

37 Congreso
Nacional
CENTRO DE
CONVENCIONES
INTERNACIONALES

Barcelona
22/25
MAYO 2024

seram
Sociedad Española de Radiología Médica

FERM
FUNDACIÓN ESPAÑOLA DE RADIOLOGÍA MÉDICA

RC | RADIOLEGS
DE CATALUNYA

Oportunidades y desafíos de la TC espectral en patología abdominal

Lucía Martínez de Vega Ruíz, Sara Sigüenza González,
Ana Villanueva Campos, Raquel Acosta Hernández,
Carlos Tramblyn De la Moneda, Elena Serrano Tamayo,
Elena Canales Lachen.

Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid.

1. Objetivo docente

- Revisar las bases de funcionamiento de la TC espectral, sus ventajas y desventajas frente a otros equipos multienergía.
- Mostrar sus principales utilidades en la patología hepatobiliopancreática y gastrointestinal.

2. Revisión del tema

2.1 Introducción

En las imágenes obtenidas con una TC convencional los tejidos con distintas composiciones pueden estar representados por el mismo cociente de atenuación (CA) a una energía determinada (120 KVe habitualmente).

Gracias a la TC espectral, el uso simultáneo de dos energías permite descomponer los materiales de los tejidos haciendo más evidente su diferenciación por imagen y proporcionando mayor calidad a la vez que se reduce la dosis de contraste y radiación.

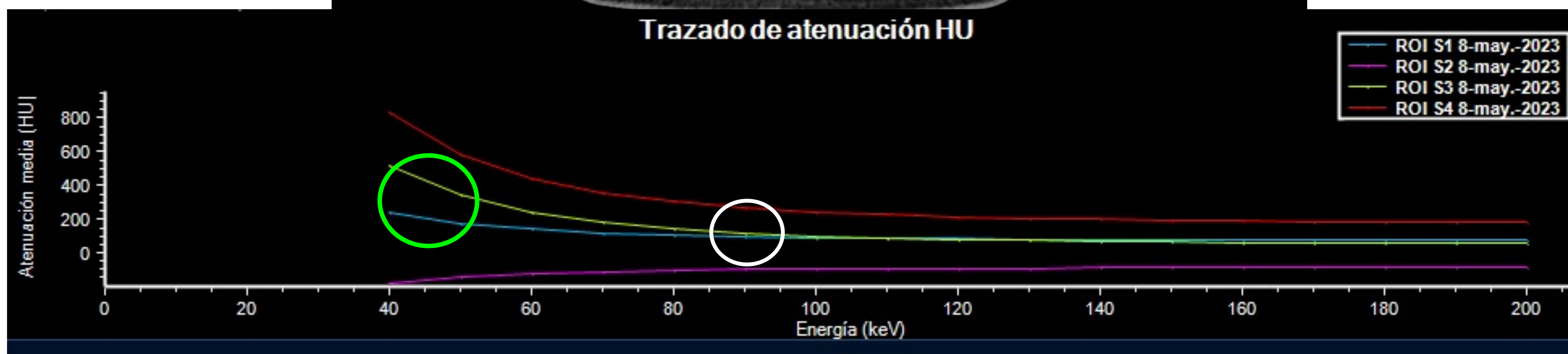
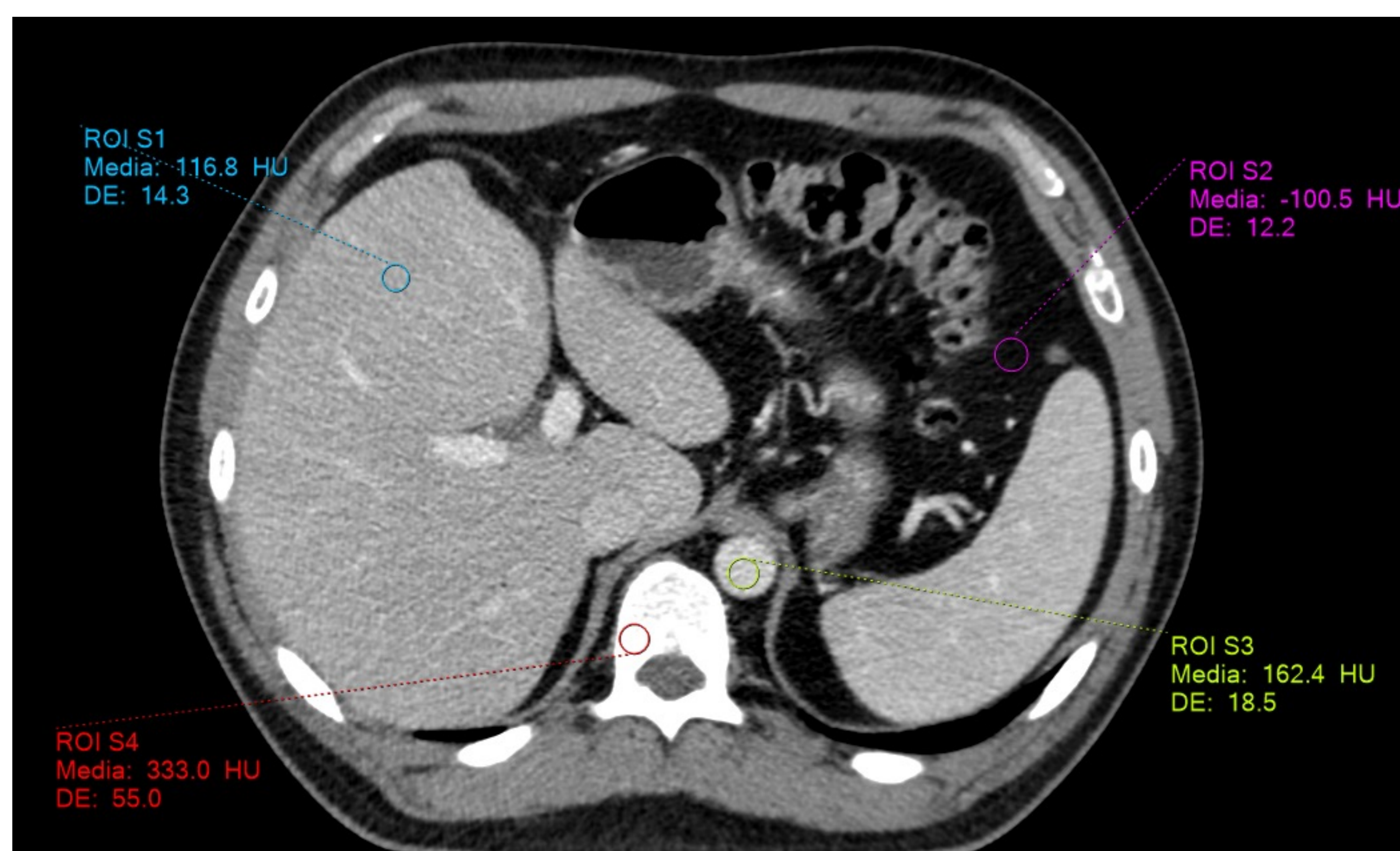


Figura 1: Imagen axial de TC abdominal adquirida en fase venosa con cuatro ROI. **ROI 1** en parénquima hepático; **ROI 2** en grasa mesentérica; **ROI 3** en aorta abdominal; **ROI 4** en cuerpo vertebral dorsal. En el gráfico se representan los distintos CA de dichos ROI según la energía de los fotones. Se observa que el ROI 1 y el ROI 3 a bajas energías tienen diferentes CA (**círculo verde**), sin embargo a partir de 90 KeV dichos CA coinciden (**círculo blanco**). Además, se observa la caída del CA de la grasa a bajas energías.

2.2 Tipos de TC espectral

Hay diferentes equipos de TC espectral disponibles en el mercado, fabricados por las distintas casas comerciales. La principal diferencia entre ellos radica en los sistemas de emisión y/o detección de los fotones de rayos X.

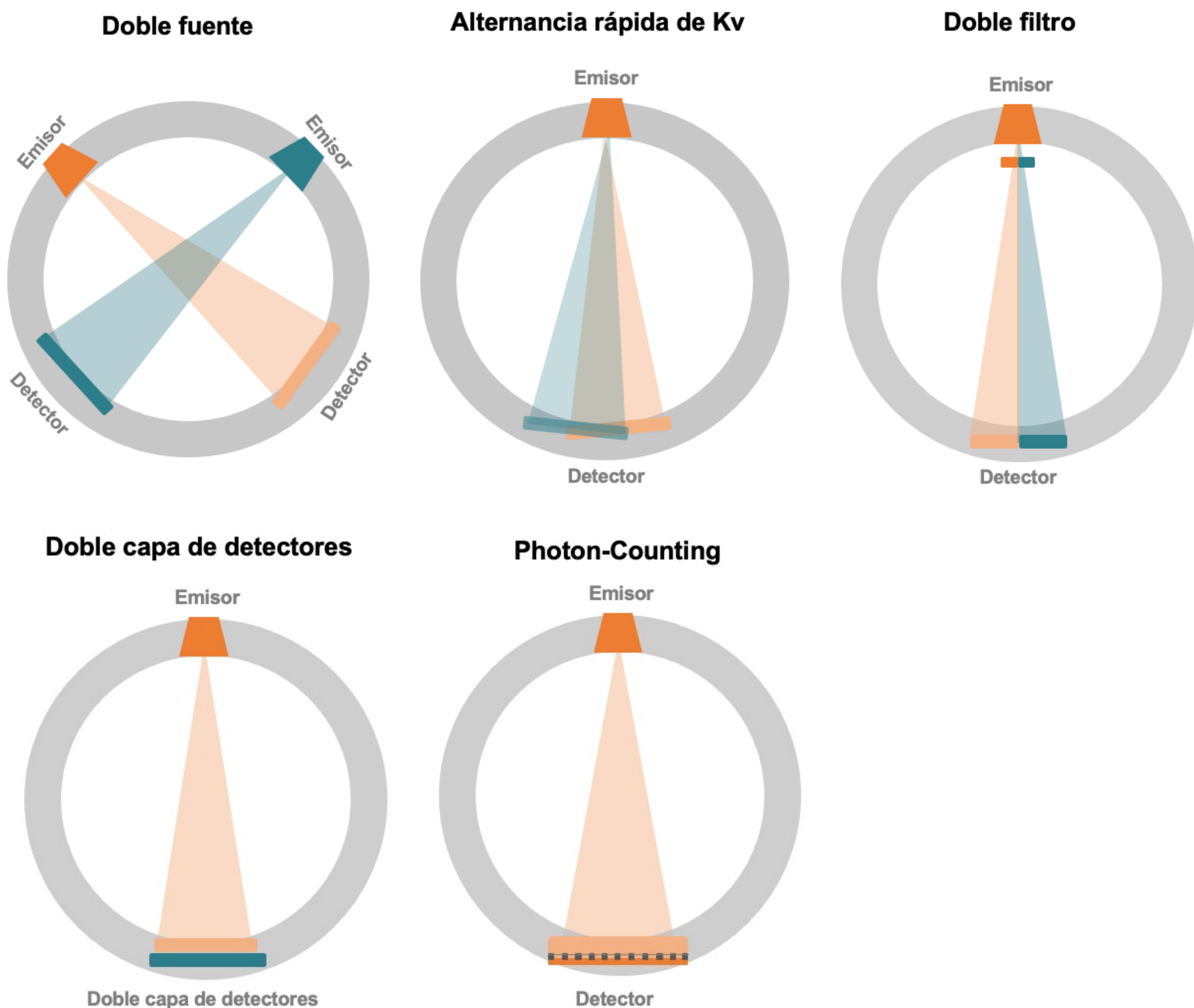
Tabla 1: Tipos de TC espectral disponibles en el mercado.

