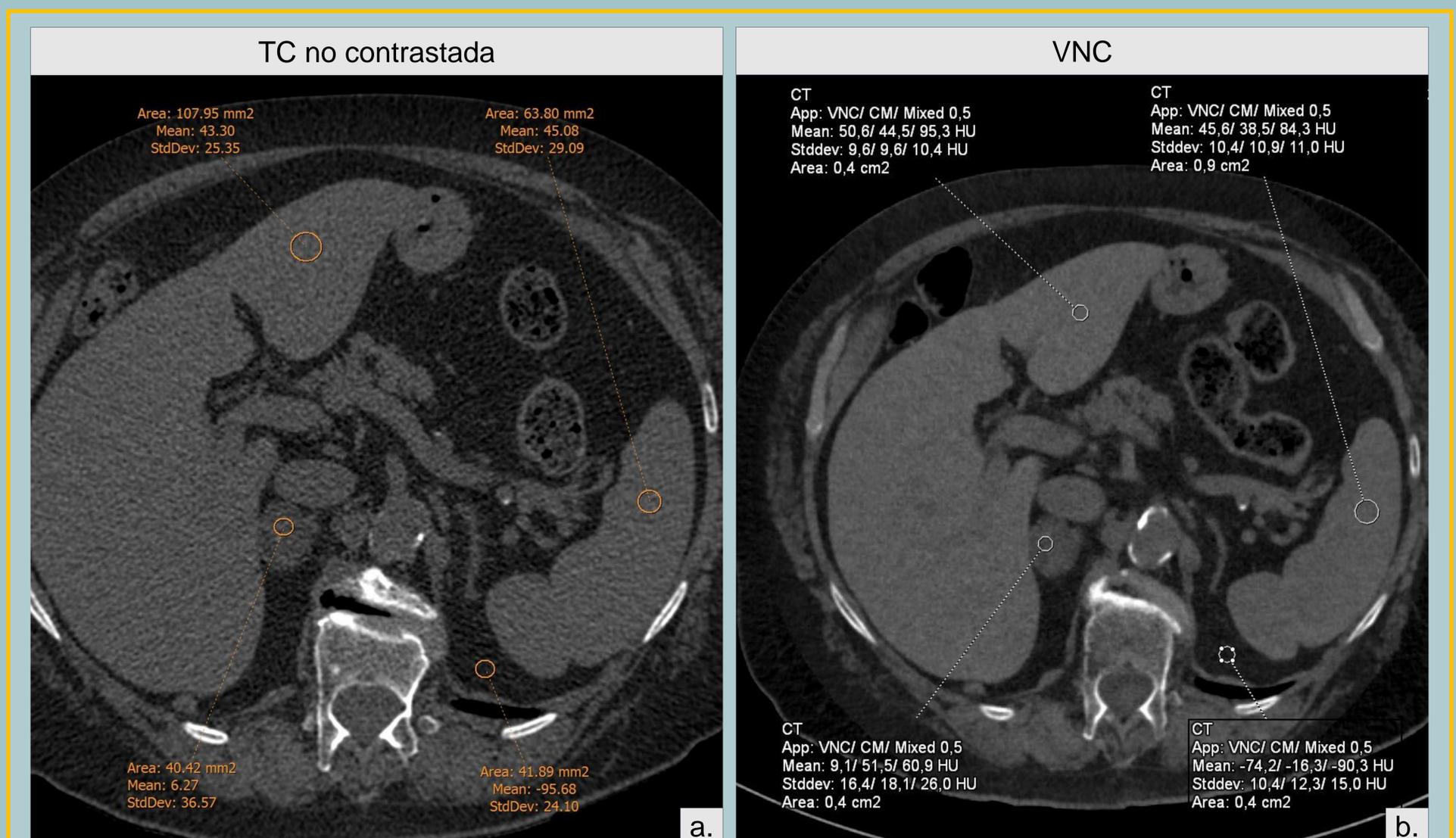


Algoritmo diagnóstico de las masas renales descrito por *Kang et al.* (2014).

