

seram

Sociedad Española de Radiología Médica

34

Congreso Nacional

PAMPLONA **24 MAYO**
27 2018

Palacio de Congresos Baluarte

23 mayo Cursos Precongreso

**NUEVAS PERSPECTIVAS EN LA IMAGEN
TORÁCICA:
APORTACIÓN DE LA ENERGÍA DUAL A LA TOMA
DE DECISIONES CLÍNICAS**

Marta Calvo Imirizaldu, Ana Ezponda Casajús, Ignacio González de la Huebra Rodríguez, Alejandra García Baizán, Jesús Pueyo Villoslada, Gorka Bastarrika Alemañ

Clínica Universidad de Navarra, Pamplona, España
mcalvoi@unav.es



Clínica
Universidad
de Navarra

INTRODUCCIÓN

- La tomografía computarizada con energía dual (TCED) es uno de los campos más novedosos y atractivos en la radiología actual, añadiendo al análisis de imagen convencional una valoración no solo morfológica sino también **funcional** (1).
- La posibilidad de adquirir simultáneamente estudios con distintos niveles de energía y el desarrollo de la imagen espectral, han permitido la descomposición de los materiales y la caracterización tisular de forma más precisa que con la TC convencional.
- La introducción de la TCED supone una nueva herramienta diagnóstica para el radiólogo, generando un valor añadido en la toma de decisiones clínicas.



INTRODUCCIÓN

Un poco de historia...

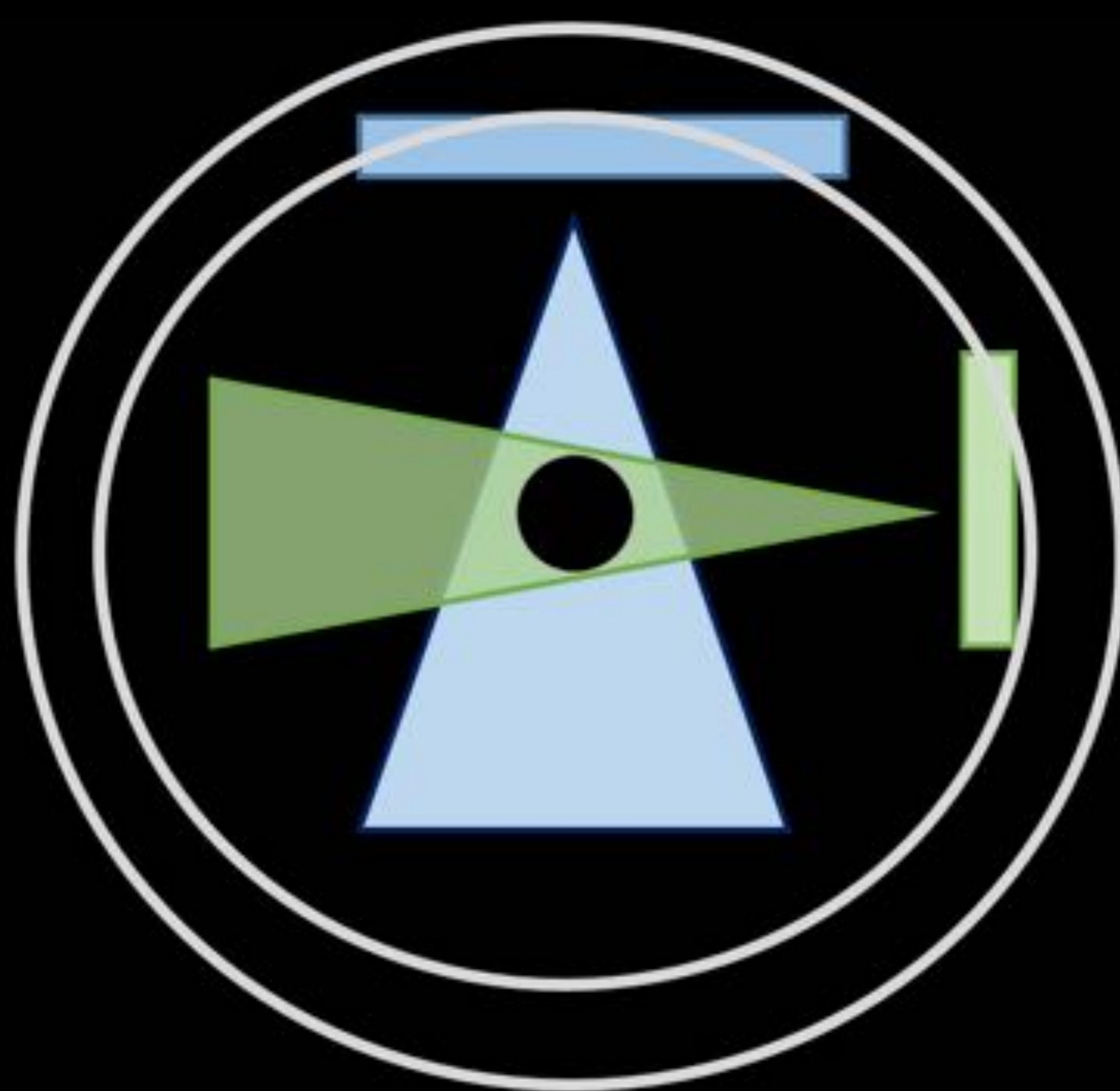
1973	Hounsfield	Describe una técnica basada en rayos X, llamada tomografía computarizada (TC). Premio Nobel 1979 <ul style="list-style-type: none"> ➤ El concepto de utilizar distintos niveles de energía en tomografía computarizada es antiguo. Los principios de energía dual y TC espectral fueron descritos por primera vez por Hounsfield en 1973 (2). <p><i>Hounsfield G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. British Journal of Radiology, 1016-1022, 1973</i></p>
De 1973 a 1989		Desarrollo de tomógrafos, de primera a sexta generación <ul style="list-style-type: none"> ▪ Obtención de datos sobre un plano, con desplazamiento corte a corte de forma lineal
1976	Alvarez & Macovski	Publicación de los principios de la energía dual <ul style="list-style-type: none"> ➤ La falta de medios tecnológicos apropiados en aquella época impidió su implementación clínica, principalmente por los largos tiempos de adquisición, la limitada resolución espacial, los altos niveles de radiación empleados y la dificultad en del post-procesado (3). <p><i>Alvarez, R.E., Macovski, A. Phys. Med. Biol. 21(5), 733-744 (1976)</i></p>
1989	Kalender y colaboradores	Tomografía en espiral o helicoidal <ul style="list-style-type: none"> ▪ Incorporan movimiento continuo de la camilla a través del gantry. Adquisición en forma de hélice <p><i>Kalender W.A., Seissler W., Klotz E., Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology, 176, 181-3, 1990</i></p>
1998		TC helicoidal multicorte <ul style="list-style-type: none"> ▪ Incorpora varias líneas de detectores y el rayo tiene forma de cono. Permiten recoger datos correspondientes a varios cortes simultáneamente, reduciendo el número de rotaciones del tubo de rayos X necesaria para cubrir una región anatómica específica
2006	Siemens (Somatom Definition DS)	TC doble energía (TCED) introducida comercialmente por Siemens (Somatom Definition DS) <ul style="list-style-type: none"> ➤ Gracias a los últimos avances en tecnológicos que han resuelto muchas de estas limitaciones, desde el año 2006 podemos adquirir datos con distintos espectros de rayos X, lo que se conoce como TCDE (4). <p><i>Flohr T.G., McCollough C.H., Bruder H., Petersilka M., Gruber K., Suss C., Grasruck M., Stierstorfer K., Krauss B., Raupach R., Primak A.N., Kuttner A., Achenbach S., Becker C., Kopp A., Ohnesorge B.M. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. European Radiology, 16, 256-68, 2006.</i></p>

