

TC espectral: técnica, post- proceso y aplicaciones

Alba Fernández Rodríguez, Lucía Martínez de Vega Ruiz,
Ana María Vera Carmona, Noelia Bravo Alcobendas,
Raquel Acosta Hernández, Ana Villanueva Campos,
Raquel García Latorre, Elena Canales Lachén.

Hospital Ramón y Cajal, Madrid

TABLA DE CONTENIDOS

- 1.** Objetivo docente.
- 2.** Revisión del tema.
 - Introducción: Principios de la TC espectral.
 - Métodos de adquisición.
 - Post-proceso y mapas espectrales.
- 3.** Conclusiones.
- 4.** Referencias.

OBJETIVO DOCENTE



Conocer los principios de la TC espectral.



Revisión de los principales métodos de adquisición.



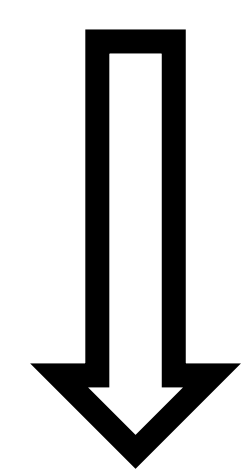
Desarrollo del potencial de los distintos mapas espectrales disponibles mediante ejemplos ilustrativos.

REVISIÓN DEL TEMA

Introducción: Principios de la TC espectral.

La **TC convencional** utiliza un único espectro energético para la obtención de las imágenes (habitualmente en torno a 120 keV), en las que la información estará representada en una escala de grises, con **cada tejido diferenciado en función** de su **coeficiente de atenuación**.

! **Principal limitación:** dos estructuras **distintas** pueden compartir el **mismo valor de atenuación** cuando se exponen a una **determinada energía**, lo que impide diferenciarlas.



El coeficiente de atenuación no es exclusivo de cada componente. Además del número atómico, influirá también la interacción de los fotones y la densidad o masa del material en cuestión.

Con la incorporación y uso cada vez más extendido de los equipos de **TC multienergéticos**, se puede hacer frente a esta limitación. La TC espectral, mediante el uso de dos niveles de energía distintos permite la **cuantificación, sustracción y análisis por materiales** basándose en su **diferente atenuación** al **exponerse a diferentes espectros energéticos**.

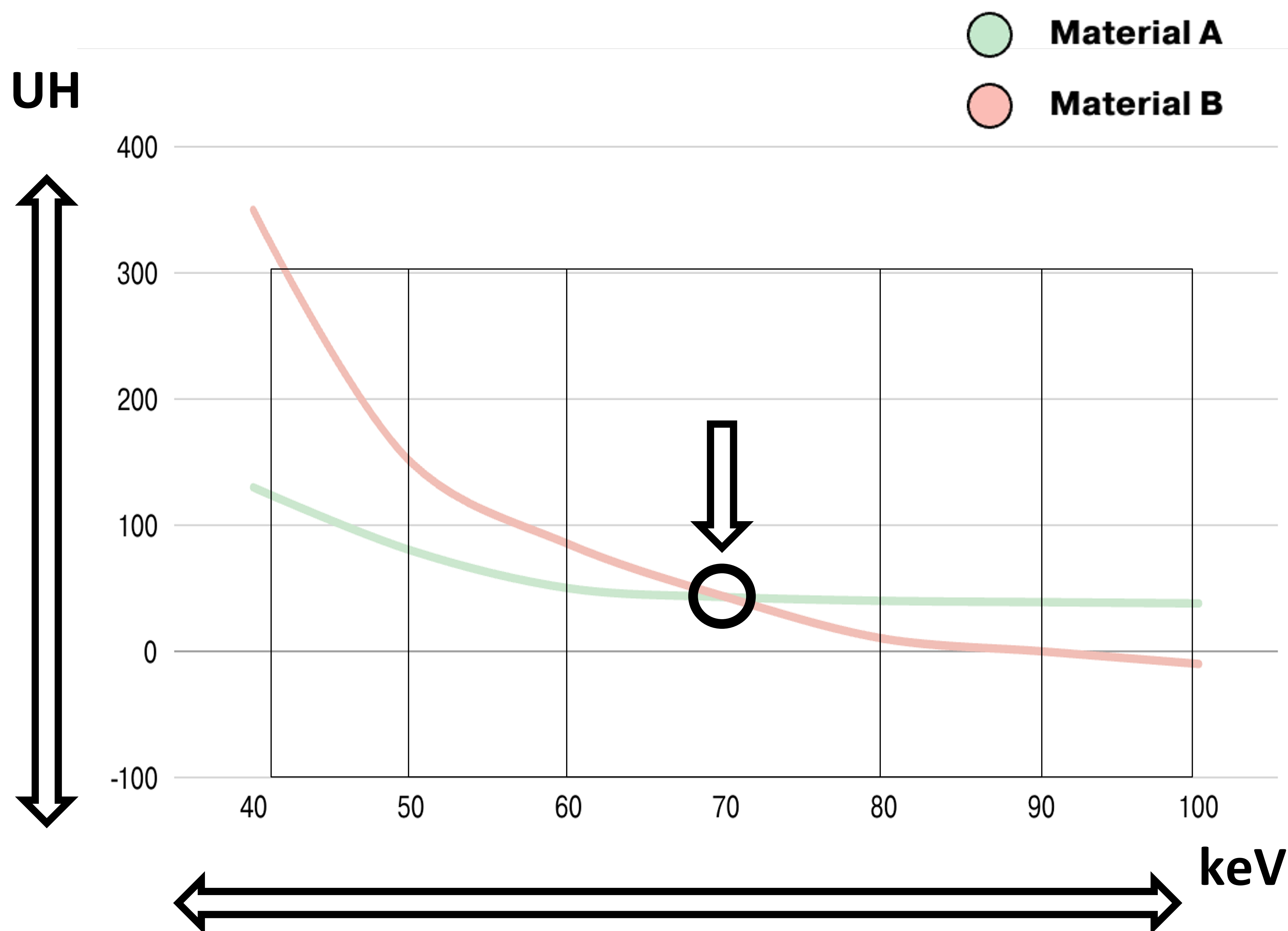
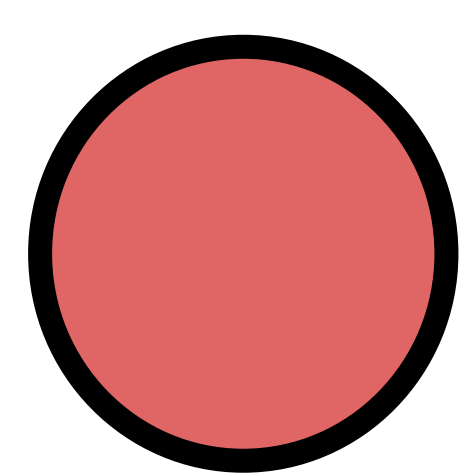


Gráfico en el que se representa la relación del coeficiente de atenuación de dos componentes distintos (material A=verde, material B=rosa) en función del kV empleado. Con una **única adquisición**, en este caso a 70 keV, ambos mostrarán **valores de atenuación similares**, por lo que no será posible su diferenciación. Al exponerlos a **varios niveles energéticos** se podrá hacer esta **discriminación** dado que **mostrarán coeficientes de atenuación distintos**.



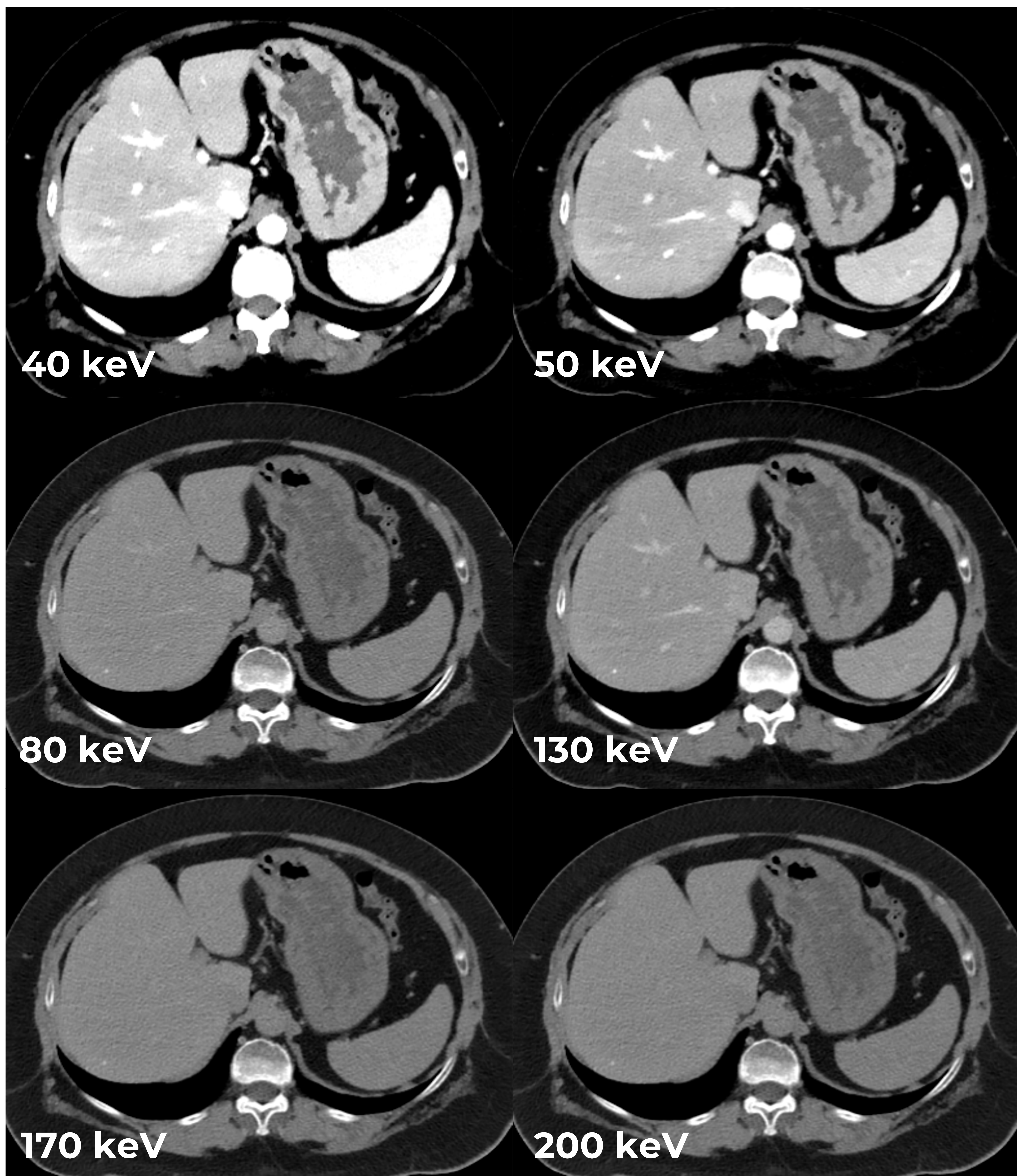
¡Recuerda! Cuando se habla de **TC espectral, multienergía o dual**, se hace referencia a la misma técnica, en la que se emplea habitualmente **un espectro de alta** (en torno a 200 keV) y **otro de baja energía** (en torno a 40 keV), si bien varía la forma de adquisición.

Imágenes a **↓ kV**

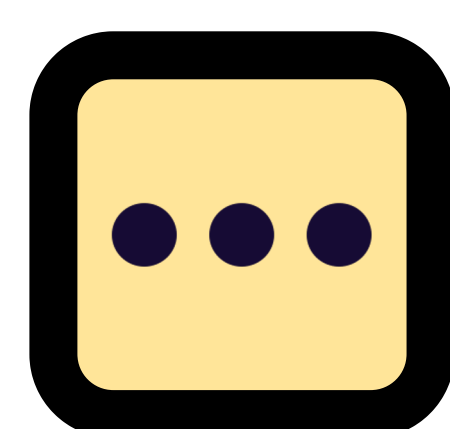
Predomina el **efecto fotoeléctrico**, potenciando materiales con mayor número atómico (ej. iodo).

Imágenes a **↑ kV**

Predomina el **efecto Compton**, perdiendo la diferenciación de contraste.



Se muestra una serie de mapas monoenergéticos virtuales desde 40 hasta 200 keV en cortes axiales. Nótese cómo las bajas energías potencian las estructuras con alto contenido en yodo, aunque incrementando el ruido de la imagen. A medida que aumenta el kV, existe menor contraste.



Además de los mapas monocromáticos a distintas energías, se obtendrán una serie de reconstrucciones de post-proceso por materiales que se explicarán en otro apartado.

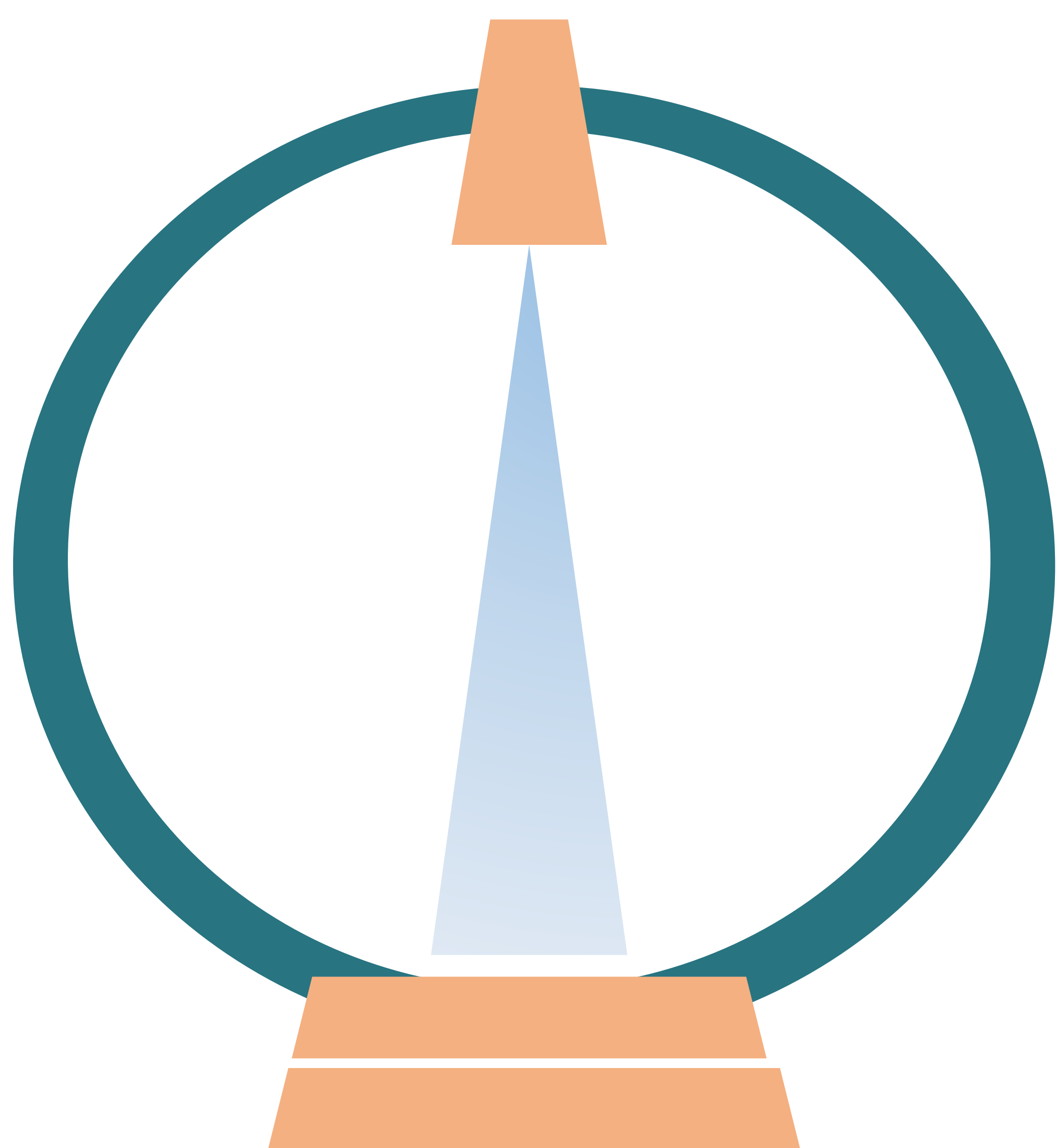
Métodos de adquisición.

Existen diferentes equipos espectrales disponibles, por lo que es fundamental conocer las distintas técnicas de adquisición de las imágenes, así como el equipo con el que trabajemos para una correcta optimización.

Fundamentalmente se pueden diferenciar dos grandes grupos: aquellos basados en la **detección**, donde se dispone de la información en todo momento, y otros basados en la **emisión**, en los que será necesario un análisis prospectivo y se deberá decidir previamente en qué estudios emplear energía dual.