APLICACIONES EN EL RIÑÓN

CASO 2

Paciente de 72 años al que se le realiza una TC dual de control de un adenoma suprarrenal derecho, con TCs previas realizadas sin contraste endovenoso. Se utilizan las previas para comparar las UH en el VNC con la TC no contrastada.



Hígado	43 UH
Bazo	45 UH
Adenoma	6.27 UH
Grasa	-95.7 UH



50.6 UH
45.6 UH
9.1 UH
- 72 UH

Tal y como se menciona en el estudio de Meyer et al. (2019) (8), existe diferencia de UH entre la VNC y la TC no contrastada, aunque la diferencia en nuestros casos es inferior a las 10UH, excepto en la grasa, de hasta 20UH. Es importante recordar que habitualmente hay diferencia de UH entre los distintos proveedores de TCs .

APLICACIONES EN EL RIÑÓN

CASO 3

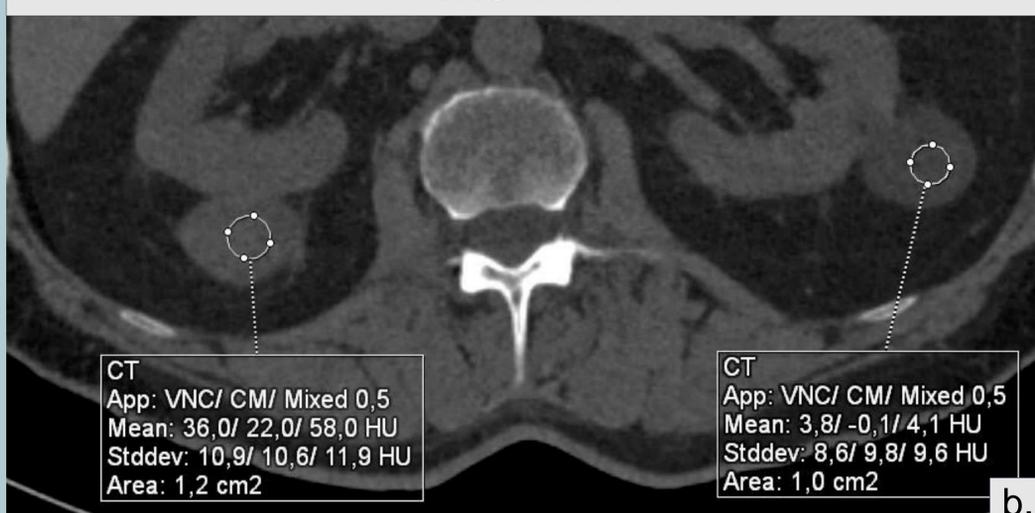
Paciente de 68 años que presenta dolor torácico en cinturón y dolor costal izquierdo desde hace 5 meses, por lo que se le realiza TC toracoabdominal con contraste, con TC abdominal dual. Tiene antecedentes de quistes densos en TC simple previo.

TC no contrastada previa



a.

VNC actual



b.

Mapa yodo de TC dual actual



c.

Se realiza un estudio comparativo de las UH de la VNC actual con la TC previa realizada.

- En el riñón derecho se aprecia un quiste hiperdenso de 38.7 UH en TC previa vs 38 UH en la VNC.
- En el riñón izquierdo presenta un quiste de aspecto simple de 2.75 UH en la TC simple previa vs 3.8 UH en la VNC.

En la **masa renal derecha** se visualiza un aumento de 20,3 UH tras la administración de contraste (57.1 UH en fase portal vs 36.8 UH en VNC). Según el algoritmo diagnóstico de Kang et al., ante un incremento de >20 UH de fase simple a fase contrastada podemos diagnosticar una masa renal sólida como **maligna**.

El quiste del riñón izquierdo no presenta captación, por lo que se trata de un **quiste simple**.

