

Superando la escala de grises: el abdomen bajo la luz del TC espectral.

Alba María Medina Andrés¹, Jonatan Josue Rojas Rodríguez¹, Julia Jiménez Perdomo¹,
Beatriz Quintana Viñau¹, Jorge Boada Díaz¹, Atenea Morcillo Cabrera¹, Carmen Rosa Hernández Socorro¹.

¹ **Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín, Las Palmas de Gran Canaria.**

Objetivo docente

Conocer los principios básicos sobre la energía dual -o también conocida como TC espectral-, así como sus principales funcionalidades y su aplicación clínica en el abdomen, para poder integrarla de forma clara y sencilla en la práctica clínica diaria.

Revisión del tema

Introducción

- La TC espectral permite adquirir datos de diferentes energías (o realizar descomposición de materiales) que van más allá de la atenuación convencional del TC de un solo voltaje.
- En el ámbito abdominal, el TC espectral mejora la detección de lesiones hepáticas y pancreáticas, la evaluación de masas renales y la caracterización de depósitos cálcicos o hemorrágicos.
- Estudios recientes avalan su papel emergente en la optimización diagnóstica y en la reducción de fases redundantes en los protocolos.

1. Principios físicos de la energía dual

Mientras que la TC convencional es como una fotografía en blanco y negro que solo te muestra formas; la TC de energía dual (DECT) es como una fotografía que, además de color, te dice de qué material está compuesto. A diferencia de la TC convencional, que utiliza un haz policromático único, la energía dual explora la composición química de los materiales que se obtienen a partir de:

1. “Dos energías”. En la energía dual, el equipo usa dos tipos de rayos al mismo tiempo: uno de baja energía y otro de alta energía, ya que los materiales del cuerpo (como el yodo del contraste, el calcio de los huesos o la grasa) reaccionan de forma distinta según la energía que les llegue.

- **Fotones de baja energía: Según el efecto fotoeléctrico y el número atómico (Z).** Su capacidad de absorción es directamente proporcional al cubo del número atómico del tejido (Z^3). De esta manera, elementos con un número atómico alto, como el yodo ($Z=53$) o el calcio ($Z=20$), muestran mayor sensibilidad en su atenuación cuando se varía el voltaje.
- **Fotones de alta energía (a partir de 70 keV):** Se explica mediante la dispersión de Compton y la densidad o masa del objeto (ρ). Este efecto depende principalmente de la densidad electrónica (masa) del material y es mucho menos sensible al número atómico.

2. Descomposición de Materiales. Al adquirir datos simultáneamente con dos espectros de energía (por ejemplo, 80/100 kVp y 140 kVp), el sistema puede modelar la dependencia de la energía de los efectos fotoeléctrico y Compton. Esto permite realizar una descomposición de materiales, donde **cada vóxel de la imagen se analiza para determinar la contribución de sustancias específicas como yodo, agua, grasa o calcio.**

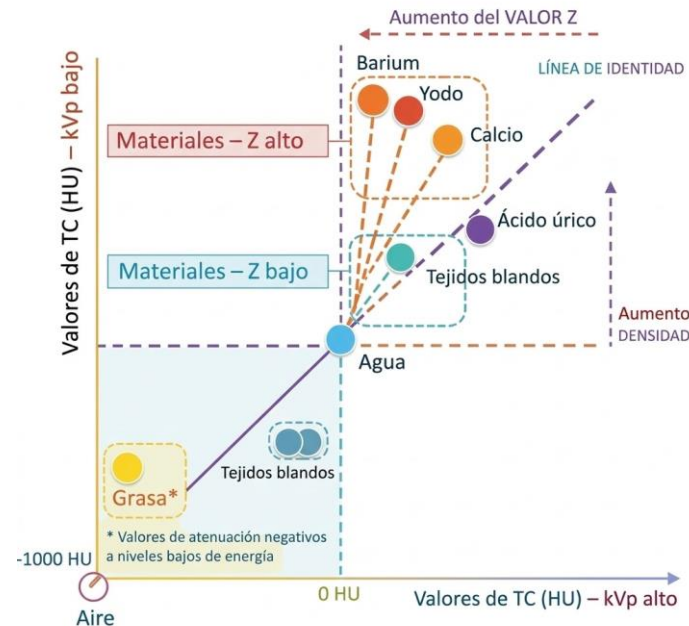
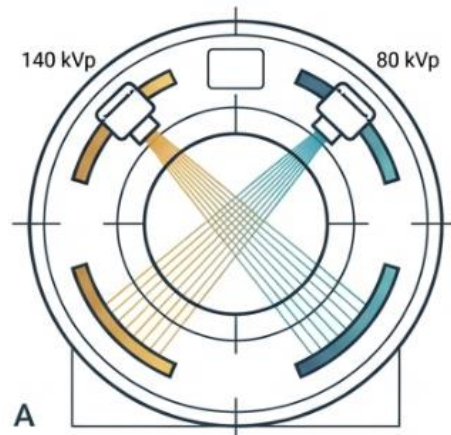


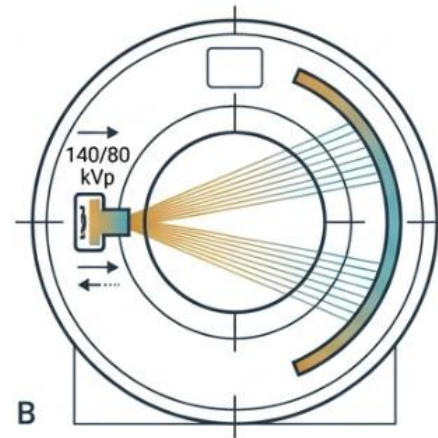
Imagen 1. Imagen adaptada de [9] *Quantitative Dual- Energy CT in abdominal imaging: Technical Consideration and Emerging Clinical Application*. Teniendo como referencia la densidad del aire (-1000HU) y el agua (0HU), podemos clasificar los materiales según su energía (línea de identidad); presentando aquellos con valor Z alto (yodo, bario, calcio) mayor atenuación a bajas energías. Sin embargo, aquellos que presentan un valor Z similar (como el bario-Z=56- y el yodo-Z=53-) tienen una pendiente poco pronunciada entre ellos, dificultando su cuantificación y la separación del ruido.

