

El TC de energía dual en patología pulmonar como nunca antes te lo habrían explicado

Rodrigo Sutil Berjón^{1,2}, Silvia Revuelta Gómez^{1,2},
Aránzazu Sánchez Gabín^{1,2}, Alejandra Somoano Marfull^{1,2},
Sofía María Bretos Azcona^{1,2}, Celia Cantolla Nates^{1,2},
M. Elena Peña Gómez^{1,2}, José Antonio Parra Blanco^{1,2}

¹Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander;
²Instituto de Investigación de Valdecilla (IDIVAL), Santander

Objetivo docente

- Describir los fundamentos físicos y técnicos del TC de energía dual
- Exponer las principales aplicaciones del TC de energía dual en diversas patologías pulmonares.
- Explicar la semiología básica de los mapas de yodo y los errores o *pitfalls* de interpretación más frecuentes.

Revisión del tema

¿En qué consiste la energía dual?

Es una técnica de tomografía computarizada que emplea dos haces de rayos X de distinta energía de forma simultánea para la adquisición de imágenes diagnósticas.

¿Cuáles son las principales herramientas que aporta?

- Generación de mapas de sustracción mediante la propiedad de descomposición espectral de la materia
- Creación de imágenes monoenergéticas virtuales
- Mapas Z efectivos y de densidad electrónica

Fundamentos físicos

Los fotones de rayos X de baja energía tienden a interactuar con los átomos en forma de efecto fotoeléctrico, mientras que a medida de aumenta la energía del haz toma importancia la dispersión Compton. El número de ionizaciones producidas por efecto fotoeléctrico guarda relación con el número atómico del átomo (Z), el efecto Compton en cambio no depende de Z (figura 1).

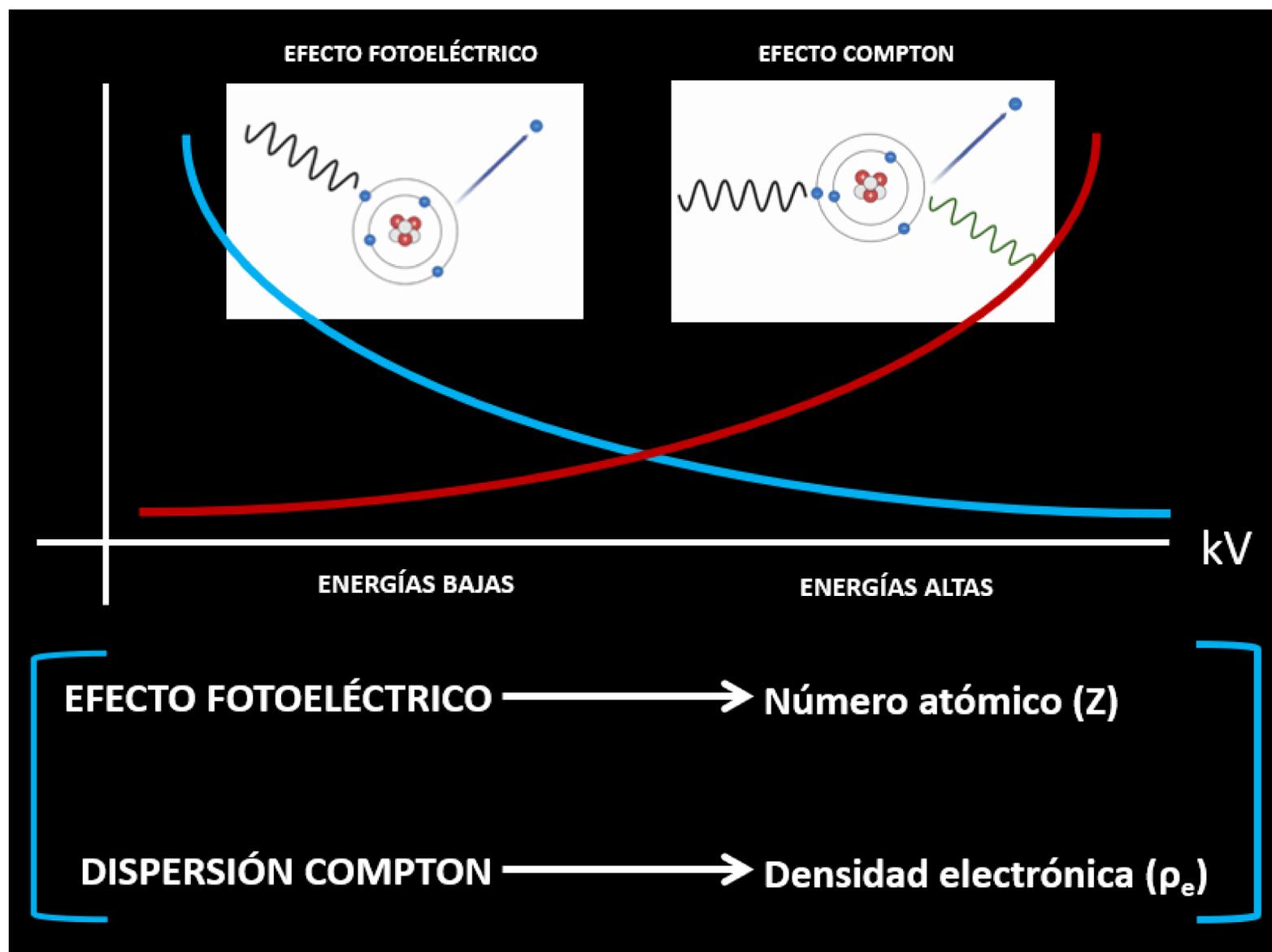


Figura 1

Fundamentos físicos

El coeficiente de atenuación lineal (μ) es directamente proporcional a Z e inversamente a la energía de onda. A más μ más atenuación y menor intensidad (I_f), es decir, menor número de fotones llegarán al detector. De esta manera podemos entender que elementos como el yodo, con Z de 53, produzca mayor atenuación que el oxígeno, Z de 8. A los detectores llegan pues haces de distinta intensidad, formando dos conjuntos de información, que permiten la reconstrucción de las imágenes diagnósticas (figura 2).