APLICACIONES EN EL PÁNCREAS

George E. et al. (2017) (3) hacen una revisión exhaustiva de las aplicaciones de la TC dual en las patologías pancreáticas, destacando tres utilidades principales:



1. Reducción de dosis.

2. Detección y caracterización de lesiones:

Adenocarcinoma pancreático

Habitualmente se visualiza como una lesión isocaptante o levemente hipocaptante respecto al parénquima pancreático. Se debe considerar que, de forma similar al CHC en estudios monoenergéticos de bajo kV se debería identificar mejor los adenocarcinomas, a pesar de que no hay suficiente evidencia para determinarlo.

Lesiones quísticas pancreáticas

La TC dual permite una mejor visualización de las lesiones quísticas, permitiendo una mejor caracterización de la complejidad (septos, degeneración, etc.).

3. Clasificación de las pancreatitis:

Se puede utilizar la cuantificación de yodo para una mayor diferenciación de la necrosis del edema pancreático y una ayuda en la detección de complicaciones vasculares (trombosis o sangrado).

APLICACIONES EN EL PÁNCREAS

CASO 4

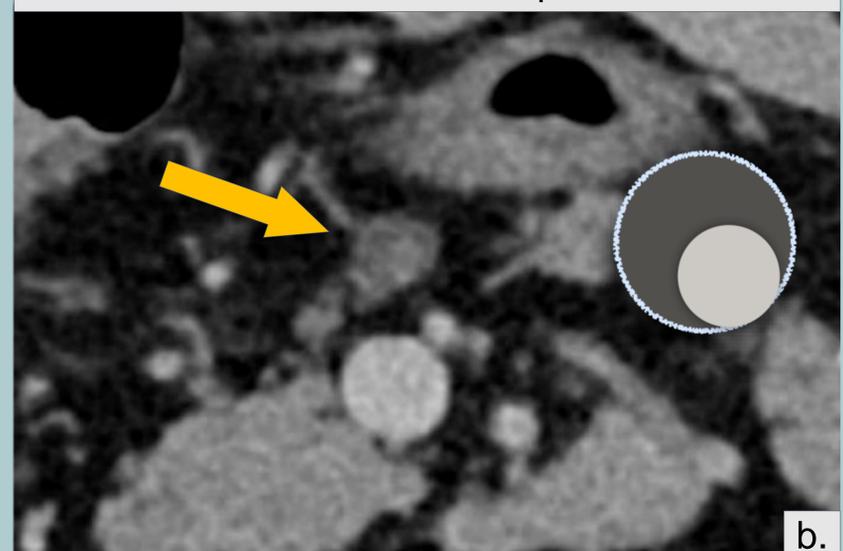
Paciente de 55 años con cirrosis hepática Child-Pugh A, con imagen nodular hepática de 17 mm, parcialmente visualizada por ecografía, sugestiva de área de preservación grasa. Se realiza TC abdominal para estudiar.

TC no contrastada previa



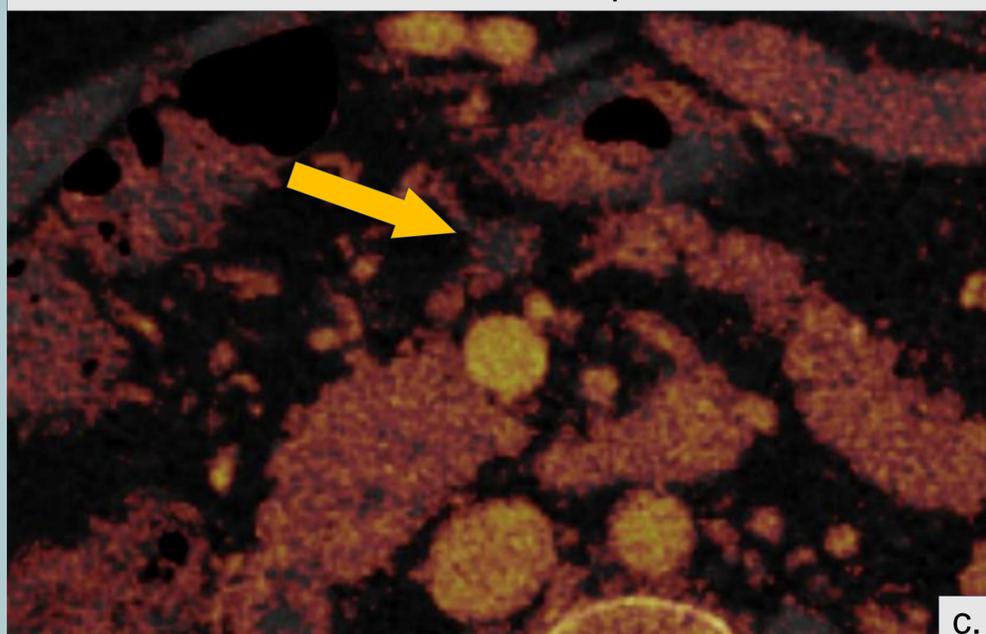
a.