¿Cómo se consigue esto?: Existen tres formas principales de conseguir estas dos energías. Según el equipo empleado se dividen en:



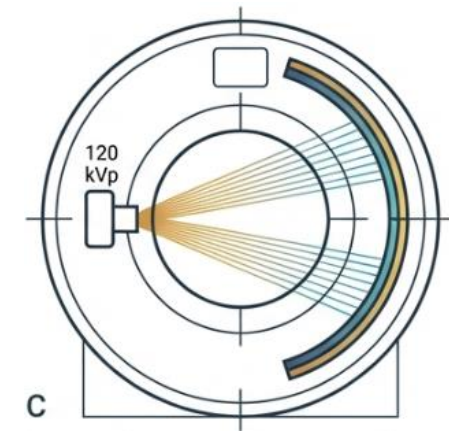
1. Una doble fuente o *dual source* (SIEMENS).

El equipo tiene dos tubos de rayos X a diferentes voltajes (ej. 80/140kVp).



2. Una conmutación rápida de kV o *Rapid kV switching* (GENERAL ELECTRIC).

Un solo tubo alterna rápidamente entre las energías de alto y bajo voltaje.



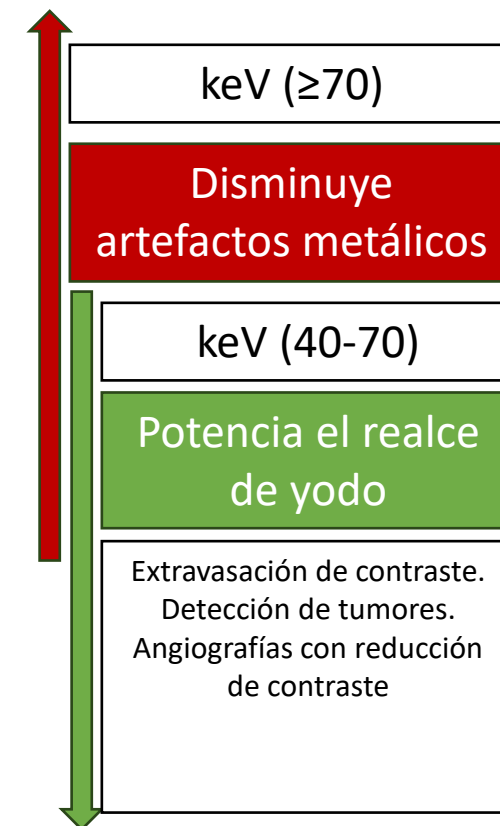
3. Un detector de doble capa o *Dual-Layer* (PHILIPS).

Un solo haz de rayos X atraviesa dos capas de detectores; la superior absorbe fotones de baja energía y la inferior los de alta energía, separando fotones de alta y baja energía.

¿Y cuál sería el resultado? La identificación y descomposición de materiales (como ácido úrico, calcio o yodo), obteniéndose distintas reconstrucciones o postprocesados para ello. Entre ellas están:

- **Imágenes Virtuales Sin Contraste (VNC):** Se crean restando el yodo de las imágenes con contraste, lo que puede reducir la dosis de radiación al eliminar la necesidad de una fase sin contraste real.
- **Imágenes Monoenergéticas Virtuales (VMI):**
 - **Bajo keV (40-70 keV):** Acentúan el realce del yodo, mejorando la detección de tumores y permitiendo reducir la dosis de contraste hasta en un 70% en estudios vasculares.
 - **Alto keV (140-200 keV):** Son fundamentales para **reducir artefactos metálicos** provocados por prótesis o clips quirúrgicos.
- **Mapas de Yodo:** Permiten **cuantificar la concentración de este material en mg/ml**, lo que ayuda a distinguir entre lesiones sólidas (vascularizadas) y quísticas o necróticas. Es decir, determina el realce verdadero.

En definitiva: permite la adquisición simultánea de dos espectros de energía a partir de un único haz de rayos X, eliminando desajustes temporales e identificando la composición de los tejidos (calcio, sangre, metal...) [2].



De esta manera las
reconstrucciones que
tendríamos serían las
siguientes:

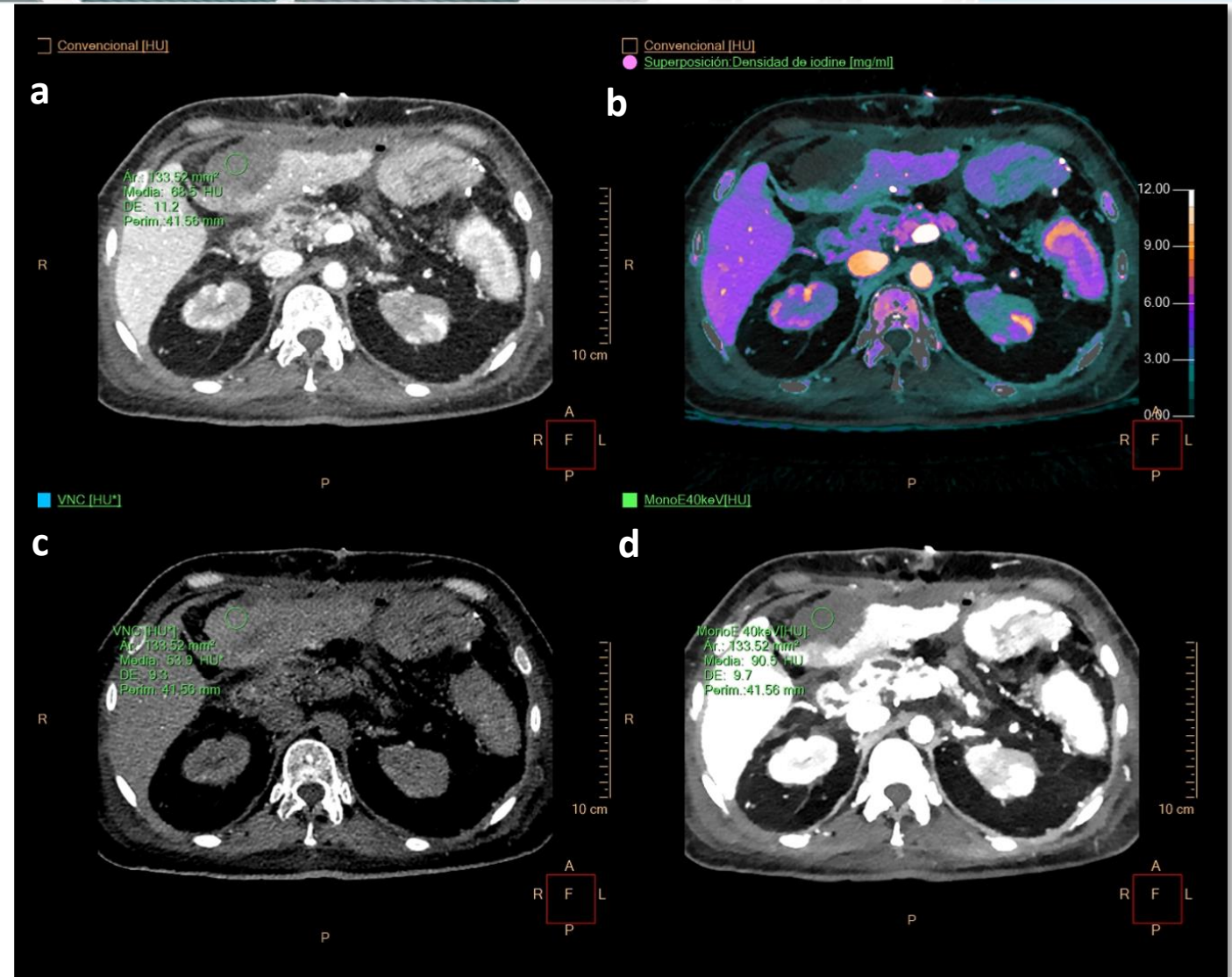
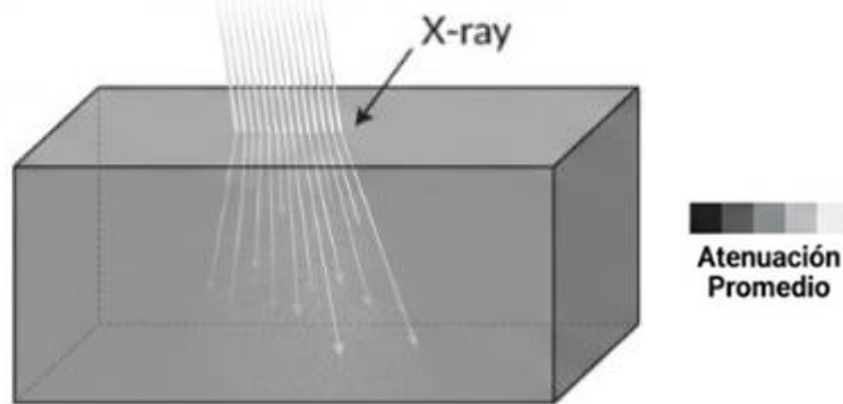


Imagen 2. Ejemplos de imagen de TC convencional en fase portal (a), mapa de yodo (b), VNC (c) e imagen Monoenergética virtual a bajos keV (d).

2. Diferencias con la TC convencional

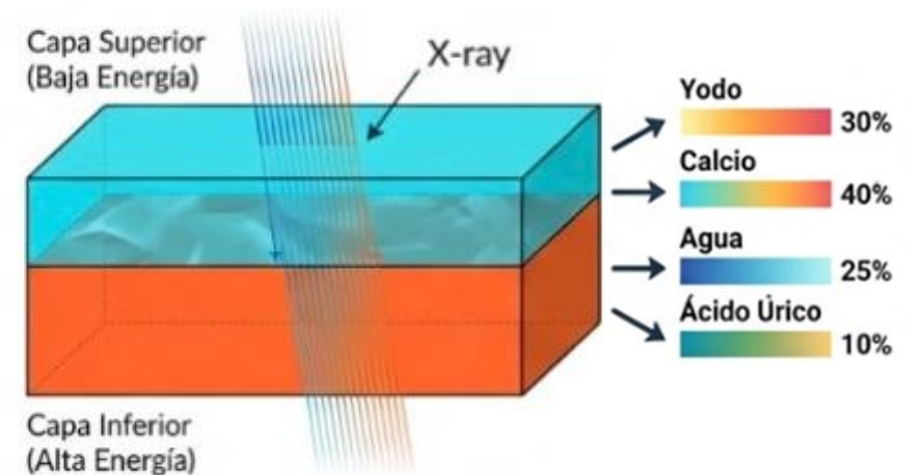
Mientras que la TC convencional permite conocer la anatomía según valoración de densidades, la **TC dual** amplía este concepto y analiza la **composición de materiales a través de sus elementos químicos**.

TC convencional



- **Concepto:** imagen basada en la atenuación promedio de fotones.
- **Limitación:** Tejidos diferentes pueden tener las mismas UH.
- **Resultado:** Evaluación puramente morfológica ("interpretación de sombras").

TC con energía dual



- **Concepto:** Adquisición simultánea de datos de alta y baja energía.
- **Física:** Diferencia el efecto fotoeléctrico (Z) de la dispersión de Compton (densidad).
- **Resultado:** Descomposición de materiales yodo, calcio, agua, ácido úrico...).

3. Desventajas y ventajas de la TC dual

Desventajas

Puede sustraer erróneamente calcificaciones pequeñas.

Falta de consenso sobre valores de corte exactos.

Limitado en pacientes obesos.

No puede caracterizar elementos que no presentan diferencias significativas a distintas energías (como el **aire, agua y grasa**).

Mayor complejidad interpretativa [7]

Ventajas

Mejor calidad de imagen.

Reduce dosis de radiación y contraste.

Genera parámetros cuantitativos para la detección temprana, estadificación y pronóstico de enfermedades hepáticas, pancreáticas y gastrointestinales.

A altos keV de **VMIs (≥ 100 keV)**, **reduce los artefactos metálicos.**



4. Aplicaciones de la TC dual en patología abdominal

Por órganos y sistemas:

- **Hígado:** Principalmente se pueden dividir en tres.

1. Caracterización de Lesiones Ocupantes de Espacio:

- **Carcinoma Hepatocelular (HCC):** El uso de imágenes monoenergéticas virtuales (VMI) de bajo keV (40-50 keV) **aumenta** significativamente el contraste entre el tumor y el parénquima hepático normal, mejorando la **tasa de detección de lesiones pequeñas e hipervasculares (como el hepatocarcinoma)**. Además, la TC espectral **permite predecir la invasión microvascular (MVI) mediante el análisis del número atómico efectivo (Z-efectivo) en fase arterial**, lo cual es crucial para el pronóstico.
- **Trombo tumoral vs. blando:** La cuantificación de yodo ayuda a distinguir entre trombos tumorales en la vena porta (que muestran captación de contraste) y trombos blandos o cruóricos. Se ha propuesto un umbral de 0.9 mg/mL para identificar el origen neoplásico de la trombosis.
- **Diferenciación entre quistes y masas sólidas:** En lesiones pequeñas indeterminadas, los mapas de yodo y las curvas espectrales son fundamentales. Mientras que **los tumores sólidos muestran curvas ascendentes a bajos niveles de energía, los quistes muestran curvas planas, lo que ayuda a resolver el problema del seudorrealce** (falso aumento de densidad en quistes pequeños por ruido o efectos técnicos).