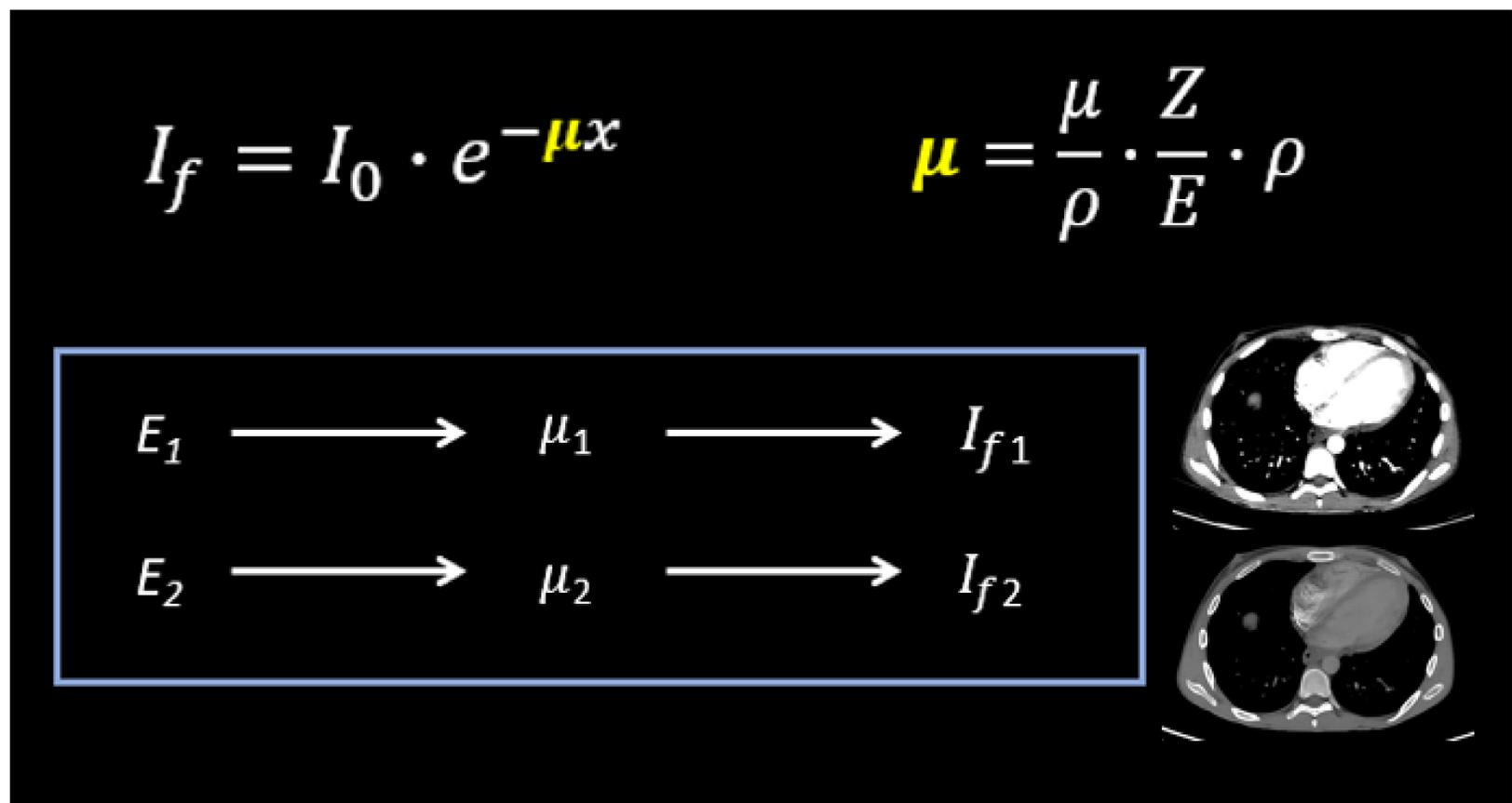


Figura 2

Fundamentos técnicos

Existen distintos diseños de TC de energía dual en función, fundamentalmente, del fabricante:

- **Dual source**: dos tubos a 90 grados entre sí, con sus respectivos detectores, y cada uno de ellos emite a un kilovoltaje distinto. Su principal desventaja es que el field of view es más limitado que en otros diseños.
- **Rapid switching**: el mismo tubo conmuta de un kilovoltaje a otro en décimas de segundo.
- **Split filter**: el propio tubo dispone de un filtro en su salida de forma que emite simultáneamente los dos espectros de radiación. La discriminación espectral es peor pues existen haces dispersos cruzados a la salida del tubo.
- **Dual layer**: un único tubo emite un haz de alta energía contra dos capas de detectores. A la capa inferior llegan los fotones más energéticos y a la superior los de menos energía. Este diseño tiene concordancia temporal perfecta entre los dos conjuntos de información, pero no permite hacer una adquisición no espectral.

Aspectos técnicos de la imagen

- El empleo de haces de bajo kilovoltaje permite reconstruir imágenes con mayor resolución de contraste. De este modo el TC de energía dual permite ahorrar dosis de contraste. En el caso del TEP por ejemplo se logra un realce de los contornos vasculares con menor volumen de contraste yodado intravenoso.
- Sin embargo, la contrapartida es que las imágenes de baja energía tienen un mayor ruido. Asimismo, las imágenes de baja energía presentan mayores artefactos de endurecimiento. La solución radica en combinar las imágenes de baja y de alta para mejorar el ruido sin perder resolución de contraste.
- Aunque se empleen imágenes monoenergéticas virtuales de alto kilovoltaje no siempre se consigue suprimir totalmente el contraste intravenoso si este está muy concentrado, por ejemplo, en la cava superior, siendo fuente artefactos (figura 3).

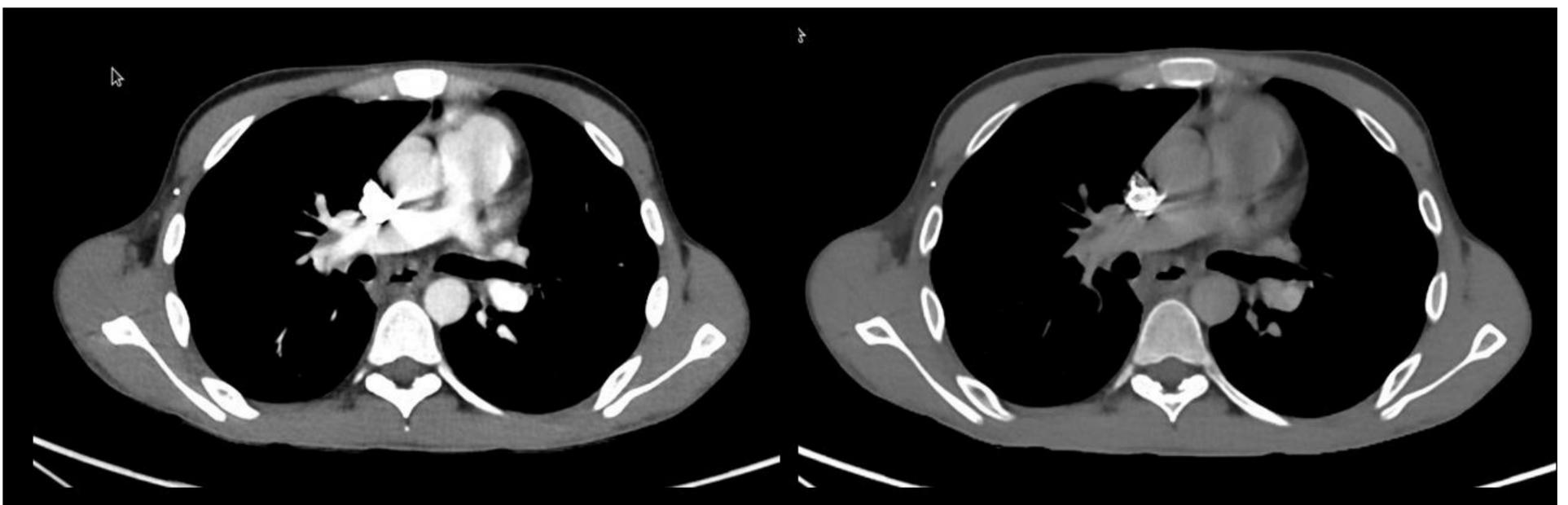


Figura 3. A pesar de utilizar haces de alta energía no se ha logrado suprimir totalmente la atenuación producida por el contraste yodado en la cava superior.