Sistemas basados en emisión		Sistemas basados en detección	
Doble fuente (<i>Siemens Healthineers</i>)	Presentan dos emisores de fotones (tubos) y dos detectores que realizan el estudio a diferente Kv	Doble capa de detectores (<i>Phillips Healthcare</i>)	Posee un emisor de fotones y dos capas de detectores que detecta los fotones de baja energía (capa superficial) y alta energía (capa profunda)
Cambio rápido de KV (<i>General Electric; Canon</i>)	Tiene un detector y un emisor de fotones que cambia rápidamente de emisión de baja a alta energía	Photon-counting (<i>Siemens Healthineers</i>)	Presenta un único emisor con un único detector que es capaz de diferenciar la energía de cada fotón
Doble filtro (<i>Siemens Healthineers</i>)	Un detector y un emisor con un filtro de oro y estaño que divide el haz en dos espectros de alta y baja energía		

Los estudios realizados en TC espectral con **sistemas basados en emisión** son estudios prospectivos, es decir, elegimos a qué pacientes le hacemos una adquisición espectral antes de realizarla. Mientras que los estudios en equipos **con sistemas basados en detección** son todos espectrales.

En este trabajo se han utilizado imágenes obtenidas con el equipo de Doble capa de detectores (*Philips Healthcare Spectral CT 7500*).

Figura 2: Representación de los diferentes sistemas de TC espectral disponibles en el mercado.



2.3 Mapas espectrales

La información obtenida tras la adquisición de imágenes se puede utilizar para hacer reconstrucciones espectrales (“mapas espectrales”) según la necesidad diagnóstica. Para ello hay gran variedad de técnicas de postproceso de imágenes que permiten analizar y diferenciar los tejidos.

A continuación se van a explicar los mapas espectrales más útiles en la patología hepatobiliar, pancreática y gastrointestinal.

Virtual sin contraste (*Virtual non-contrast*) (VNC):

Elimina el yodo de los estudios realizados con contraste intravenoso obteniendo una fase similar a una “basal”.

Utilidad:

- Evita la realización de una fase sin contraste lo cual disminuye la dosis de radiación.
- Permite evaluar el realce de los tejidos.
- Discrimina la presencia de sangre vs yodo y calcio vs yodo.

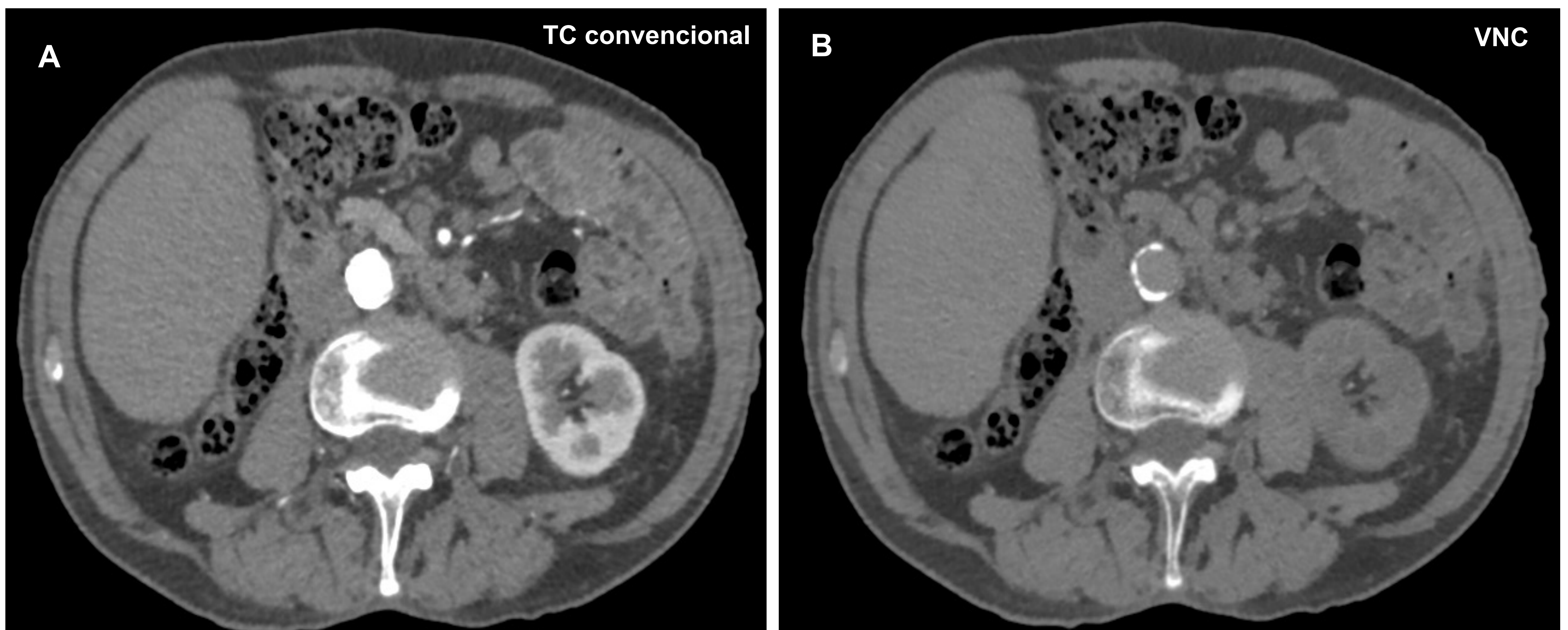


Figura 3: **A.** Corte axial de TC convencional con adquisición en fase arterial. **B.** VNC de la imagen A donde se aprecia la ausencia de contraste en la aorta haciendo evidente la ateromatosis calcificada en su pared, difícilmente visualizada en la imagen A.

Virtual Monoenergético a altas y bajas energías (MonoE):

Simula la realización de imágenes con energías que oscilan entre 40 keV (baja energía) y 120 keV (alta energía).

Utilidad:

- **Bajas energías:** Resaltan las estructuras de mayor atenuación como el yodo. Esto permite utilizar menos cantidad de contraste, visualizar lesiones que capten contraste con mayor sensibilidad o aumentar la visualización del yodo en estudios poco contrastados.
- **Altas energías:** disminuye artefactos metálicos y de endurecimiento del haz de rayos X.

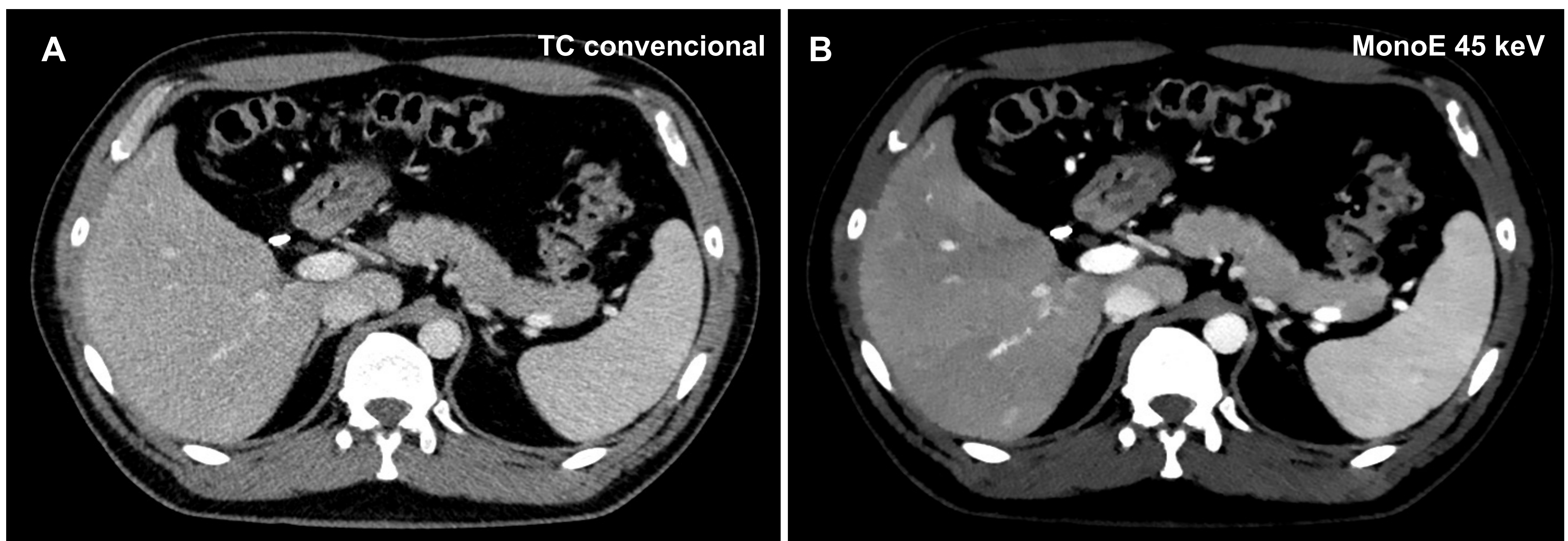


Figura 4: A. Corte axial de TC convencional donde se observa la presencia de contraste en fase venosa. B. Mapa virtual monoE a baja energía (40 Kev) donde se resaltan aquellas estructuras con presencia de yodo como por ejemplo los vasos.