2. Evaluación de patología difusa:

- **Cuantificación de grasa hepática (Esteatosis):** permite medir objetivamente la fracción de grasa mediante algoritmos de descomposición de materiales (como agua/grasa o agua/yodo/grasa), mostrando una excelente correlación con los resultados de la Resonancia Magnética (RM).
- **Fibrosis Hepática:** Se utiliza el cálculo de la fracción de volumen extracelular (ECV) como biomarcador no invasivo para evaluar el grado de fibrosis. **Los valores de ECV aumentan progresivamente con el grado de fibrosis (de S0 a S4),** permitiendo la estadificación sin necesidad de biopsia en algunos casos.
- **Sobrecarga Férrica:** Mediante mapas de cuantificación específicos, es posible detectar y medir depósitos de hierro en pacientes con hemocromatosis o hemosiderosis, con una precisión similar a la técnica de mapping T2 de la RM.

3. Seguimiento post-Tratamiento:

- **Respuesta tumoral:** El contenido de yodo actúa como un biomarcador de la viabilidad del tumor, permitiendo una valoración más cuantitativa de la respuesta a la quimioterapia o tratamientos antiangiogénicos.
- **Pitfall del Lipiodol:** Tras una quimioembolización transarterial (TACE), el Lipiodol (un material yodado) puede simular realce tumoral en los mapas de yodo de la DECT, por lo que es vital comparar siempre con las imágenes VNC para no confundir el depósito de este material con tumor viable.

	Caracterización de LOES	Evaluación de patología difusa	Seguimiento Post-Tratamiento
HÍGADO	Detección de tumores: Las imágenes monoenergéticas virtuales (VMI) de bajo keV (40–50 keV) aumentan significativamente el contraste entre las lesiones y el parénquima normal, mejorando la detección de carcinomas hepatocelulares (HCC) y metástasis hipovasculares.	Grado de esteatosis: La DECT es un método validado que permite medir la fracción de grasa hepática con una excelente correlación (hasta 0.98) con la resonancia magnética. Se ve menos afectada por la sobrecarga de hierro.	Valora la respuesta a quimioterapia y a tratamientos antioangiogénicos
	Trombo Portal: ayuda a diferenciar los trombos tumorales (que presentan realce) de los trombos blandos o cruóricos.	Fibrosis hepática: Según la fracción del volumen extracelular (ECV). Los valores de ECV aumentan progresivamente con el estadio de la fibrosis.	
	Diferencia quistes y masas sólidas: mientras que los tumores captan yodo, los quistes muestran curvas de atenuación planas.	Sobrecarga de hierro: precisión similar a la técnica de mapping T2* de la RM.	

Tabla 1. Resumen de las aplicaciones de la DECT en patología del hígado.

- **Páncreas:**

- **Adenocarcinoma de páncreas (PDAC):** **El PDAC suele ser hipovascular** y, en ocasiones, difícil de distinguir del parénquima normal en la TC convencional.
 - **Detección temprana y estadificación:** El uso de imágenes monoenergéticas de **bajo keV (40-60 keV)** **aumenta significativamente el contraste entre el tumor (hipodenso) y el tejido pancreático normal (realzado)**, mejorando la visualización de la infiltración tumoral y el compromiso arterial.
 - **Predicción de respuesta terapéutica:** El cálculo del volumen extracelular (ECV) mediante DECT se utiliza como biomarcador para predecir la respuesta a la quimioterapia neoadyuvante; se ha observado que **los pacientes con un ECV más bajo suelen tener una mejor respuesta al tratamiento**.
- **Pancreatitis y sus complicaciones:**
 - **Pancreatitis Aguda:** La cuantificación de yodo facilita el diagnóstico temprano (con un umbral sugerido de 2.1 mg/mL en fase pancreática). Además, las **imágenes de bajo keV** mejoran la **detección de necrosis parenquimatosa y complicaciones vasculares** al resaltar áreas con perfusión disminuida.
 - **Pancreatitis Crónica:** Las imágenes Virtuales Sin Contraste (**VNC**) **permiten identificar calcificaciones** y litiasis ductales incluso en estudios realizados únicamente con fase de contraste, eliminando la necesidad de una fase basal real.

- Tumores Neuroendocrinos (TNEs): **Estos tumores son típicamente hipervasculares**, y la tecnología espectral ofrece herramientas específicas para su caracterización:
 - **Calidad de imagen:** Las **imágenes de 40 keV** proporcionan una relación señal-ruido (SNR) y contraste-ruido (CNR) superior para localizar pequeñas lesiones hipervasculares.
 - **Diferenciación histológica:** Se pueden distinguir los tumores bien diferenciados de los carcinomas neuroendocrinos (NEC) de alto riesgo utilizando mapas de concentración de yodo y número atómico efectivo (Z-efectivo) en la fase portal.
 - **Monitorización:** Los mapas de yodo permiten cuantificar de forma precisa la respuesta tumoral a tratamientos antiangiogénicos

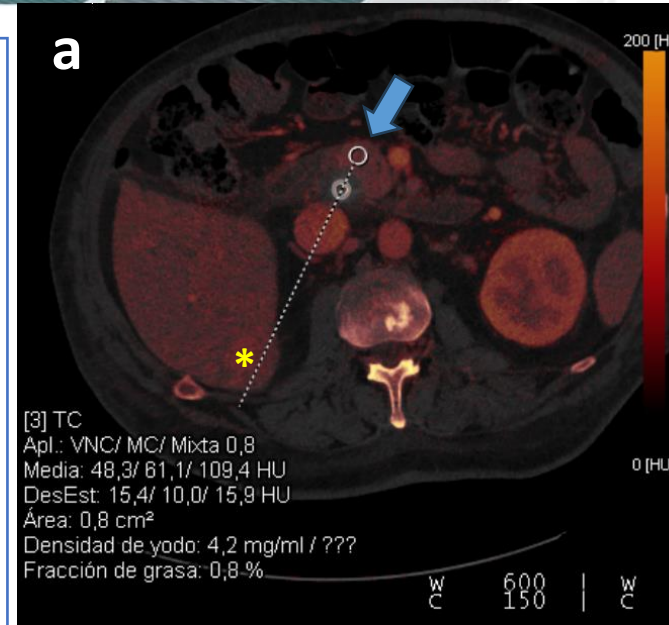


Imagen 3 y 4. Mujer de 67 años con antecedentes de TNE que acude con fiebre, dolor abdominal y elevación de enzimas hepáticas. En los mapas de yodo (a) se observa un crecimiento del nódulo en cabeza de páncreas (flecha azul) y crecimiento de las lesiones metastásicas (asterisco amarillo), que se confirman en las imágenes monoenergéticas de baja energía (b).