OBJETIVOS DOCENTES

-
- ✓ Revisar los principios de la energía dual en tomografía computarizada (TC).
 - ✓ Describir las aplicaciones clínicas de la energía dual en distintas patologías torácicas, incluido el tromboembolismo pulmonar.
 - ✓ Subrayar el valor añadido de la energía dual en la toma de decisiones clínicas.
-

ENERGÍA DUAL Y TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

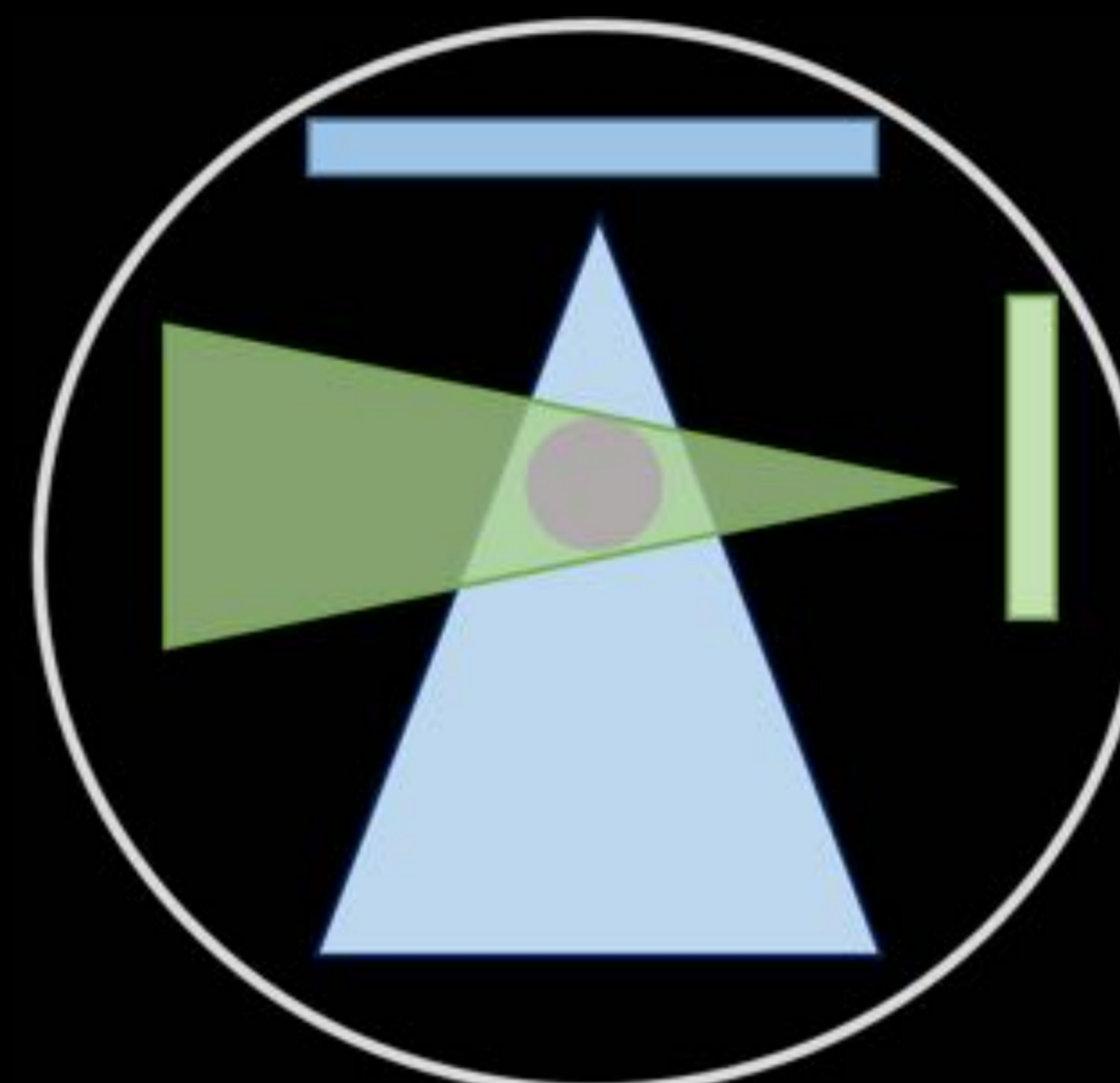
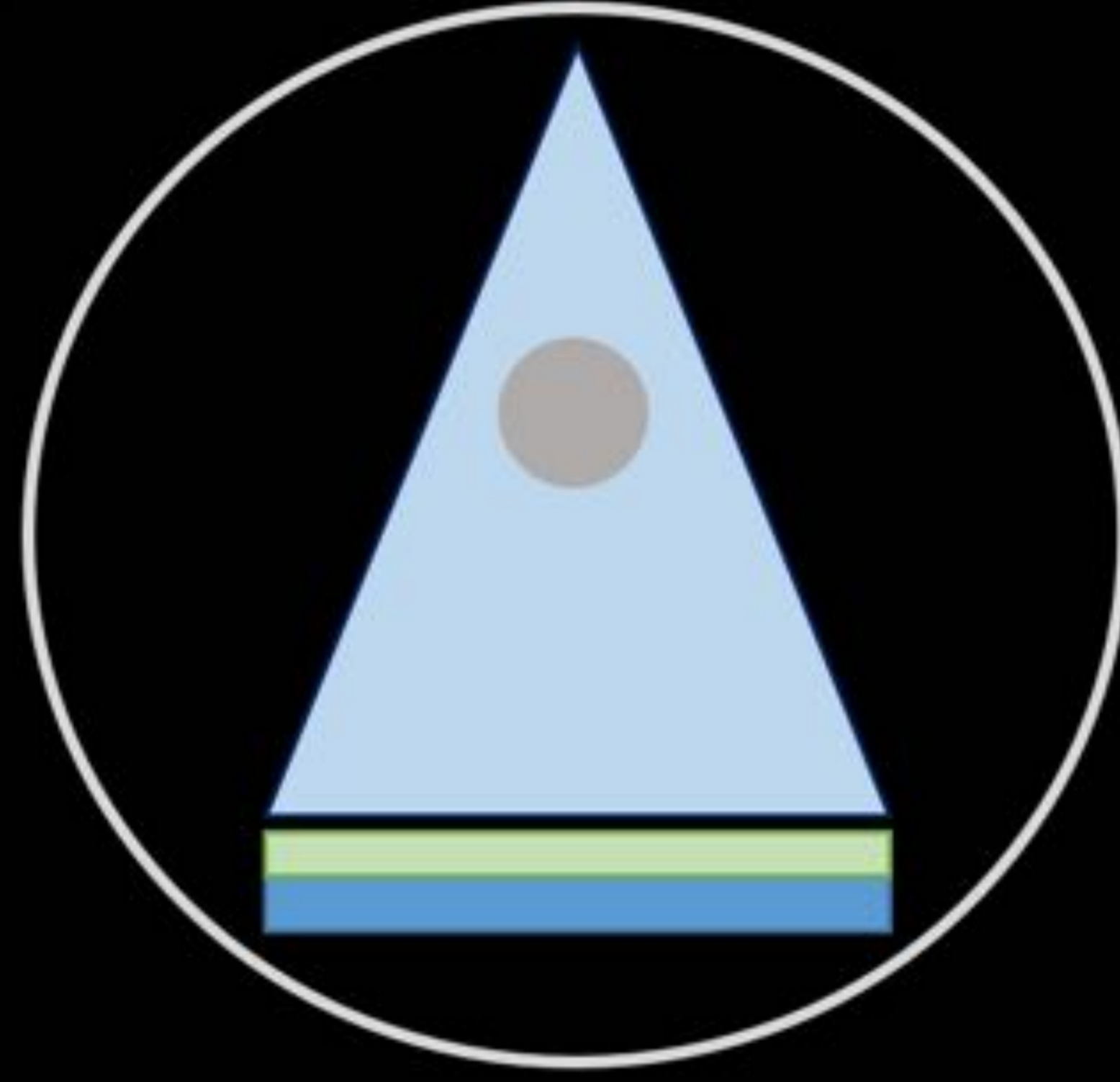
- La TCED consiste en obtener imágenes aplicando dos voltajes distintos (energías) a cada tubo de rayos X; normalmente una energía alta de 140 kV y otra baja de 80 kV. Otra aproximación a la TCED es la utilización de detectores capaces de separar los fotones de distintas energías del espectro de rayos X (1).
- Se obtienen imágenes de alta calidad en una única adquisición, sin aumentar de la dosis de radiación respecto a la TC convencional (2, 5).



- Energía baja (80 kVp)
- Energía alta (150 kVp)

ENERGÍA DUAL Y TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

- Existen 4 posibilidades de obtención de DE, cada una desarrollada por las principales casas comerciales.