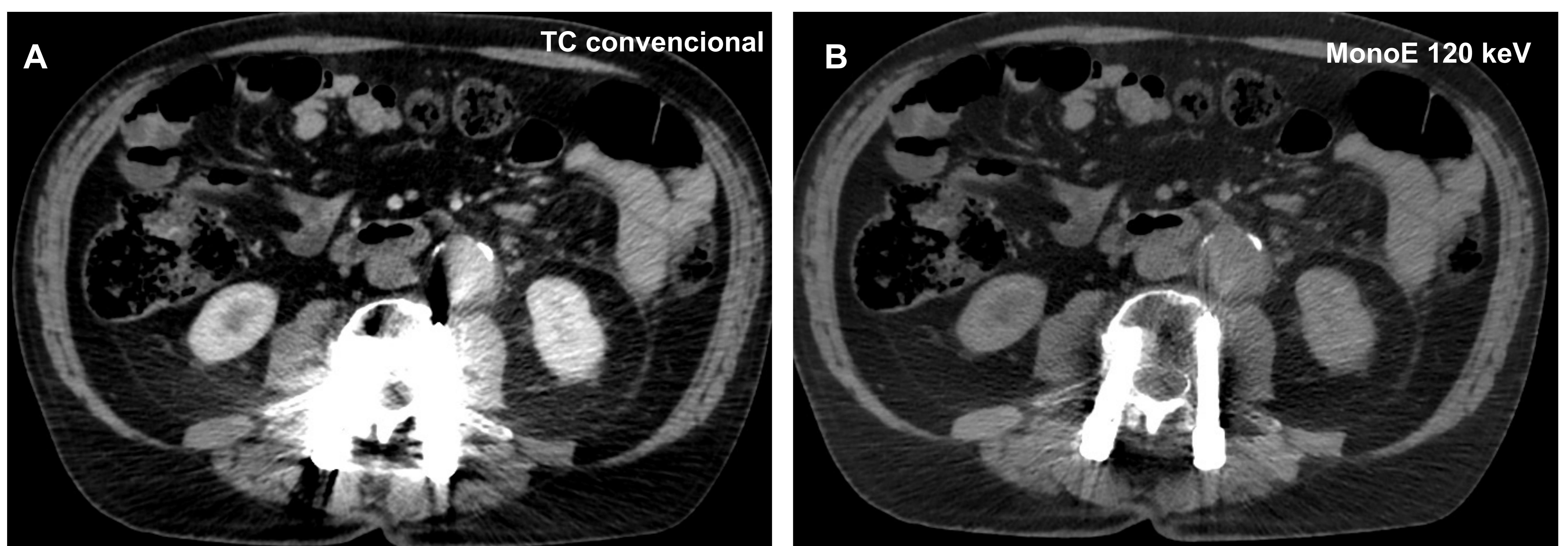


Figura 5: A. Corte axial de TC convencional con artefacto secundario a material metálico de artrodesis lumbar. B. Mapa virtual monoE a alta energía (120 Kev) con reducción de dicho artefacto haciendo posible una mejor valoración de las estructuras.

Densidad de yodo y yodo no agua:

El mapa de densidad de yodo permite hacer una valoración cualitativa como cuantitativa (medido en mg/ml) del yodo tisular.

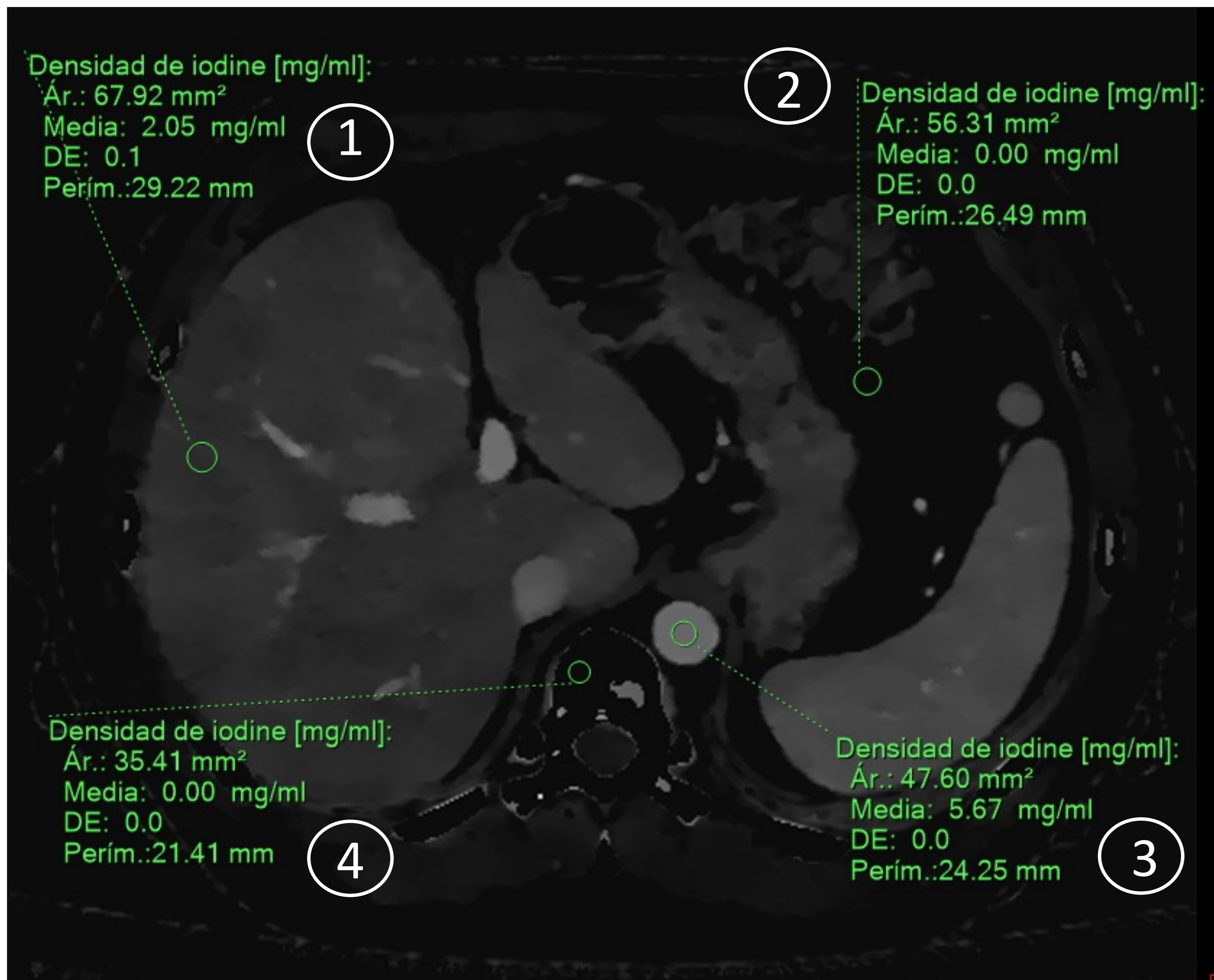


Figura 6: Corte axial de TC abdominal con mapa espectral de densidad de yodo. Se ha cuantificado la captación de yodo en 4 regiones de interés (ROI):

ROI 1. En parénquima hepático, captación de yodo moderada (2,05 mg/ml).

ROI 2. En grasa mesentérica, ausencia de captación de yodo (0,0 mg/ml).

ROI 3. En cuerpo vertebral dorsal, ausencia de captación de yodo (0,0 mg/ml).

ROI 4. En aorta abdominal, mayor captación de yodo (5,67 mg/ml).

Z-efectivo:

Representa en mapas de color el número atómico efectivo de los materiales en cada voxel lo que permite caracterizar estructuras según su composición atómica. El tejido adiposo presenta un valor bajo mientras que los tejidos con captación de contraste y el hueso cortical tienen un valor elevado.