PÁNCREAS	ADC pancreático	Pancreatitis	TNEs
	Lesiones hipovasculares	Pancreatitis aguda: las imágenes de bajo keV mejoran la detección de necrosis parenquimatosa y complicaciones vasculares.	Lesiones hipervasculares
	Detección temprana y estadificación: VMI de bajo nivel energético (40-60 keV) aumenta drásticamente el contraste entre el tumor (hipovascular) y el parénquima normal (realzado). Estas imágenes de bajo keV optimizan la evaluación del compromiso arterial .	Pancreatitis crónica: Las imágenes Virtuales Sin Contraste (VNC) ayudan a detectar calcificaciones pancreáticas y litiasis ductales en estudios realizados con una sola fase de contraste.	Localización y calidad de imagen: VMIs de 40 keV ofrecen una mejor relación señal-ruido (SNR) y contraste-ruido (CNR) para localizar estos tumores.
	Predicción de respuesta terapéutica: los pacientes con un ECV más bajo suelen mostrar una mejor respuesta al tratamiento neoadyuvante .	Complicaciones vasculares: Las imágenes de bajo keV mejoran la visualización de la inflamación del parénquima y de las complicaciones vasculares asociadas.	Diferenciación histológica: Los mapas de concentración de yodo y el número atómico efectivo (Z-efectivo) en la fase portal permiten diferenciar con una precisión del 92.1% entre tumores bien diferenciados (NETs) y carcinomas neuroendocrinos (NECs) de alto riesgo

Tabla 2. Resumen de las aplicaciones de la DECT en patología pancreática.

• Riñones:

- Caracterización de masas Renales:

- **Diferenciación de quistes:** Los quistes simples aparecen hipodensos tanto en los mapas de agua (VNC) como en los mapas de yodo. Los **quistes hemorrágicos o proteicos**, que son hiperdensos en la TC convencional, **muestran persistencia de esa densidad en las imágenes de agua pero nula captación de yodo**, lo que confirma su naturaleza avascular.
- **Detección de tumores:** **Las masas sólidas**, como el Carcinoma de Células Renales (RCC), **muestran una captación clara de yodo**. El mapa de yodo funciona de forma similar a una secuencia de sustracción en resonancia magnética.
- **Tipificación histológica:** La cuantificación de yodo permite incluso diferenciar subtipos de RCC, mostrando mayor avidéz el de células claras frente al papilar.
- **Solución al "seudorreale":** En quistes pequeños, la TC convencional suele dar valores de densidad falsamente elevados; la TC espectral resuelve esto analizando el Z-efectivo o las curvas de atenuación espectral, que en los quistes son planas.

- Análisis de Litiasis:

- **Ácido úrico vs. Calcio:** Los materiales con número atómico (Z) elevado, como el **oxalato o fosfato cálcico**, presentan una **atenuación significativamente mayor a bajas energías (bajo keV)** debido al predominio del efecto fotoeléctrico. Por el contrario, los cálculos de ácido úrico mantienen una curva de atenuación relativamente plana, lo que permite su identificación inequívoca.
- **Cálculos ocultos:** Las imágenes Virtuales Sin Contraste (VNC) pueden "borrar" el yodo de la orina en fase excretora, permitiendo ver cálculos que quedarían ocultos por el contraste en una TC normal.

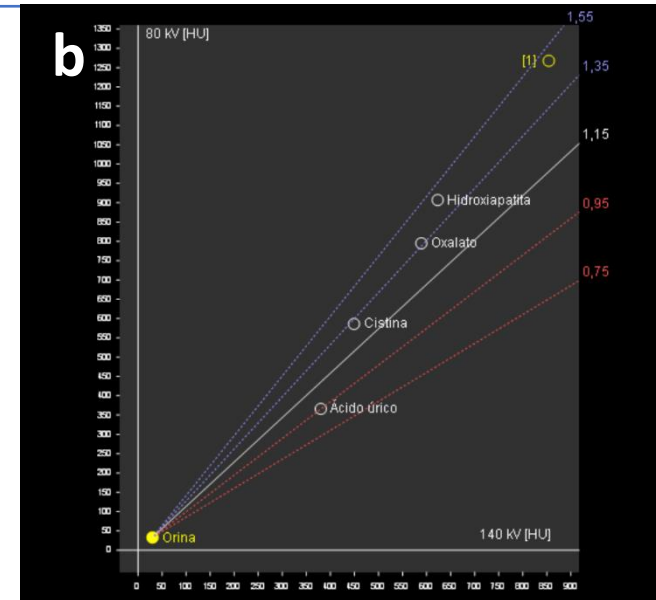
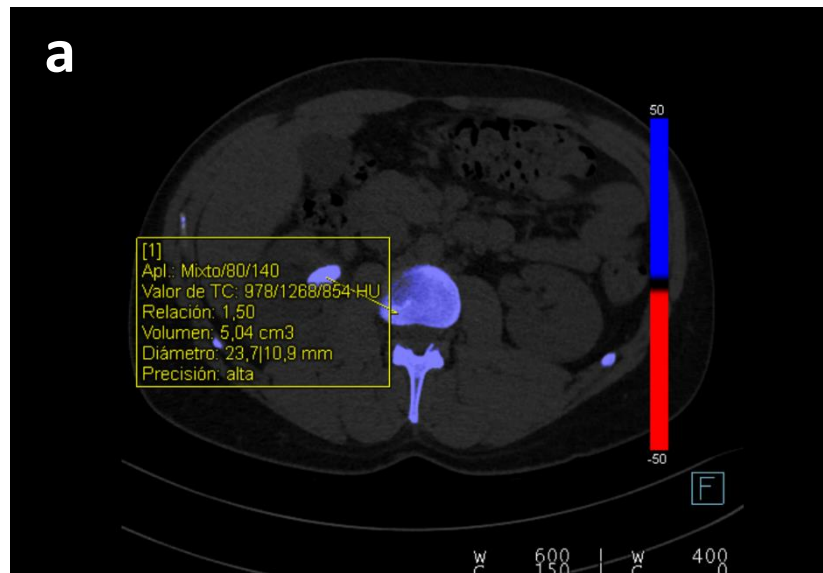