Cambio rápido de voltaje

Detector en capas

Doble fuente

Adquisición secuencial

- Energía baja (80 kVp)
- Energía alta (150 kVp)

Cambio rápido de voltaje

- Un mismo tubo de rayos X genera dos voltajes, de alta y baja energía, cambiando rápidamente el voltaje de 80 a 140 kV durante una misma rotación (0,5 ms).
- Un mismo detector recoge la información resultante.
- Es el modelo desarrollado por **General Electric Healthcare**.

Detector en capas

- Un mismo tubo genera de forma simultánea fotones de rayos X a alta y baja energía.
- La información se recoge por un detector con dos capas, con sensibilidades específicas para distintas energías. La capa más superficial absorbe fotones de baja energía, y la más profunda los fotones de alta energía.
- Es el modelo que emplea **Philips Healthcare**.

Doble fuente

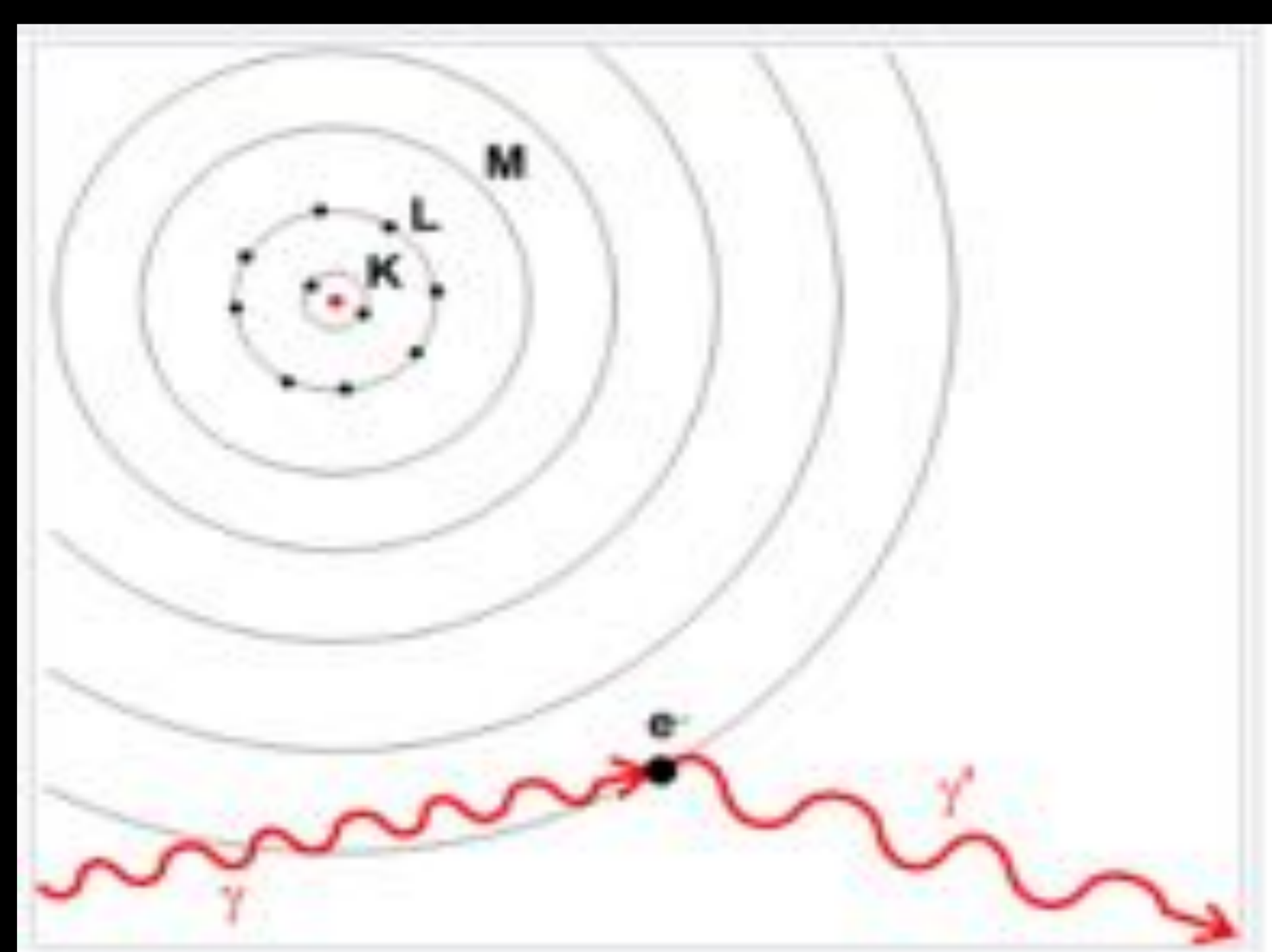
- Dos fuentes de rayos X posicionados a 90° uno respecto al otro trabajan simultáneamente a diferente voltaje (80 kV para el de baja energía y 140 kV para el de alta energía).
- Cada uno posee su detector correspondiente.
- Es el modelo que utiliza **Siemens Healthcare**.