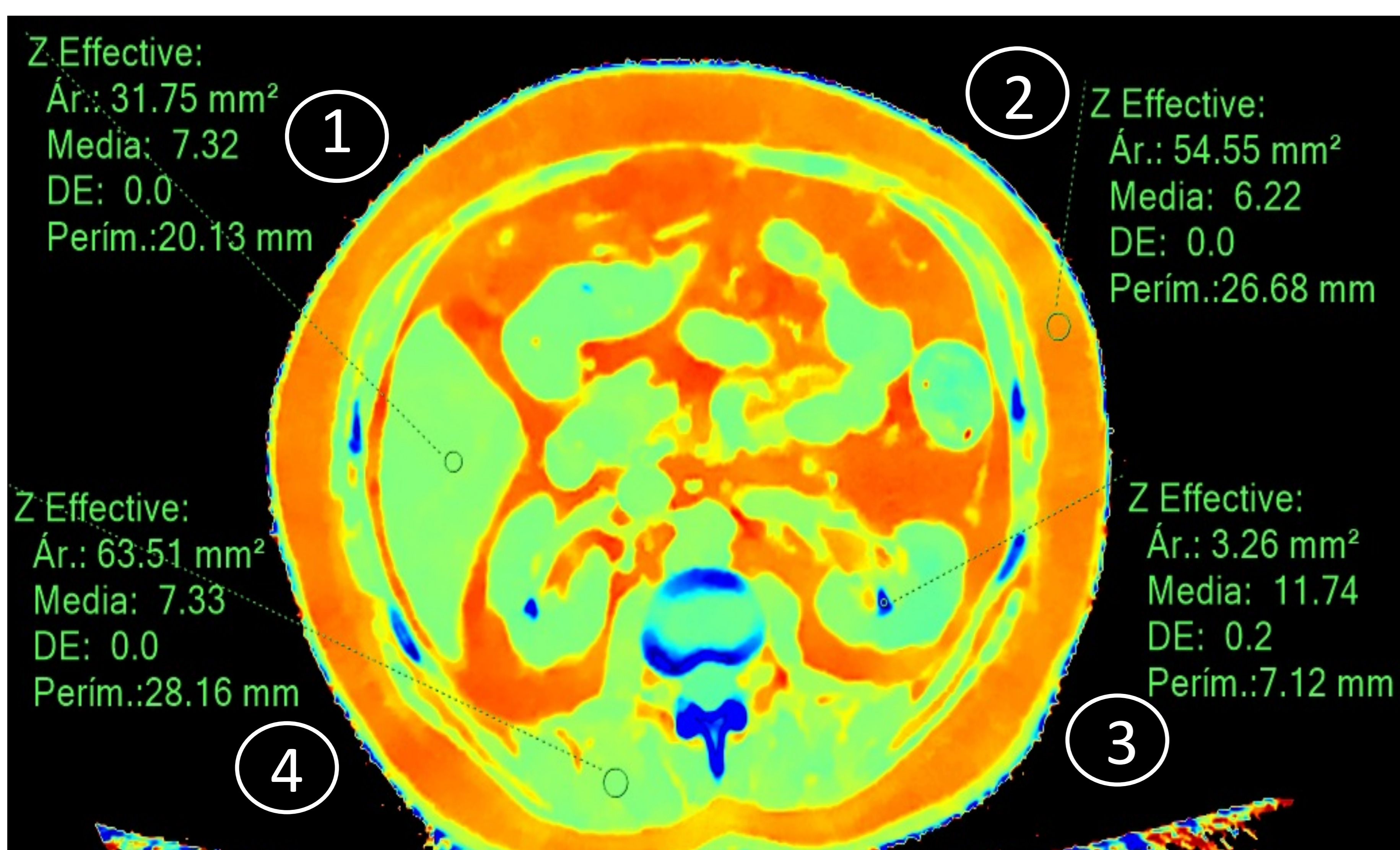


Figura 7: Corte axial de TC abdominal con mapa espectral Z-efectivo. Ejemplo de valores en distintos tejidos.

ROI 1. En parénquima hepático (Z-efectivo 7,32).

ROI 2. En grasa subcutánea (Z-efectivo 6, 22).

ROI 3. En litiasis renal de grupo calicial medio izquierdo (Z-efectivo 11, 74). Nótese la representación de color similar a cuerpo vertebral dorsal y arcos costales.

ROI 4. En músculo paravertebral (Z-efectivo 7,33).

Tabla 2: Tabla resumen de los principales mapas espectrales empleados en la patología hepatobiliar, pancreática y gastrointestinal.

Mapa espectral	Descripción	Utilidad
Virtual sin contraste (VNC)	Eliminación del contraste iodado de los tejidos	<ul style="list-style-type: none"> • Evita la realización de una fase basal reduciendo la dosis de radiación • Discrimina entre iodo vs sangre
Virtual monoenergético	Simula la realización de imágenes con energías que oscilan entre 40keV y 120 keV	<ul style="list-style-type: none"> • Baja energía: potencia la señal de iodo • Alta energía: reduce los artefactos metálicos y de endurecimiento del haz
Densidad de iodo	Representación del contenido en iodo de cada voxel	<ul style="list-style-type: none"> • Mejor visualización de las estructuras que captan iodo. • Permite hacer una valoración cuantitativa del iodo tisular • Aumenta la visualización del iodo en estudios poco contrastados.
Z efectivo	Representación del número atómico efectivo en cada voxel	Permite caracterizar estructuras según su composición atómica

Patología Hepato-biliar

El uso de TC espectral ofrece ventajas en el estudio de la patología hepática y biliar como:

- **Mayor sensibilidad en la detección y delimitación de lesiones.**
- **Mejor valoración de las estructuras vasculares.**
- Detección de **colecistitis no visibles** en TC convencional.
- Permite **diferenciar colecistitis de lesiones con captación de contraste** como pólipos vesiculares.

Para ello los mapas espectrales más útiles son los mapa virtuales monoenergéticos de baja energía (40-50 KeV) o mapa de densidad de yodo.

Lesiones hepáticas

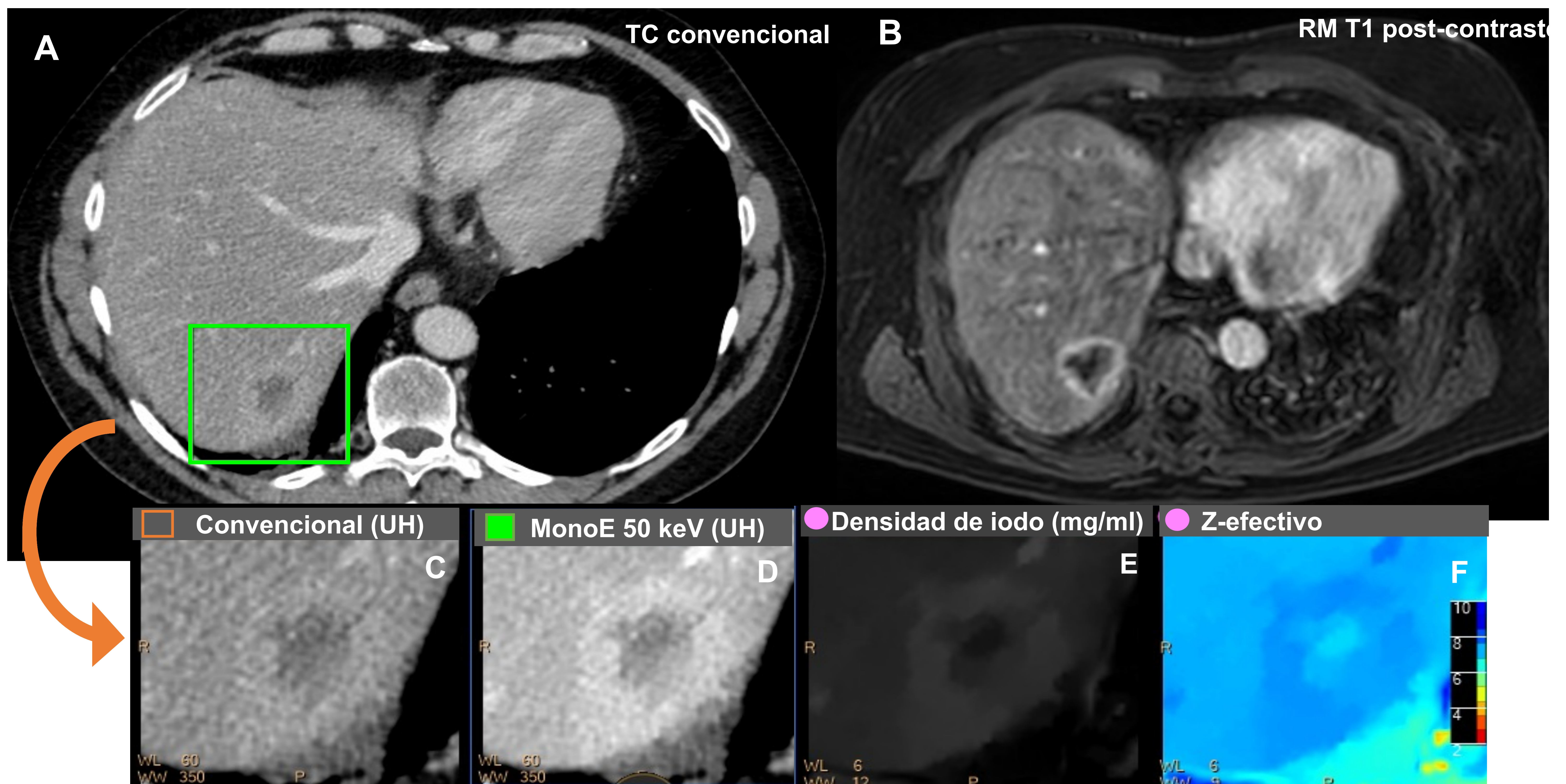


Figura 8: A. Corte axial de TC abdominal con adquisición en fase venosa identificando una lesión hipodensa en segmento VII, no visible en estudios previos B. Mismo corte en RM pT1 tras contraste intravenoso identificando un halo hipervascular con un centro no realzante, sospechoso de malignidad. C-F. Imágenes ampliadas de dicha lesión apreciando con mayor facilidad el halo hipervascular en el mapa monoE de baja energía y densidad de yodo. (Resultado de Anatomía Patológica: Infiltración por adenocarcinoma moderada-pobremente diferenciado).