Imagen 5 y 6. Paciente con varias litiasis renales, pendiente de tratamiento con LEOC. En los **mapas de yodo (a)** se identifica una **litiasis renal derecha enclavada en la pelvis** que condiciona una hidronefrosis grado II, que presenta un volumen estimado de 5 cm³ (diámetros máximos de 23,7 - 10,9 mm). El **análisis de la composición por energía dual (b)** da unos resultados próximos a la **densidad de la hidroxiapatita**.

RIÑONES	Caracterización de masas renales	Análisis de litiasis
	Diferenciación de quistes: los quistes simples aparecen hipodensos tanto en el VNC como en el de yodo. Los quistes hemorrágicos o proteicos (hiperdensos en TC convencional) muestran persistencia de densidad en el VNC pero nula captación de yodo.	Diferencia ácido úrico de cálcio: las imágenes de bajo keV mejoran la detección de cálculos de fosfato u oxalato cálcico. El ácido úrico presenta una curva de atenuación prácticamente plana.
	Detección de tumores: el carcinoma de células renales muestra una captación clara de yodo, presentando el subtipo células claras concentraciones de yodo significativamente mayores que el papilar.	
	Reducción delseudorrealce	Detección en fase excretora: Las imágenes Virtuales Sin Contraste (VNC) o mapas de agua pueden "borrar" digitalmente el contraste yodado de la orina, revelando cálculos que de otro modo estarían ocultos en una fase excretora convencional.

Tabla 3. Resumen de las aplicaciones de la DECT en patología renal.

- **Vías Biliares:** Detecta cálculos biliares no calcificados (radiolúcidos en TC normal) gracias a que su Z-efectivo es menor que el de la bilis. Por otro lado, **permite diferenciar pólipos vesiculares** de otras lesiones vesiculares.

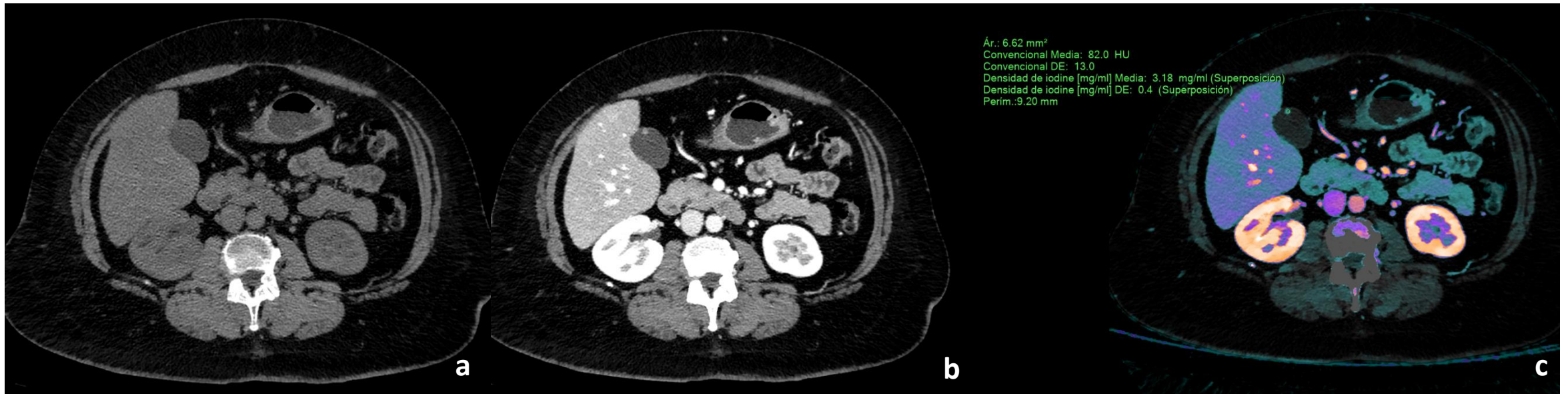


Imagen 7, 8, 9. Se identifica una vesícula biliar con una **imagen milimétrica (5 - 6 mm)** a nivel del fundus vesicular, que parece estar adherida a sus paredes. Mediante análisis espectral, en el estudio basal VNC (a), **no se identifica** mostrándose **hiperdensa** en el mapa monoenergética de baja energía (b) y presentando en el mapa de densidad de yodo (c) unos **valores entorno a 3,2 mg/ml**, compatibles con **captación de contraste**, por lo que lo ponemos en relación con un pequeño pólipo vesicular como primera posibilidad diagnóstica.

• Tracto Gastrointestinal:

- **Enfermedad de Crohn:** La gravedad de la inflamación activa se correlaciona con la concentración de yodo en la pared intestinal. Las **imágenes de 40 keV** proporcionan la mejor relación contraste-ruido para identificar la hiperemia mucosa característica de la fase activa.
- **Oncología Gastrointestinal:**
 - **Cáncer Gástrico:** Las **imágenes de 40 keV** optimizan la visualización del tumor y mejoran la precisión en la determinación de la profundidad de la invasión (estadio T). Además, parámetros como la densidad de yodo y la densidad electrónica permiten predecir la expresión de Ki-67 y el estado de inestabilidad de microsatélites (MSI).
 - **Cáncer Colorrectal:** ayuda a predecir el estadio pT y el grado histológico mediante el análisis del número atómico efectivo (Z-efectivo) y la pendiente de la curva espectral.
 - **Metástasis ganglionares:** La combinación del valor Z-efectivo con el diámetro del ganglio mejora significativamente la precisión para detectar metástasis linfáticas en pacientes con cáncer gástrico y rectal.
 - **Respuesta al tratamiento:** La cuantificación del yodo se utiliza como biomarcador para evaluar la regresión tumoral tras la quimioterapia neoadyuvante o la radioterapia.
- **Otras Aplicaciones:**
 - **Colonografía por TC:** Los datos espectrales mejoran los algoritmos de limpieza fecal electrónica, permitiendo una mejor diferenciación entre los restos fecales marcados (con yodo o bario) y los pólipos reales.