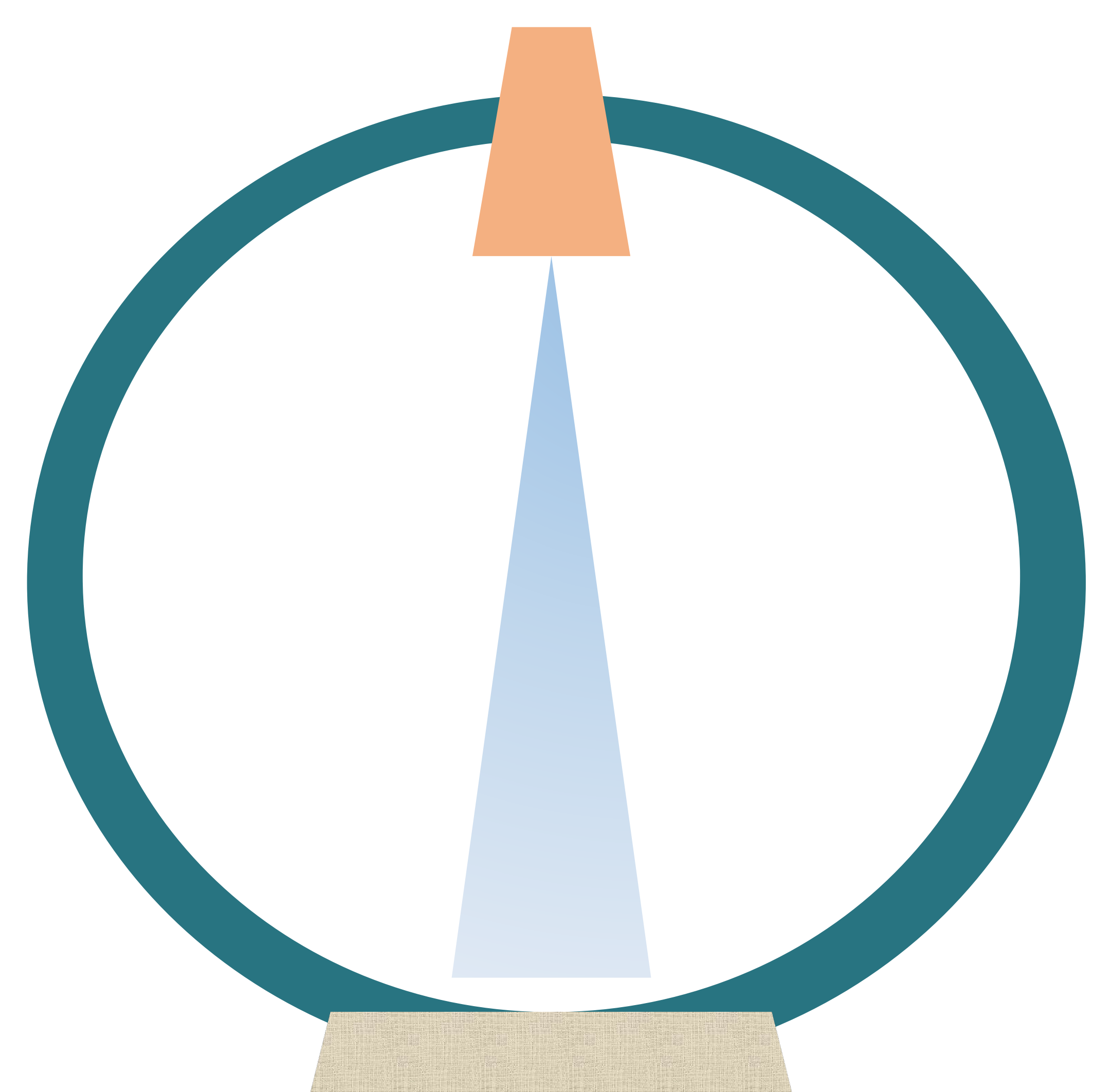
➔ Basadas en **detección**: “Dual layer detector” y “Photon counting”.

Dual layer detector



Única fuente de RX y dos capas de detectores. Los fotones de baja energía son recogidos en la capa superior y los de alta energía en la inferior.

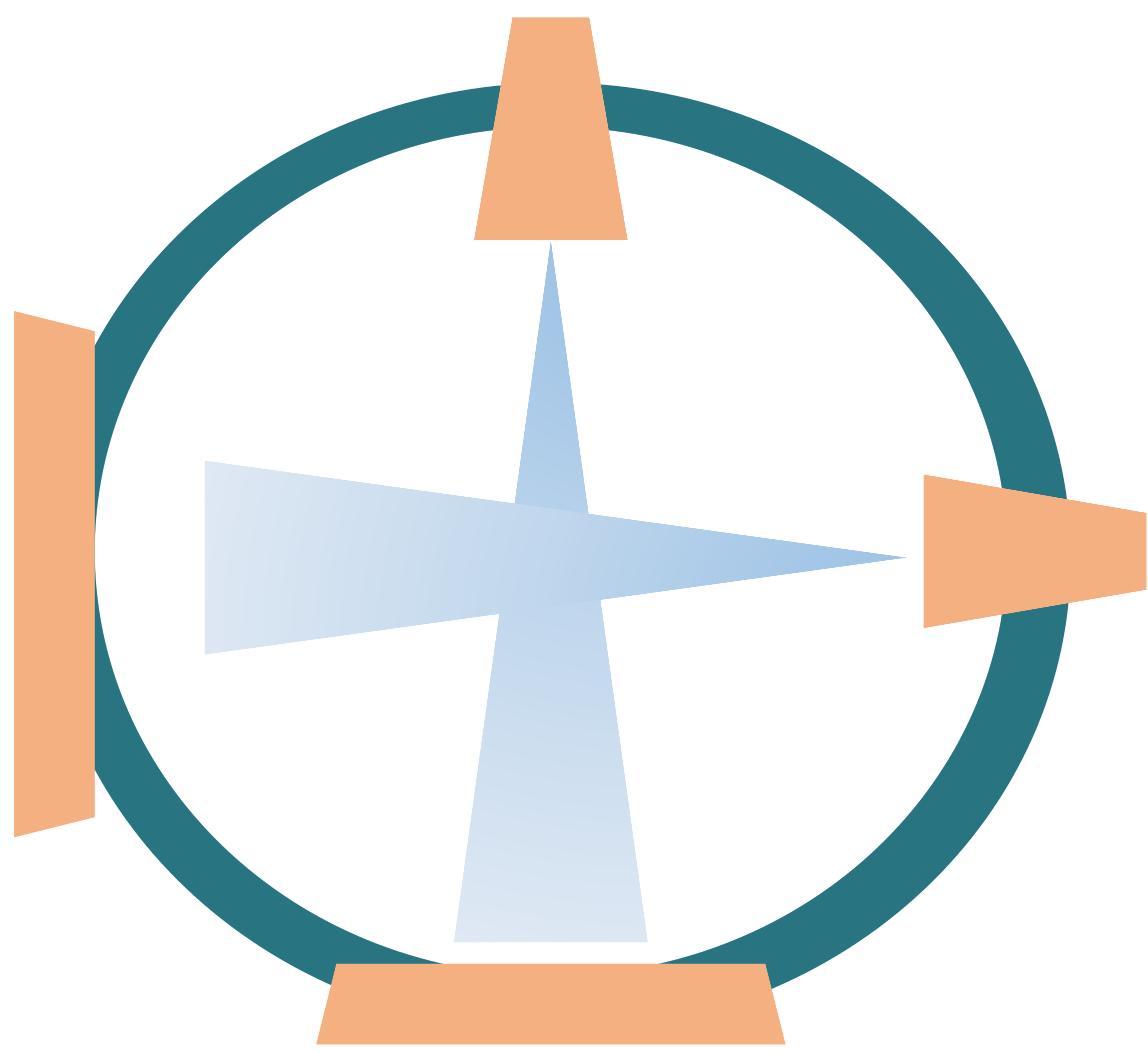
Photon counting



Una fuente de RX y única capa de detectores, que separa los fotones de alta y baja energía.

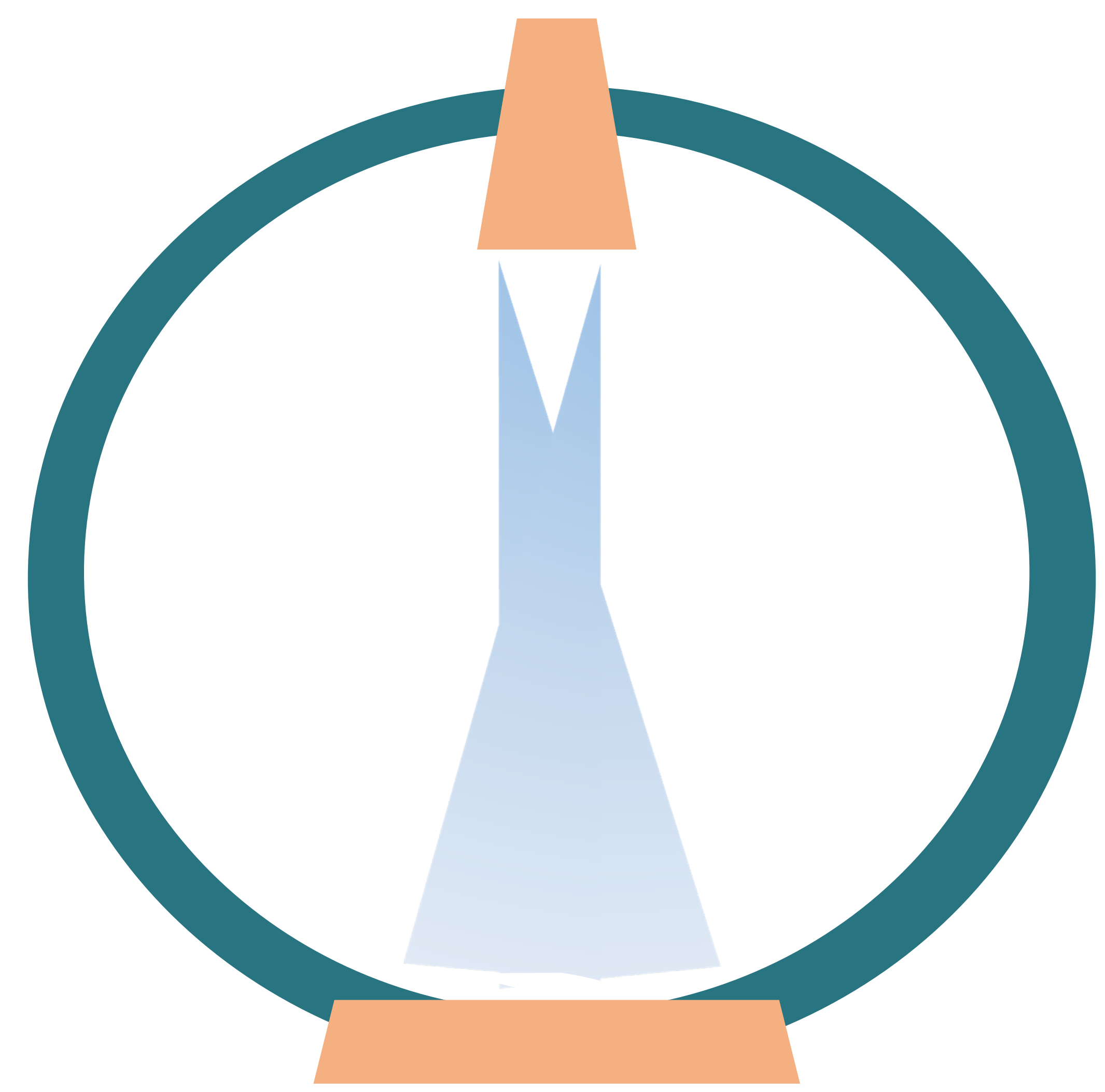
➔ Basadas en **emisión**: “Dual source”, “Rapid kV switching” y “Split filter”.

Dual source

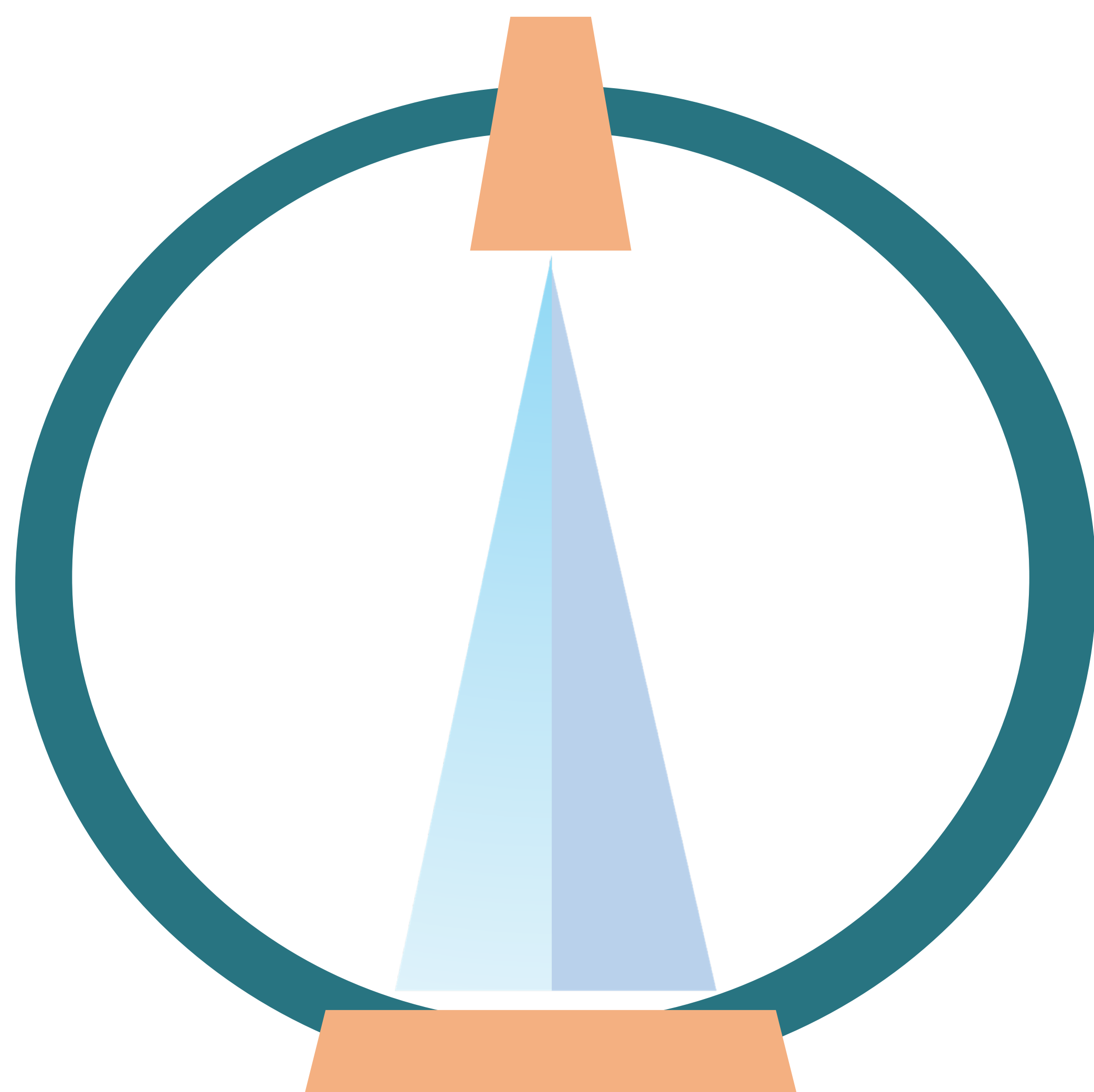


Dos fuentes de RX y dos detectores, emiten y detectan simultáneamente a altas y bajas energías.

Rapid kV switching



Una fuente de RX y único detector. Durante la adquisición emite alternativamente a altas y bajas energías.



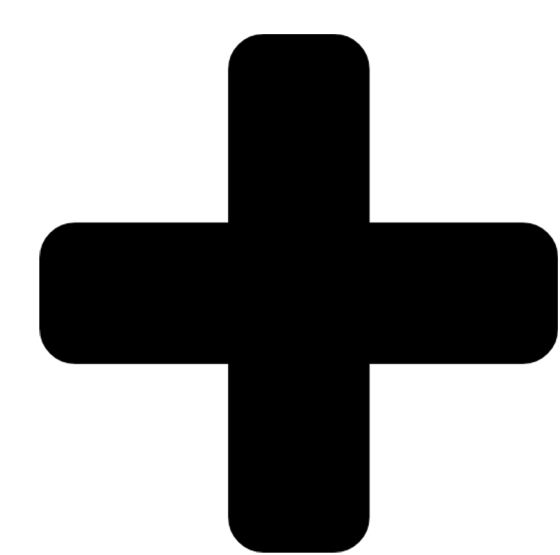
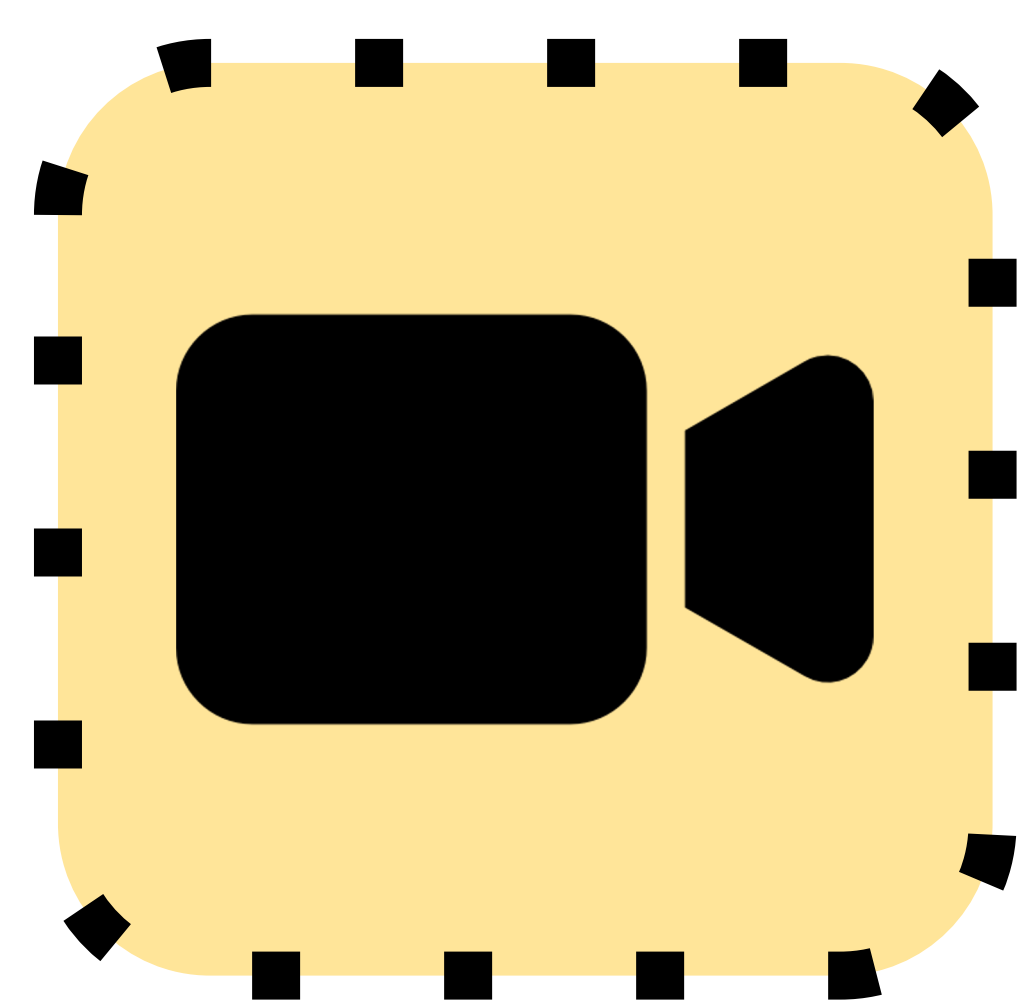
Split filter

Un tubo de RX y una capa de detectores. Dispone de un filtro de oro y estaño que separa los fotones de alta y baja energía.