TC no contrastada previa



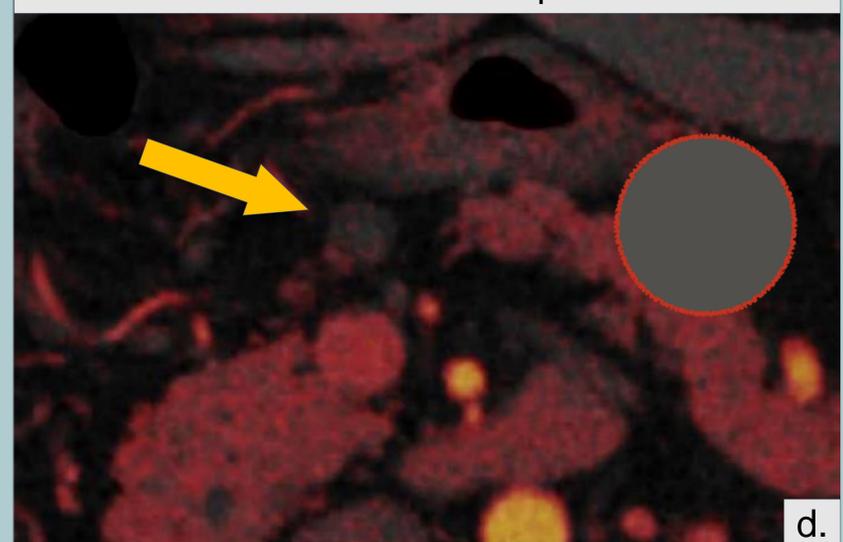
b.

TC no contrastada previa



c.

TC no contrastada previa



d.

Páncreas de características normales, visualizándose algunas imágenes quísticas pancreáticas en cabeza y cuerpo pancreáticos. Una de estas imágenes quísticas localizada en margen inferior del cuerpo pancreático, de 12 mm, presenta componente denso en su interior de morfología nodular. Este componente no presenta clara captación de contraste en TC dual energy, por lo que es altamente sugestivo de **contenido proteico-hemático**.

