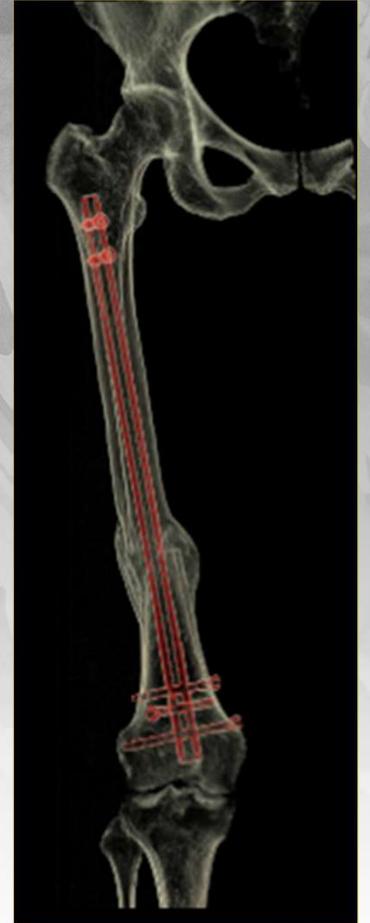


# DIAGNÓSTICAR “DE UN GOLPE DE VISTA”, LA PATOLOGÍA URGENTE, MEDIANTE TC ESPECTRAL

Silvia Badillo, Lucía Sanabria, Claudia Pascual, Paloma Arias, Manolo Recio, Vicente Martínez de Vega  
Hospital Universitario Quironsalud,  
Pozuelo (Madrid)

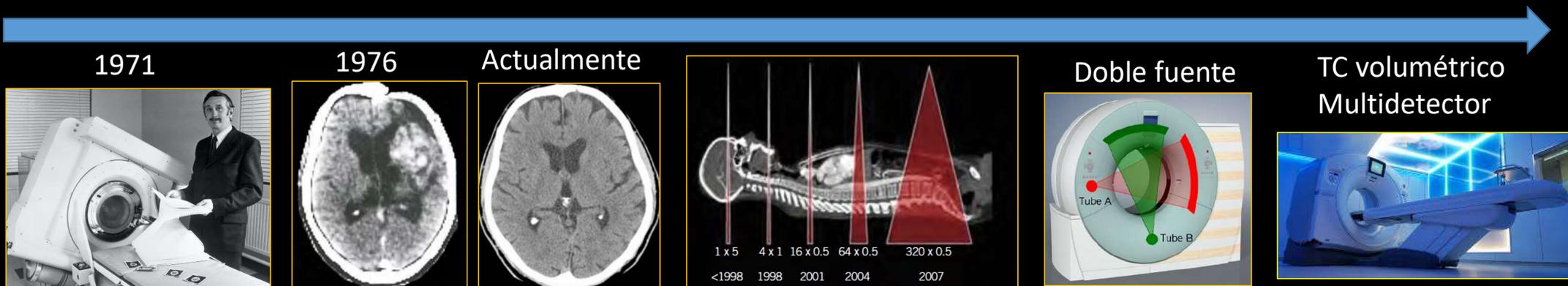


# OBJETIVOS

- 1. ¿En qué momento **evolutivo** del TAC nos encontramos?
- 2. **Revisión** mediante casos clínicos de nuestro centro, de la mayor precisión diagnóstica que aportan los TAC de última generación.
- 3. ¿Qué nos depara el **futuro**?...

# RECORRIDO HISTÓRICO

Desde la introducción del TC en 1970, su evolución ha sido exponencial a lo largo de los últimos años, aportándose mayor número de detectores, técnicas de doble fuente y **TC GSI**, con el que hemos obtenido las imágenes de esta charla....



Rev Fis Med 2010;11(3):163-180

# REVISIÓN DEL TEMA

- Las imágenes de TC, representan la reconstrucción del **coeficiente de atenuación** (CA) de los tejidos, al paso de los rayos X.
- Este valor se obtiene a partir de la medida de la radiación emitida, que logra atravesar los tejidos y llegar a los detectores.

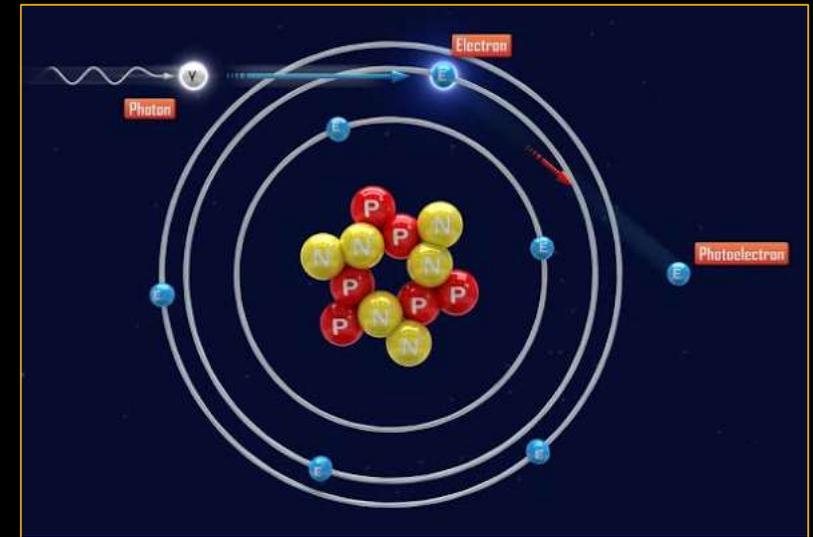
$$\mu = \frac{\ln(I_0 / I)}{x}$$

Ecuación de Lambert-Beer

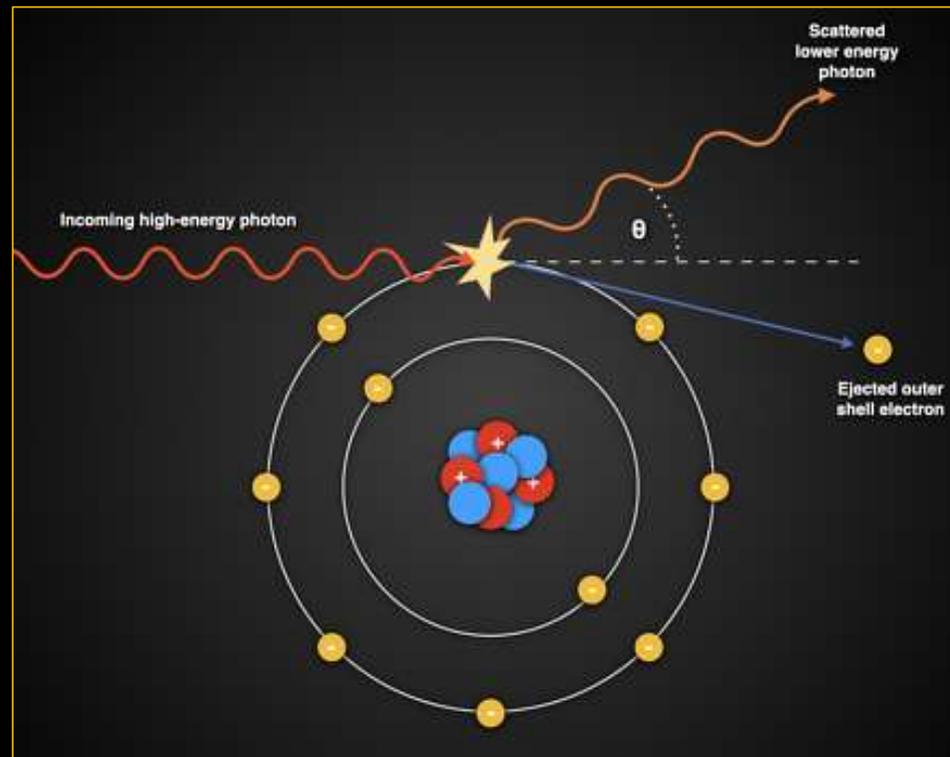
En el rango energético empleado en radiología, (20-200 Kev), ocurren 2 tipos de interacciones responsables de esta atenuación. **Efecto fotoeléctrico y efecto Compton.**