Adquisición secuencial

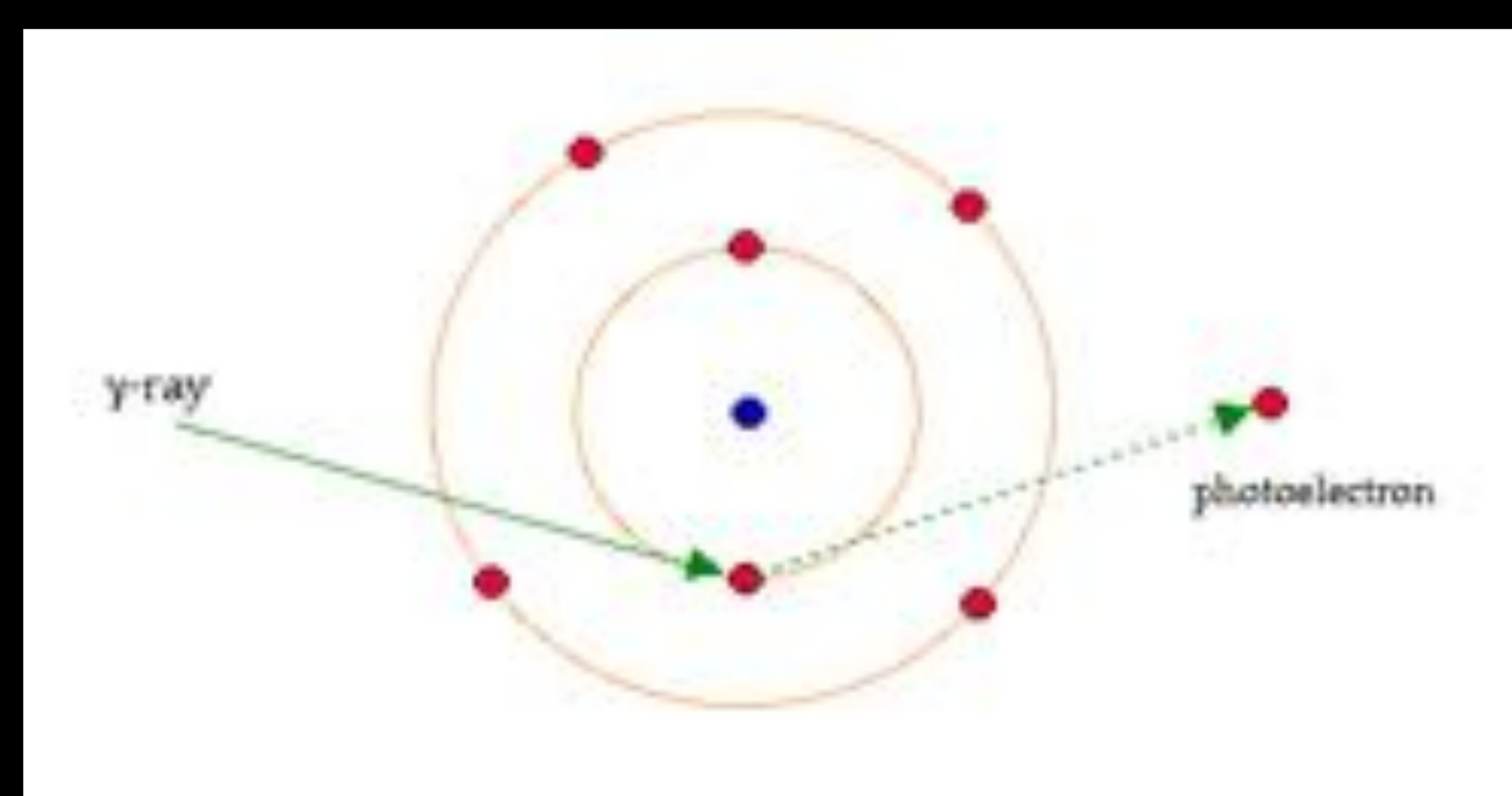
- Consiste en realizar dos adquisiciones consecutivas, cada una a un voltaje diferente. En primer lugar se adquieren los datos a bajo kilovoltaje, y posteriormente el tubo rota para adquirir los datos a alto kilovoltaje, todo con el mismo tubo.
- **Toshiba Medical Systems** es el que emplea este método.

PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA ENERGÍA DUAL

- EL principio básico de la ED es la descomposición de los materiales en función de las diferencias de atenuación del material a distintos niveles de energía.
- La absorción de rayos X depende de la energía del haz, presentando los elementos diferente atenuación a 80 kV que a 140 kV.
- Los rayos X, cuando atraviesan el cuerpo, interaccionan con la materia atendiendo fundamentalmente a dos principios: la absorción fotoeléctrica y el efecto Compton (1, 2, 5).