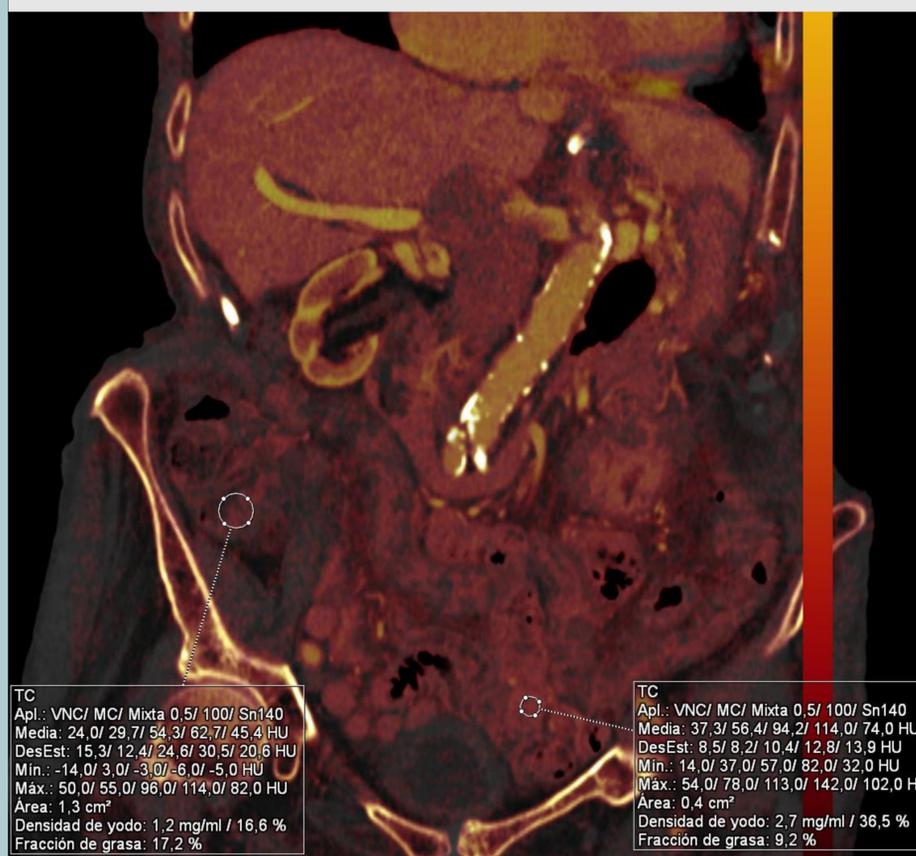
Se realiza endoscopia con ultrasonidos confirmando el carácter benigno del quiste descrito por TC.