El **efecto fotoeléctrico** sucede a bajas energías, cuando un fotón colisiona con un electrón y lo desplaza de su órbita, quedando el fotón absorbido y liberándose el electrón.

A mayor **número atómico**, mayor es la **energía** necesaria para desplazar electrones de su órbita y mayor probabilidad de que ocurra el **efecto fotoeléctrico**.

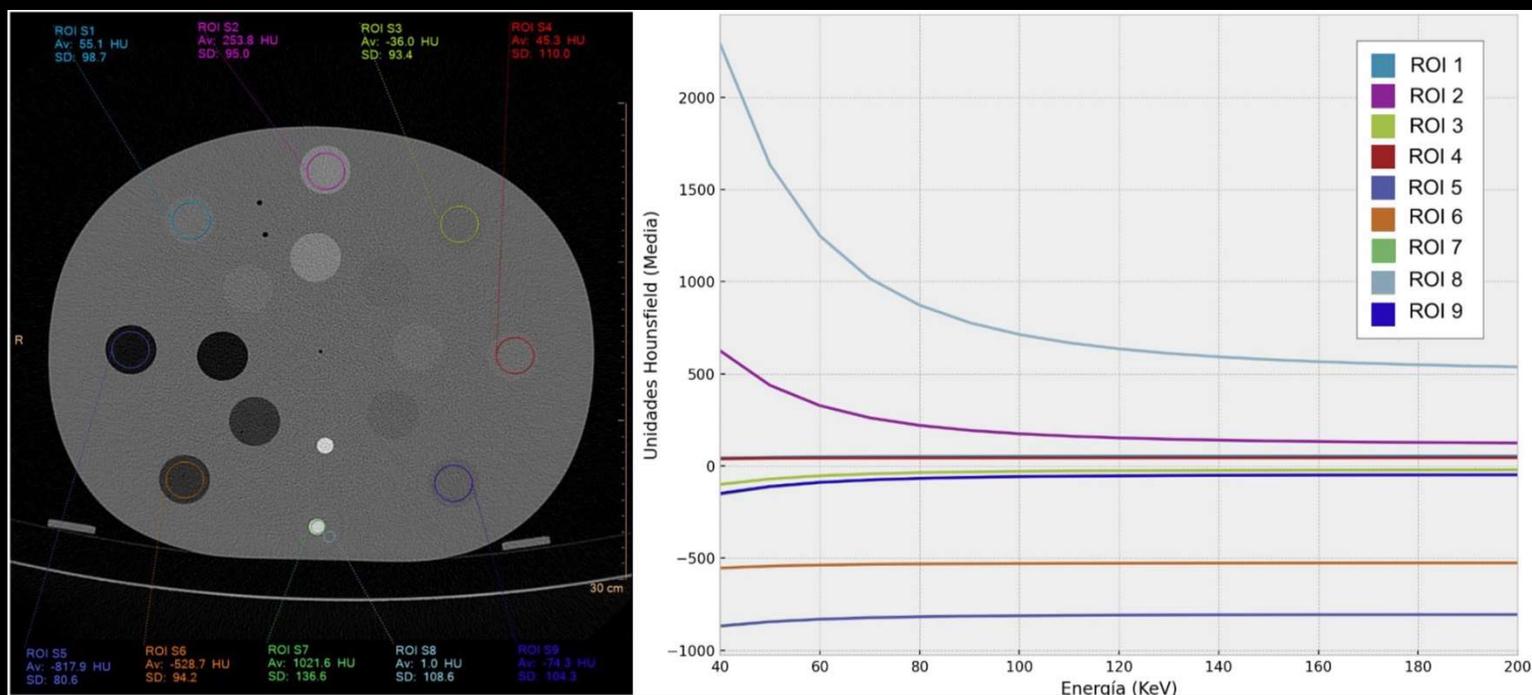


**Compton**, sucede cuando un fotón interacciona sobre electrones de las capas más externas, transfiriendo parte de su energía cinética al dispersarse.



# Revisión del tema...

- Ante una **energía** determinada, (haz de fotones Kev), el coeficiente de atenuación de cada estructura puede ser similar y depende del número atómico y de la densidad del material.
- De ahí que la aplicación de energías distintas, (**energía espectral** o haz polienergético), permita diferenciar unas estructuras de otras.



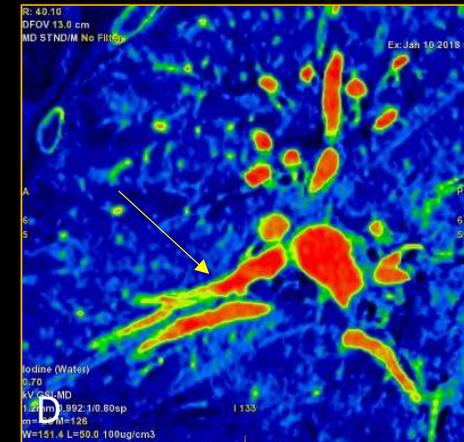
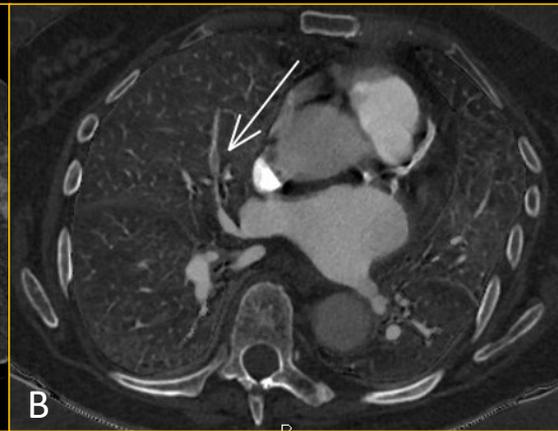
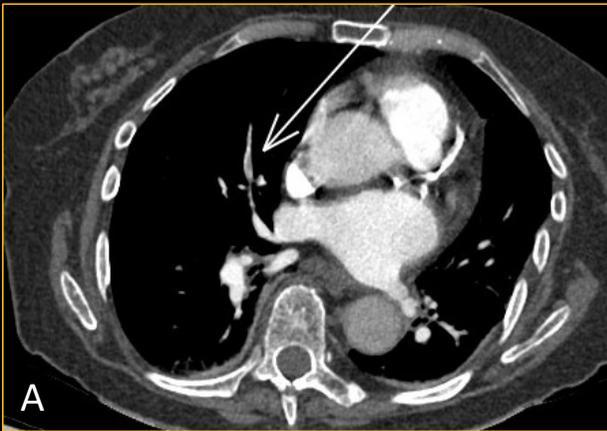
*Spectral CT and Hounsfield Units: basis for correct interpretation Año 2023 · Número 140 (02)*

Para un espectro energético entre **40-200 KeV**, se obtienen valores de atenuación de sustancias conocidas. Tomamos el agua como referencia, con curva plana de atenuación 0, para estandarizar las UH del resto de los tejidos.