Efecto Compton



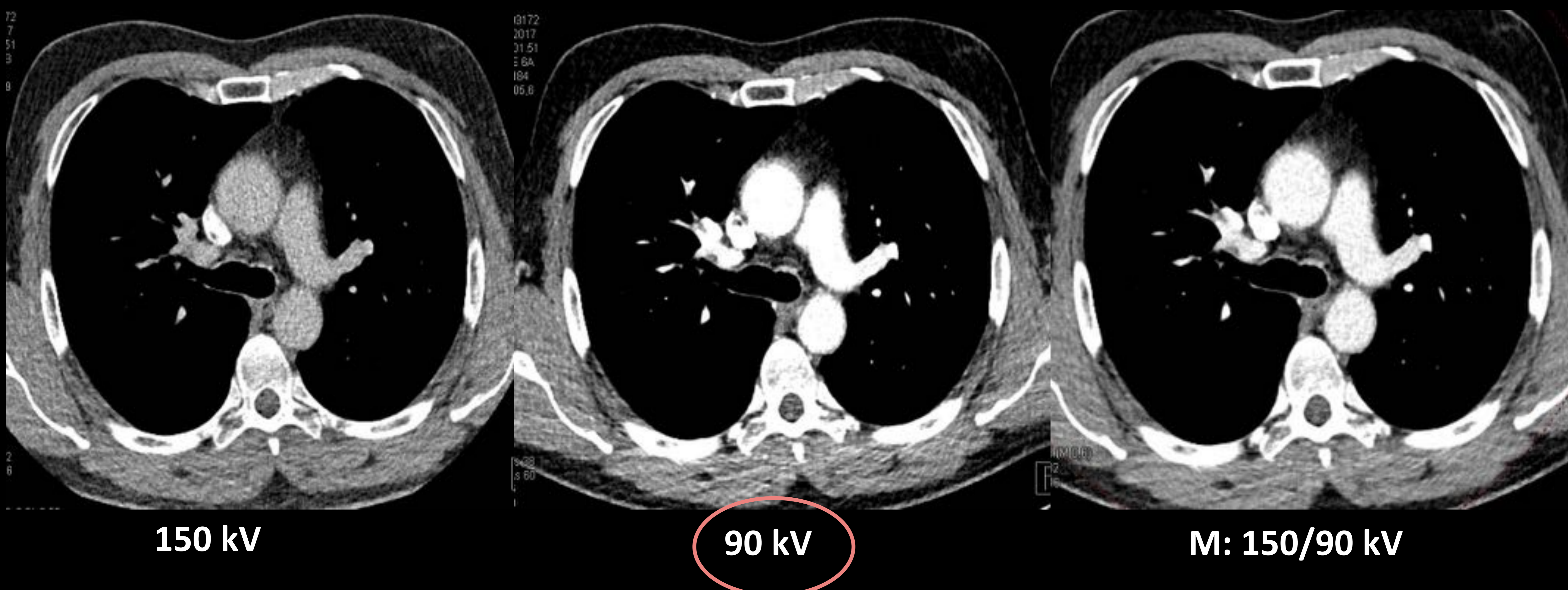
Absorción fotoeléctrica

Ref: Illustration of the Photoelectric Effect. Kieran Maher.

- El **efecto Compton** es la principal interacción que se produce, en la que los fotones de rayos X transfieren una parte de su energía a un electrón y cambian su dirección.
Se produce fundamentalmente a altos niveles de energía.
Es independiente de las características de los tejidos con los que los fotones interactúan.
- La **absorción fotoeléctrica** se refiere a la transferencia de energía a un átomo, con la resultante emisión de una radiación característica.
Se produce a bajos niveles de energía.
Es dependiente del número atómico (Z) y de la densidad de electrones de cada material.

PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA ENERGÍA DUAL

- Se discriminan mejor aquellos elementos que presentan una marcada diferencia de atenuación a distintos kilovoltajes, como por ejemplo el yodo, el calcio, el ácido úrico, el xenón y el gadolinio (1).
 - Para materiales con **bajo número atómico**, como el agua, el aumento en la energía empleada produce una *disminución leve* en los valores de atenuación.
 - En cambio, para materiales con **alto número atómico**, como el yodo ($Z=53$), el aumento en la energía produce un *rápido descenso* en los valores de atenuación. En el yodo la atenuación es máxima a 80 kVp, por tanto, es donde mejor se visualiza (2).
 - a mayor atenuación lineal de un material, más blanco aparecerá en la imagen



A bajo kilovoltaje la atenuación del yodo es mayor, permitiendo una mejor visualización de las estructuras vasculares.

En esta figura se muestran las diferencias en la atenuación de las distintas estructuras torácicas a distintos niveles de energía: (A) Alta energía, 150 kV; (B) Baja energía (90 kV) y (C) imagen mezcla compuesta un 70% a partir de los datos de alta energía y un 30% de los datos de baja energía.

PRINCIPALES APLICACIONES EN PATOLOGÍA TORÁCICA

- 1) Valoración de la vascularización y perfusión pulmonar
 - Tromboembolismo pulmonar
 - Defectos de perfusión debidos a enfermedades parenquimatosas
 - Defectos de perfusión debidos a artefactos

- 2) Evaluación de nódulos y masas pulmonares
 - Nódulo pulmonar solitario
 - Cáncer de pulmón