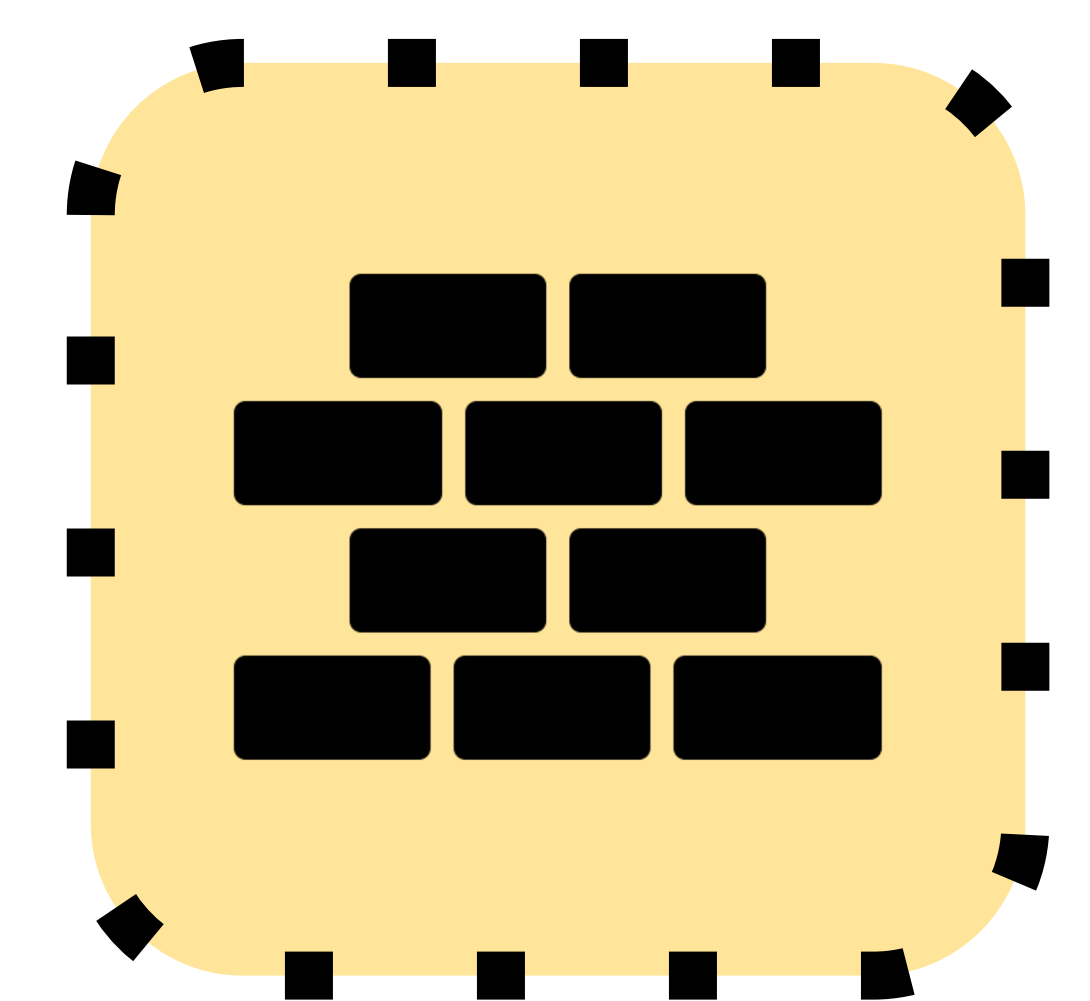
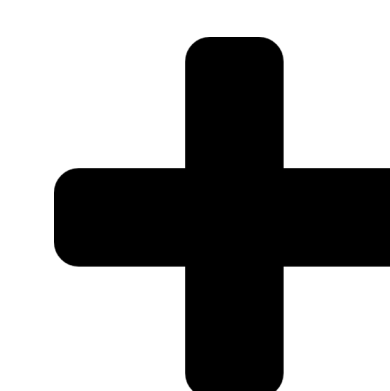
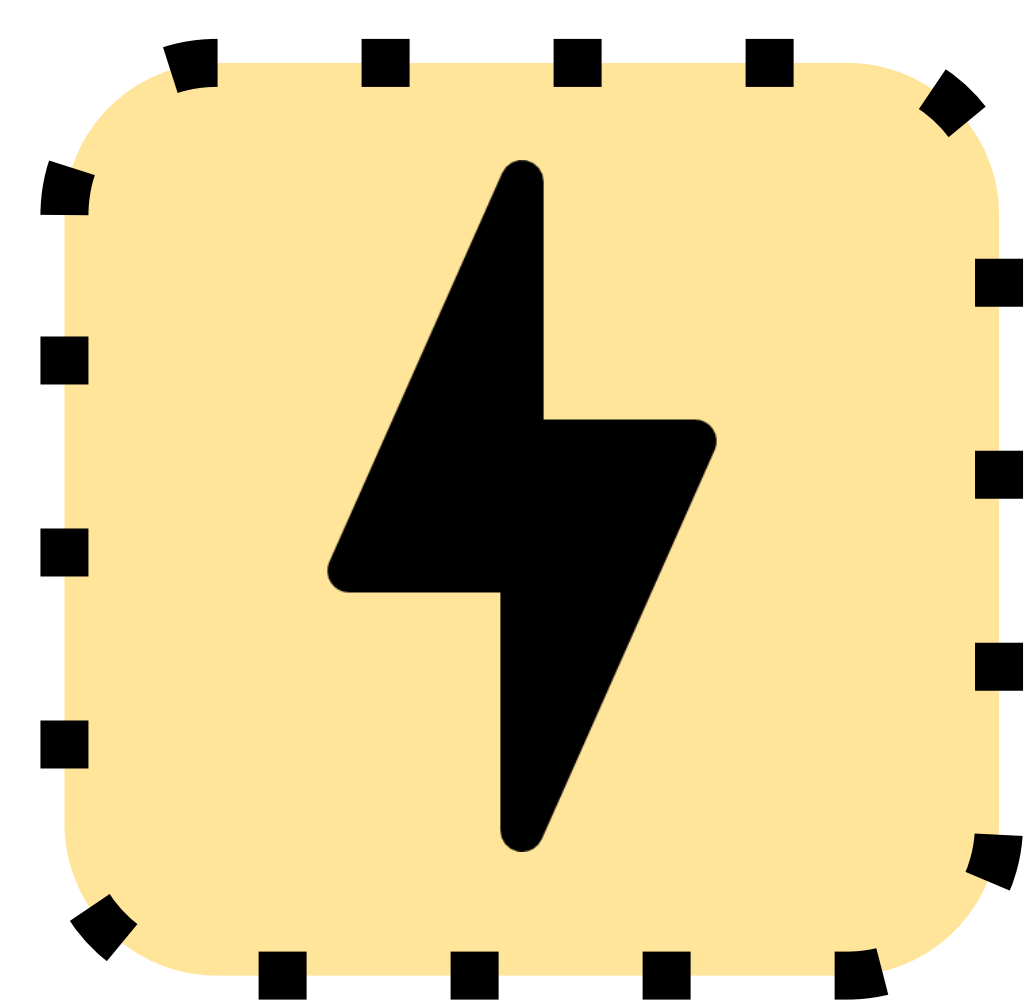
Post-proceso y mapas espectrales.

Una vez realizado el estudio, además de las imágenes convencionales, se obtendrán una serie de reconstrucciones espectrales que ayudarán al diagnóstico y en muchos casos, a reducir la necesidad de pruebas complementarias.

Imágenes convencionales



Reconstrucciones espectrales

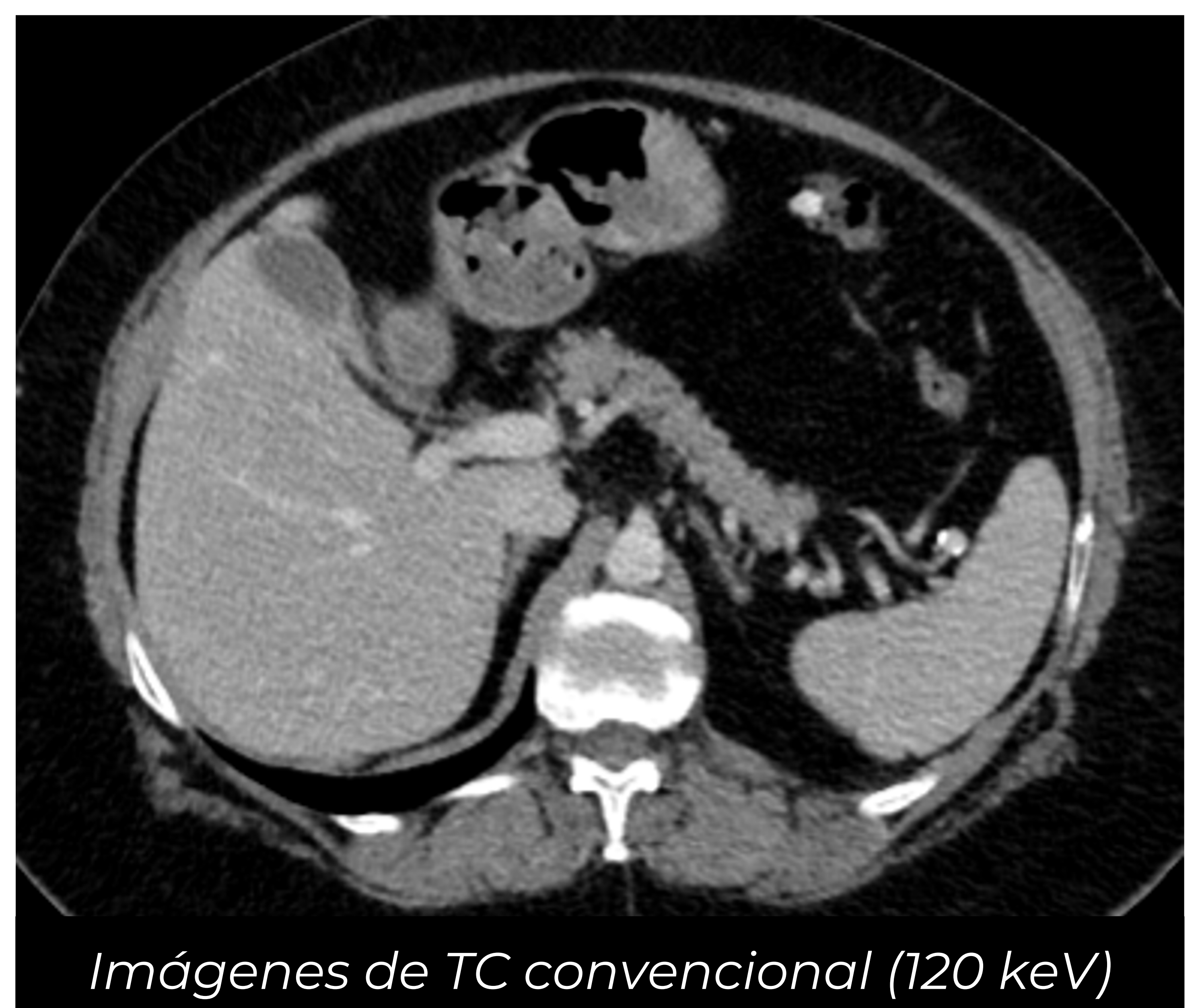


Mapas monoenergéticos

Mapas de descomposición de materiales

Imágenes convencionales

Equivalentes a las imágenes obtenidas con los equipos habituales, con adquisición a 120 keV aproximadamente, donde la información estará representada en una escala de grises.



Imágenes de TC convencional (120 keV)

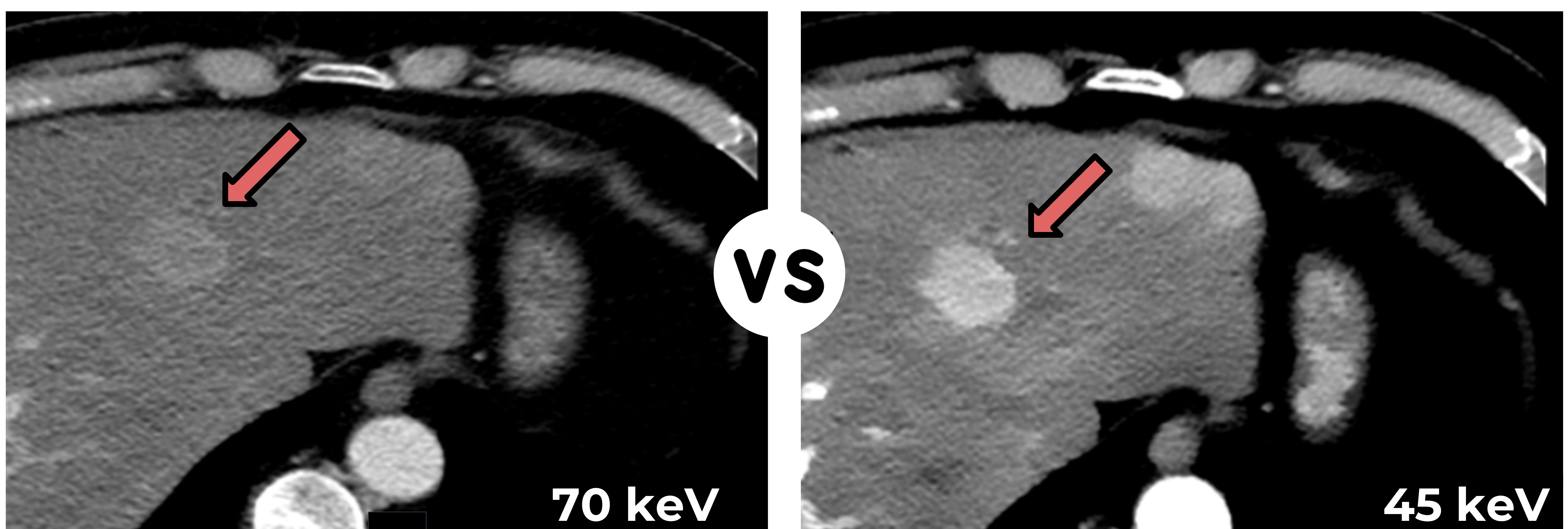
Mapas monoenergéticos virtuales

Los mapas monoenergéticos o monocromáticos simulan la adquisición de las imágenes a distintos espectros energéticos, que oscilarán entre los 35 keV hasta 200 keV en función del equipo.