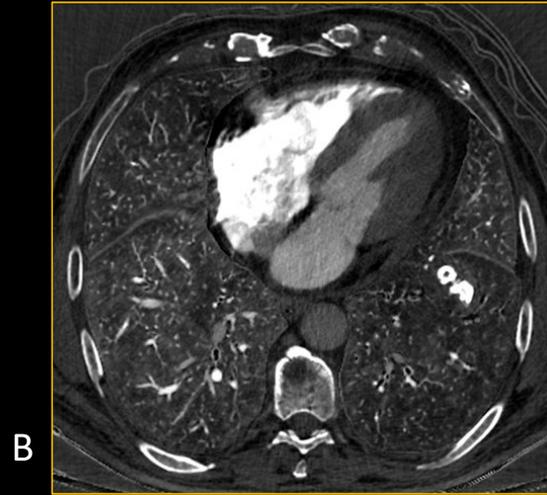
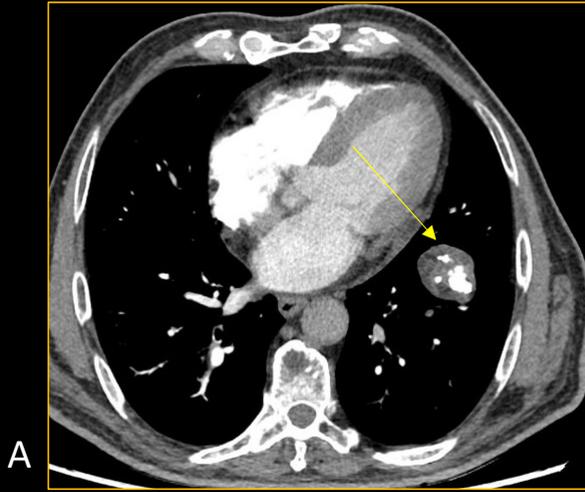
# REVISIÓN DEL TEMA

- La mayor ventaja del TC espectral es que, con una sola adquisición, permite diferenciar distintos materiales, (agua, grasa, calcio, yodo, ácido úrico, hidroxapatita...).
- En el **post-procesado** de imágenes, obtendremos mapas espectrales, (multienergéticas) o monoenergéticas (a bajas o altas energías).

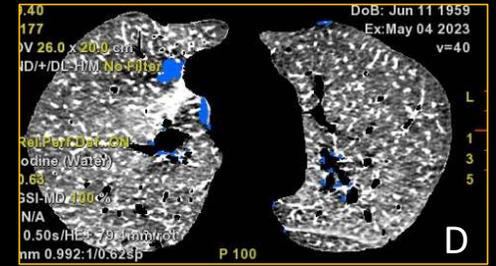
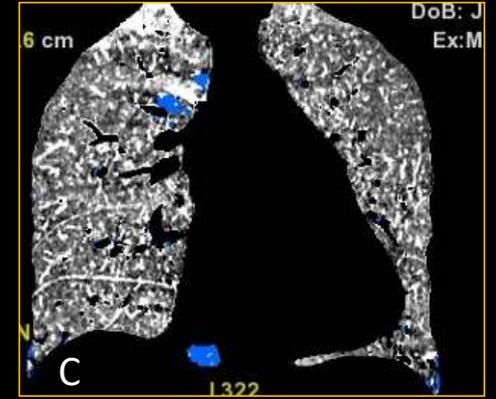
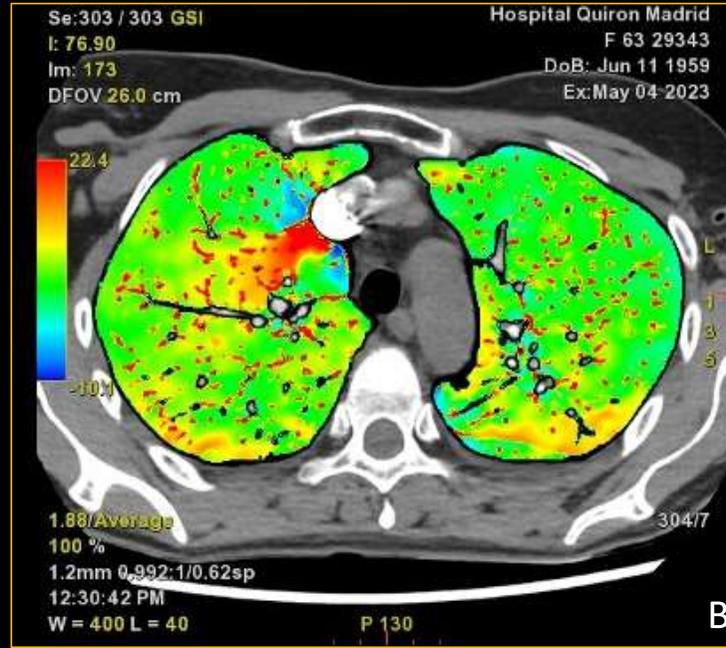
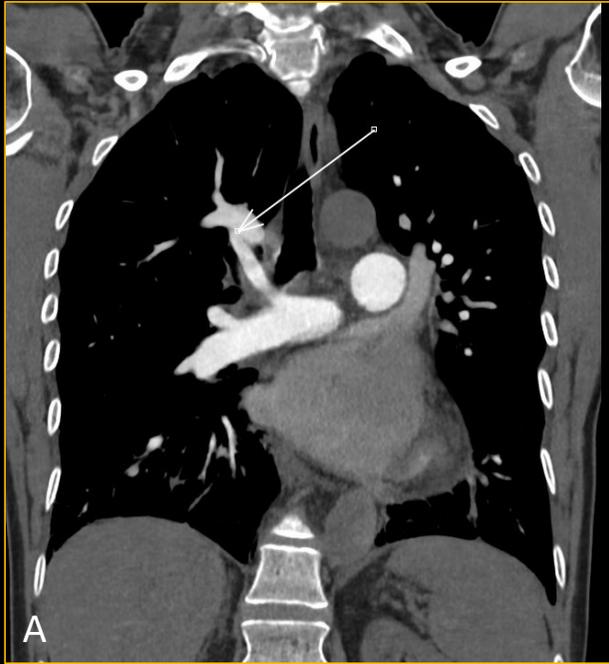
# Revisión del tema...