TC de energía dual y tromboembolismo pulmonar agudo

Parámetros de contraste, inyección y adquisición

25 – 35mL de contraste yodado iv

Contrastes de más de 300mg/ml de yodo y lavado con suero

Vía gruesa de 18G o 20G

Inyección de contraste a 4ml/s

Rango: ápices hasta incluir bases

Técnica de *bolus-tracking* con ROI en tronco pulmonar.

Adquisición helicoidal con cortes finos en apnea

Dirección de la adquisición caudo-craneal

MAPAS DE PERFUSIÓN PULMONAR

Las imágenes de perfusión son mapas de sustracción yodo/agua, es decir, se sustrae el agua y se realiza la atenuación producida por el yodo.

Mejoran la **sensibilidad** para la detección de embolismos de pequeño tamaño (subsegmentarios).

Puede suponer una herramienta más para la estratificación de la **gravedad** en función del número y tamaño de los defectos de perfusión.

Defectos de perfusión parecen estar correlacionados con el **pronóstico** y con la dilatación de cavidades derechas.

Pueden servir en caso de seguimiento de los TEPs y evaluación de la **respuesta al tratamiento** anticoagulante

TÉCNICAS DE RECONSTRUCCIÓN AUTOMÁTICA Y AJUSTE DE VENTANA

Thresholding: se aplica una ventana de en torno a -650UH y -900UH por la cual se excluye mediastino y grandes vasos:

Su principal desventaja es que se pueden confundir lesiones en el parénquima como condensaciones, atelectasias, masas o infartos con defectos de perfusión. Por este motivo es importante comparar los mapas con la imagen morfológica.

Sin umbral: Sin excluir mediastino y grandes vasos

Se tiene una visión más amplia y en conjunto, sin embargo, los defectos de perfusión son menos evidente para el ojo pues el rango de colores es más ancho.

DEFECTOS DE PERFUSIÓN EMBÓLICOS

Suelen ser de morfología triangular con base periférica y que se corresponden con un territorio vascular, lobar o segmentario, conocido

Ante defectos de perfusión visualizados en el PBV pero no en el angio-TC debemos pensar en:

- Trombo a nivel subsegmentario que sobrepasa la capacidad de resolución espacial del angio-TC.
- Área perfundida por arterias bronquiales sistémicas, esperar a una adquisición más tardía
- Pitfalls (defecto de perfusión no embólico)
- Lesiones en parénquimas pulmonares o presencia de enfisema.

Los mapas de perfusión presentan numerosos artefactos que se expondrán a continuación y por ello no se debe asociar todo defecto de perfusión a un tromboembolismo real, más aún si no se identifica el defecto de repleción arterial en la imagen de angio-TC.

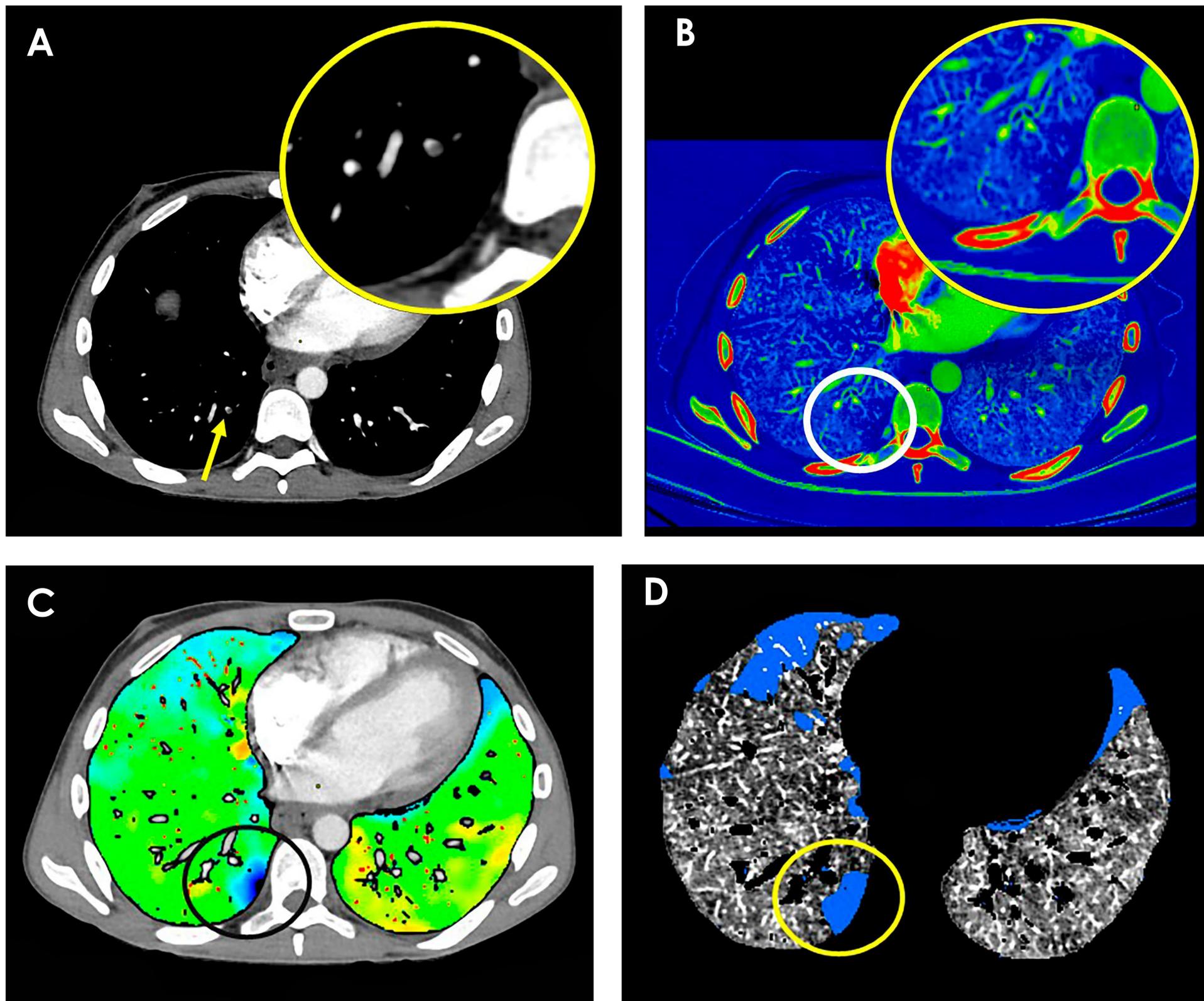


Figura 4. A) defecto de repleción en una arteria subsegmentaria en segmento posterior de lóbulo inferior derecho compatible con tromboembolismo pulmonar agudo. B) Corte axial con reconstrucción sin umbral con defecto de perfusión triangular de base periférica que concuerda con el trombo observado en el angio-TC. C) Corte axial con umbral, vemos que tanto mediastino como vasos se han excluido del mapa de colores. Nuevamente se aprecia un defecto de perfusión en la misma localización. D) Reconstrucción en la que se señalan en azul las áreas teóricamente más hipoperfundidas incluyendo el área de oligohemia por el trombo (flecha)

DEFECTOS DE PERFUSIÓN NO EMBÓLICOS (FALSOS POSITIVOS)

Por artefactos de endurecimiento del haz: ocurren en ambos ápices pulmonares, en segmentos anterior y apical de LSD, segmento ápico-posterior del LSI y segmento medial del LM.