TGI	Enfermedades inflamatorias intestinales	Oncología	Otras aplicaciones
	Enfermedad de Crohn: Las imágenes de 40 keV proporcionan el mejor rendimiento diagnóstico para identificar la hiperemia mucosa activa.	Cáncer Gástrico: Las imágenes de 40 keV mejoran la precisión en la determinación de la profundidad de la invasión (estadio T). Los parámetros cuantitativos permiten predecir la expresión de Ki-67 y el estado de inestabilidad de microsatélites (MSI).	Colonografía por TC: Los datos espectrales mejoran los algoritmos de limpieza fecal electrónica, permitiendo una mejor diferenciación entre los restos fecales marcados y los pólipos verdaderos.
	Diagnóstico Diferencial: La combinación de parámetros espectrales ayuda a distinguir entre la enfermedad de Crohn, la colitis ulcerosa y la tuberculosis intestinal.	CCR: Predice el estadio pT y el grado histológico utilizando el Z-efectivo y la densidad de yodo. Permite identificar metástasis en ganglios linfáticos con una precisión similar a la RM.	
	Apendicitis: La DECT mejora la visibilidad del apéndice inflamado y aumenta la precisión diagnóstica en casos de apendicitis gangrenosa al resaltar las anomalías en el realce de la pared.	Respuesta al tratamiento: Según el EVC.	

Tabla 4. Resumen de las aplicaciones de la DECT en el tracto gastrointestinal.

Aplicaciones en trauma y urgencias:

En pacientes con trauma abdominal o pélvico, la TC espectral ofrece ventajas importantes:

- **Hemorragia activa:** Los mapas de yodo permiten confirmar la extravasación de contraste (40-50 keV) y distinguirla de fragmentos óseos o material ingerido hiperdenso. **Sangrado activo: positivo en mapa de yodo, negativo en VNC.**
- **Isquemia intestinal:** Los mapas de yodo revelan defectos de perfusión en la pared intestinal antes de los cambios morfológicos. Las **imágenes de bajo keV son óptimas para visualizar segmentos con hipoperfusión o ausencia de realce** en casos de oclusión mesentérica aguda o de obstrucción intestinal con compromiso vascular.
- **Lesiones de órganos sólidos:** Aumenta la visibilidad de laceraciones y hematomas en bazo, hígado y riñones. **Hematoma: negativo en mapa de yodo, persiste en VNC.**
- **Endofugas:** En el seguimiento de endoprótesis vasculares, la DECT **ayuda a diferenciar entre calcificaciones preexistentes y endofugas verdaderas** en una sola fase post-contraste.

	VNC	PORTAL	Iodo
Sangrado activo	Isodenso (-)	Hiperdenso (+)	Hiperdenso (+)
Hematoma	Hiperdenso (+)	Hiperdenso (+)	Isodenso (-)

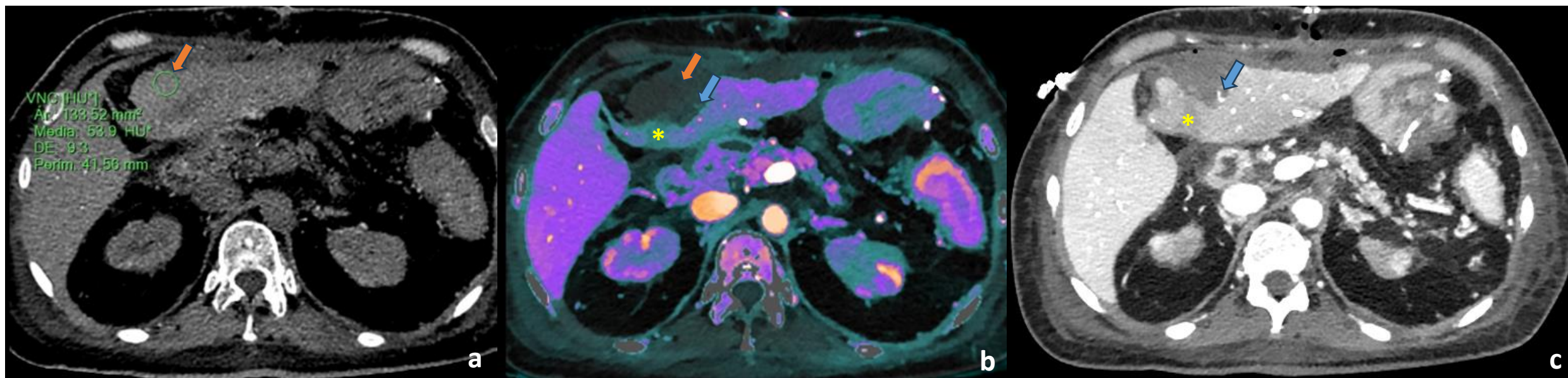


Imagen 10, 11, 12. a) VNC: Paciente intervenido de perforación gástrica que presenta de nueva aparición, áreas hipodensas de límites imprecisos en el parénquima hepático muy sugestivas de laceraciones hepáticas (*), encontrándose en continuidad con las mismas una colección hiperdensa (flecha naranja) con valores tomodensitométricos medios entorno a 53 UH en el estudio virtual basal sin contraste, compatible con colección hemática. **b)** Mapa de yodo del mismo paciente: colección isodensa que confirma la sospecha de hematoma. En el área que interpretamos de laceración hepática (*) del segmento IVb, adyacente al parénquima hepático sano algún pequeño foco lineal hiperdenso milimétrico (flecha azul) **c)** Fase portal: Ese pequeño foco hiperdenso se continúa apreciando en fase venosa – portal, siendo sugestiva de pequeño posible foco de extravasación.

Aplicaciones a nivel vascular

- Evaluación del Sistema Venoso y de la Arteria Mesentérica:

- **Vena Porta:** La tecnología espectral (especialmente a 40 keV) mejora la relación señal-ruido (SNR) y contraste-ruido (CNR) en la vena porta, permitiendo una mejor visualización de la circulación colateral en pacientes con cirrosis o hipertensión portal.
- **SMA:** En la arteria mesentérica superior, la DECT **facilita la detección de disecciones o embolismos que podrían causar necrosis isquémica intestinal**. Se recomienda el uso de 40 keV para resaltar placas blandas y 100 keV para placas calcificadas.