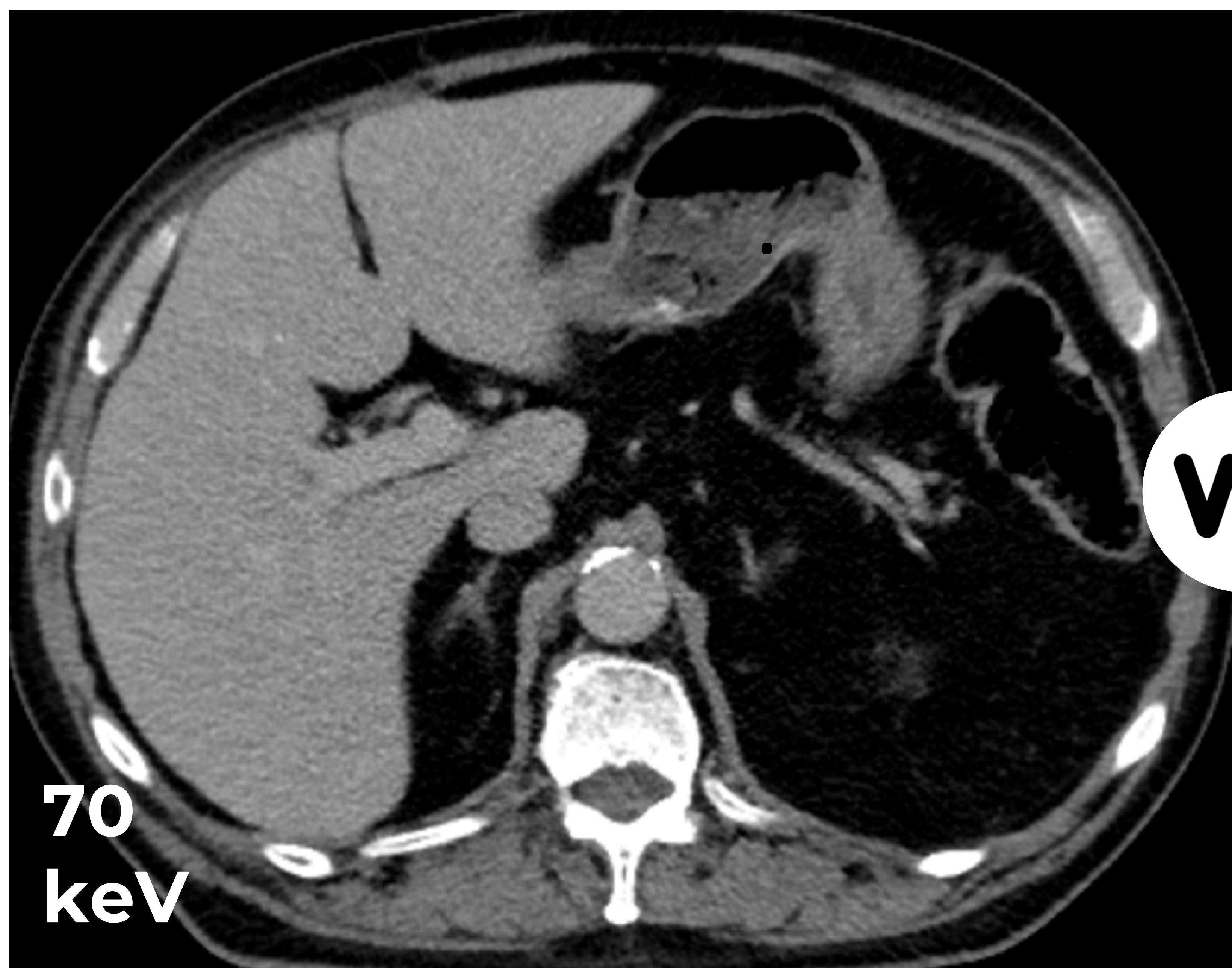
Ahora bien, ¿**Cómo emplearlos?**

! ¡*Recuerda!* Las **bajas energías potencian** la captación de **iodo**, por lo que estos mapas se podrán emplear en:

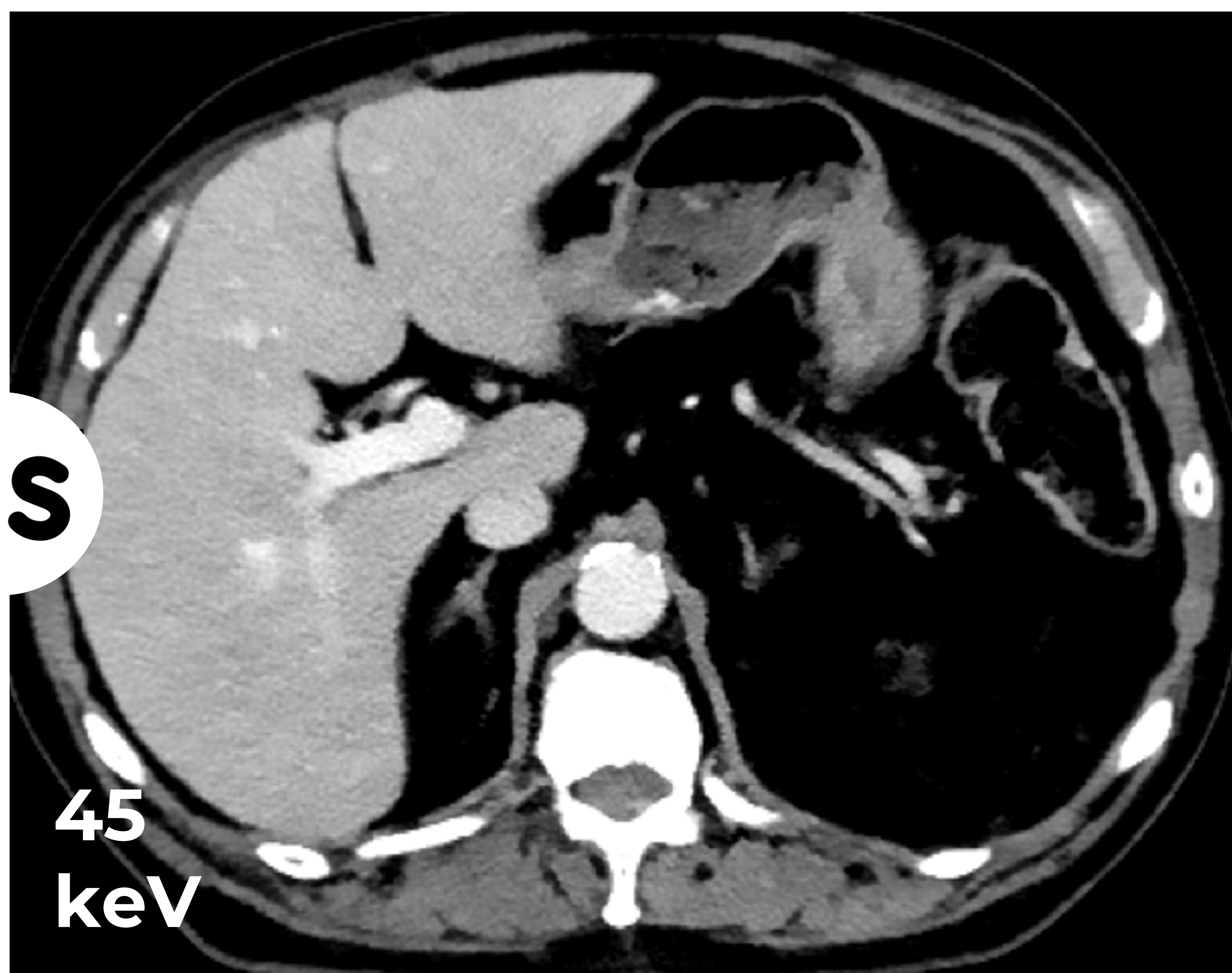
- ➔ Detección de lesiones hipervasculares.
- ➔ Estudios angiográficos.
- ➔ Estudios poco contrastados.



1. **Ejemplo 1:** Lesión focal en segmento hepático II/IV (flechas). Nótese la diferencia entre la imagen convencional (izquierda) y a bajos kV (derecha), resultando mucho más evidente en esta última. Revisar **los mapas monocromáticos a bajas energías** nos ayuda a **detectar lesiones hipervasculares** que pueden resultar **sutiles** en la adquisición **convencional**.

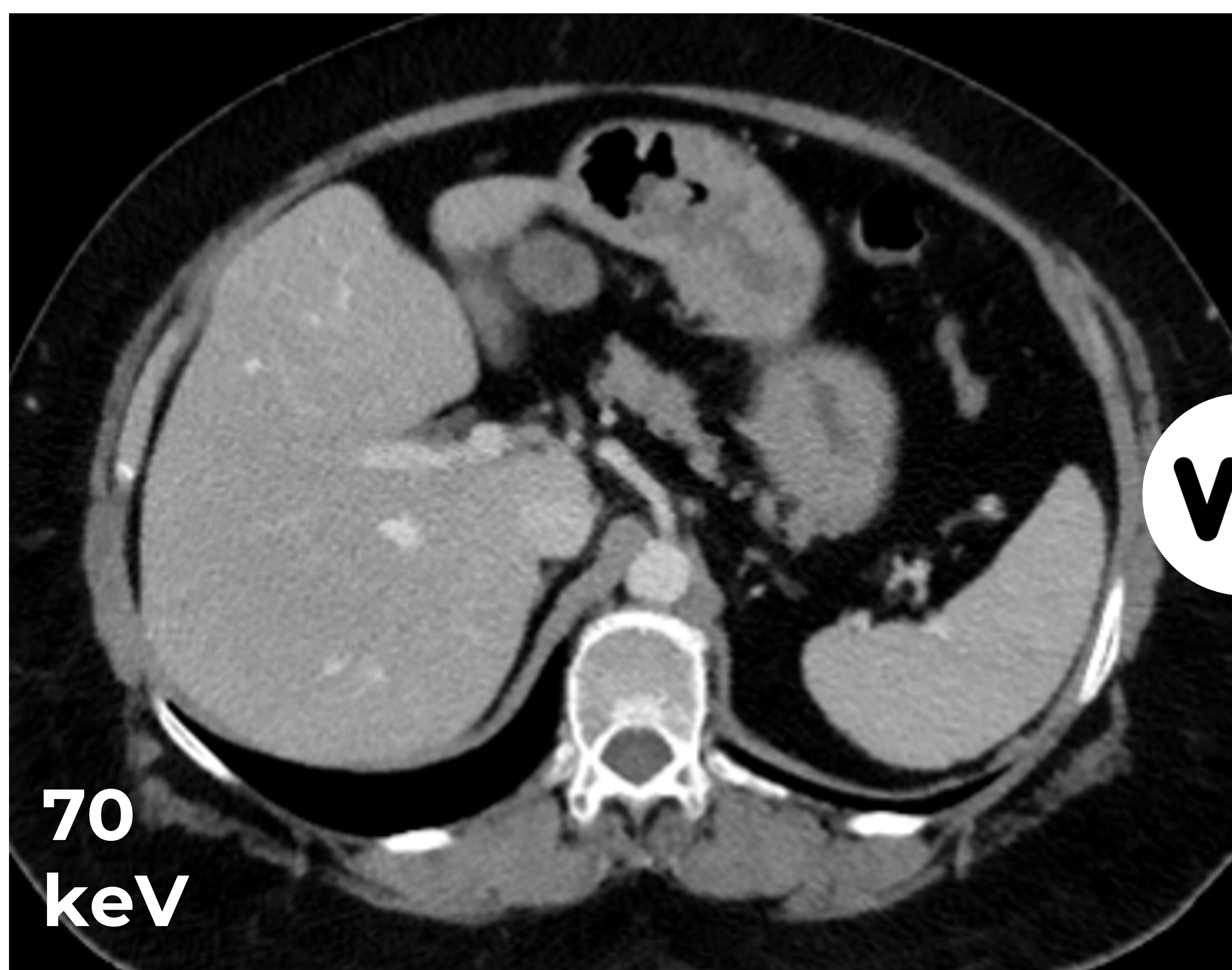


VS

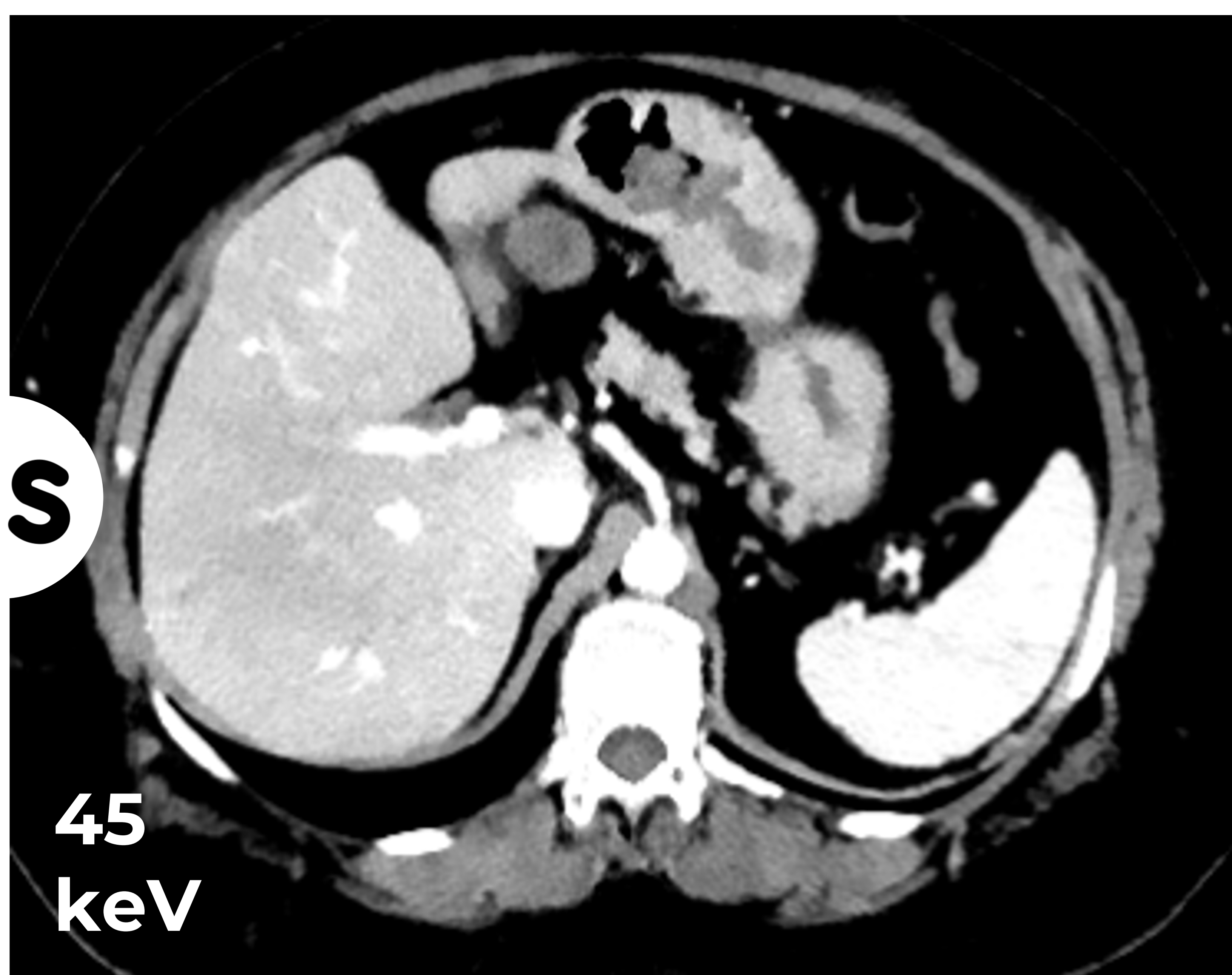


2.

Ejemplo 2: Comparativa entre dos imágenes de una TC abdominopélvica en fase portal a 70 keV (izquierda) y a 45 keV (derecha). Como se puede comprobar, el estudio convencional resulta de calidad subóptima dado que no se encuentra correctamente contrastado, algo que se consigue corregir mediante el mapa a 45 keV (derecha). Los mapas a **bajos kV** permiten **valorar estudios poco contrastados, aumentando la capacidad diagnóstica** de la prueba y **evitando la repetición de estudios**.