Defectos con morfología de banda o semiluna

SOLUCIÓN: optimizar los parámetros de inyección de contraste y uso de suero salino conjuntamente.

Por artefactos del latido cardiaco:

-Ocurren en LM y língula

Por artefactos de movimiento diafragmático

- Ocurren en ambas bases pulmonares.

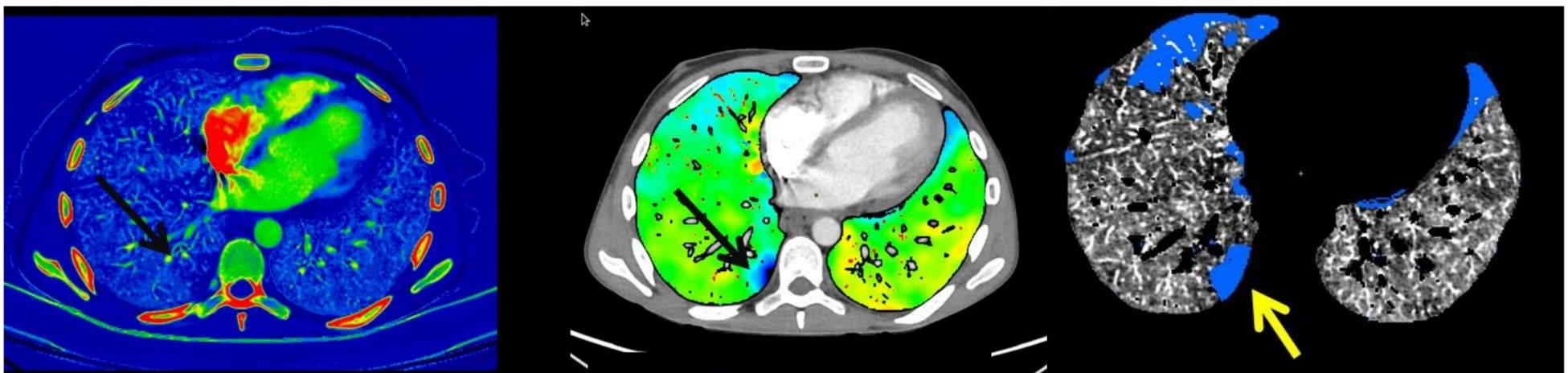


Figura 5. Las áreas de teórica hipoperfusión en lóbulo medio y língula señalados con flechas se corresponden con artefactos por latido cardiaco.

Por enfisema pulmonar

El enfisema produce hipoperfusión pulmonar tanto por destrucción del parénquima como por fenómeno de vasoconstricción hipóxico-alveolar. Se refleja como áreas hipoperfundidas tanto en mapas con umbral como sin él. En el caso del enfisema centrolobulillar típicamente ocasiona áreas oligohémicas en lóbulos superiores que dan un aspecto moteado a los mapas.

DEFECTOS DE PERFUSIÓN NO EMBÓLICOS (FALSOS POSITIVOS)

Por lesiones en el parénquima pulmonar

Alteraciones como condensaciones, atelectasias o masas sólidas presentan mayor densidad que el parénquima pulmonar normal y por ello se excluyen de los mapas cuando se aplica un umbral de reconstrucción de los mismos.

En el caso de no emplear umbral las atelectasias reciben mayor aporte sanguíneo que las condensaciones y eso se pueden ver como áreas de mayor concentración de yodo, sin ser en realidad áreas hiperperfundidas.

Los mapas de yodo también pueden servir en la caracterización de masas pulmonares en función de su grado de perfusión.

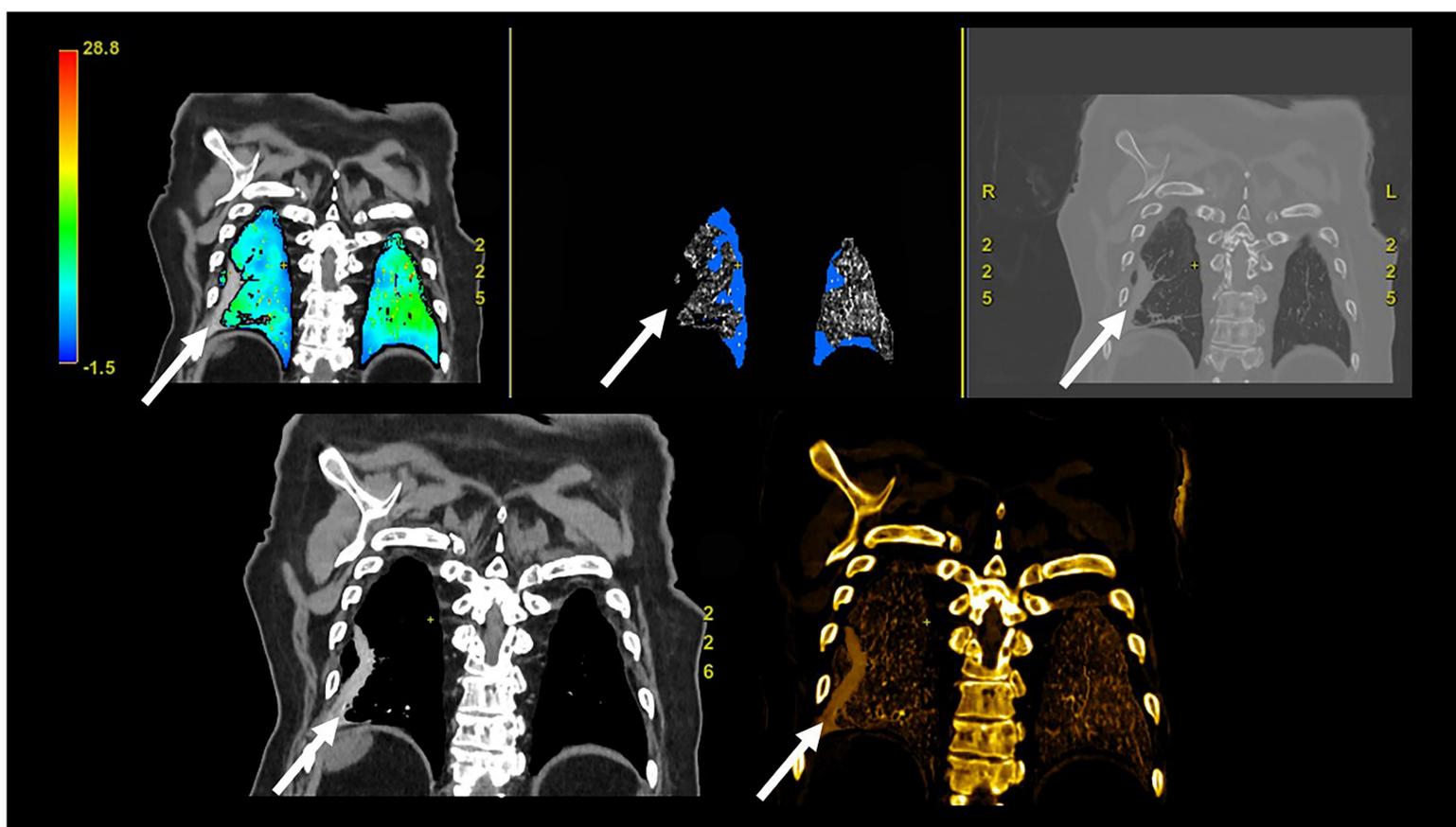


Figura 6. En la parte superior vemos distintos cortes coronales con presencia de una atelectasia en lóbulo inferior derecho. La atelectasia presenta mayor densidad que el parénquima normal y por eso es excluida del mapa con umbral.