Los **mapas de yodo**, (B,C y D), han supuesto una de las mayores aportaciones del TC con energía espectral, para la detección de lesiones prácticamente imperceptibles en imágenes convencionales (A), como en este caso de TEP de ramas segmentarias en LID y LM.



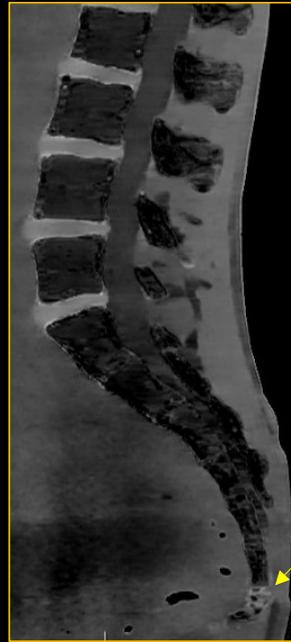
A) Imagen convencional de una lesión pulmonar izquierda. B) Mapa de Iodo, donde no se aprecia realce C) **Mapa de grasa**. Demostramos el contenido graso de la lesión, típico del **hamartoma**.



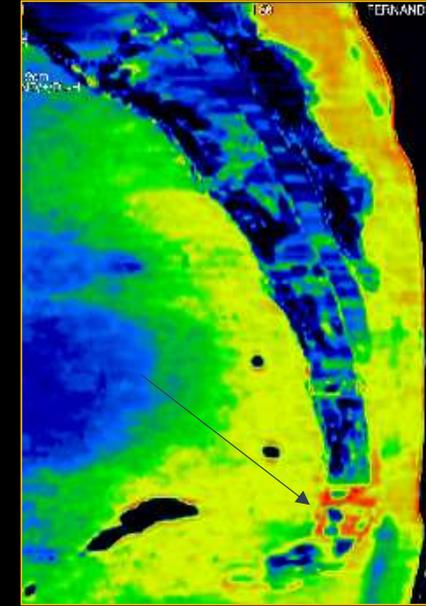
Paciente con disnea. A) Imagen coronal que muestra un drenaje venoso anómalo entre la vena lobar superior derecha y la vena cava superior. B, C y D) **Mapas de yodo** que muestran mayor concentración del mismo, por hiperaflujo.



A

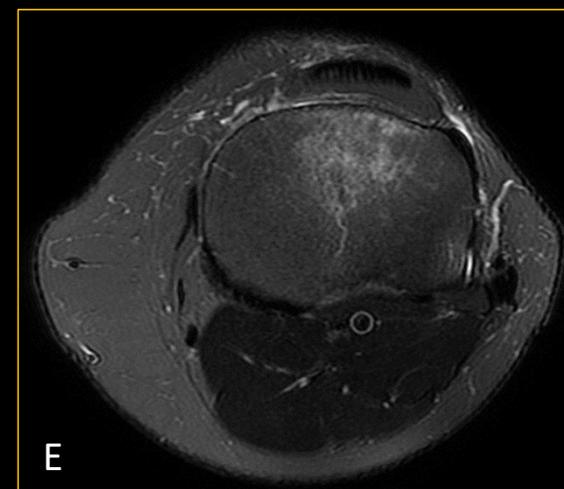
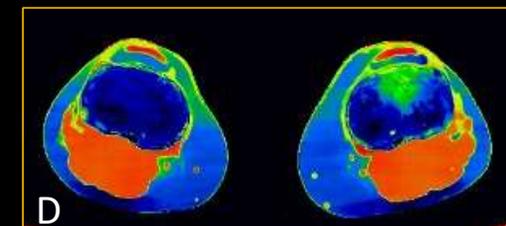
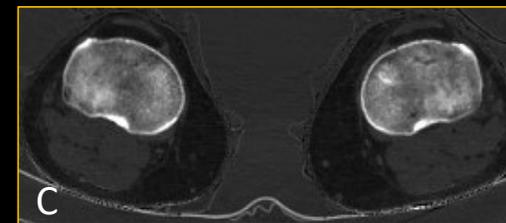
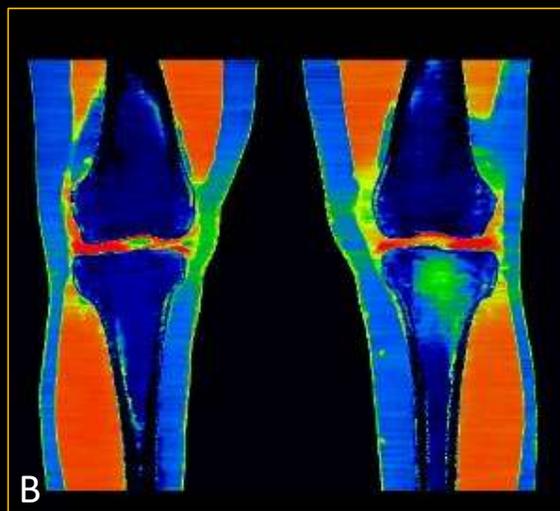