APLICACIONES EN EL INTESTINO

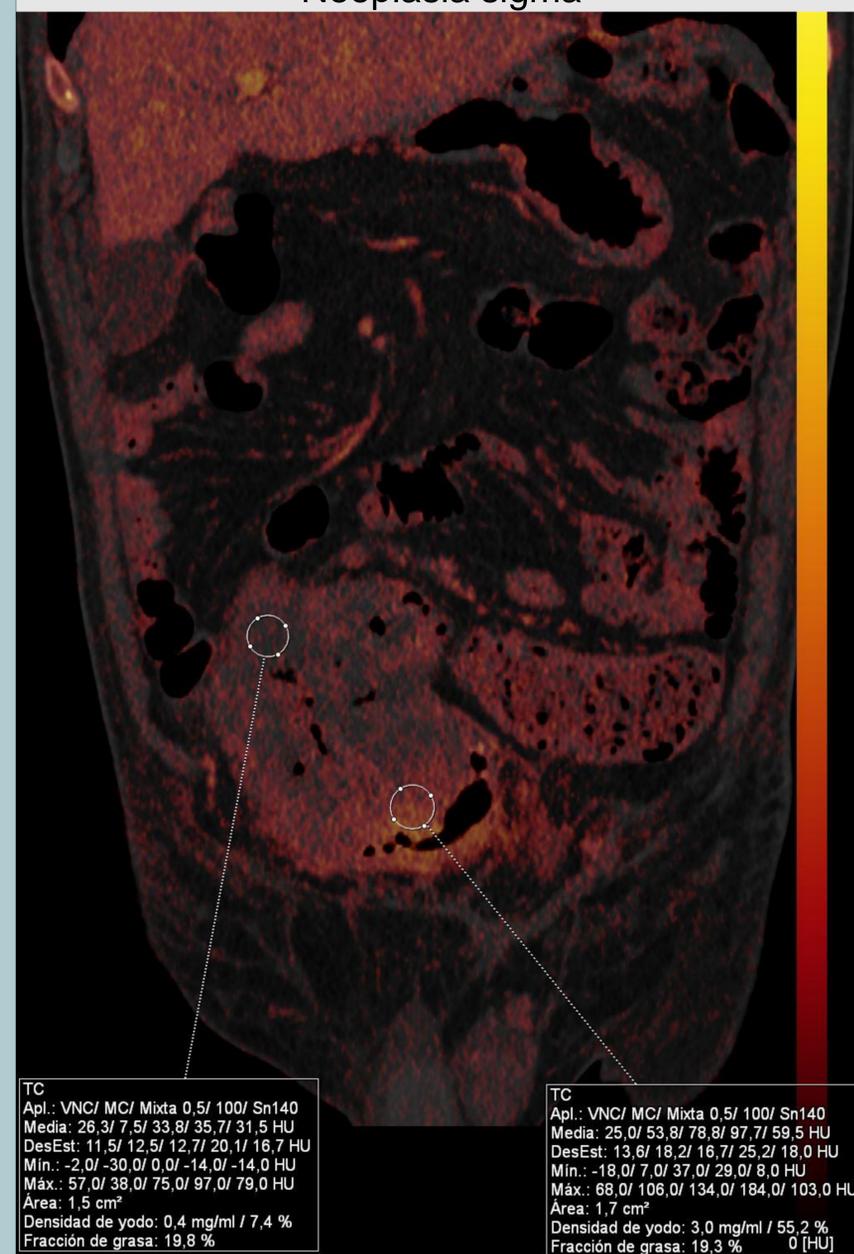
CASO 5

Comparativa de dos casos de patología colónica y un caso de normalidad. La TC dual permite detectar diferencias sutiles en la captación de contraste, además de cuantificar la densidad de yodo para aumentar la confianza diagnóstica (*Fulwadhva et al., 2016 (2)*).

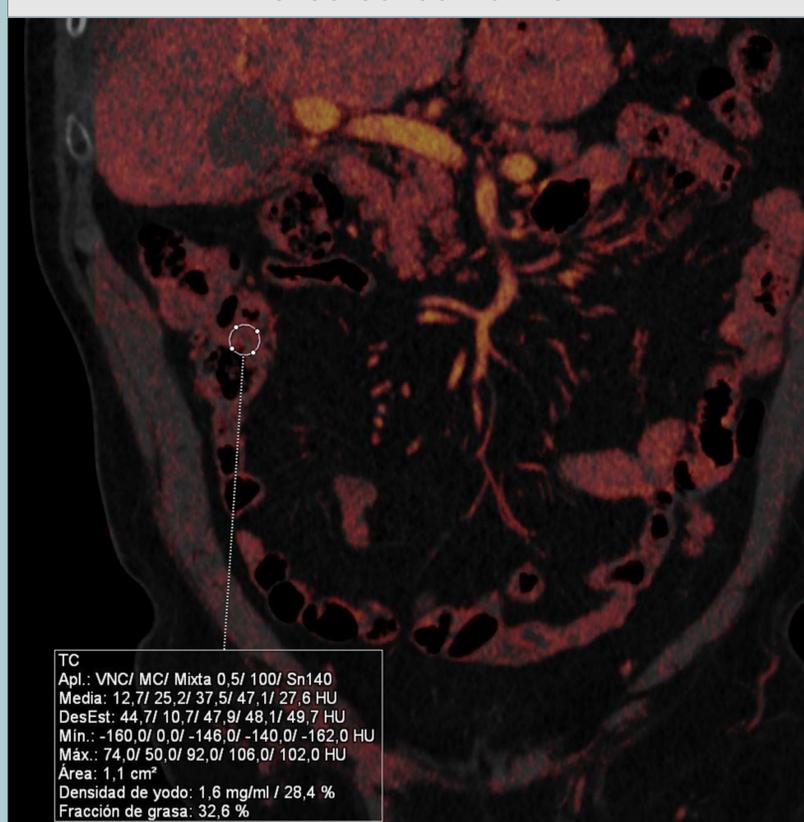
Pancolitis



Neoplasia sigma



Marco cólico normal



Colon normal	1.6 mg/ml
Intestino delgado	2.7 mg/ml
Colitis	1.2 mg/ml
Necrosis tumoral sigma	0.4 mg/ml
Captación tumoral sigma	3 mg/ml

CONCLUSIONES

La capacidad de la TC de energía dual de distinguir materiales a lo largo del espectro de energías entre dos Rayos X de diferente kV, ha hecho posible la aparición de toda una serie de nuevas aplicaciones clínicas que continúan en desarrollo.