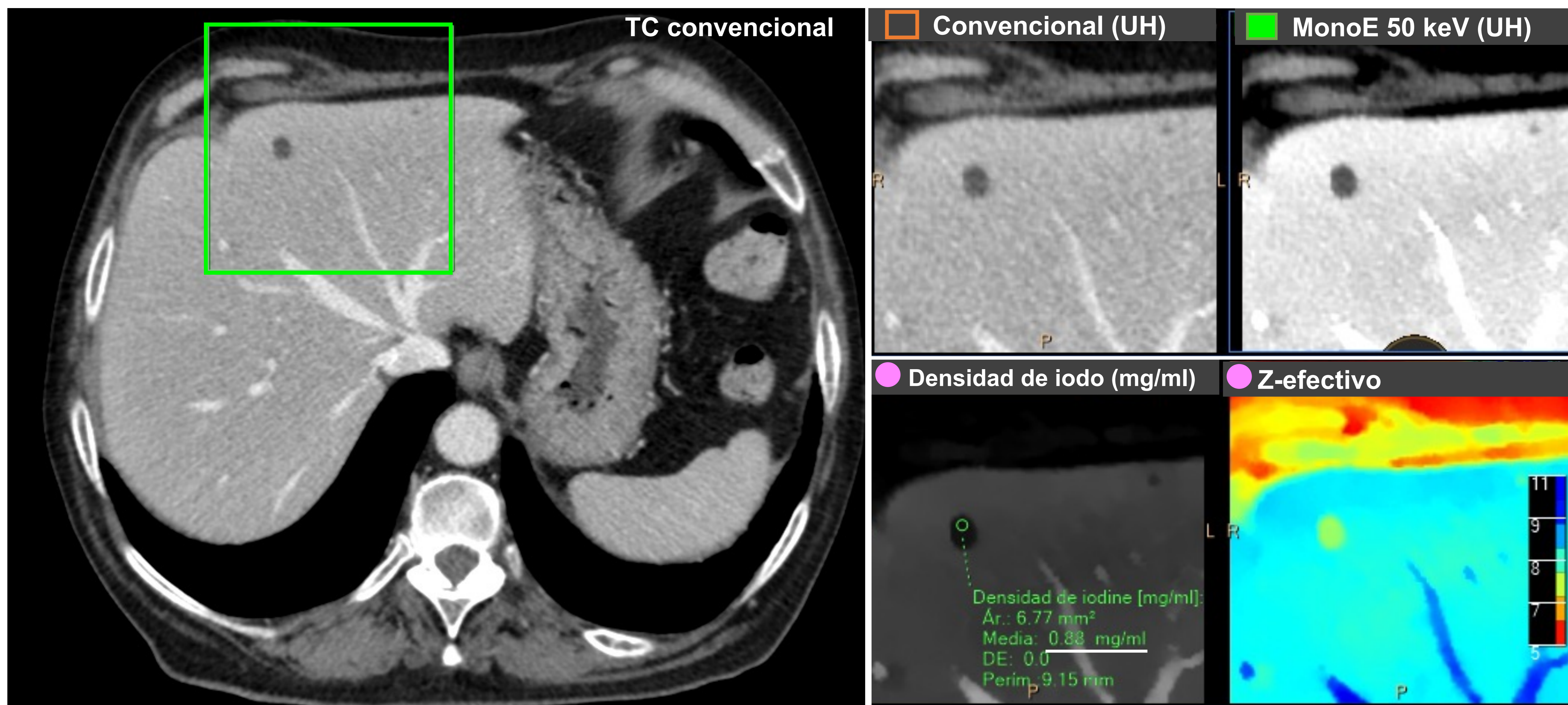


Figura 9: Corte axial de TC tóraco-abdomino-pélvico con adquisición en fase venosa en paciente con cáncer de colon de reciente diagnóstico. No disponemos de estudios previos en nuestro centro. Imágenes ampliadas de dos lesiones hipodensas milimétricas en segmentos hepáticos IVA y II, inespecíficas. En el mapa monoE de baja energía se resalta la menor densidad de las lesiones respecto al parénquima hepático. En el mapa de densidad de yodo se observa la ausencia de captación de contraste (0,88 mg/ml). Estos hallazgos son compatibles con quistes hepáticos.

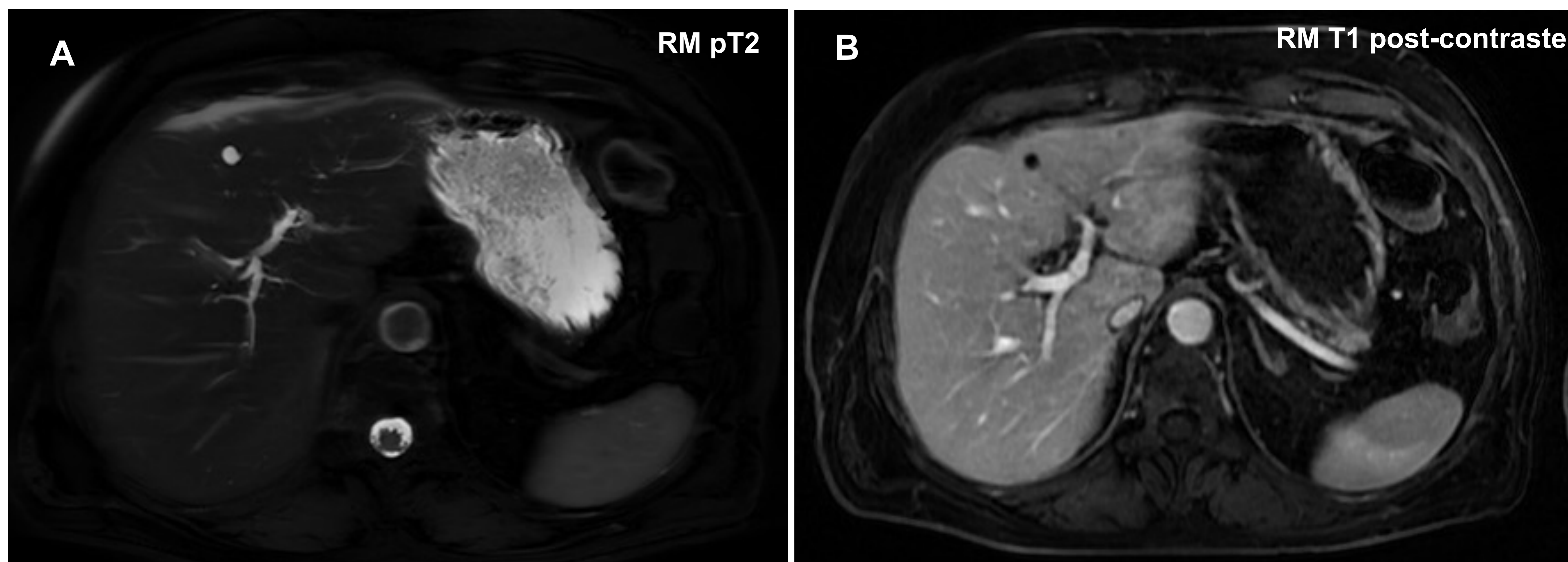


Figura 10: RM de abdomen del paciente previo para estudio de las lesiones hepáticas mencionadas. **A.** Corte axial de secuencia pT2 identificando las lesiones hepáticas descritas previamente con marcada hiperintensidad de señal. **B.** Corte axial de secuencia dinámica pT1 tras contraste intravenoso con ausencia de realce de dichas lesiones. Hallazgos compatibles con quistes hepáticos. En este caso no hubiese sido necesario realizar RM ya que el diagnóstico se pudo realizar con TC espectral.

Patología biliar

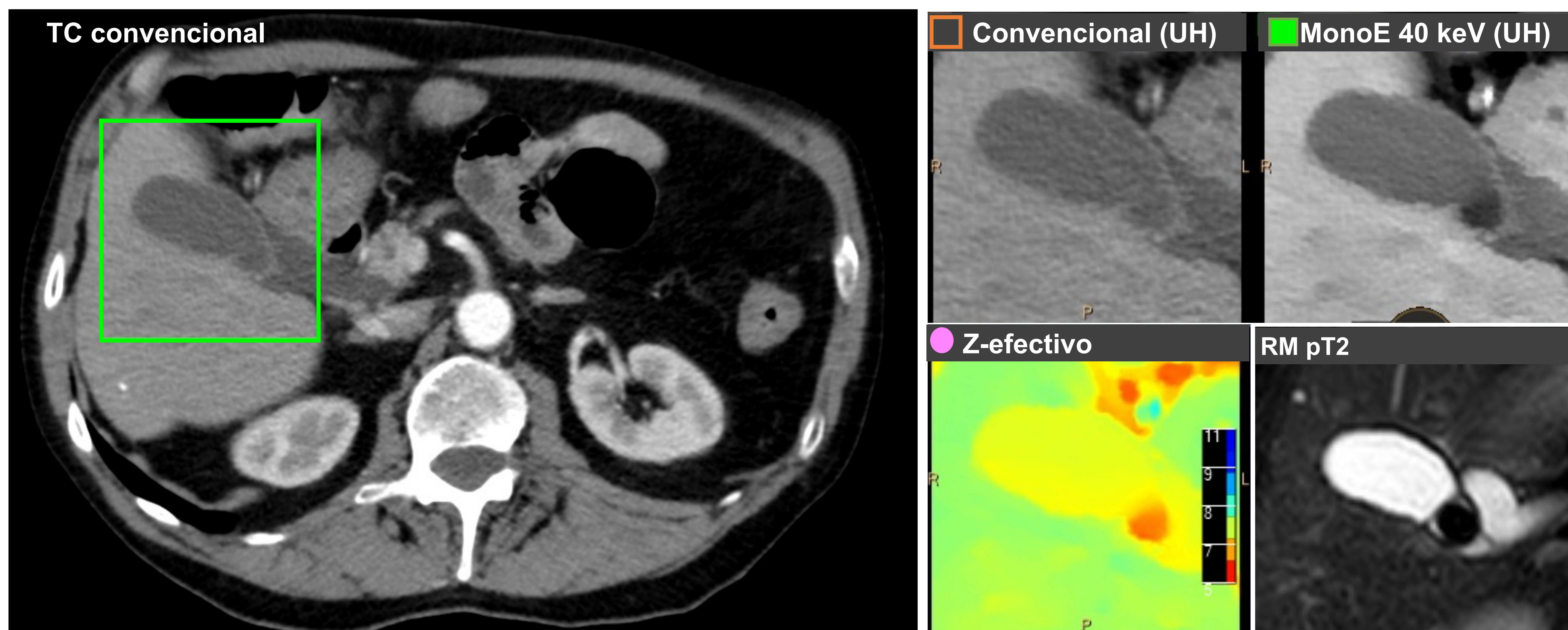


Figura 11: Colelitiasis. Corte axial de TC abdominal con adquisición en fase venosa e imágenes ampliadas de la vesícula biliar. En el mapa monoE de baja energía (40 keV) se identifica una imagen intravesicular, hipodensa, no visualizada en TC convencional y con diferente color en el mapa Z efectivo, sugestivo de litiasis no cálcica. En la de RM se confirma la presencia de la litiasis previamente visualizada en TC espectral.