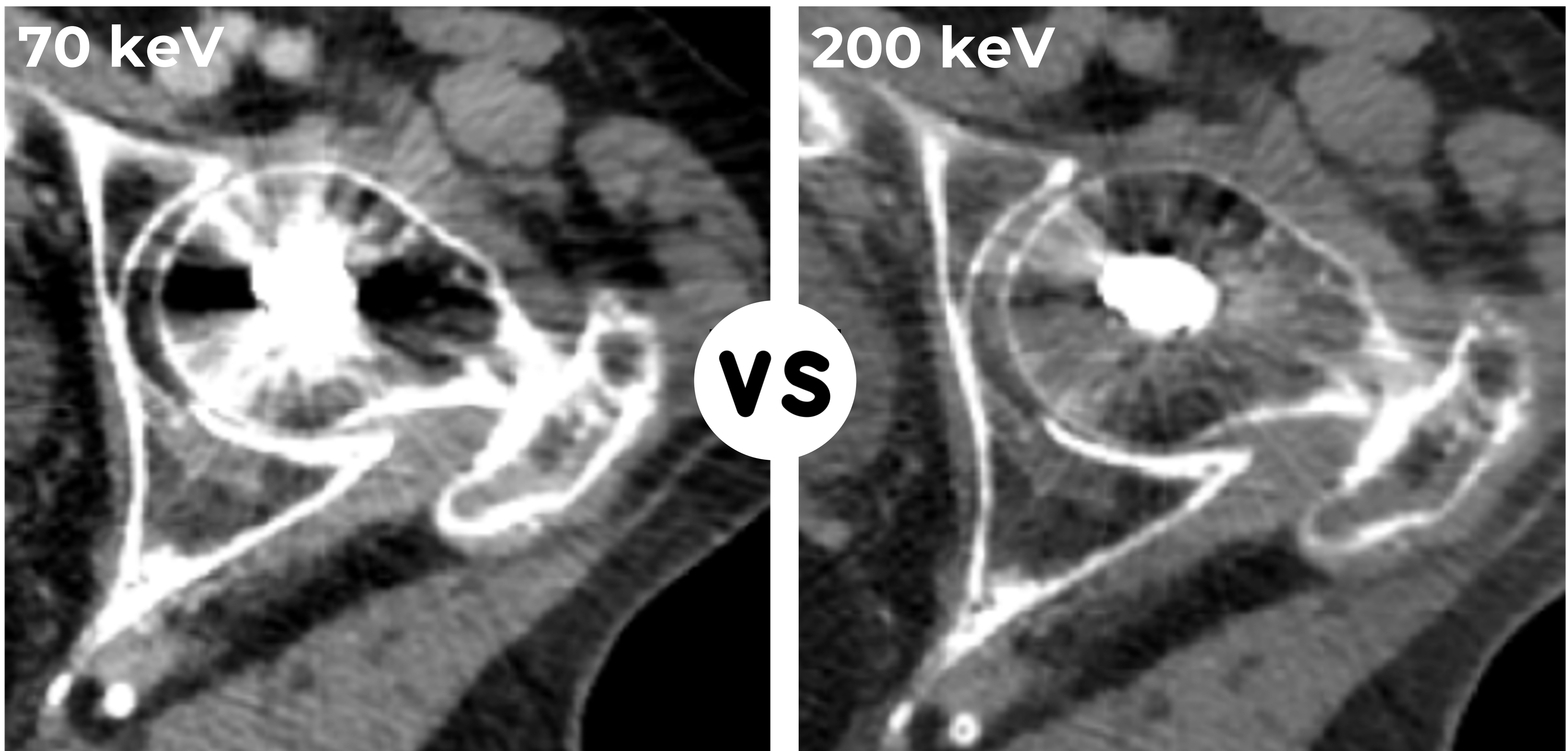
VS



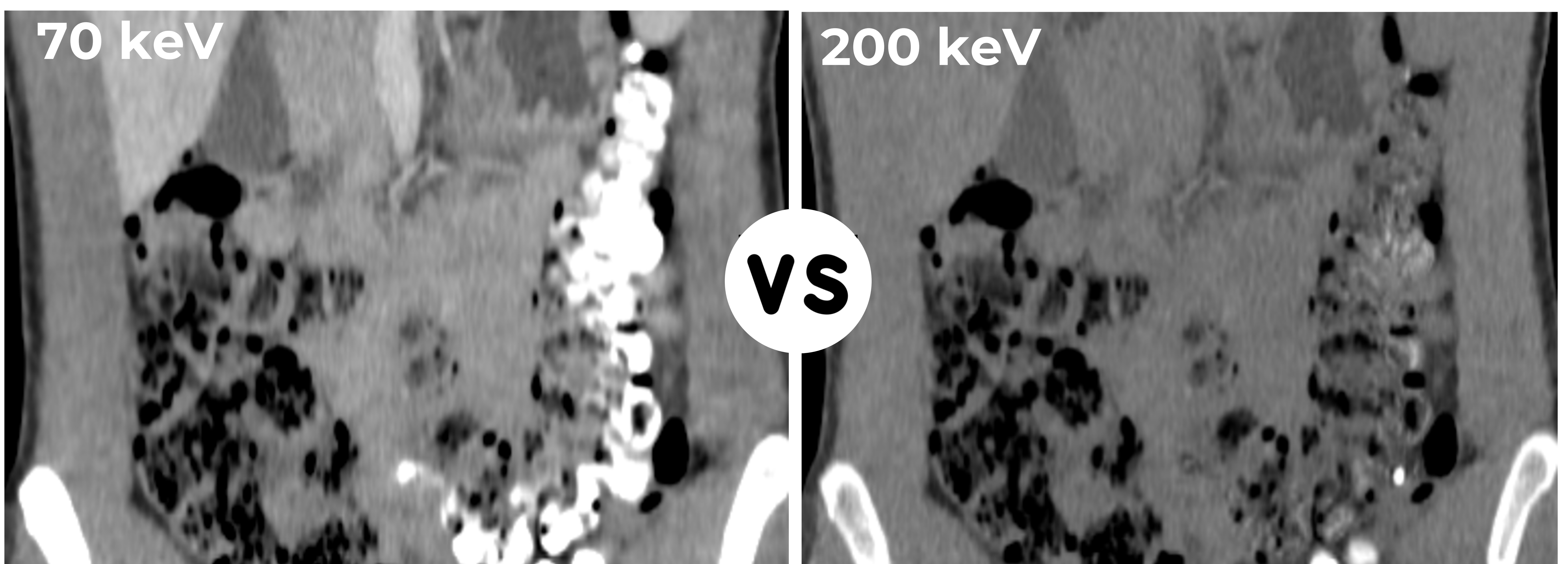
3.

Ejemplo 3: Se muestran dos cortes axiales de una TC de abdomen y pelvis a 70 keV (izquierda) y a 45 keV (derecha). Nótese cómo a **bajas energías**, al **potenciar** la captación de **iodo**, estarán **potenciadas** las **estructuras vasculares** simulando así un **estudio angiográfico de forma virtual**.

! Las **altas energías** consiguen **reducir artefactos** de endurecimiento del haz.



1. **Ejemplo 1:** Se muestra una comparativa de dos imágenes de TC a nivel de la articulación coxofemoral izquierda en paciente con material de osteosíntesis, a 70 keV (izquierda) y a 200 keV (derecha). Nótese cómo las **altas energías reducen** notablemente los **artefactos metálicos**, haciendo más valorable en este caso la región pélvica.



2. **Ejemplo 2:** Se muestran dos cortes coronales de una TC abdominopélvica en paciente con restos de bario de EGD previo reciente, a 70 keV (izquierda) y a 200 keV (derecha). Los **mapas monocromáticos a altas energías** consiguen **reducir** el efecto de **artefactos producidos por materiales de alta densidad** como el bario, consiguiendo un estudio **más valorable** y de **mayor calidad para el diagnóstico**.

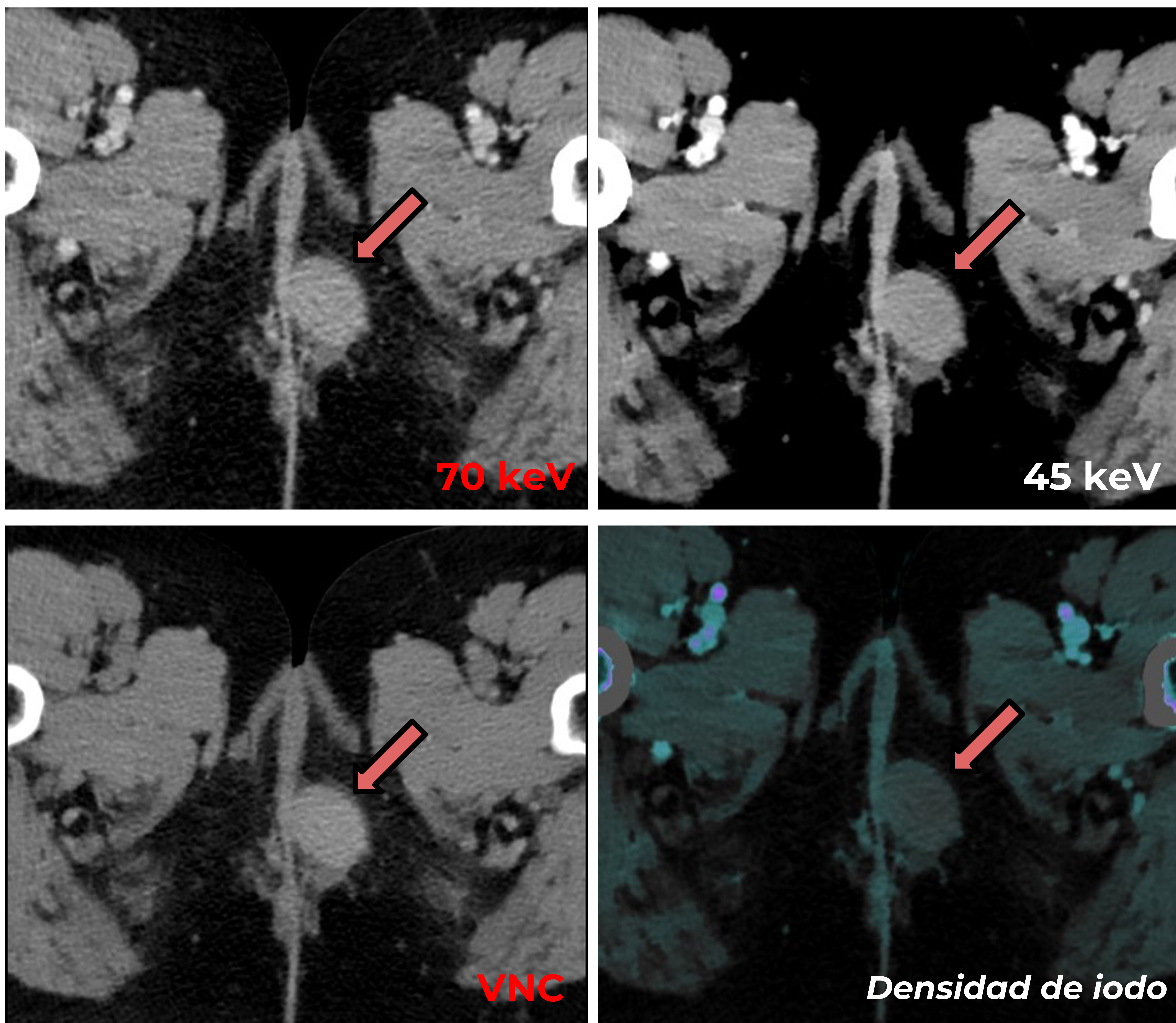
Imágenes sin contraste virtual

En el mapa sin contraste virtual/virtual non contrast (VNC) queda eliminado el yodo, obteniendo imágenes que simulan una fase sin contraste, planteando la posibilidad de suprimir el estudio basal reduciendo así la dosis de radiación del paciente.

¿En qué casos se podrán utilizar?

! *¡Recuerda!* En determinadas ocasiones será necesario una **fase basal** para la **correcta caracterización de determinados hallazgos**. El mapa sin contraste virtual será de utilidad en estos casos, a tener en cuenta aquellos hallazgos incidentales donde no se dispone de una adquisición sin contraste.

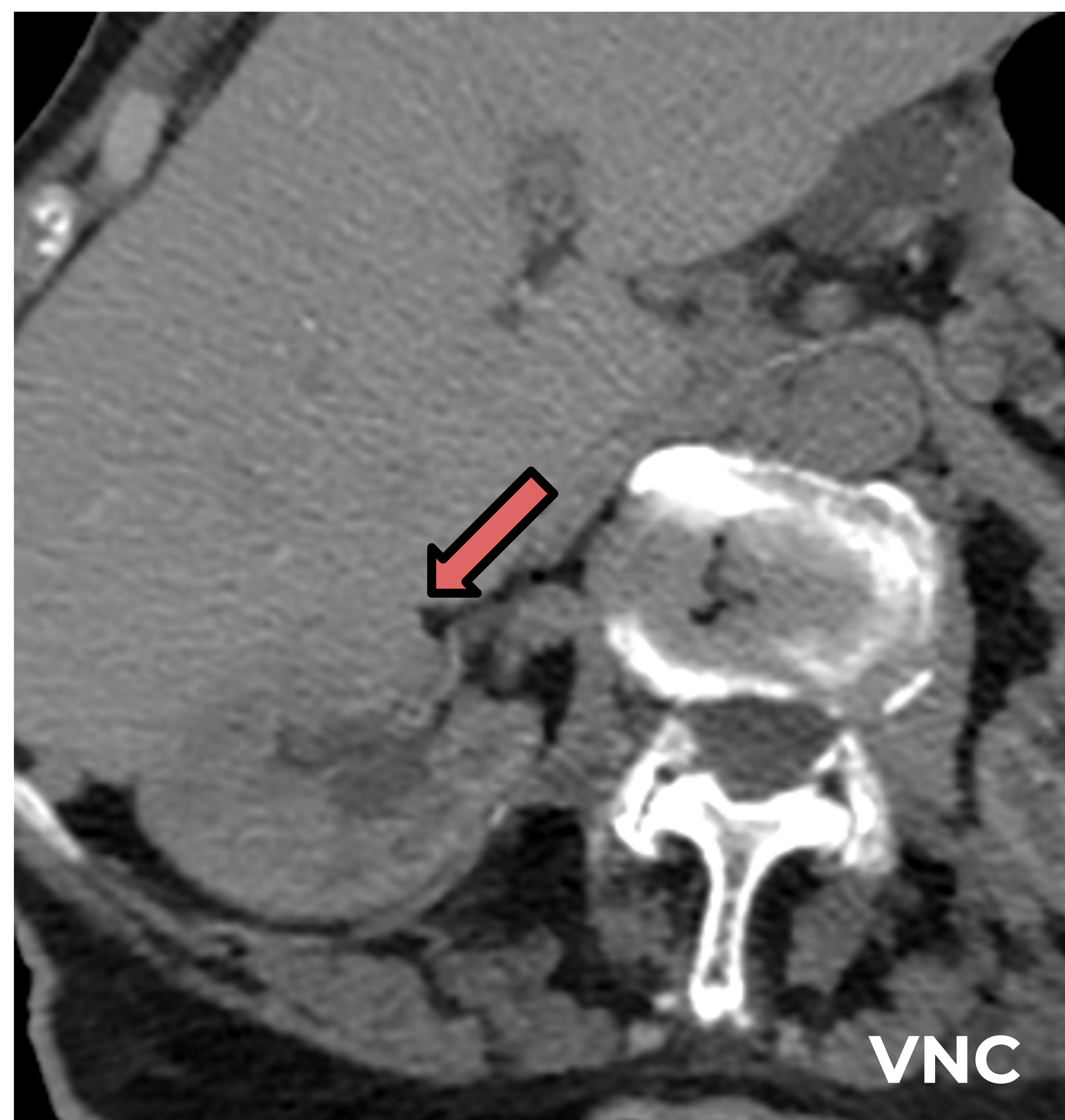
- ➔ Detección de litiasis y calcificaciones.
- ➔ Diferenciación de focos de extravasación de contraste vs. material quirúrgico en pacientes postquirúrgicos.
- ➔ Diferenciación de contenido en sistema excretor (tumoración vs detritus o coágulos).
- ➔ Caracterización de lesiones renales (quiste complicado vs lesión sólida).



1.

Ejemplo 1: Se muestran varias imágenes de TC a nivel de la región perianal, donde se objetiva una lesión nodular en región perineal anterior izquierda, hiperdensa en el estudio convencional (superior izquierda). Revisando las **imágenes virtuales sin contraste** (inferior izquierda) se demuestra que **presenta contenido denso antes de la administración de contraste**.

Adicionalmente se pueden revisar los mapas a 45 keV (superior derecho) y de densidad iodo (inferior derecho) con los que se comprueba que la atenuación es similar al convencional y no existe aumento en la cantidad de iodo. Todo ello nos indica que la lesión no capta contraste y es **compatible** con un **quiste de bartolino con contenido denso**.



2.

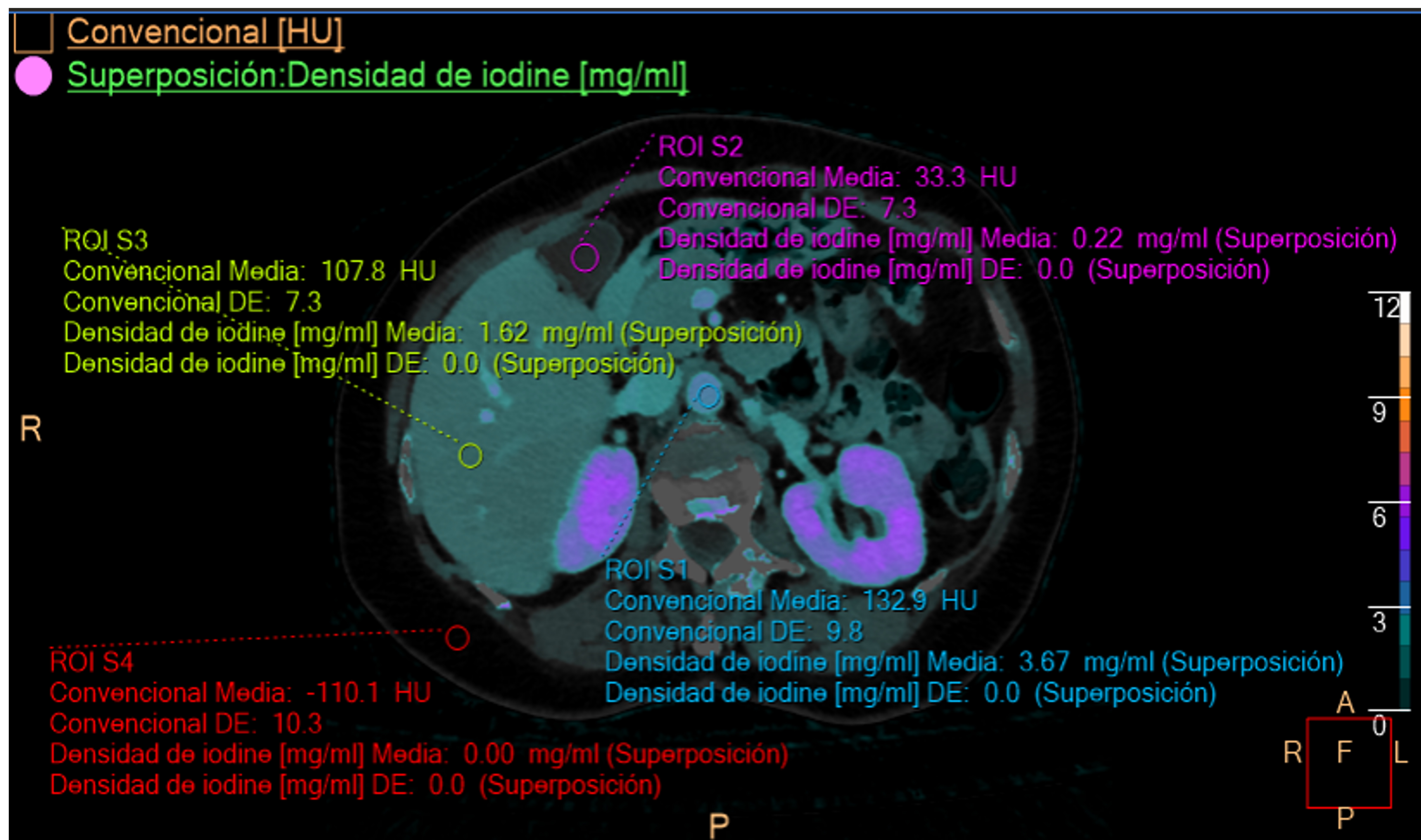
Ejemplo 2: Se muestran cortes axiales de una TC de abdomen y pelvis donde se visualiza una lesión cortical indeterminada en el polo superior del riñón derecho (izquierda). En el **mapa virtual sin contraste** (derecha) se puede comprobar que se trata de **contenido denso**, sin variación en la atenuación de la lesión, lo que permite **confirmar** que se trata de un **quiste complicado** y no de una lesión sospechosa, sin la necesidad de pruebas complementarias optimizando así el estudio.