Especialmente útil en el área de imagen abdominal, la TC de energía dual supone una gran herramienta en la práctica clínica diaria, aportando confianza al radiólogo, y permitiendo una mejor detección y caracterización de múltiples lesiones, sin incrementar la dosis de radiación.

Es importante determinar dónde y cómo la TC de energía dual aporta nueva información relevante, abriendo nuevas vías de estudio en el amplio abanico de patologías abdominales.

Es necesario conocer las limitaciones de la técnica, siendo imprescindible valorar la diferencia de UH entre la TC no contrastada con la imagen no contrastada virtual.

BIBLIOGRAFÍA

1. Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, Marin D, Gupta RT, Schindera ST. Dual-Energy Multidetector CT: How does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? *Radiographics*. Jul-Aug 2010;30(4):1037-55.
2. Fulwadhva UP, Wortman JR, Sodickson AD. Use of Dual-Energy CT and Iodine Maps in Evaluation of Bowel Disease. *Radiographics*. Mar-Apr 2016;36(2):393-406.
3. George E, Wortman JR, Fulwadhva UP, Uyeda JW, Sodickson AD. Dual energy CT applications in pancreatic pathologies. *Br J Radiol*. 2017; Dec;90(1080):20170411.
4. Kang SK, Huang WC, Pandharipande PV, Chandarana H. Solid renal masses: what the numbers tell us. *AJR Am J Roentgenol*. 2014 Jun;202(6):1196-206.
5. Kim TM, Lee JM, Yoon JH, Joo I, Park SJ, Jeon SK, Schmidt B, Martin S. Prediction of microvascular invasion of hepatocellular carcinoma: value of volumetric iodine quantification using preoperative dual-energy computed tomography. *Cancer Imaging*. 2020 Aug 18;20(1):60.
6. Matsuda M, Tsuda T, Kido T, Tanaka H, Nishiyama H, Itoh T, Nakao K, Hirooka M, Mochizuki T. Dual-Energy Computed Tomography in Patients With Small Hepatocellular Carcinoma: Utility of Noise-Reduced Monoenergetic Images for the Evaluation of Washout and Image Quality in the Equilibrium Phase. *J Comput Assist Tomogr*. Nov/Dec 2018;42(6):937-943.
7. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015 Sep;276(3):637-53.
8. Meyer M, Nelson RC, Vernuccio F, González F, Farjat AE, Patel BN, Samei E, Henzler T, Schoenberg SO, Marin D. Virtual Unenhanced Images at Dual-Energy CT: Influence on Renal Lesion Characterization. *Radiology*. 2019 May;291(2):381-390.
9. Murray N, Darras KE, Walstra FE, Mohammed MF, McLaughlin PD, Nicolaou S. Dual-Energy CT in Evaluation of the Acute Abdomen. *Radiographics*. Jan-Feb 2019;39(1):264-286.
10. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF, Sahani DV. Material separation using Dual Energy CT: Current and emerging applications. *Radiographics*. Jul-Aug 2016;36(4):1087-105.
11. Shuman WP, Green DE, Busey JM, Mitsumori LM, Choi E, Koprowicz KM, Kanal KM. Dual-energy liver CT: effect of monochromatic imaging on lesion detection, conspicuity, and contrast-to-noise ratio of hypervascular lesions on late arterial phase. *AJR Am J Roentgenol*. 2014 Sep;203(3):601-6.
12. Voss BA, Khandelwal A, Wells ML, Inoue A, Venkatesh SK, Lee YS, Johnson MP, Fletcher JG. Impact of dual-energy 50-keV virtual monoenergetic images on radiologist confidence in detection of key imaging findings of small hepatocellular carcinomas using multiphase liver CT. *Acta Radiol*. 2021 Nov 1;2841851211052993.
13. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Nov;199(5 Suppl):S9-S15.
14. Yue X, Jiang Q, Hu X, Cen C, Song S, Qian K, Lu Y, Yang M, Li Q, Han P. Quantitative dual-energy CT for evaluating hepatocellular carcinoma after transarterial chemoembolization. *Sci Rep*. 2021 May 27;11(1):11127.