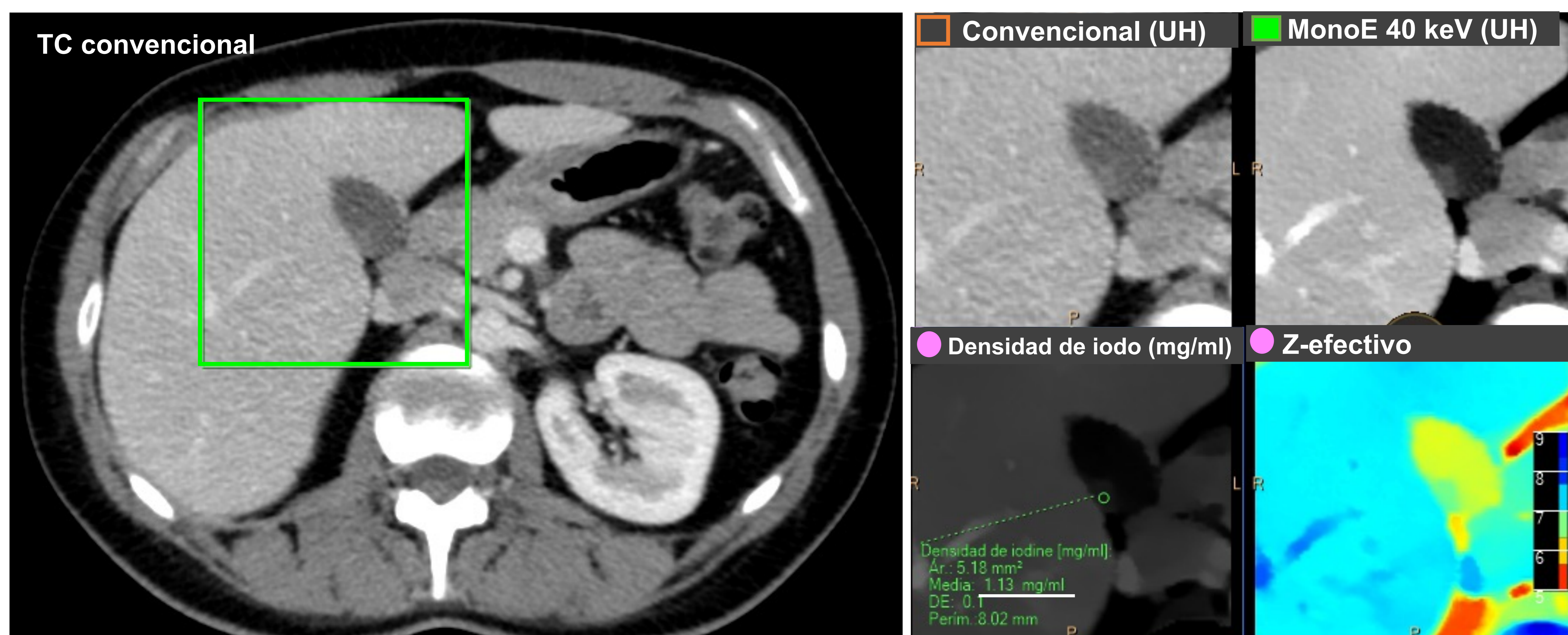


Figura 12: Pólipo vesicular. Corte axial de TC abdominal con adquisición en fase venosa e imágenes ampliadas de la vesícula biliar. En el mapa monoE de baja energía (40 keV) se delimita una lesión intravesicular de mayor densidad, difícilmente identificable en el TC convencional. En el mapa de densidad de yodo se observa una leve captación de contraste (1,13 mg/ml).

Patología pancreática

Pancreatitis aguda

El uso de diferentes mapas como los virtuales monoenergéticos de baja energía (40-50 KeV) o de densidad de yodo:

- Acentúa la **diferenciación entre áreas necróticas y áreas conservadas** en el caso de la pancreatitis aguda necrotizante.
- Ayuda a valorar adecuadamente la **complejidad de las colecciones**.
- Permite una mejor detección de las posibles **complicaciones vasculares**.

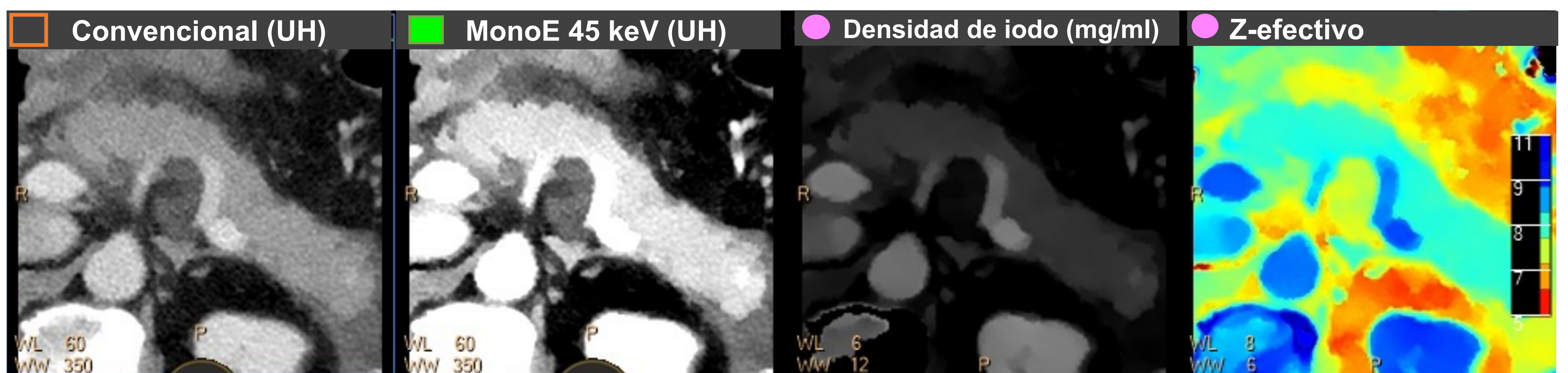


Figura 13: Pancreatitis aguda edematosa. Imágenes ampliadas de glándula pancreática de una TC abdominal con contraste. Se observa un aumento de volumen pancreático con trabeculación de la grasa adyacente. En los mapas monoE de baja energía y densidad de yodo se vuelve más evidente el realce adecuado y homogéneo de la glándula, sin áreas de necrosis.

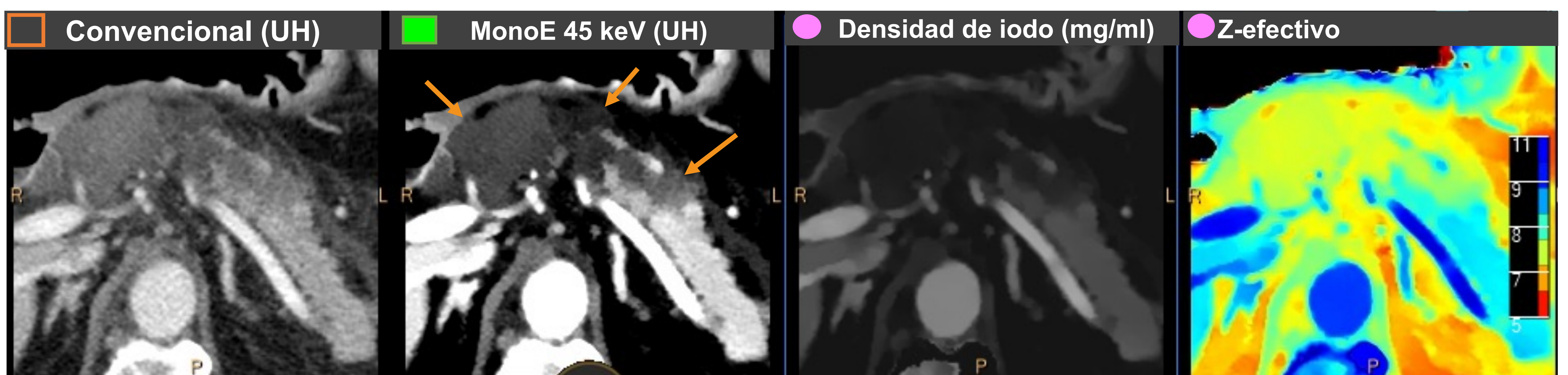


Figura 14: Pancreatitis aguda necrotizante. Imágenes ampliadas de glándula pancreática de TC abdominal con contraste con realce heterogéneo del páncreas. En los mapas monoE de baja energía y densidad de yodo se vuelven más evidentes las áreas de necrosis (señalado con flecha en el mapa monoE) y las áreas con realce preservado.