En la parte inferior los mapas se han reconstruido sin umbral y por ello la atelectasia se ve como un área de mayor concentración de yodo.

IMÁGENES MONOCROMÁTICAS DE BAJA ENERGÍA

- **Facilitan la detección** de defectos de repleción en arterias pulmonares al aumentar el realce de las mismas mejorando el CNR.
- **Permiten disminuir la dosis** de contraste en torno a **25-35ml**, especialmente útil en pacientes con riesgo intermedio de fallo renal inducido por contraste yodados, (FG de 30 a 60 ml/min).
- Disminución de **los artefactos** de endurecimiento del haz por concentración del contraste iv.
- Equilibrio óptimo para detección de trombos, sin generar falsos positivos es **60keV**.

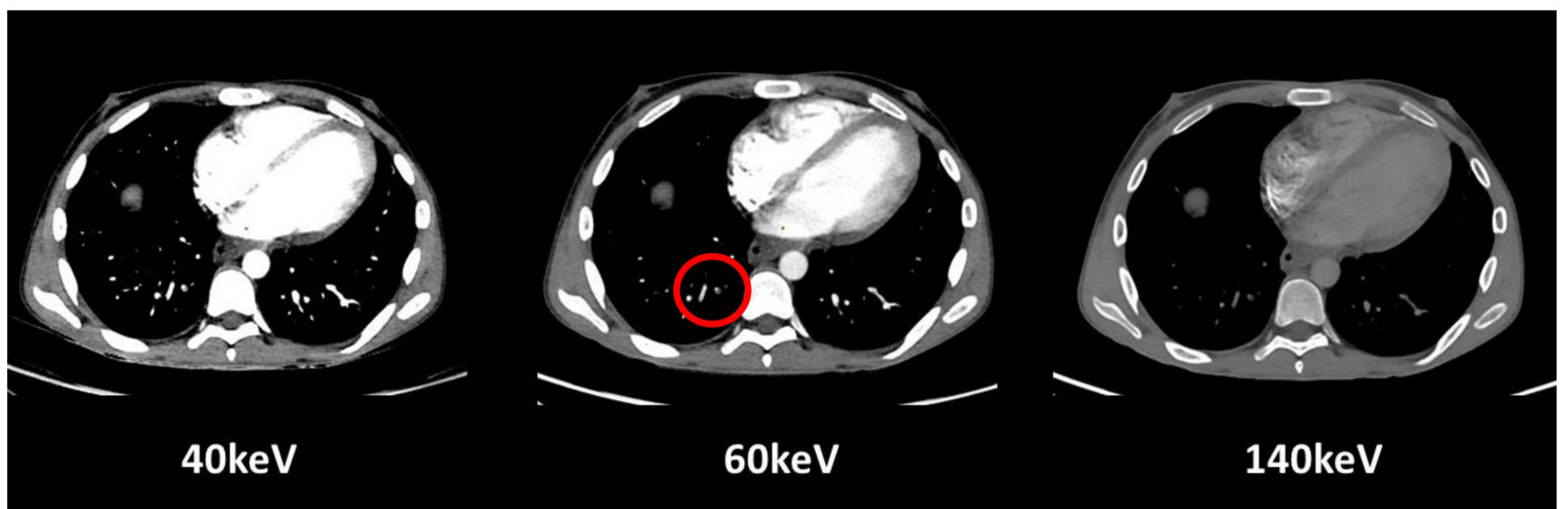


Figura 7. A medida que aumenta la energía de las imágenes monocromáticas virtuales disminuye la resolución de contraste y por ello es más difícil identificar el trombo en arteria subsegmentaria en lóbulo inferior derecho (círculo).

MAPAS Z EFECTIVOS

Estas imágenes permiten diferenciar distintas áreas en función de su composición química. Distinguen aquellas regiones en cuya composición predominan materiales con números atómicos más próximos al yodo de otras sustancias.

En el caso de tromboembolismo pulmonar ayudan a diferenciar las arterias pulmonares adecuadamente contrastadas de aquellas ocupadas por trombos. De esta manera ayudan a la detección de los defectos de repleción causantes del TEP.

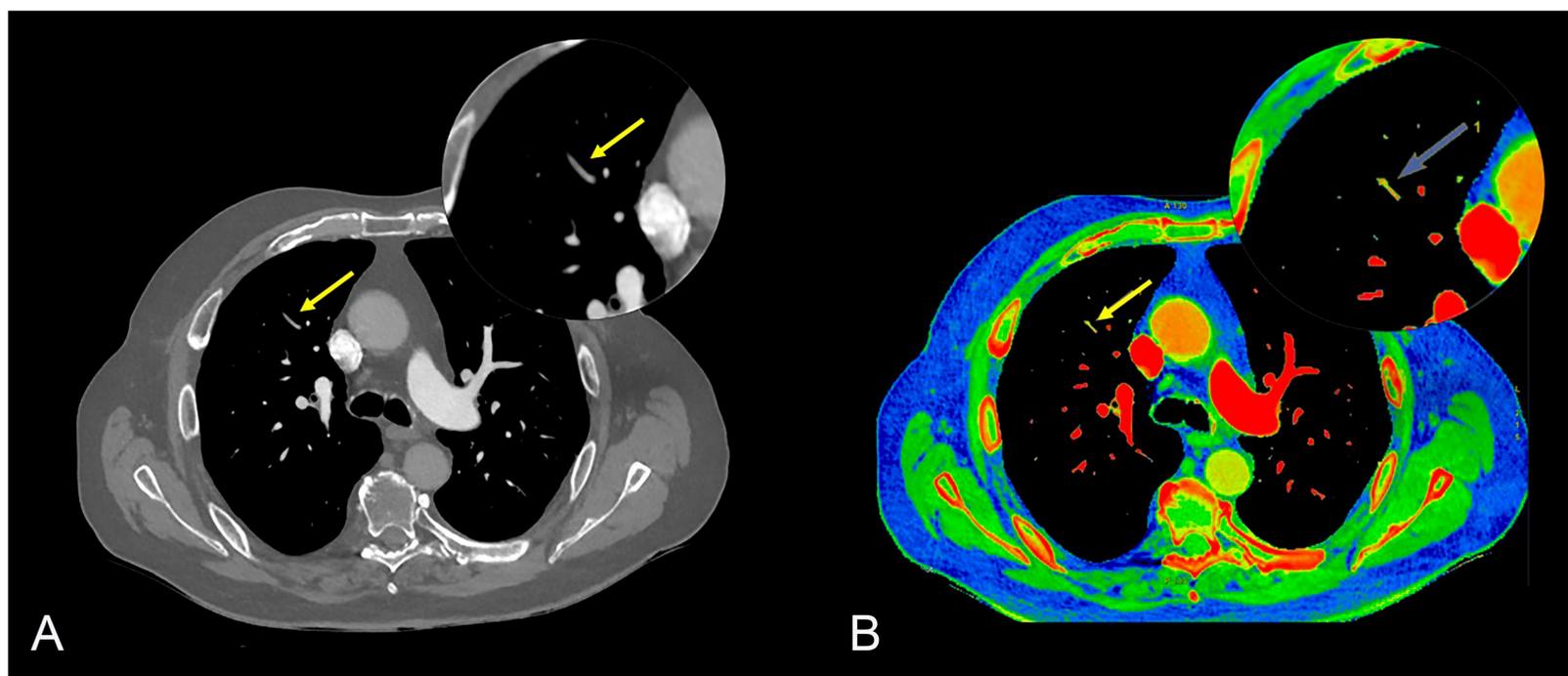
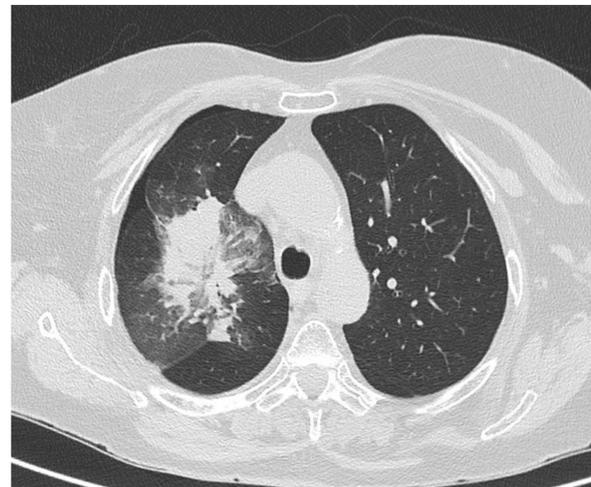