B

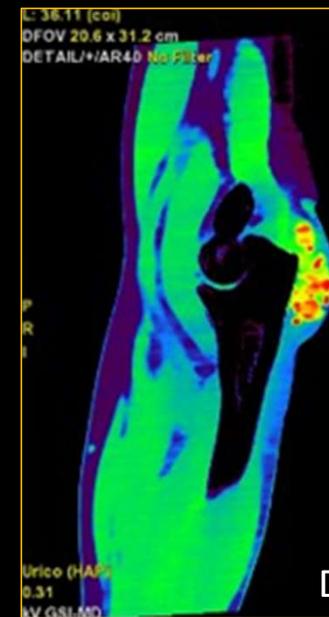


C

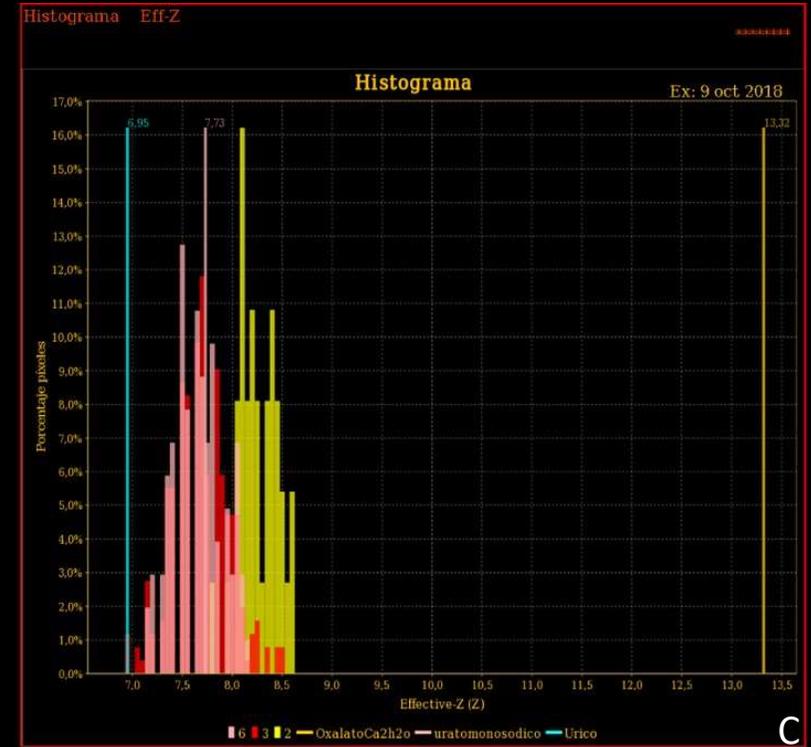
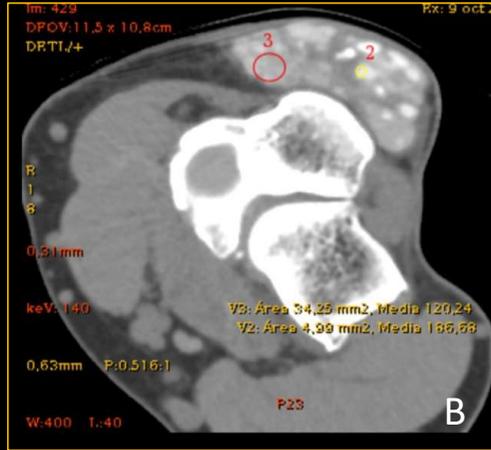
A) Corte sagital de columna lumbosacra con ventana ósea convencional. B) **Mapa de agua**, apreciándose mínimo edema óseo en el coxis, (flecha amarilla). C) Mapa de agua, codificado con color y edema (flecha negra).



A) Imagen TC coronal, **mapa de agua**, que muestra edema óseo en meseta tibial izda.  
B) Hallazgos codificados en color.  
C y D) Imágenes axiales y E) Correlación con imagen axial T2 FAT SAT de RM.



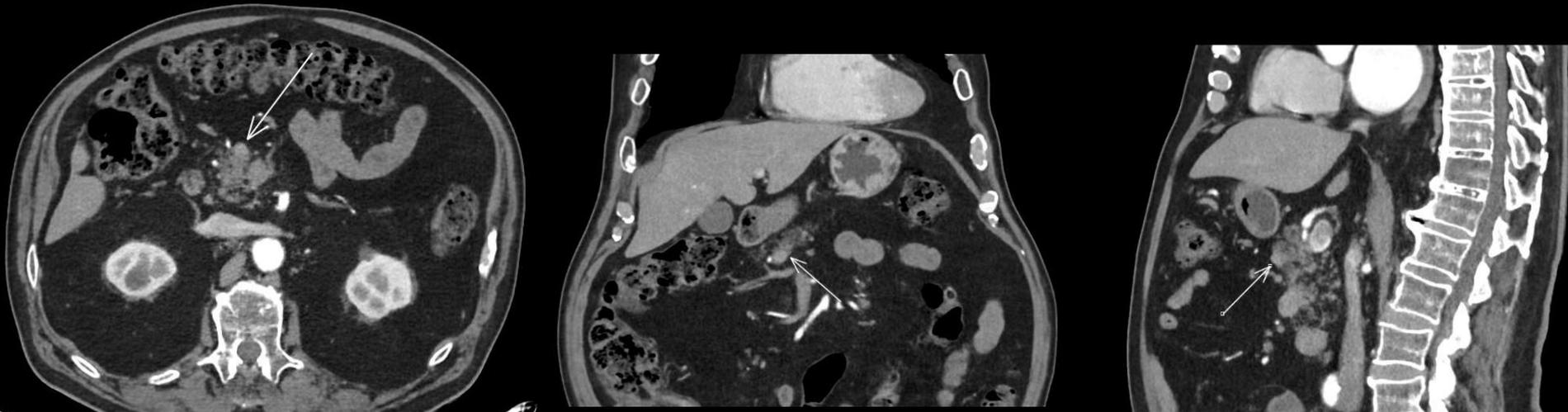
A) Imagen sagital oblícua convencional del codo. B) Imagen de ácido úrico (**HDA**). C) Imagen **HDA (Ca)**. D) Imagen HDA codificada en color. E) Imagen 3D.



**Tofo gotoso**, A) imagen 3D. B y C) Muestran la evidente predominancia de ácido úrico en el histograma de descomposición de materiales.

# IMÁGENES MONOENERGÉTICAS

A **bajas energías**, muestra el realce de los píxeles de los materiales de mayor atenuación o densidad.



Imágenes convencionales **120 Kev** en axial, coronal y sagital. Muestran una lesión hipervasculare en el páncreas, en fase arterial, en relación con un tumor neuroendocrino.



Imagen monoenergética (55 Kev), detecta el tumor neuroendocrino, apreciándose mayor realce (flecha amarilla).

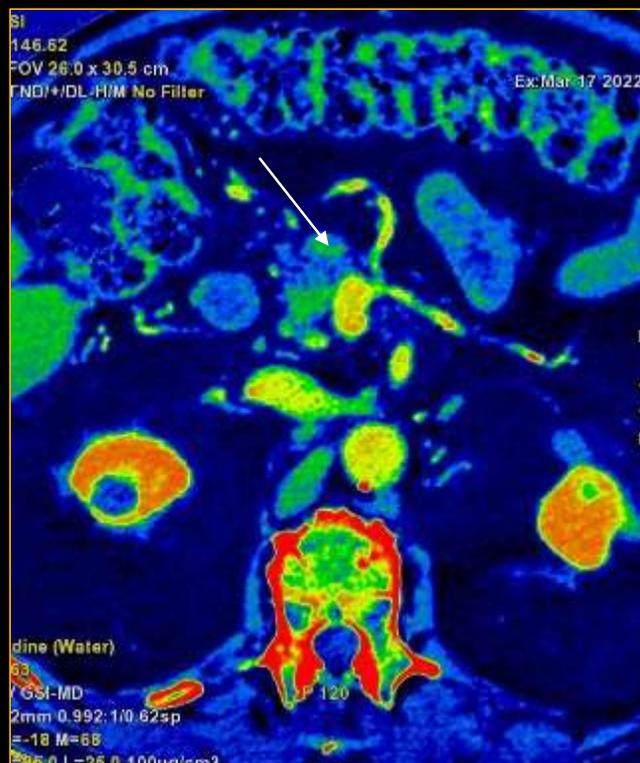


Imagen monoenergética, 55 Kev, donde realzan las estructuras que muestran mayor captación de yodo, codificado en color verde, (vasos y el tumor a estudio, flecha blanca).