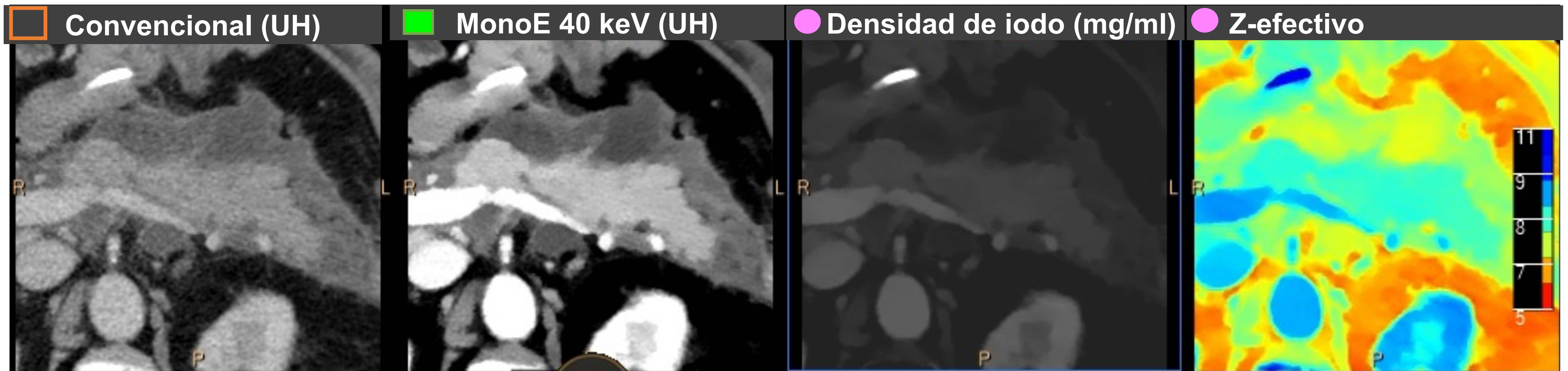


Figura 15: Necrosis encapsulada. Imágenes ampliadas de glándula pancreática de TC abdominal con adquisición en fase venosa. Se observa una colección pancreática heterogénea con una pared realzante, mejor visualizada en el mapa monoE de baja energía (40 keV). Hallazgos compatibles con necrosis encapsulada en el contexto de una pancreatitis aguda necrotizante.

Lesiones pancreáticas

El uso de mapas monoenergéticos de baja energía (40-50 Kev) y de mapas de iodo nos ayuda a la detección y a la delimitación de las lesiones pancreáticas.

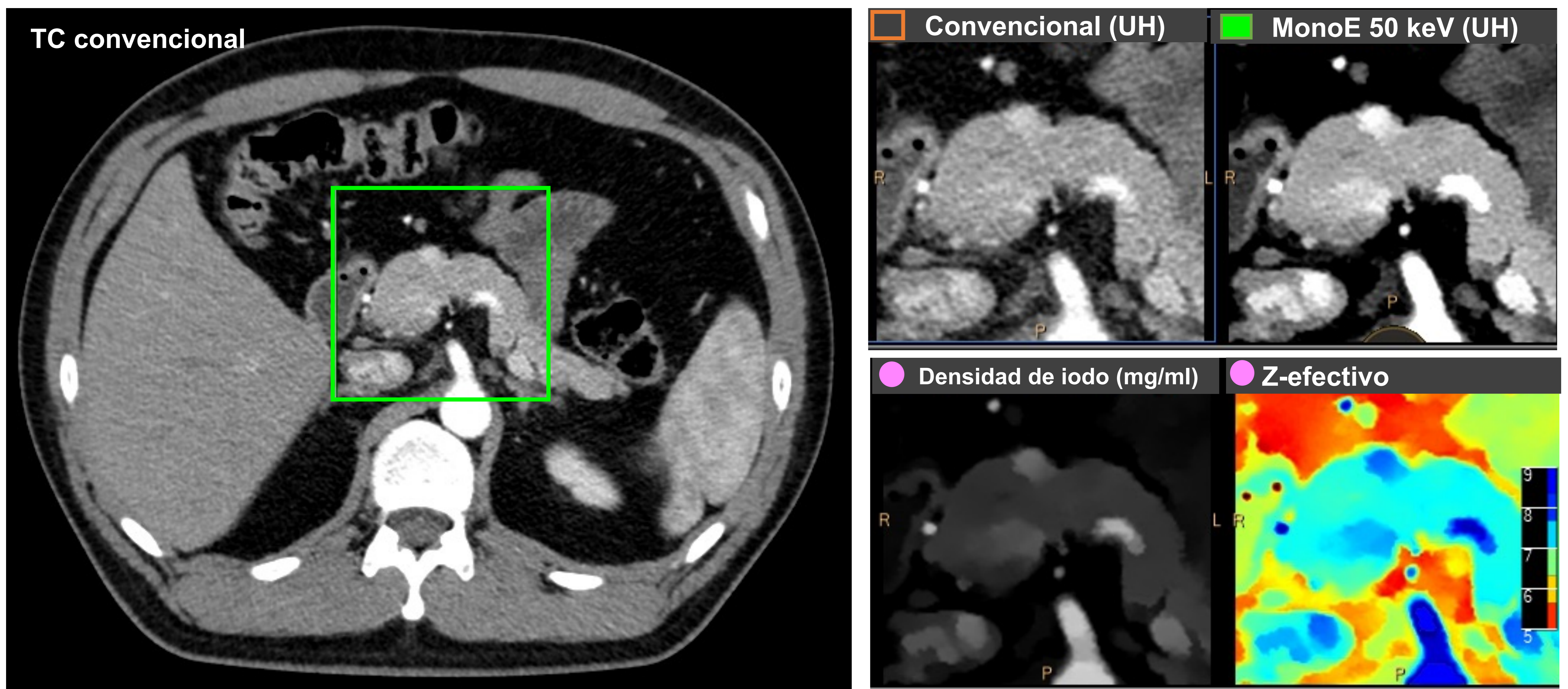


Figura 16: Imágenes de corte axial de TC abdominal con adquisición en fase arterial centradas en la glándula pancreática. En el TC convencional se visualiza una lesión nodular en cuello pancreático con mayor realce que el resto de la glándula. En el mapa monoE de baja energía (50 KeV) y densidad de iodo se acentúa el comportamiento hipervasculador de dicha lesión lo que permite delimitarla mejor. (Resultado de Anatomía Patológica: Tumor neuroendocrino pancreático).

Patología gastrointestinal

En el caso de la patología gastrointestinal el TC espectral puede ser especialmente útil en:

- Identificación de **lesiones tumorales y su extensión local**.
- Detección de **patología inflamatoria**.
- Valoración de **patología vascular** como trombosis o sangrado y la repercusión de la misma sobre las vísceras abdominales.

Lesiones en el tracto gastrointestinal

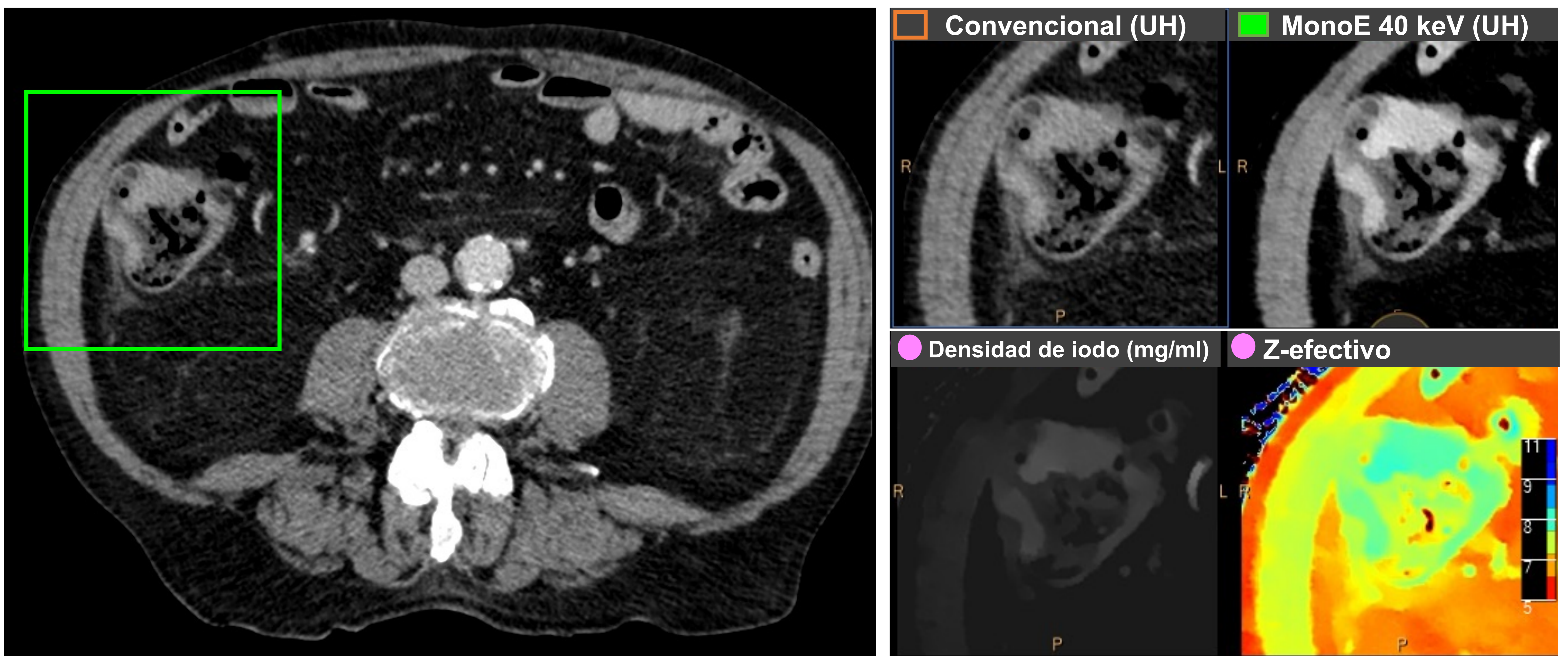


Figura 17: Imagen de corte axial de TC abdominal con adquisición en fase venosa e imágenes ampliadas a un segmento de colon ascendente donde se observa un engrosamiento mural concéntrico e irregular con leve trabeculación de la grasa y lengüetas de líquido adyacentes, sospechoso de malignidad. En los mapas virtuales utilizados se observa con mayor claridad dicho engrosamiento con aumento de la captación de yodo. Además, el mapa monoE de baja energía permite una mejor delimitación de la lesión, sin afectación extracolónica. (**Resultado de Anatomía Patológica:** Adenocarcinoma de colon ascendente).