Figura 8. A) Angio-TC de arterias pulmonares con un defecto de repleción en una arteria subsegmentaria en el lóbulo medio. B) El mapa z-efectivo muestra las arterias pulmonares correctamente contrastadas en color rojo, indicando la presencia de yodo en su luz. En cambio, la arteria ocluida muestra un tono verde por la existencia del trombo, es decir, por la ausencia de contraste yodado. De esta manera la detección visual del TEP puede verse facilitada.

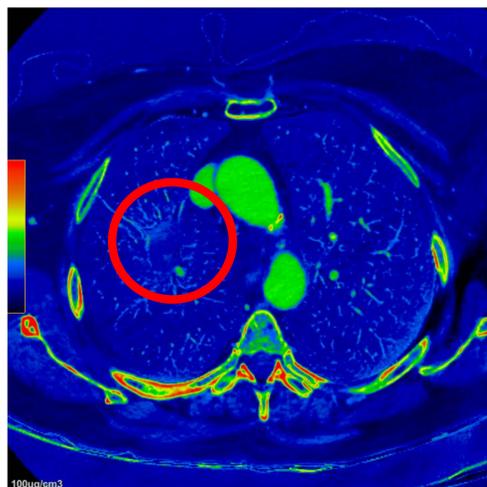
TC DE ENERGÍA DUAL EN LA TERMOABLACIÓN DE MASAS PULMONARES

Tanto los mapas de perfusión como los mapas Z-efectivos son de ayuda en la evaluación de la perfusión de masas tumorales tratadas mediante termoablación. De esta manera un aumento del flujo sanguíneo se asocia a la recurrencia tumoral en el lecho de la ablación.

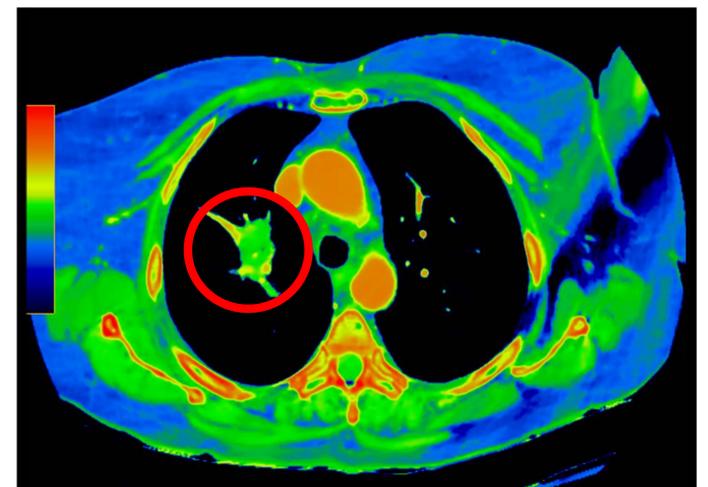
TC anterior a la ablación **Control posterior a la ablación**



TC dos años tras la ablación



Perfusión



Z-efectivo

Figura 9. Masa en lóbulo superior derecho tratada mediante termoablación percutánea. El control posterior al procedimiento muestra una pequeña lámina de neumotórax, así como áreas de aumento de atenuación dada la presencia de edema y hemorragia. Después de dos años, la masa tratada no presenta flujo sanguíneo o presencia de contraste en el mapa de perfusión ni en el mapa Z-efectivo (círculos). De esta manera se descarta la recurrencia tumoral a nivel local.