- Optimización del Contraste con Imágenes Monoenergéticas (Bajo keV):

- **Aumento del realce:** Proporcionan un contraste significativamente mayor, permitiendo una **evaluación de tipo angiográfico incluso en fases venosas o protocolos no optimizados para angio-TC**.
- **Visualización de placas:** Las **VMI de 40 keV** mejoran el contraste entre la luz del vaso y las placas blandas estenosantes, facilitando una cuantificación más precisa del grado de estenosis.
- **Vasos pequeños:** Mejoran la visibilidad de vasos filiformes o sutiles, como ocurre en casos de tromboembolia pulmonar (TEP) previa sin recanalización completa.

Urgencias

Sangrado activo y LOD	Isquemia intestinal	Otras aplicaciones												
Evaluación de la hemorragia activa y extravasación: Si una zona hiperdensa desaparece en la imagen VNC pero se realza en el mapa de yodo, se confirma como extravasación activa. Mediante el uso de mapas de yodo y VNC, es posible distinguir el sangrado activo de otros materiales hiperdensos como fragmentos óseos, clips quirúrgicos o material ingerido.		Fracturas y edema de médula ósea: La tecnología de supresión de calcio (VNCa) permite visualizar directamente el edema de médula ósea, algo imposible en la TC convencional debido a la densidad del hueso trabecular. Permite diferenciar entre fracturas agudas (con edema) y fracturas crónicas o antiguas en pacientes de edad avanzada con múltiples lesiones vertebrales.												
Lesiones en órganos sólidos: Las imágenes monoenergéticas de bajo keV (40–50 keV) acentúan el contraste entre el parénquima sano y las zonas lesionadas (hipodensas), facilitando la detección de laceraciones sutiles. Las imágenes VNC permiten distinguir un hematoma (hiperdenso por sí mismo) de un foco de sangrado activo, ayudando a refinar la estadificación de la lesión según las escalas AAST.	La DECT aumenta la visibilidad del realce de la pared intestinal, permitiendo detectar segmentos hipoperfundidos con mayor confianza. En pacientes con hipovolemia, ayuda a diferenciar la hiperemia mucosa (signo de shock) de la hemorragia intramural (signo de isquemia)	Endofugas: En el seguimiento tras reparación endovascular de aneurismas (EVAR), las imágenes VNC y los mapas de yodo ayudan a diferenciar inequívocamente entre calcificaciones preexistentes y endofugas verdaderas en una sola adquisición post-contraste.												
<table><tr><th></th><th>VNC</th><th>PORTAL</th><th>Iodo</th></tr><tr><td>Sangrado activo</td><td>Isodenso (-)</td><td>Hiperdenso (+)</td><td>Hiperdenso (+)</td></tr><tr><td>Hematoma</td><td>Hiperdenso (+)</td><td>Hiperdenso (+)</td><td>Isodenso (-)</td></tr></table>		VNC	PORTAL	Iodo	Sangrado activo	Isodenso (-)	Hiperdenso (+)	Hiperdenso (+)	Hematoma	Hiperdenso (+)	Hiperdenso (+)	Isodenso (-)		Patología Vascular: Es clave para diagnosticar síndromes aórticos agudos, hematomas intramurales y oclusiones o disecciones de la arteria mesentérica superior. A bajas energías de keV, permite valorar de forma precisa el grado de estenosis. A altas energías de keV, disminuye los artefactos metálicos.
	VNC	PORTAL	Iodo											
Sangrado activo	Isodenso (-)	Hiperdenso (+)	Hiperdenso (+)											
Hematoma	Hiperdenso (+)	Hiperdenso (+)	Isodenso (-)											

Tabla 5. Resumen de las aplicaciones de la DECT en patología urgente.

Conclusiones

En conjunto, el TC espectral representa una herramienta emergente con gran potencial para enriquecer la radiología abdominal rutinaria: permite “ver más allá de la escala de grises”, aportando información adicional que puede traducirse en mayor confianza diagnóstica y optimización del estudio, reduciéndose incluso artefactos o exposición a la radiación, siendo fundamental fomentar el conocimiento de sus fundamentos técnicos y seleccionar los casos en los que su empleo resulte beneficioso.

Bibliografía

- [1]. 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.
- [2]. Chen Y, Liu X, Zeng H, Zhang J, Li Z, Wu B, Huang Z, Song B. **The clinical applications of dual-layer spectral detector CT in digestive system diseases.** Eur Radiol. 2025 Jun;35(6):3547-3557. doi: 10.1007/s00330-024-11290-6. Epub 2024 Dec 19. PMID: 39699679; PMCID: PMC12081472.
- [3]. Adam SZ, Rabinowich A, Kessner R, Blachar A. **Spectral CT of the abdomen: Where are we now?** Insights Imaging. 2021 Sep 27;12(1):138. doi: 10.1186/s13244-021-01082-7. PMID: 34580788; PMCID: PMC8476679.
- [4]. Wortman JR, Uyeda JW, Fulwadhva UP, Sodickson AD. **Dual-Energy CT for Abdominal and Pelvic Trauma.** Radiographics. 2018 Mar-Apr;38(2):586-602. doi: 10.1148/rg.2018170058. PMID: 29528816.
- [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]. 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.
- [7]. Marín Pérez C, Giménez De Haro IB, Torrijos Rodríguez-Rabadán L, Masó Navarro ML, Ibáñez Caturla S, Fernández Ferrando MJ, Garnés Natalia N, Alias Carrascosa E, Pérez-Milá Montalbán R. (2022). **TC de energía dual: un cambio trascendental en el diagnóstico.** Seram, 1(1). Recuperado a partir de <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/8573>.
- [8]. Fernández-Pérez GC, Fraga Piñeiro C, Oñate Miranda M, Díez Blanco M, Mato Chaín J, Collazos Martínez MA. **Dual-energy CT: Technical considerations and clinical applications.** Radiologia (Engl Ed). 2022 Sep-Oct;64(5):445-455. doi: 10.1016/j.rxeng.2022.06.003. PMID: 36243444.
- [9]. García-Figueiras R, Baleato-González S, Busquets-Carrera O, Fraga-Piñeiro C, Luna A. **Quantitative Dual- Energy CT in abdominal imaging: Technical Consideration and Emerging Clinical Application.** Radiographics. 2026 Mar;46(3):e250074. doi: 10.1148/rg.250074.