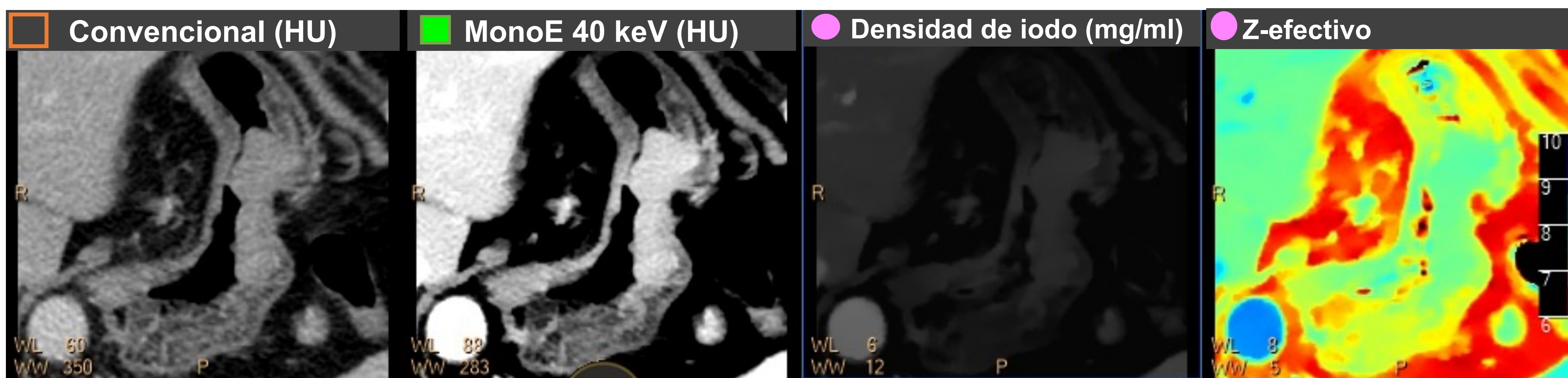


Figura 18: Imágenes en corte axial centradas en estómago de TC abdominal con adquisición en fase venosa. Se observa un engrosamiento irregular y concéntrico de la pared del fundus gástrico y curvatura menor con aumento de la captación de contraste, sospechoso, mejor visualizado en el mapa monoE de baja energía (40 Kev) y densidad de yodo. Además, dichos mapas permiten una mejor delimitación del área patológica, sin afectación extragástrica. (Resultado de Anatomía Patológica: Adenocarcinoma de estómago)

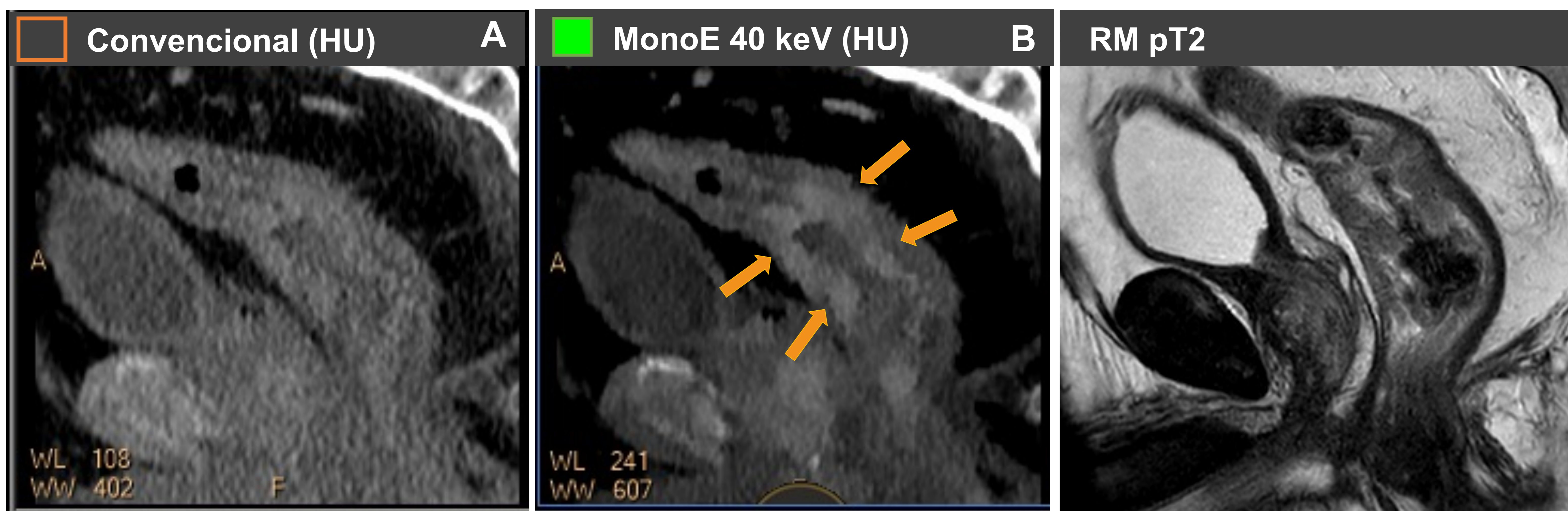


Figura 19: A y B. Reconstrucción sagital del recto de TC con adquisición en fase venosa. C. Adquisición sagital de RM de recto con secuencia pT2. A. Engrosamiento mural nodular, irregular y concéntrico en recto medio. B. En el mapa monoE de baja energía (40 Kev) se observa con mayor claridad la captación de contraste patológica y la mejor delimitación de la lesión. C. Correlación del mismo caso con RM de recto. (Resultado de Anatomía Patológica: Adenocarcinoma de recto).

Inconvenientes de la utilización de TC espectral

A pesar de que la TC espectral ofrece ventajas diagnósticas en el día a día, también tenemos que reseñar algunos inconvenientes que hemos encontrado durante los años que llevamos utilizándolo en nuestro centro.

- **Tiempo de postproceso:** el mayor número de imágenes con diferentes tipos de reconstrucción espectral implica un mayor tiempo de estudio y análisis de cada caso.
- **Curva de aprendizaje larga:** Se precisa más experiencia de los radiólogos para una adecuada interpretación de las imágenes.
- **Almacenamiento de imágenes:** el número de imágenes generadas por el TC espectral es superior a las del TC convencional lo cual genera la necesidad de disponer de sistemas de almacenamiento con mayor capacidad.
- **Puntos de corte:** No disponemos de estudios que establezcan puntos de corte en el mapa de densidad del yodo para la cuantificación de la captación en estudios con contraste.

3. Conclusiones

En nuestra experiencia, la utilización de las imágenes espectrales en la patología abdominopélvica aporta mayor seguridad y fiabilidad diagnóstica.

Cada vez hay más centros que disponen de equipos de TC con la posibilidad de adquisición espectral por lo que los radiólogos deben comenzar a familiarizarse con este nuevo tipo de imágenes, sus aspectos técnicos y sus aplicaciones clínicas.

A pesar de ofrecernos muchas ventajas debemos ser conscientes de los inconvenientes, especialmente el mayor tiempo de postproceso con cada estudio.

4. Bibliografía

1. Tatsugami, F., Higaki, T., Nakamura, Y. *et al.* Dual-energy CT: minimal essentials for radiologists. *Jpn J Radiol* 40, 547–559 (2022). <https://doi.org/10.1007/s11604-021-01233-2>.
2. Chidambaram VA, Choong MCM, Goud CD. Dual-energy computed tomography of the abdomen: A reliable trouble-shooter. *J Clin Imaging Sci.* 2023 Apr 21;13:12. doi: 10.25259/JCIS_25_2023. PMID: 37152441; PMCID: PMC10159281.
3. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology.* 2014 May;271(2):327-42. doi: 10.1148/radiol.14131480. PMID: 24761954.
4. Tatsugami F, Higaki T, Nakamura Y, Honda Y, Awai K. Dual-energy CT: minimal essentials for radiologists. *Jpn J Radiol.* 2022 Jun;40(6):547-559. doi: 10.1007/s11604-021-01233-2. Epub 2022 Jan 4. PMID: 34981319; PMCID: PMC9162973.
5. Murray N, Darras KE, Walstra FE, Mohammed MF, McLaughlin PD, Nicolaou S. Dual-Energy CT in Evaluation of the Acute Abdomen. *Radiographics.* 2019 Jan-Feb;39(1):264-286. doi: 10.1148/rg.2019180087. PMID: 30620698.
6. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics.* 2011 Jul-Aug;31(4):1031-46; discussion 1047-50. doi: 10.1148/rg.314105159. PMID: 21768237.
7. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics.* 2011 Jul-Aug;31(4):1031-46; discussion 1047-50. doi: 10.1148/rg.314105159. PMID: 21768237.
8. Almeida Arostegui, D. N., Vañó Galván, D. E., Castellaccio, D. A., Palomo, D. M., Quiñones, D. D., Arévalo Galeano, D. N., Natividad, D. N., & Muñoz, D. M. (2022). TC espectral en patología cardiovascular: Lo que el radiólogo debe saber . *Seram*, 1(1).
9. Lennartz S, Hokamp NG, Kambadakone A. Dual-Energy CT of the Abdomen: *Radiology In Training.* *Radiology.* 2022 Oct;305(1):19-27. doi: 10.1148/radiol.212914. Epub 2022 Jun 21. PMID: 35727149.
10. Fulwadhva UP, Wortman JR, Sodickson AD. Use of Dual-Energy CT and Iodine Maps in Evaluation of Bowel Disease. *Radiographics.* 2016 Mar-Apr;36(2):393-406. doi: 10.1148/rg.2016150151. PMID: 26963452.