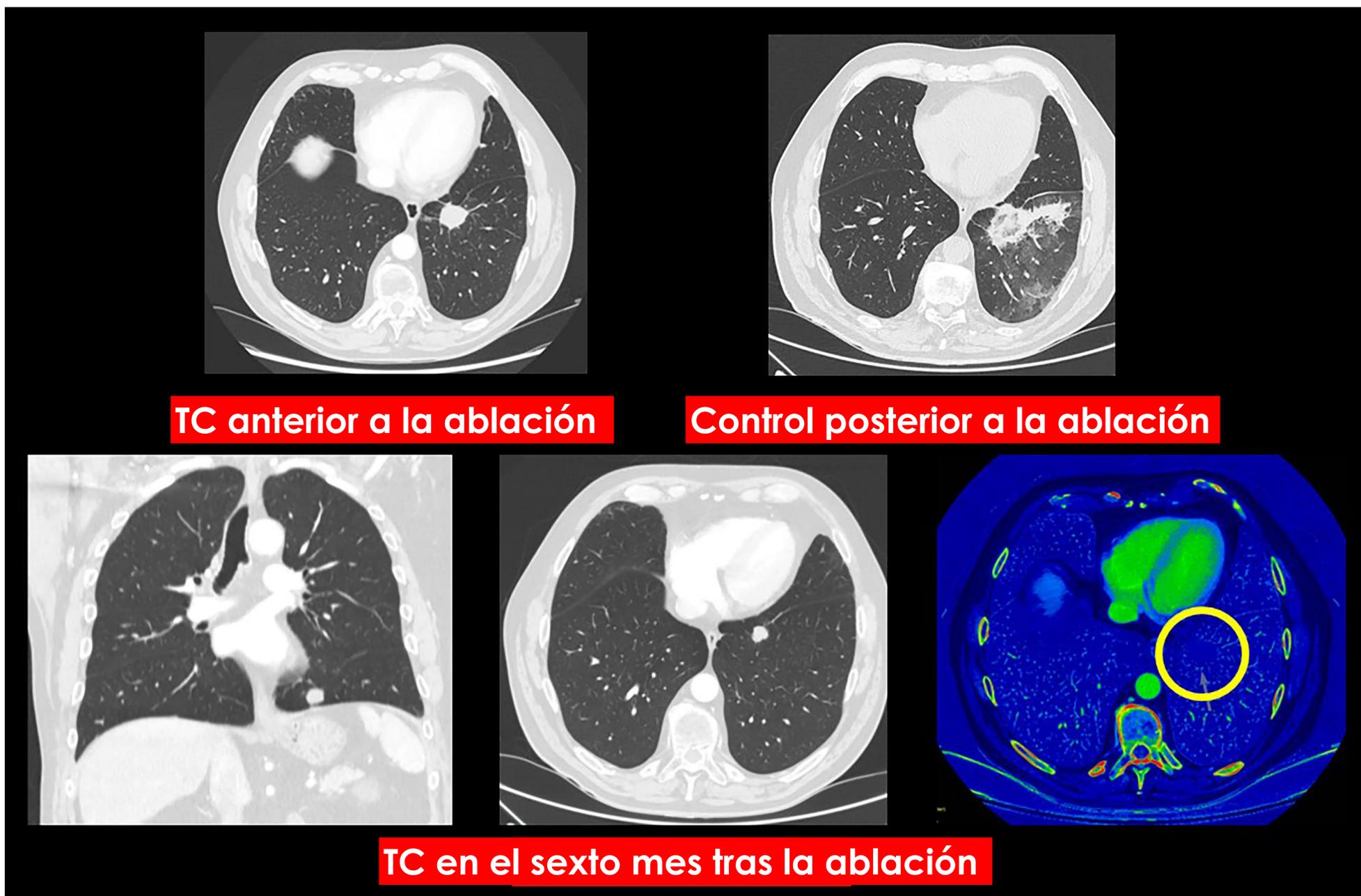


Figura 10. Paciente con cáncer de colon oligometastásico con nódulo en lóbulo inferior izquierdo tratado con termoablación percutánea. En el control inmediato al procedimiento se observa el signo del halo reserva, típico de este tipo de terapias. En el sexto mes tras el tratamiento no había signos de recurrencia objetivables mediante el mapa de perfusión (círculo).

TC DE ENERGÍA DUAL EN LAS ESTENOSIS DE ARTERIAS PULMONARES

Las estenosis de arterias bronquiales pueden ser debidas a cambios posquirúrgicos, por ejemplo, en el contexto del trasplante pulmonar, o también en casos de tromboembolismo pulmonar crónico. Los mapas de perfusión mostrarán una asimetría entre los dos pulmones, con hiperaflujo en el lado contralateral a la estenosis.

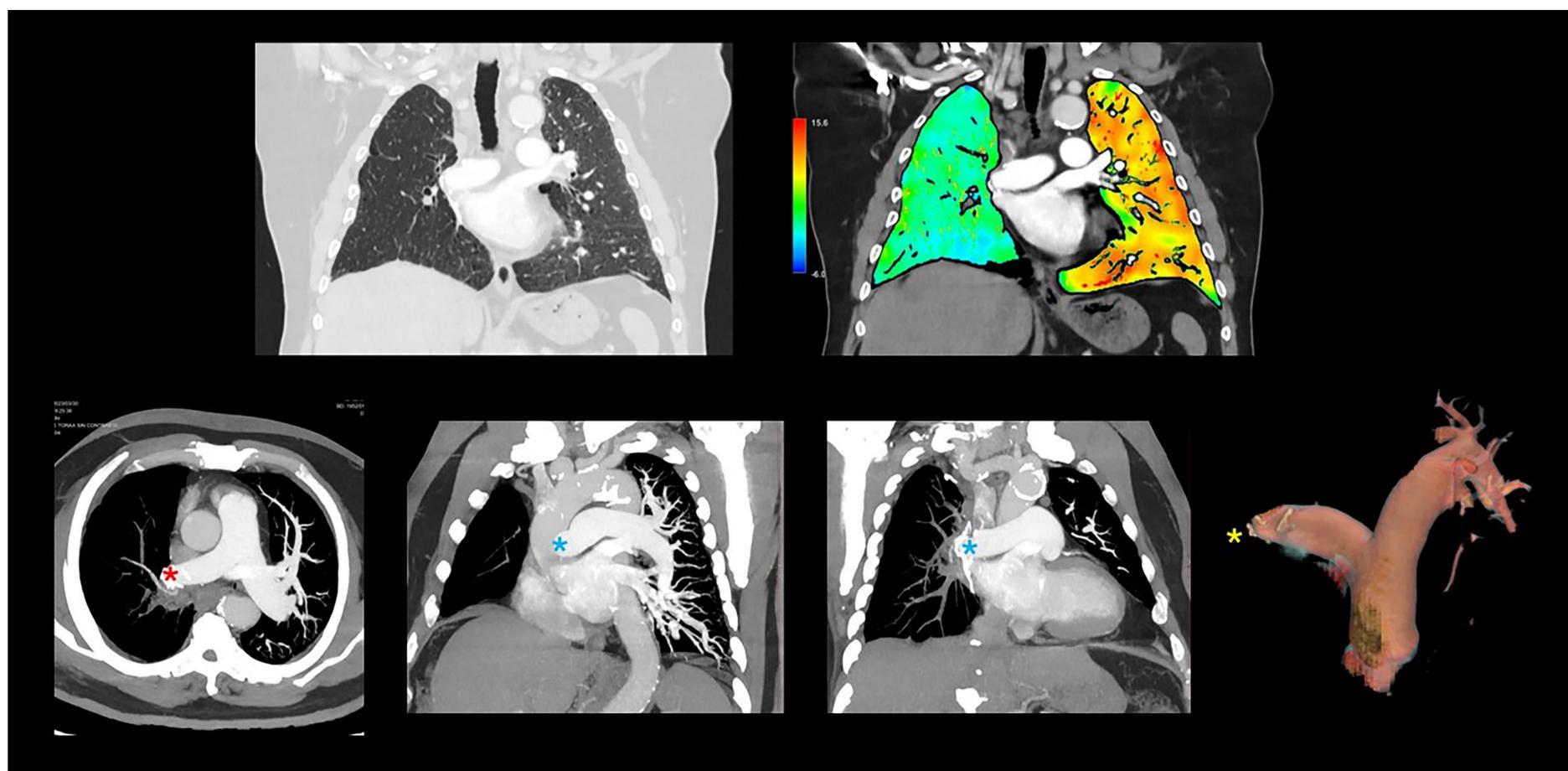


Figura 11. Paciente con antecedente de tromboembolismo agudo en la arteria pulmonar derecha hace tres meses. Continua con clínica de disnea a pesar del tratamiento anticoagulante. El estudio de angio-TC muestra un stop brusco al paso de contraste en la arteria pulmonar derecha (asteriscos) con descenso del flujo sanguíneo en el pulmón derecho en los mapas de perfusión.

TC DE ENERGÍA DUAL EN EL TROMBOEMBOLISMO PULMONAR CRÓNICO

En el tromboembolismo pulmonar crónico se produce una progresiva atrofia y estrechamiento de las arterias de la circulación pulmonar afectadas. Como mecanismo compensador las ramas arteriales bronquiales procedentes de la aorta torácica se hipertrofian y asumen la perfusión de los parénquimas pulmonares.