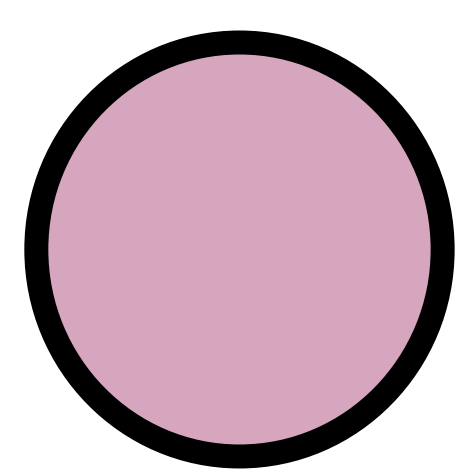
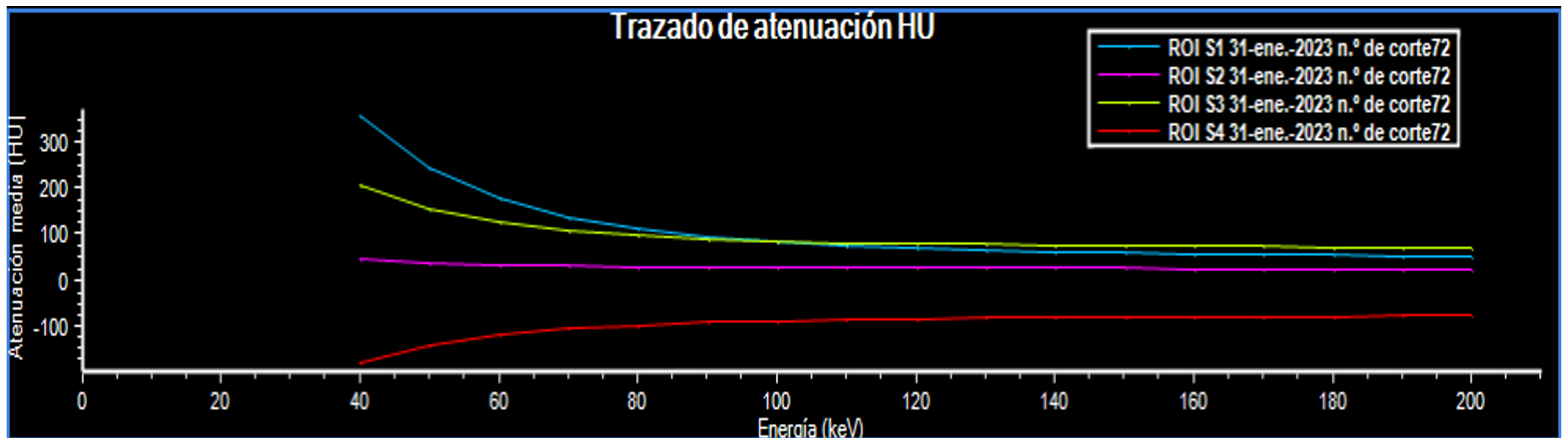
Mapas de densidad de yodo

Representan la distribución de la captación de yodo superpuesta a la imagen sin contraste virtual. Permiten cuantificar la captación en estructuras vasculares y en tejidos, así como en potenciales lesiones, medida en mg/ml. En función del equipo, por encima de 0,5-1 mg/ml se puede considerar que existe captación significativa.

¿Para qué se puede utilizar?

- ➔ Valoración de respuesta en tratamientos ablativos.
- ➔ Delimitación de lesiones tumorales y grado de infiltración vascular.
- ➔ Diferenciación trombo tumoral vs trombo de fibrina o coágulo.
- ➔ Captación en procesos inflamatorio/infecciosos.





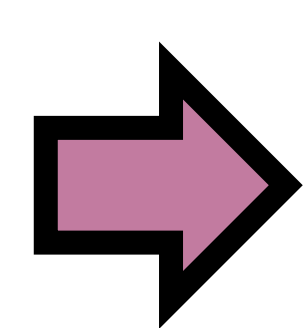
Ejemplo de **curvas espectrales** en aorta abdominal (azul), parénquima hepático (amarillo), bilis (rosa) y grasa subcutánea (rojo). Mediante las curvas espectrales se obtiene un gráfico que mide la atenuación del haz de rayos en un rango de niveles energéticos monocromáticos (40 - 200keV). Puede ayudar en la **caracterización de materiales** utilizando su **curva característica**.

Véase cómo la atenuación del yodo aumenta a bajas energías, a medida que nos aproximamos a su número atómico (lo podemos comprobar en la curva azul con ROI en la aorta abdominal, por su mayor contenido en yodo). Esto difiere de la curva del líquido (rosa), plana y estable, y de la de la grasa (rojo), con caída de señal característica a bajos kV.

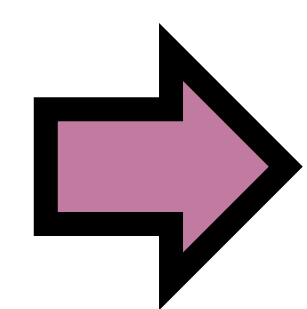
Z efectivo

Mapa a color en el que cada elemento estará representado en función de su número atómico.

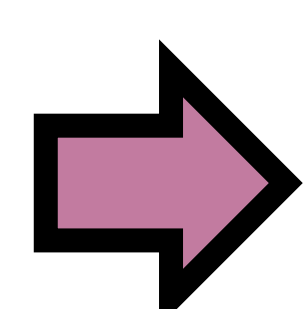
¿Cómo utilizarlo?



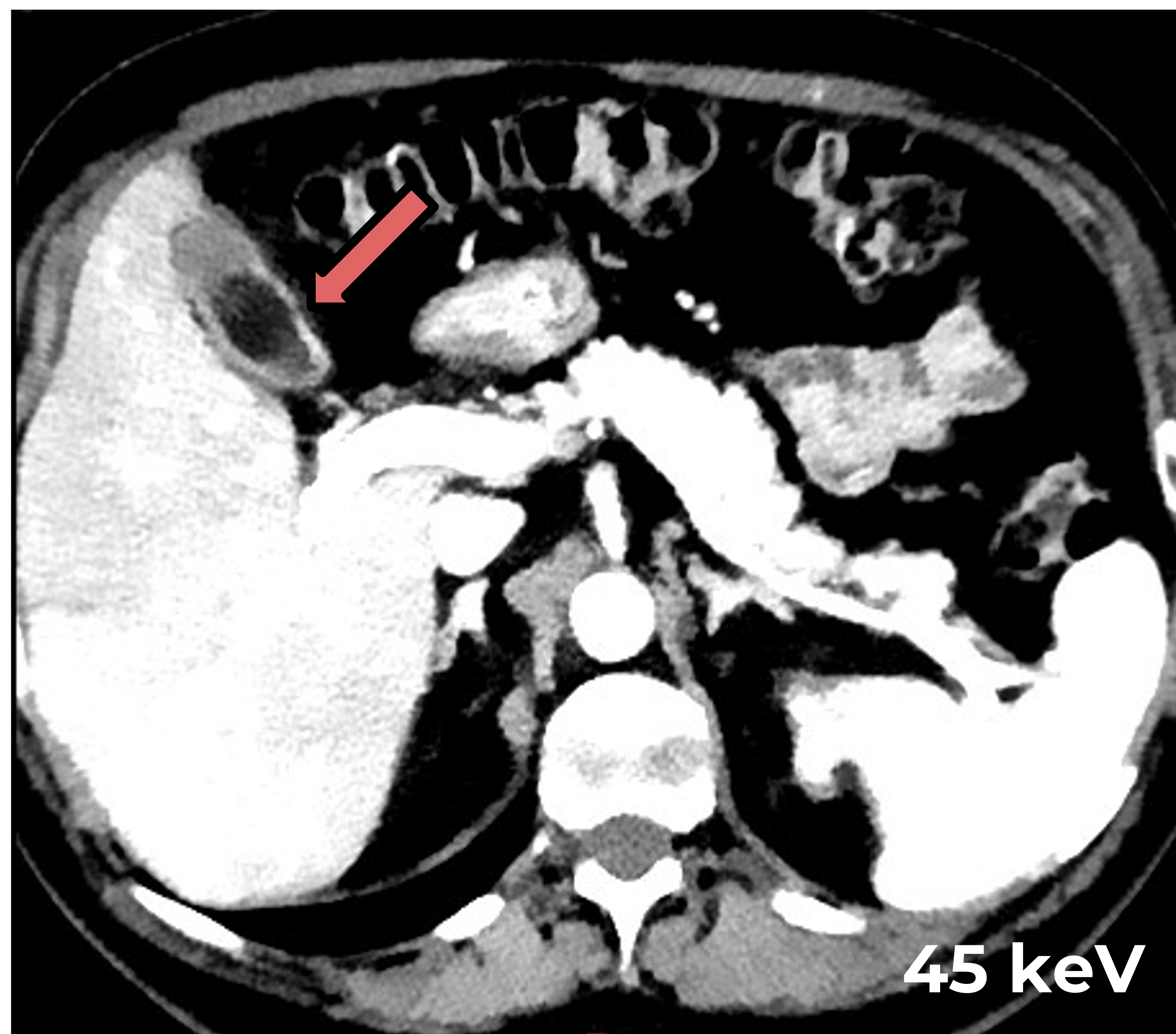
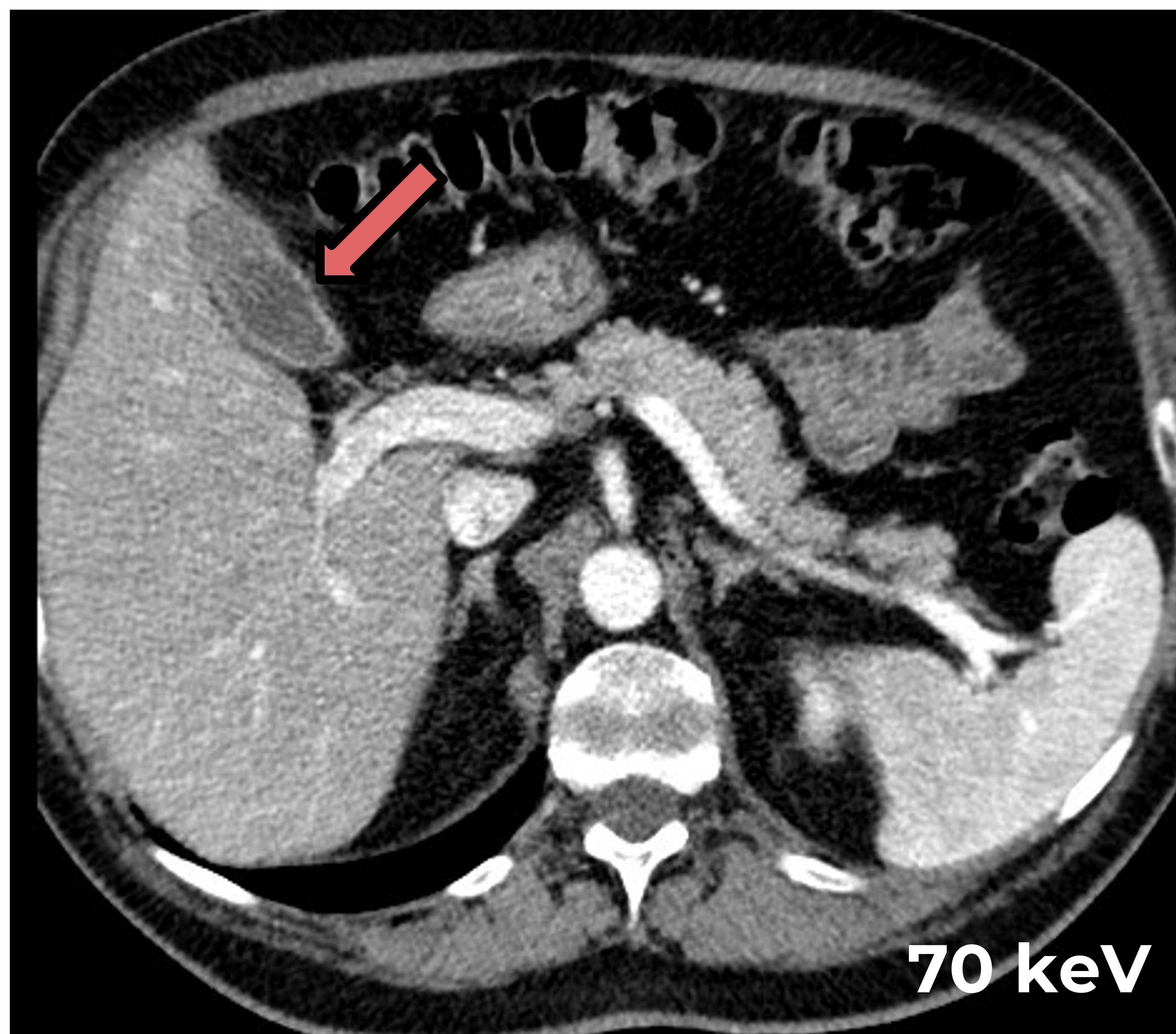
Caracterización de lesiones a través de su composición.



Detección de contenido litiásico en la vía biliar.



Análisis de las litiasis urinarias.