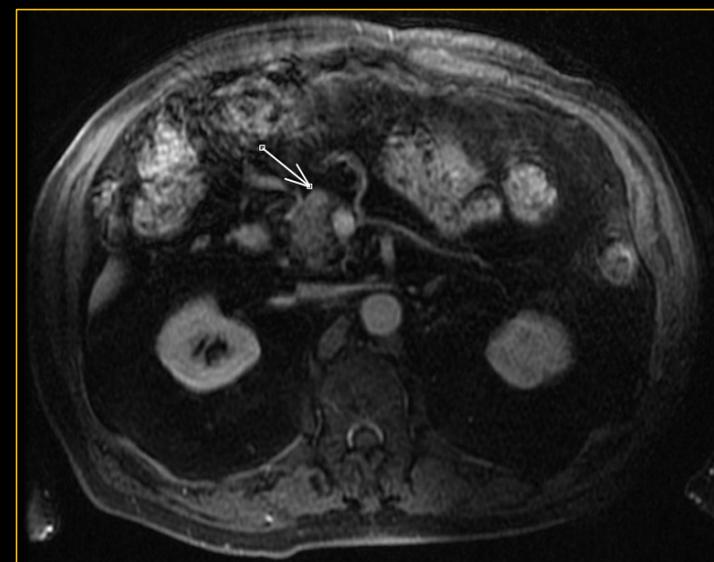


Imagen axial de RM, secuencia LAVA, dinámica, tras administración de gadolinio, muestra el tumor pancreático, (flecha blanca), menos evidente que en las imágenes anteriores.

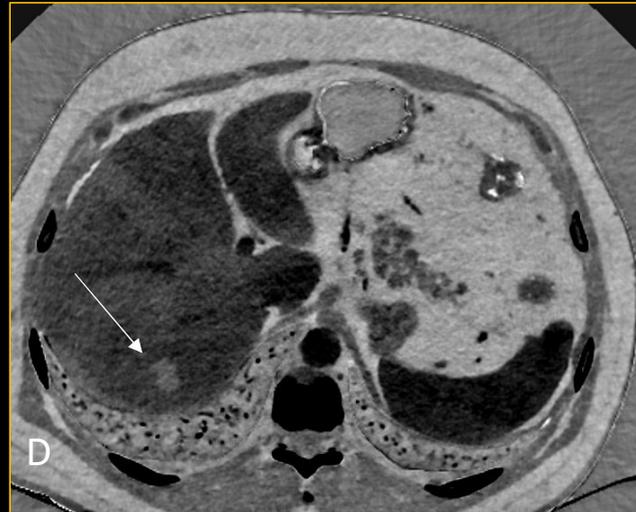
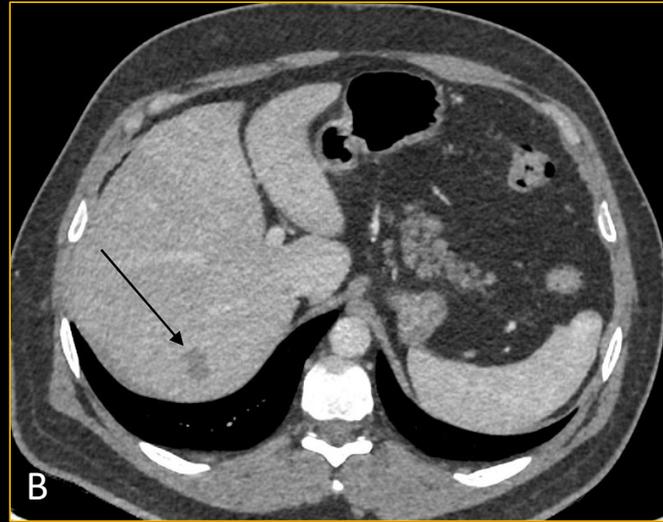
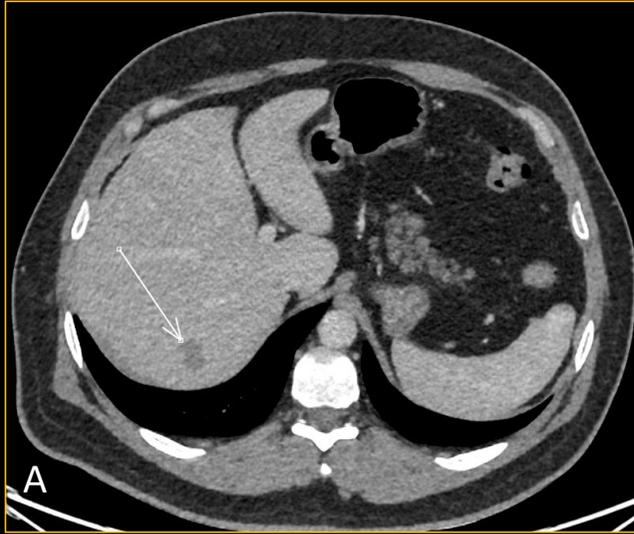
A **altas energías**, disminuye el artefacto por endurecimiento del haz (en los casos de prótesis, material quirúrgico...)



Imagen axial TC convencional  
**70 Kev**



Imagen MAR (Metal Artifact Reduction)  
**110 Kev**

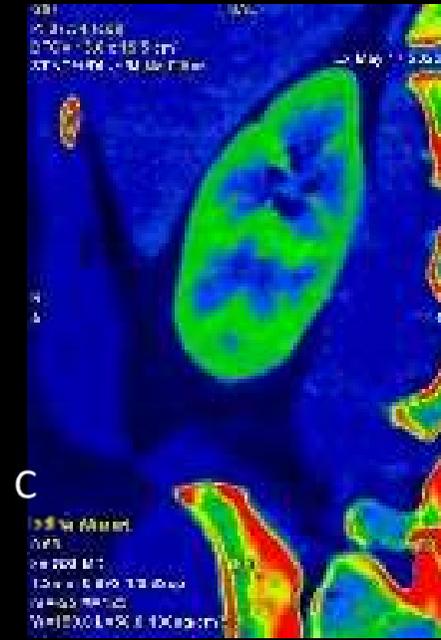
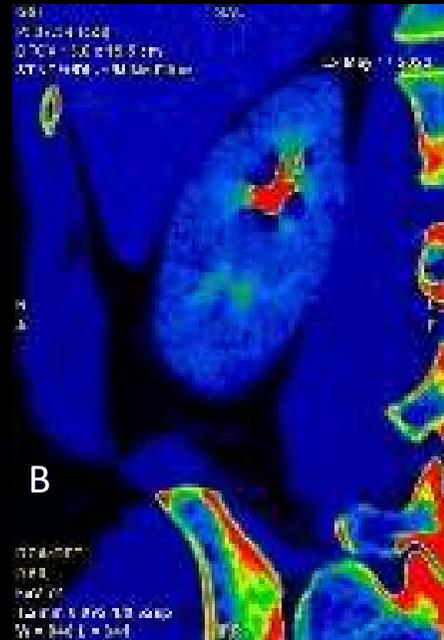
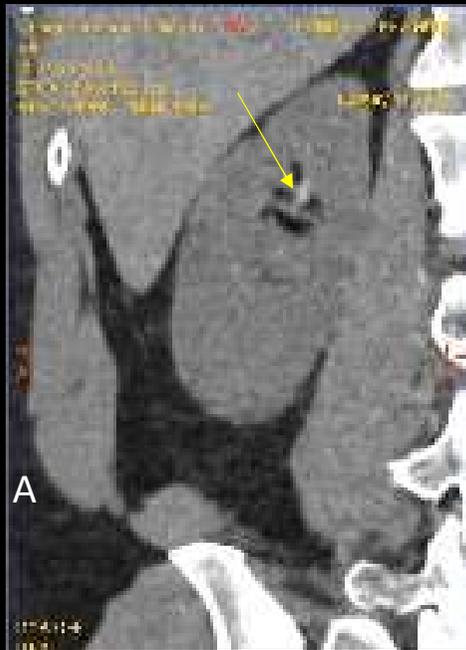


A) Imagen axial a 120 Kev. Lesión hepática (VI) sospechosa, en un paciente oncológico.