- 3) Perfusión cardíaca

1. VALORACIÓN DE LA VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR

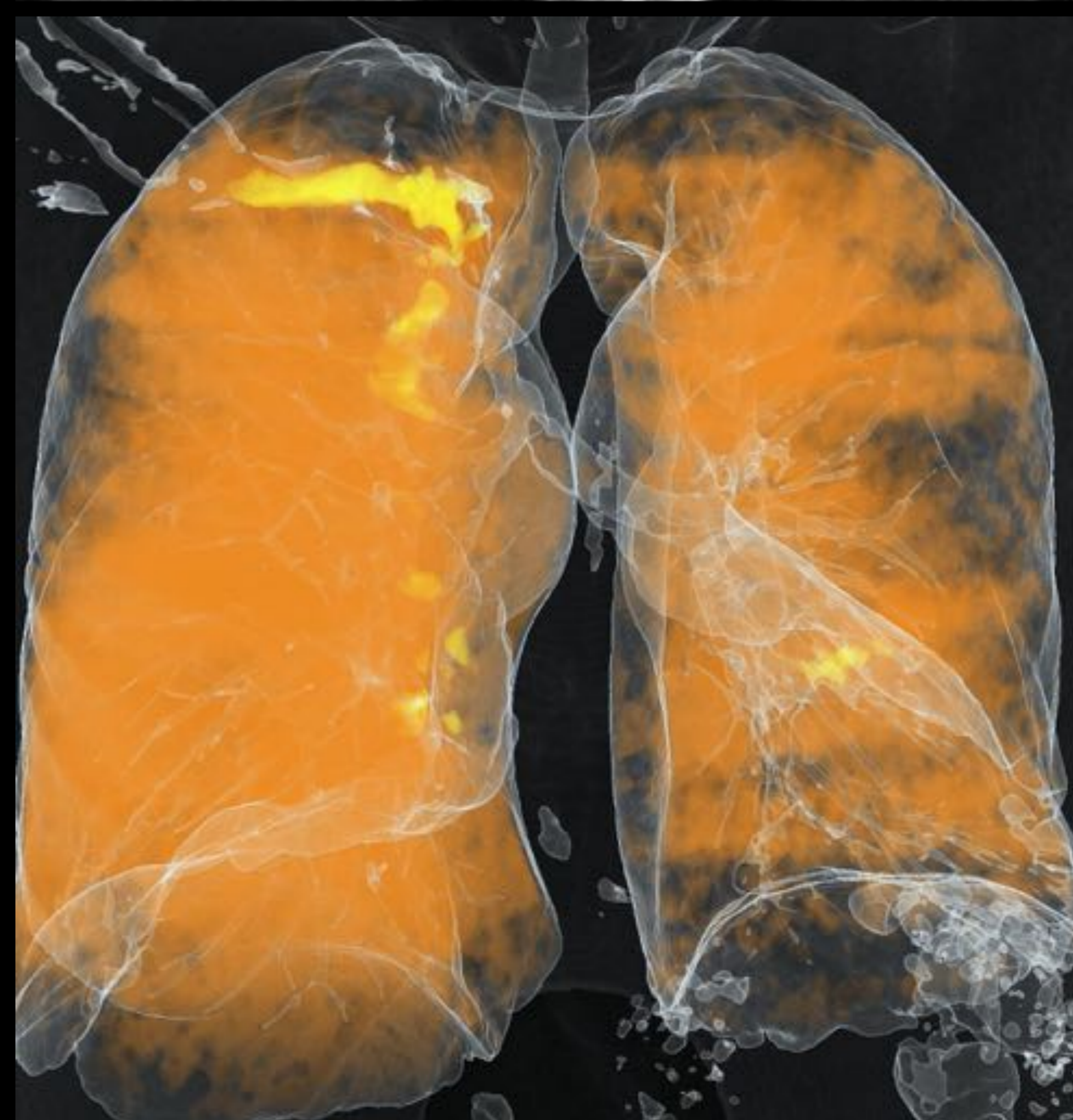
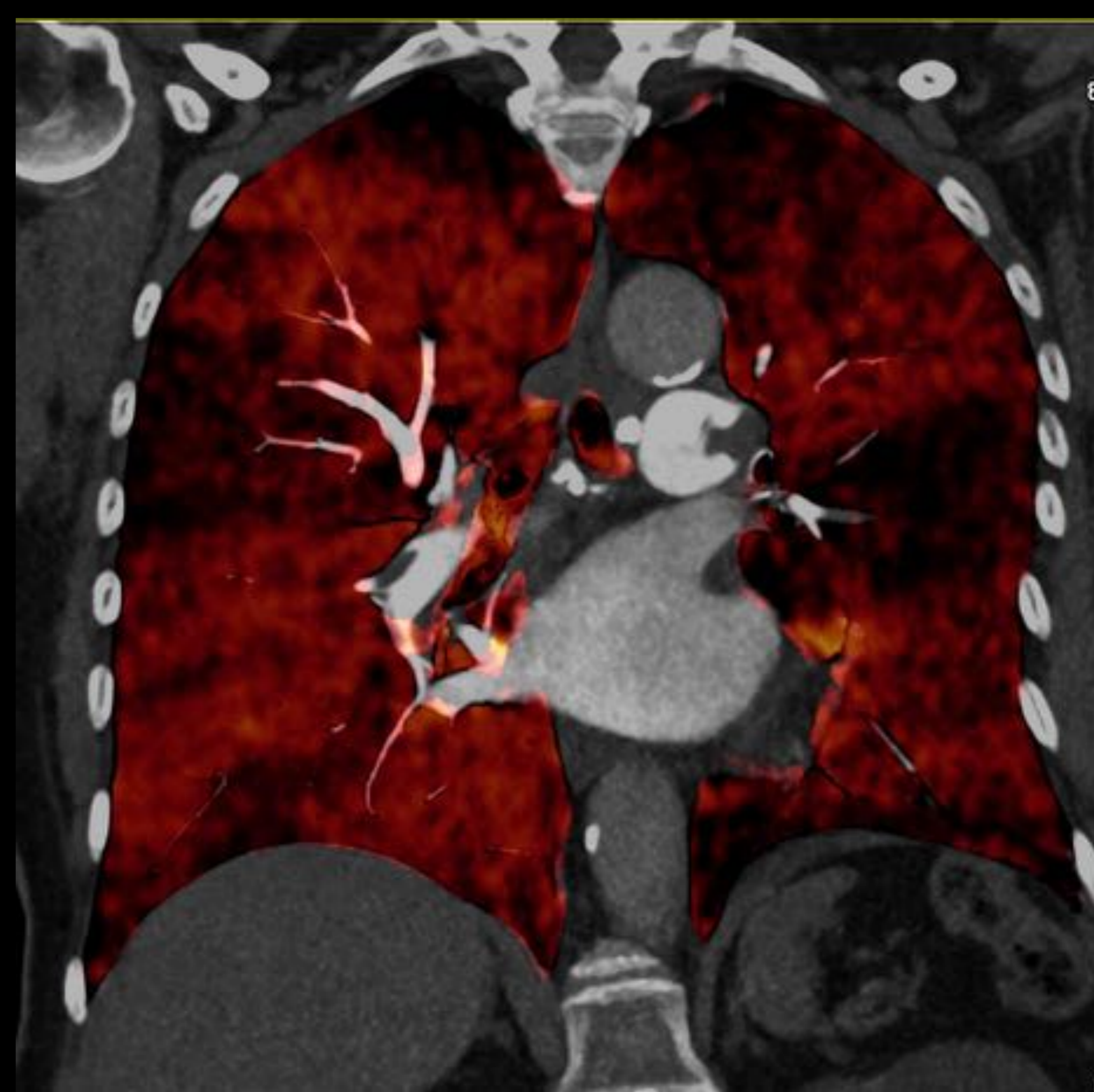
1.1 EMBOLISMO PULMONAR