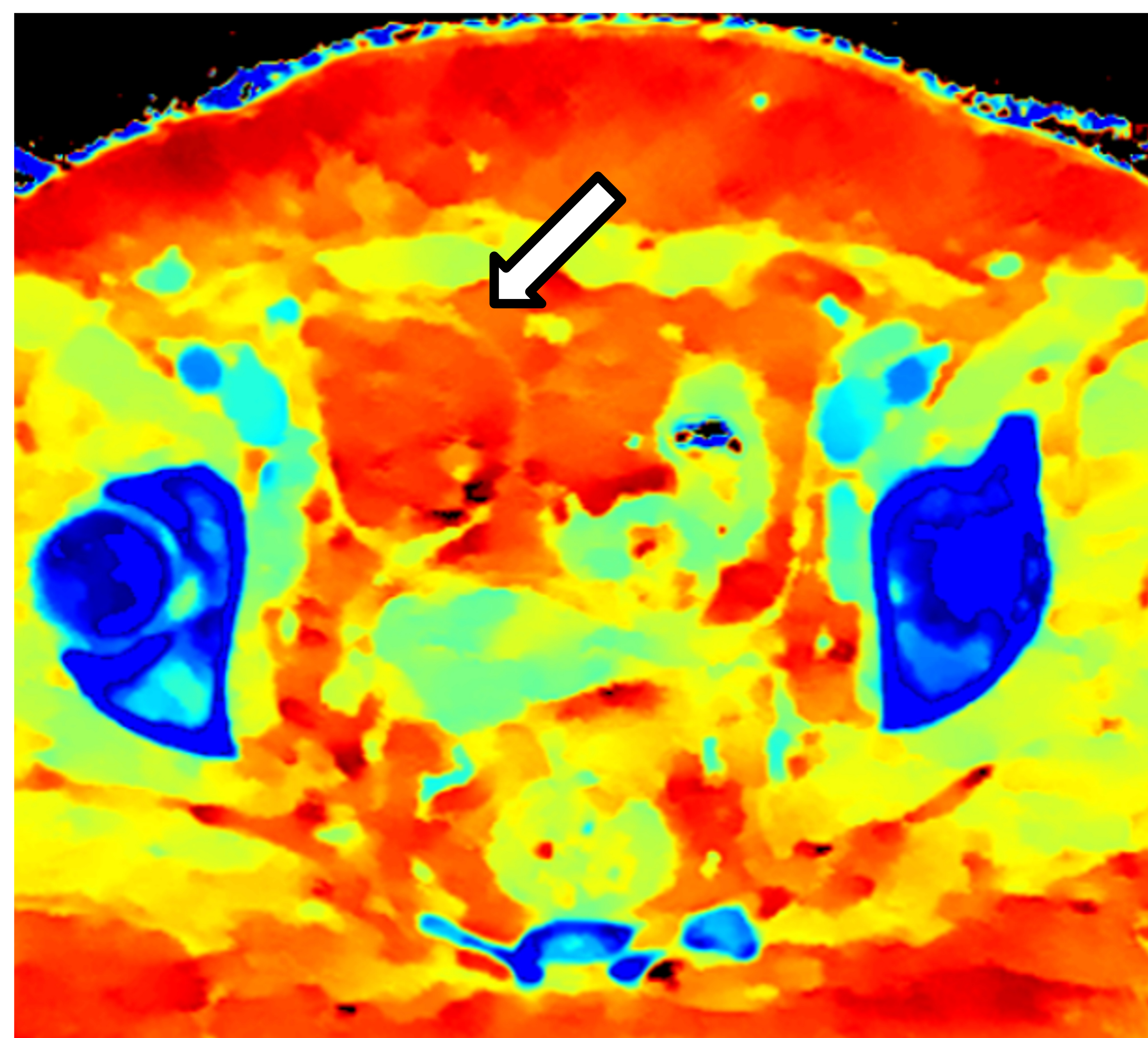
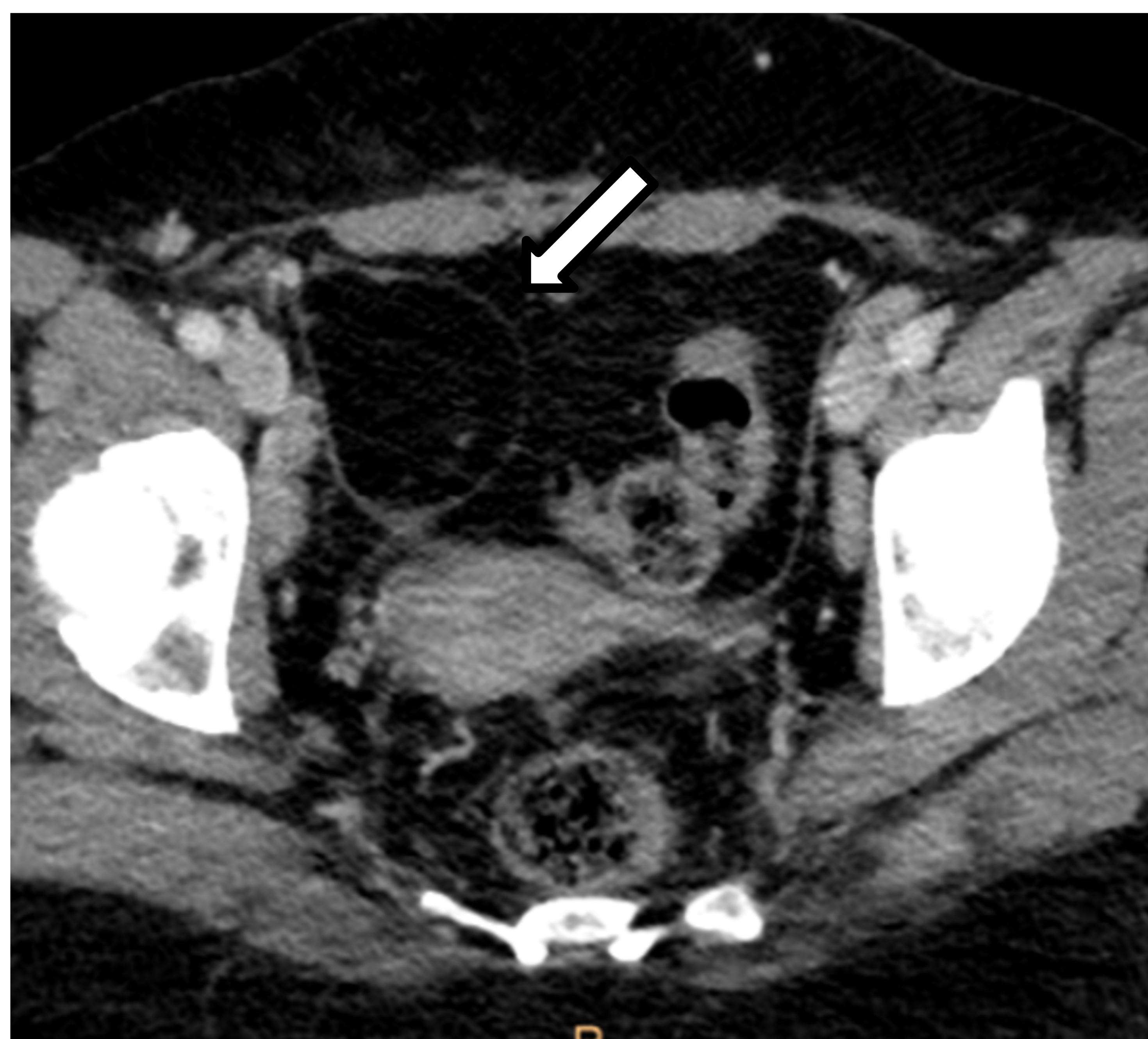


1.

Ejemplo 1: Imágenes axiales de una TC a nivel del abdomen superior a 70 keV (izquierda) y a 45 keV (derecha). En la primera se puede visualizar de forma sutil diferente atenuación en el interior de la vesícula biliar. A bajas energías la diferencia se hace más notable, intuyendo la presencia de contenido.



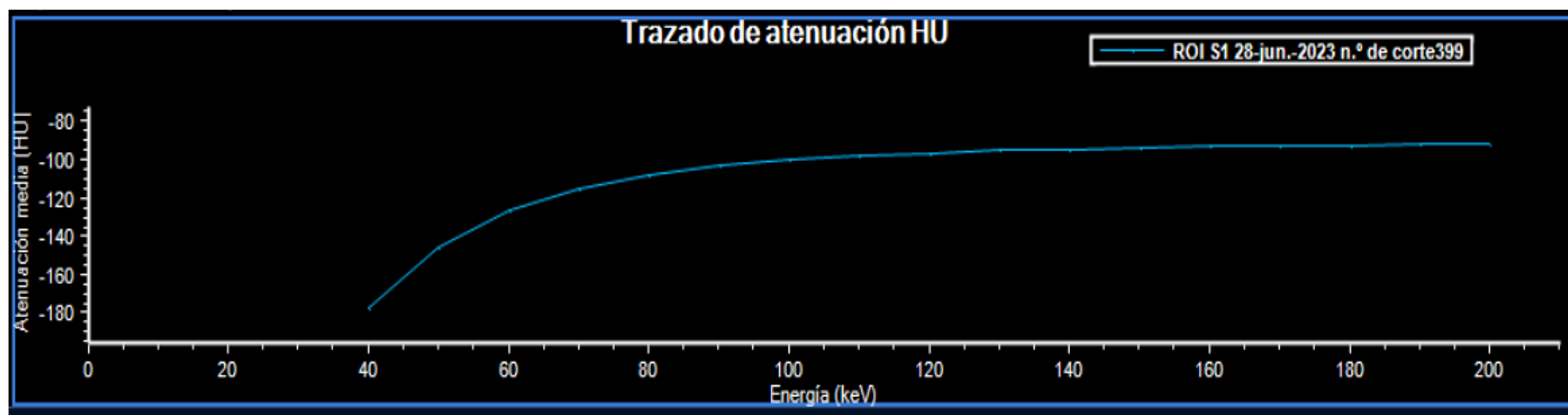
Al consultar el mapa Z efectivo (derecha) se puede comprobar la existencia de contenido con distinto número atómico respecto a la bilis y similar respecto a la grasa intraabdominal, compatible con **litiasis de colesterol** en el interior de la **vesícula biliar**. Sin la ayuda de los mapas de reconstrucción podría haber pasado desapercibida en el estudio convencional.

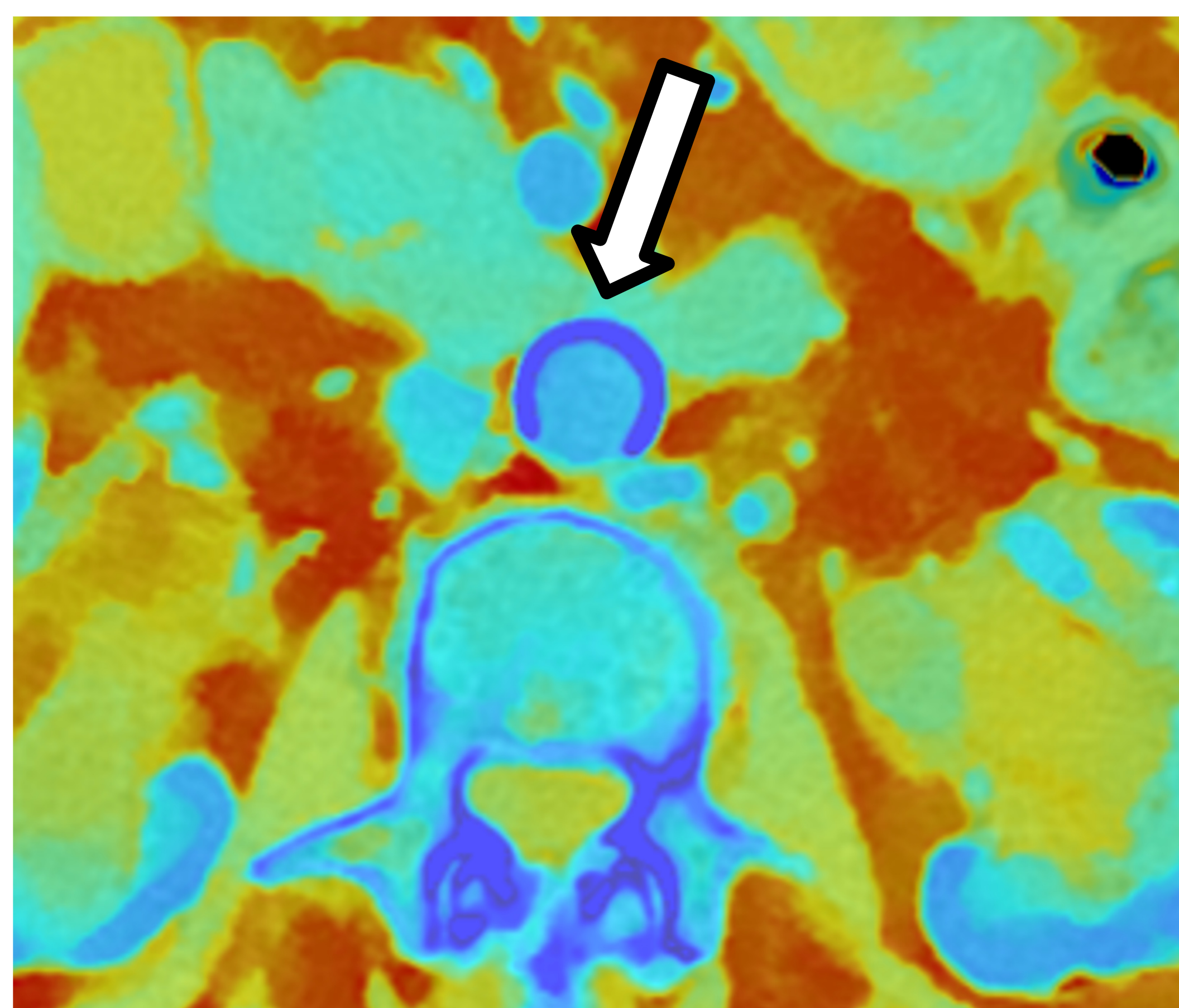


2.

Ejemplo 2: Cortes axiales de TC a nivel de la pelvis en imagen convencional (izquierda) y mapa Z efectivo (derecha). Se objetiva una lesión bien delimitada de **atenuación grasa** en localización anexial derecha. Con el **mapa Z efectivo** confirmamos que su contenido presenta el mismo color, y, por tanto, **misma composición que la grasa subcutánea**, todo ello concordante con **teratoma** ovárico.

! En este mismo caso se pueden consultar las **curvas espectrales**, que demuestran la **caída de señal** característica de la **grasa a bajas energías**.





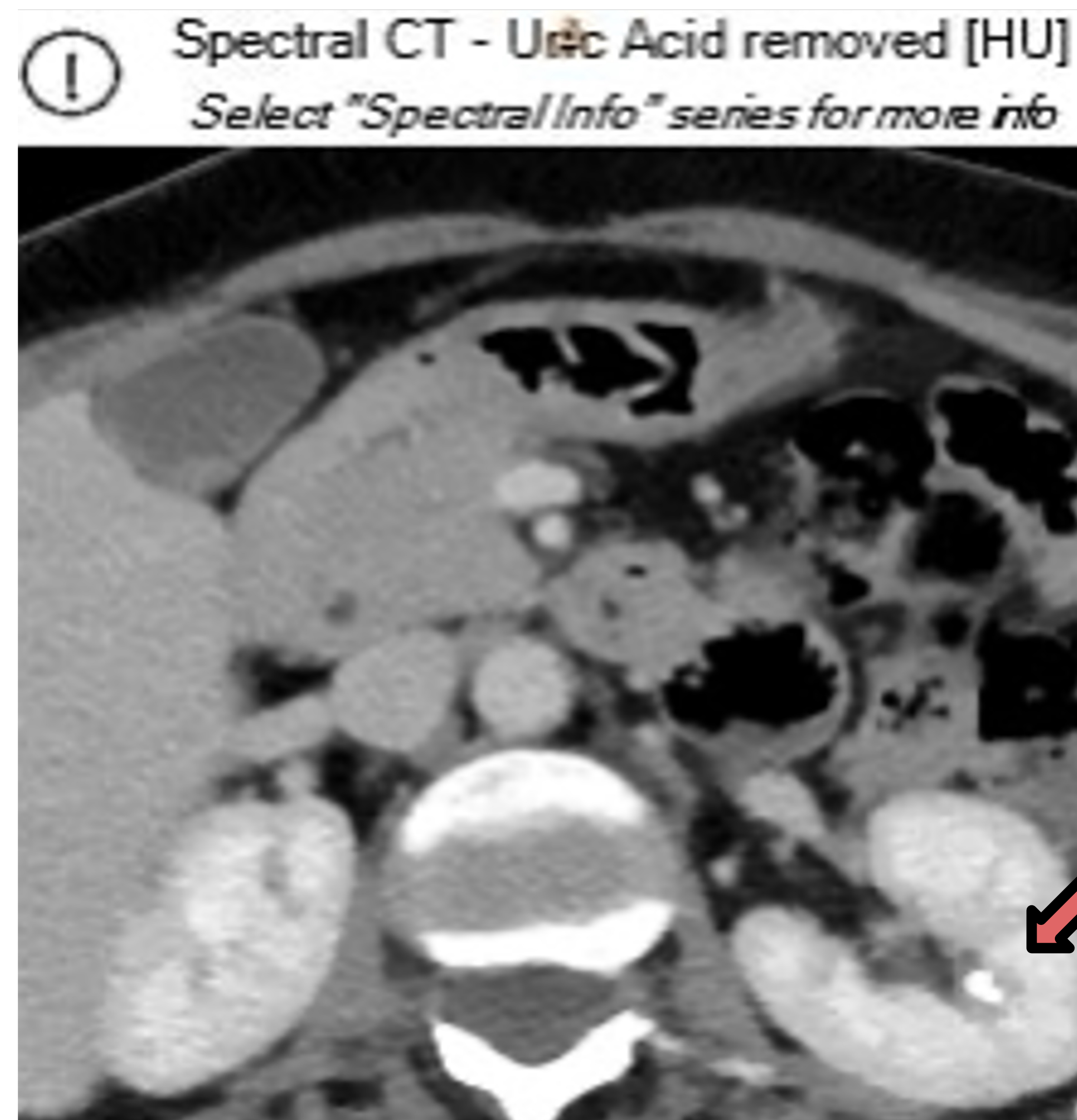
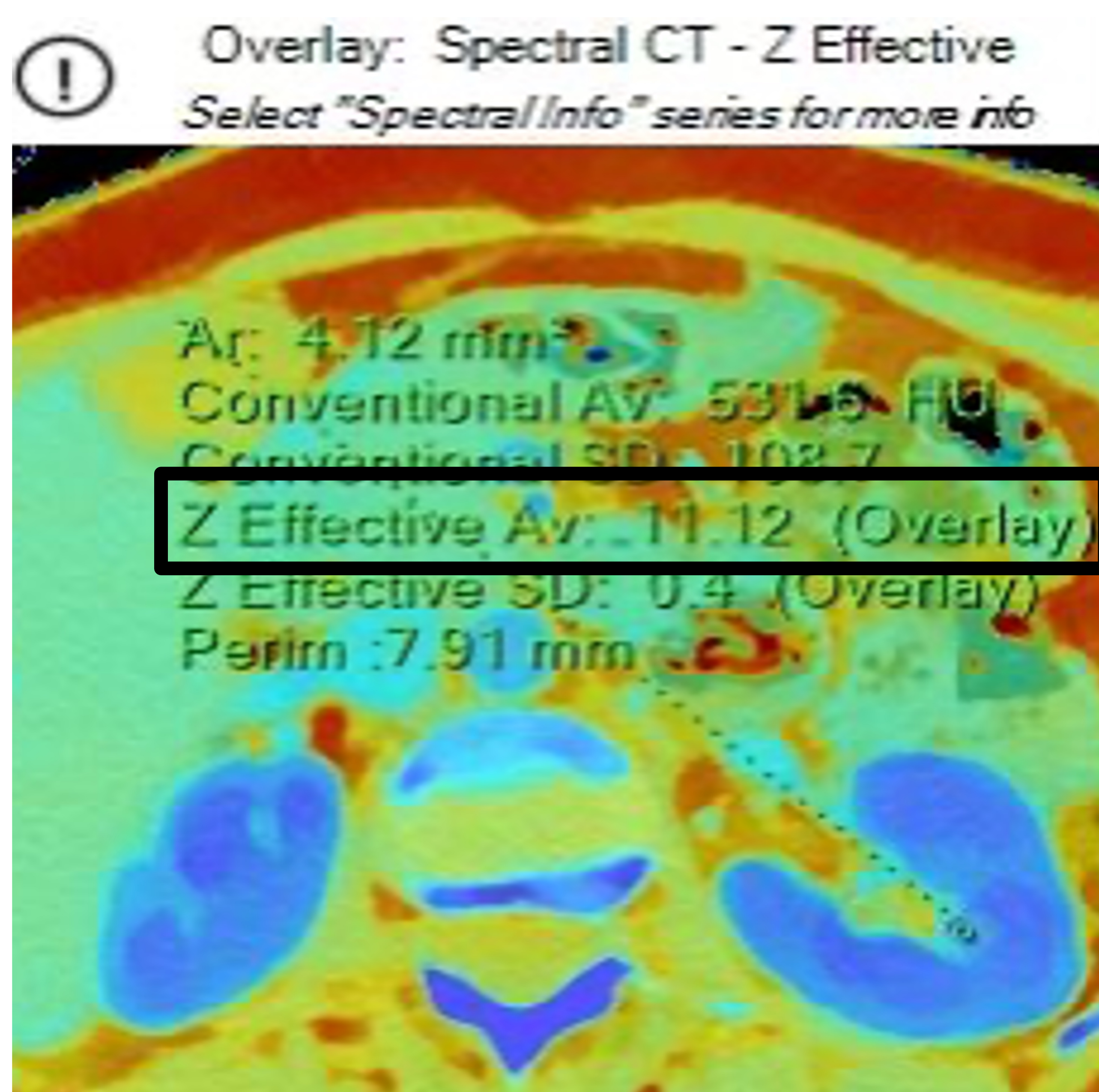
! El **mapa Z efectivo** puede ayudar a una mejor **delimitación** y caracterización de la **composición** de las **placas** de **ateromatosis**.