B) Misma lesión. Imagen monoenergética (55 Kev).

C) Imagen de yodo sin agua, que demuestra que la lesión **no realza**.

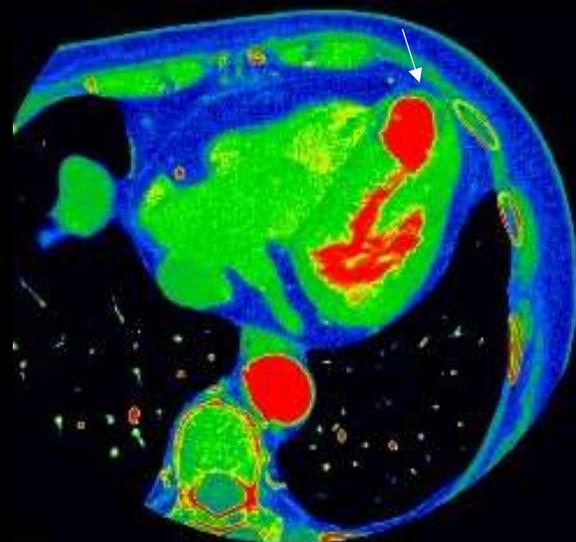
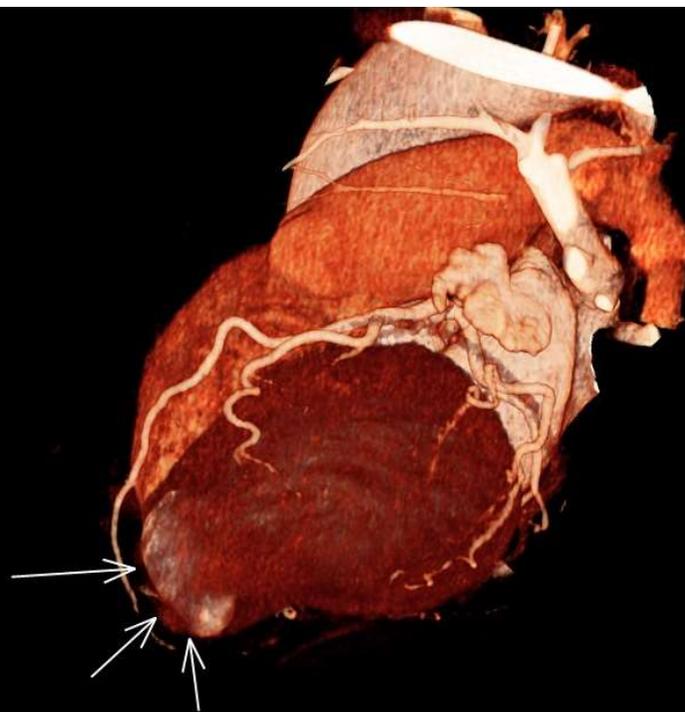
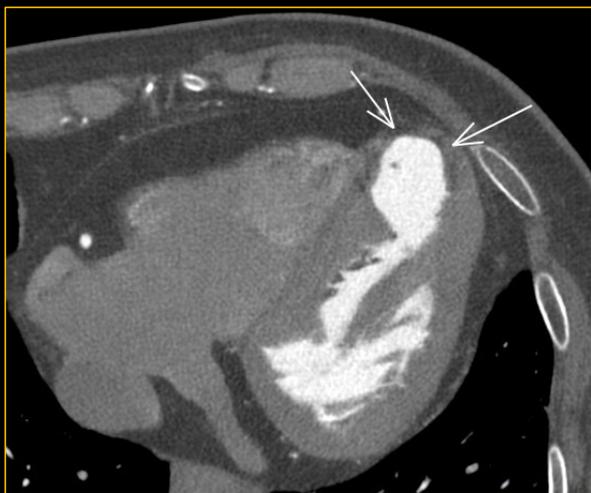
D) Imagen de grasa sin agua, que muestra la naturaleza **grasa** de la lesión (esteatosis focal).



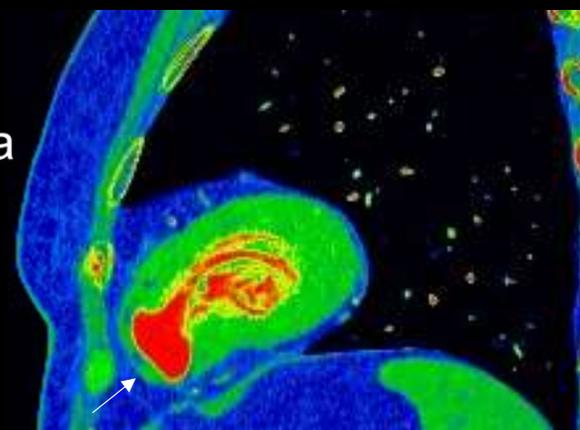
## Imágenes virtuales sin contraste:

Suprime el contraste yodado, permitiendo discriminar entre sangre y yodo, muy útil para diagnosticar sangrados.

A y B) Imágenes sagitales a **74 Kev**. Muestran una hiperdensidad calicial superior en un paciente que acudía por hematuria macroscópica, codificado en el mapa de color. C) **Mapa de yodo sin agua**, sin apreciarse otros realces patológicos. Los hallazgos del postprocesado indicaban que se trataba de un **resto hemático/coágulo** intracalicial.