Por esta razón, se aprecian defectos de perfusión en las fases precoces, pero estos desaparecen en fases tardías, una vez el contraste llega a la circulación arterial bronquial / sistémica.

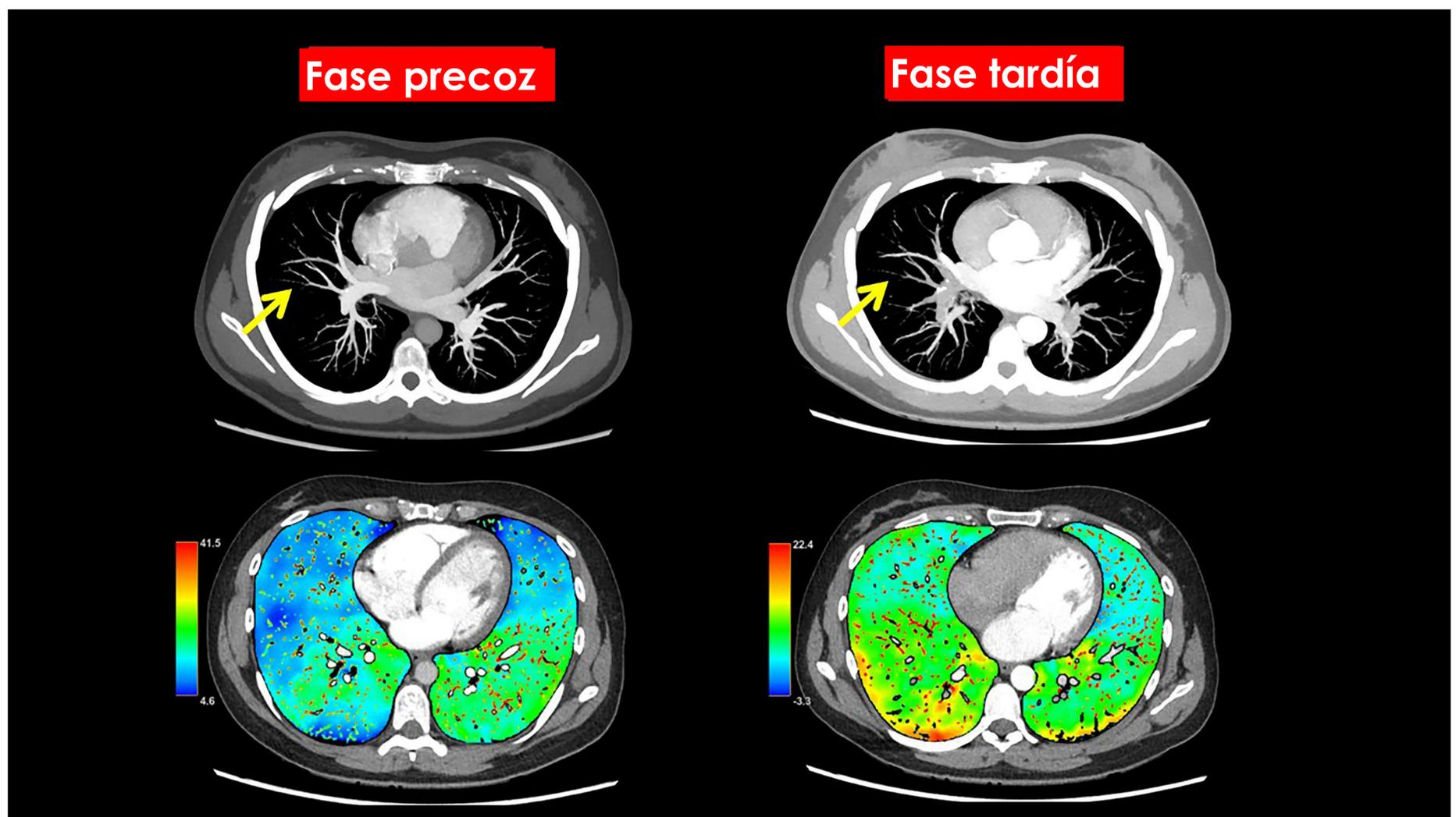


Figura 12. Paciente en estudio por tromboembolismo pulmonar crónico donde se lleva a cabo estudio en dos fases. Se objetiva un estrechamiento de algunas ramas subsegmentarias (flechas). En la fase precoz existe un patrón de hipoperfusión, de forma predominante en el pulmón derecho. Sin embargo, en la fase tardía los defectos de perfusión previamente visualizados desaparecen.

Conclusiones

- El TC-dual presenta múltiples aplicaciones en patología pulmonar que son de interés para el radiólogo.
- En cuanto al TEP, el conocimiento de las localizaciones, características y causas de los defectos de perfusión no embólicos, permite diferenciarlos de los trombos reales.

Referencias

1. Wittram C, Maher MM, Yoo AJ, Kalra MK, Shepard JAO, McCloud TC. CT Angiography of Pulmonary Embolism: Diagnostic Criteria and Causes of Misdiagnosis. *RadioGraphics*. 2004 Sep;24(5):1219–38.
2. Hong YJ, Shim J, Lee SM, Im DJ, Hur J. Dual-Energy CT for Pulmonary Embolism: Current and Evolving Clinical Applications. *Korean J Radiol*. 2021 Sep;22(9):1555–68.
3. Vlahos I, Jacobsen MC, Godoy MC, Stefanidis K, Layman RR. Dual-energy CT in pulmonary vascular disease. *Br J Radiol*. 2022 Jan 1;95(1129):20210699.
4. Monti CB, Zanardo M, Cozzi A, Schiaffino S, Spagnolo P, Secchi F, et al. Dual-energy CT performance in acute pulmonary embolism: a meta-analysis. *Eur Radiol*. 2021 Aug 1;31(8):6248–58.
5. Otrakji A, Digumarthy SR, Lo Gullo R, Flores EJ, Shepard JAO, Kalra MK. Dual-Energy CT: Spectrum of Thoracic Abnormalities. *Radiographics*. 2016;36(1):38–52.
6. Fernandez-Pérez G, Piñeiro C, Miranda M, Blanco M, Chaín J, Martínez MA. Energía Dual en TC. Consideraciones técnicas y aplicaciones clínicas. *Radiología*. 2022 Aug 1;64.
7. Kim SM, Chang SA, Shin W, Choe YH. Dual-energy CT perfusion during pharmacologic stress for the assessment of myocardial perfusion defects using a second-generation dual-source CT: A comparison with cardiac magnetic resonance imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 2014;38:44–52.
8. Kim TM, Choi YH, Cheon JE, Kim WS, Kim IO, Park JE, et al. Optimal Kiloelectron Volt for Noise-Optimized Virtual Monoenergetic Images of Dual-Energy Pediatric Abdominopelvic Computed Tomography: Preliminary Results. *Korean Journal of Radiology*. 2019 Feb 1;20(2):283–94.
9. Kong X, Sheng HX, Lu GM, Meinel FG, Dyer KT, Schoepf UJ, et al. Xenon-Enhanced Dual-Energy CT Lung Ventilation Imaging: Techniques and Clinical Applications. *American Journal of Roentgenology*. 2014 Feb;202(2):309–17.
10. FJ Cabrero. *Imagen radiológica: principios físicos e instrumentación*. Barcelona: Masson, 2004.