Sustracción de ácido úrico

Mapas en los que se eliminan selectivamente estructuras compuestas por ácido úrico. Fundamentalmente se utilizarán en el estudio de **cálculos urinarios**.

También existen mapas que de forma selectiva muestran la estructura compuesta por ácido úrico, podrán emplearse igualmente en la clasificación de las litiasis.

! ¡Ojo! Este análisis presenta limitaciones en cálculos de muy pequeño tamaño y en casos de composición mixta.



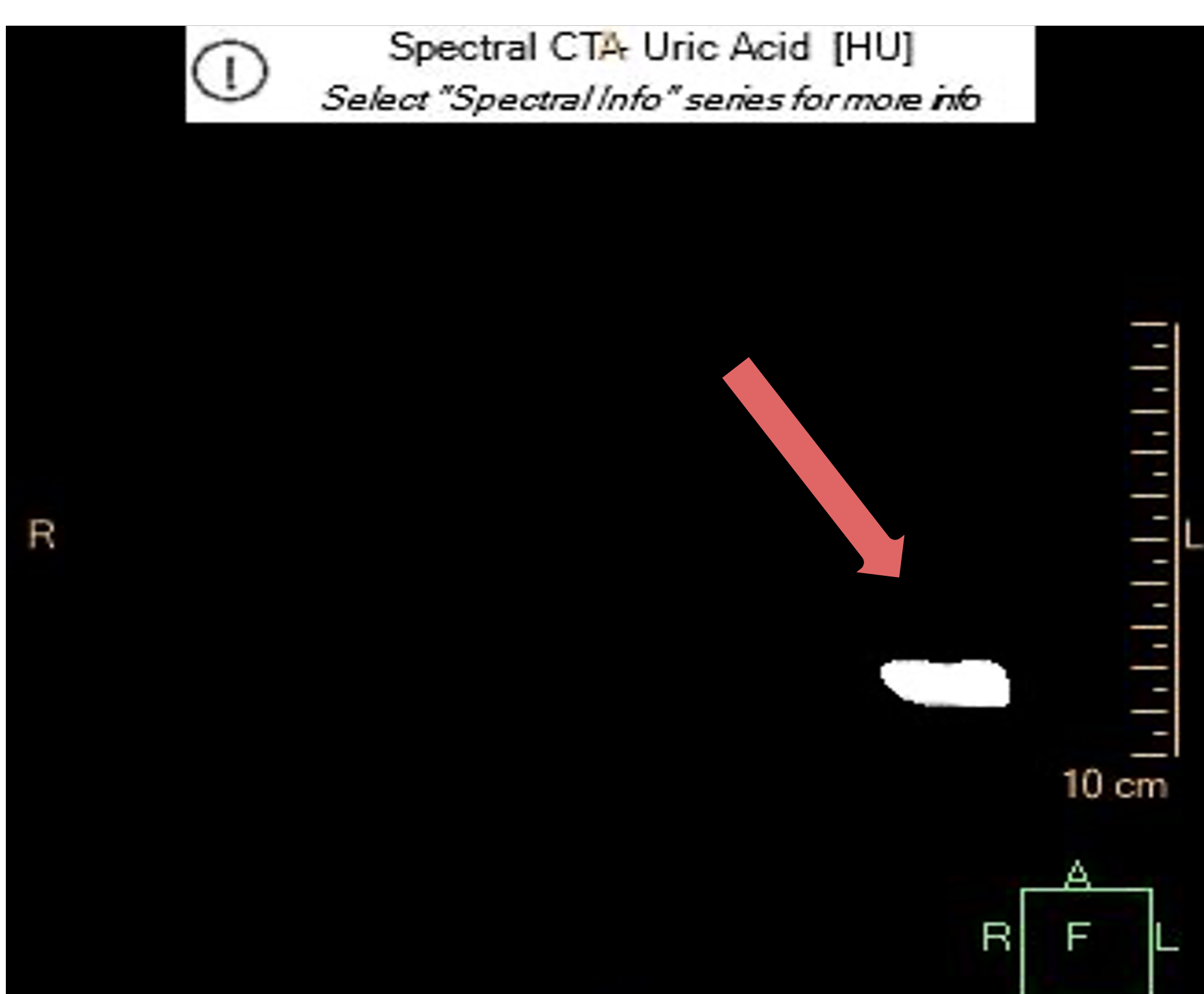
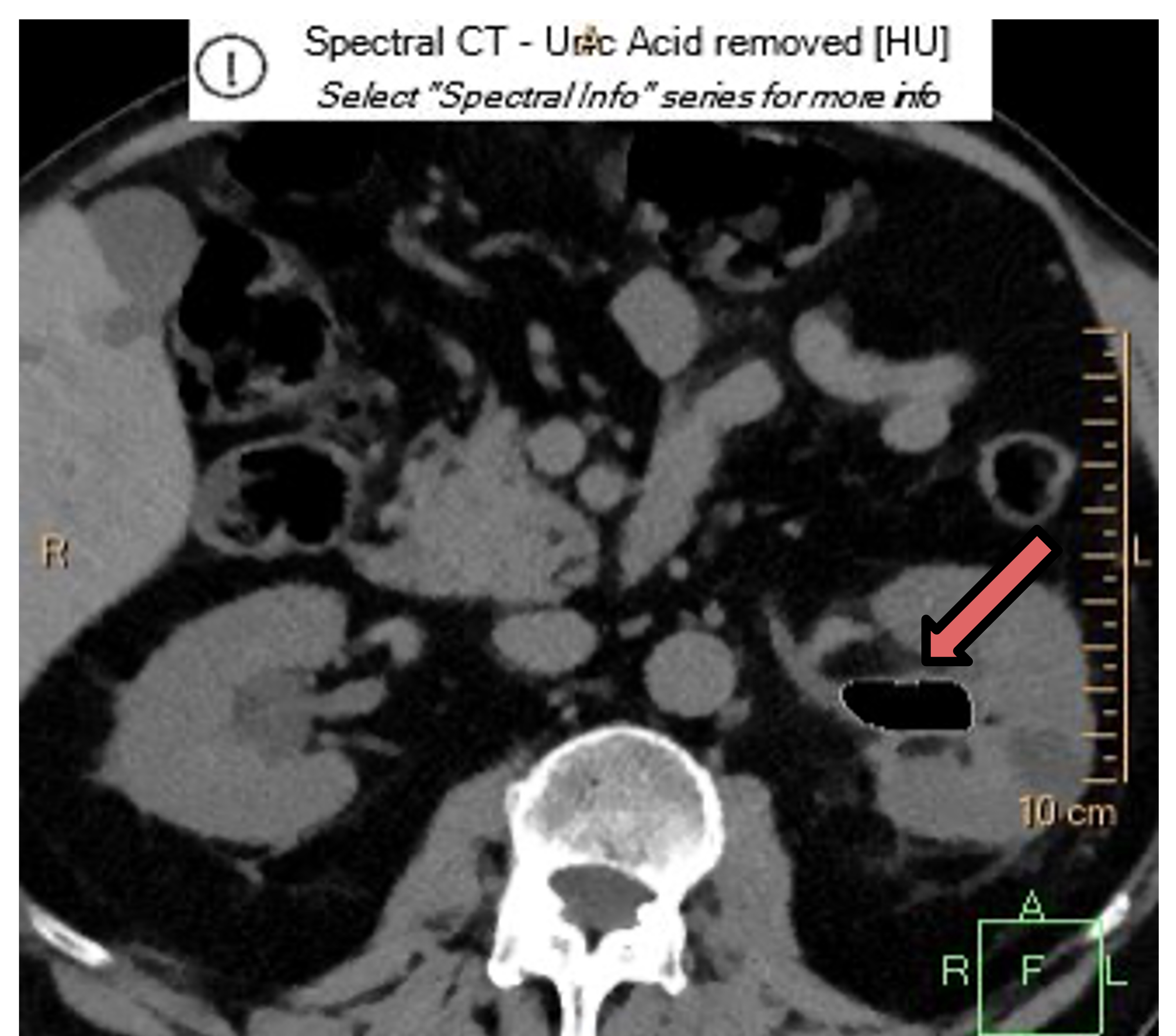
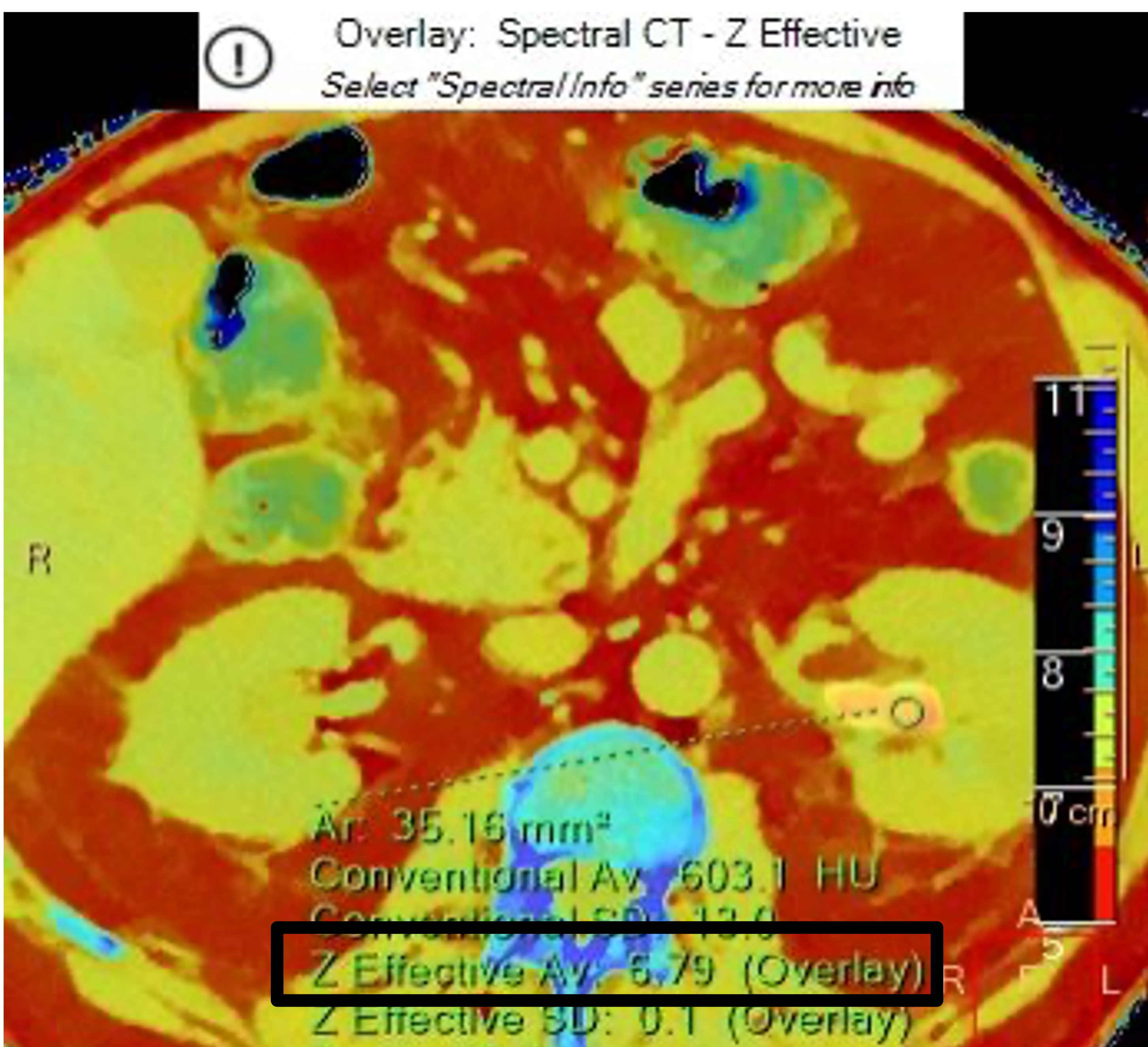
1.

Ejemplo 1: Caracterización de una **nefrolitiasis izquierda de características cálcicas**. Un número Z efectivo **> 7-8 orienta a naturaleza cálcica**, en este caso se obtiene un valor de 11,12 (izquierda). Además, se puede comprobar cómo la litiasis persiste en el mapa de sustracción de ácido úrico (derecha).



2. **Ejemplo 2:** Caracterización de una **litiasis coraliforme izquierda** con características compatibles con **ácido úrico**.

En la imagen convencional (izquierda) se observa una voluminosa estructura de alta atenuación en pelvis renal izquierda compatible con litiasis coraliforme (flecha). Un número Z efectivo **< 7-8 orienta a composición de ácido úrico**, en este caso se obtiene un valor de 6,79 (inferior izquierda). Además, queda totalmente **suprimida** en el **mapa de sustracción de ácido úrico** (inferior derecha).



* También se muestra el mapa sólo ácido úrico (izquierda), en el que únicamente se verá la litiasis coraliforme (flecha).

CONCLUSIONES



La **TC espectral** adquiere progresivamente más papel en los servicios de Radiología, por lo que es fundamental conocer **cómo funciona** esta modalidad de imagen y su **potencial** como **herramienta diagnóstica**.



Mediante la energía dual se puede conseguir la diferenciación de materiales distintos gracias al uso de dos espectros energéticos diferentes. Con la TC convencional, dos estructuras independientes pueden mostrar similares valores de atenuación al ser expuestas a un único nivel energético, impidiendo su discriminación.



Los principales equipos disponibles para su adquisición son los métodos basados en **detección** (*Dual layer detector, Photon counting*) y los basados en **emisión** (*Dual source, Rapid kV switching, Split filter*).



En estos estudios se obtienen las imágenes de TC convencionales, además de una serie de **reconstrucciones espectrales** (**mapas monoenergéticos** y **mapas de descomposición de materiales**). Su uso adecuado en cada caso aportará información diagnóstica, además de mejorar la optimización de los estudios, evitando en algunos casos la realización de pruebas complementarias.

REFERENCIAS

- Adam, S. Z, Rabinowich, A., Kessner, R., & Blachar, A. (2021). Spectral CT of the abdomen: Where are we now? Insights into imaging, 12 (1), 138. Doi:10.1186/s13244-021-0108-7
- Borges, A. P., Antunes, C., & Caseiro-Alves, F. (2023). Spectral CT: Current Liver Applications. *Diagnostics*, 13(10), 1673. Doi:0.3390/diagnostics13101673.
- Borges, A. P., Antunes, C., & Curvo-Semedo, L. (2023). Pros and Cons of Dual-Energy CT Systems: “One Does Not Fit All.” *Tomography*, 9(1), 195–216. Doi:10.3390/tomography9010017.
- Fernández-Pérez, G.C., Fraga Piñeiro, C.; Oñate Miranda, M., Díez Blanco, M., Mato Chaín, J., & Collazos Martínez, M.A. (2022). Energía dual en TC. Consideraciones técnicas y aplicaciones clínicas. *Radiología*, 64(5), 445-455. Doi:10.1016/j.rx.2022.06.007.
- Fornaro, J., Leschka, S., Hibbeln, D., Butler, A., Anderson, N., Pache, G., ... Stolzmann, P. (2011). Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging. *Insights into imaging*, 2(2), 149-159. Doi:10.1007/s13244-010-0057-0.
- Johnson, T. R. C. (2012). Dual-energy CT: General principles. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 199(5_supplement), S3–S8. Doi:10.2214/ajr.12.9116.
- Silva, A.C, Morse, B.G., Hara, A.K., Paden, R.G., Hongo, N., & Pavlicek, W. (2011). Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 31(4), 1031-1046; discussion 1047-50. Doi:10.1148/rg.314105159.