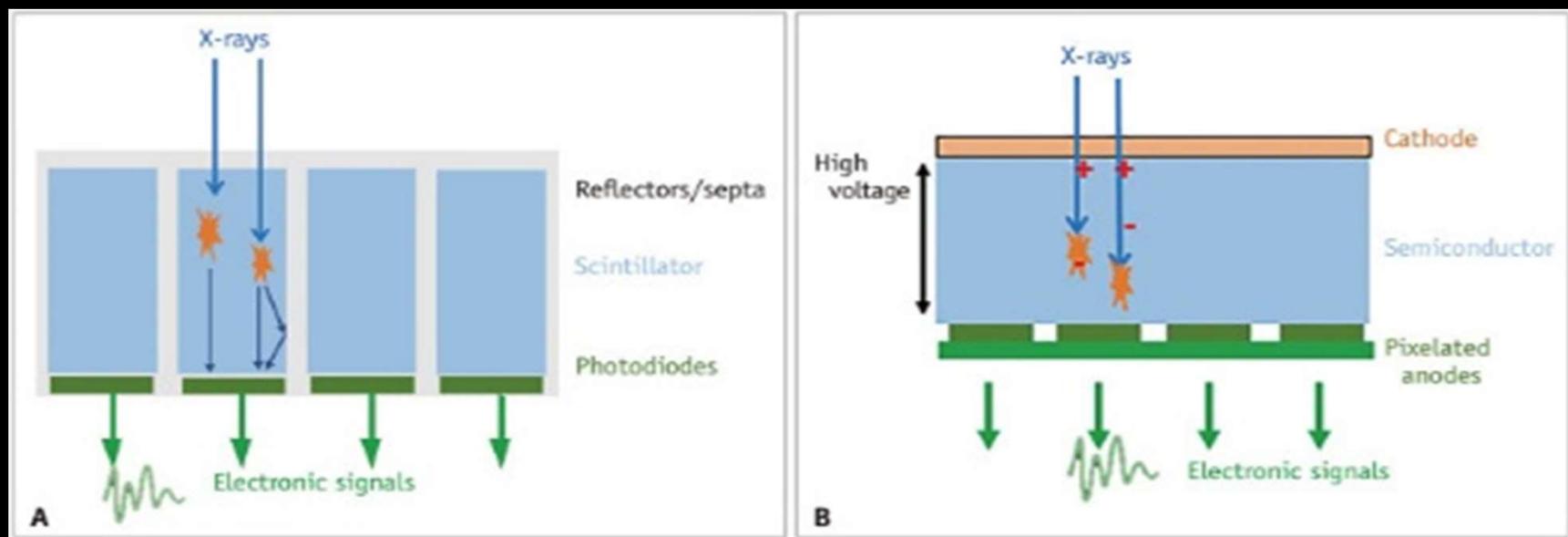


Los **mapas de yodo**, permiten determinar la perfusión miocárdica. Mostramos el caso de un pseudoaneurisma apical en un paciente que había sufrido un infarto. Se aprecia adelgazamiento del miocardio y sustitución grasa del mismo.



# ¿Qué nos depara el futuro...?

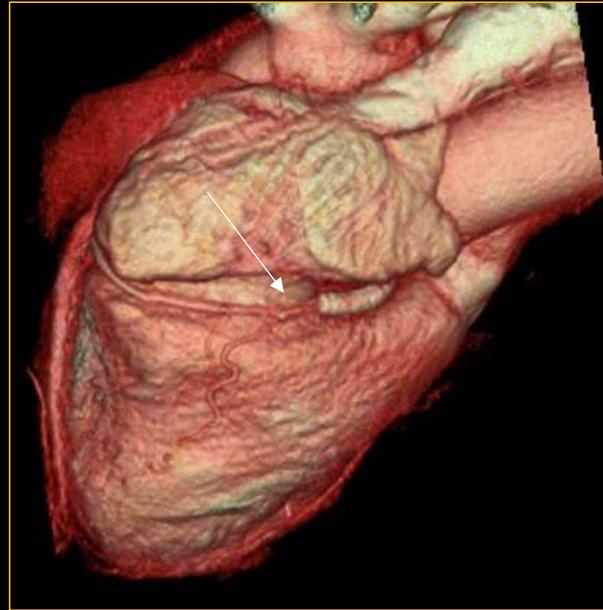
- El detector de conteo de fotones (**PCD**) CT es una nueva tecnología que utiliza un detector de rayos X de conversión directa, donde las energías incidentes de los fotones de rayos X se registran directamente como señales electrónicas.



- A. Los TC actuales, utilizan un **centelleador** para generar luz visible, cuando un fotón de rayos X incide sobre ellos. Luego la luz es registrada en un fotodiodo, que contiene **septos reflectantes** entre los elementos detectores, para reducir la diafonía.
- B. Posee un **semiconductor** que genera cargas positivas y negativas. Las negativas van a un ánodo pixelado, para registrar cada fotón individual y su energía.

Korean J Radiol 2022;23(9):854-865

Detector de Conteo de Fotones	Repercusión en las imágenes clínicas
Conversión <b>directa</b> de los rayos X en una señal eléctrica, <b>proporcional</b> a la energía del fotón.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Aumento de la señal de <b>yodo</b>, ya que no hay una ponderación descendente de los fotones de menor energía.</li> <li>- Capacidad para obtener información de <b>energía múltiple</b> con un solo voltaje de tubo de rayos X.</li> </ul>
Tamaño del <b>píxel</b> del detector <b>más pequeño</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mejora la <b>resolución espacial</b>.</li> </ul>
<b>No</b> se requieren los <b>tabiques reflectantes</b> para cada elemento detector, (en los detectores convencionales de energía integrada).	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Dosis</b> de radiación más <b>eficientes</b>: Menor dosis de radiación y mayor resolución espacial.</li> </ul>
<b>Elimina el ruido electrónico.</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sólo está presente el ruido cuántico.</li> </ul>
Conformación del haz de rayos X con filtros de estaño, umbrales de energía y selección de potencial del tubo.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Reduce</b> el artefacto de “<b>blooming</b>” producido por el metal.</li> <li>- Reduce la <b>dosis</b> de radiación.</li> </ul>



Una de las aportaciones más relevantes del **TAC de conteo de fotones**, es la supresión del artefacto de “**blooming**”, en la valoración de la luz intra-stent en las coronarias.

**Valoración de la permeabilidad intra-stent en la DA.**  
“Using Photon-Counting CT to Determine In-Stent Restenosis”  
(Images/courtesy Semmelweis University, Budapest, Hungary).  
*Cath Lab Digest • March 2024*

# LIMITACIONES



-La respuesta espectral está parcialmente limitada por el “**Charge Sharing**”, ocasionado por:

1) **Dispersión Compton:**

Se reduce gracias a la composición química de los nuevos detectores, Telúrido de Cadmio-Zinc, (Cd-ZnTe).

2) **K-escape:** Para que el efecto **fotoeléctrico** ocurra, la energía del fotón ha de ser superior al umbral energético de la capa K.

# BIBLIOGRAFÍA

- 1. A. Calzado, J Geleijns. Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications. *Rev Fis Med* 2010;11(3):163-180.
- 2. Thomas Flohr, Martin Petersilka, Andre Henning, Stejan Ulzheimer, Jiri Ferda, Bernhard Schmidt. Photon-counting CT review. *Physica Medica* 79 (2020) 126-136.
- 3. Andrea Esquivel, Andrea Ferrero, Achille Mileto, Francis Baffour, Kelly Horst, Prabhakar Shantha Rajiah , Akitoshi Inoue, Shuai Leng, Cynthia McCollough, Joel G. Fletcher. Photon-Counting Detector CT: Key Points Radiologists Should Know. *Korean J Radiol* 2022;23(9):854-865.
- 4. Martin J. Willemink, Mats Persson, Amir Pourmoteza, Norbert J. Pelc, Dominik Fleischmann. Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects. *Radiology* 2018; 289:293-312.
- 5. Scott S. Hsieh, Shuai Leng, Kishore Rajendran, Shengzhen Tao, Cynthia H. Mc Collough. Photon Counting CT: Clinical Applications and Future Developments. *IEEE TRANSACTIONS ON RADIATION AND PLASMA MEDICAL SCIENCES, VOL. 5, no. 4 july 2021.*