La principal aplicación establecida de la TCED torácica es la evaluación del tromboembolismo pulmonar (TEP), ya que permite estudiar simultáneamente el trombo en la arteria y la perfusión del parénquima.

- La información que aporta es importante, porque determina si el trombo tiene repercusión en la perfusión y, cuantifica la cantidad de parénquima afecto, lo que permite establecer mejor la gravedad (1).



Defectos de perfusión bilaterales en paciente con tromboembolia pulmonar.



1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR

1.1 EMBOLISMO PULMONAR

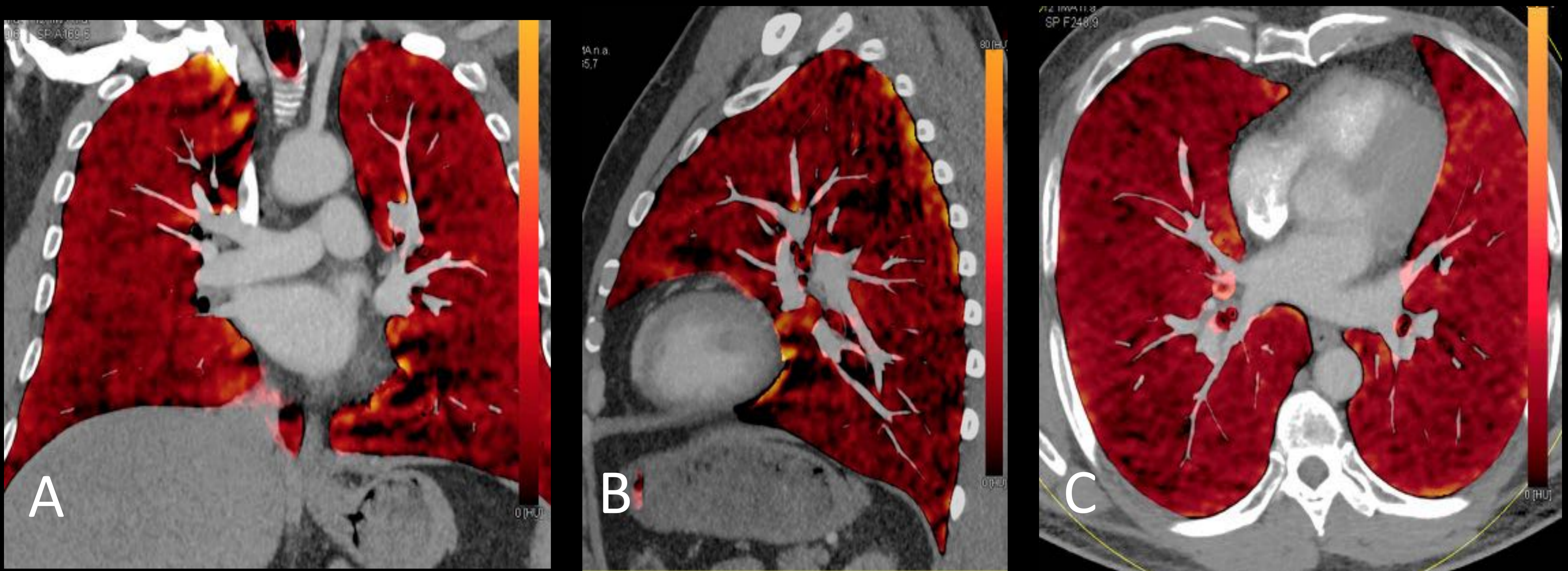
- Para un diagnóstico preciso es necesario un óptimo realce de las arterias pulmonares. La TCED ha demostrado tener mayor sensibilidad y especificidad que la TC convencional, porque las imágenes de baja energía garantizan una mayor atenuación en los vasos pulmonares incluyendo las ramas subsegmentarias (6).
- También permite obtener un realce de las arterias pulmonares óptimo y válido para el diagnóstico con una menor cantidad de contraste intravenoso, beneficiando a los pacientes en riesgo intermedio de nefropatía inducida por contraste (eGFR, 30-60 mL/min/1.73 m²) ya que utiliza solamente 25-35 ml (concentración yodo 370 mg/ml), frente a los 70-80 ml utilizados en la TC convencional (3).
- Permite la evaluación simultánea de los mapas de perfusión de yodo, donde pequeñas alteraciones mejoran la detección trombos en ramas subsegmentarias, que pueden pasar desapercibidos en el estudio convencional (1).

Aportaciones de la DE en el diagnóstico de TEP:

- ✓ Los trombos se visualizan mejor a baja energía (60-80 kV)
- ✓ Mayor sensibilidad y especificidad para el diagnóstico de TEP
- ✓ Menor cantidad de contraste
- ✓ Mapa de perfusión de yodo

1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR 1.1 EMBOLISMO PULMONAR

- Mapa de perfusión normal



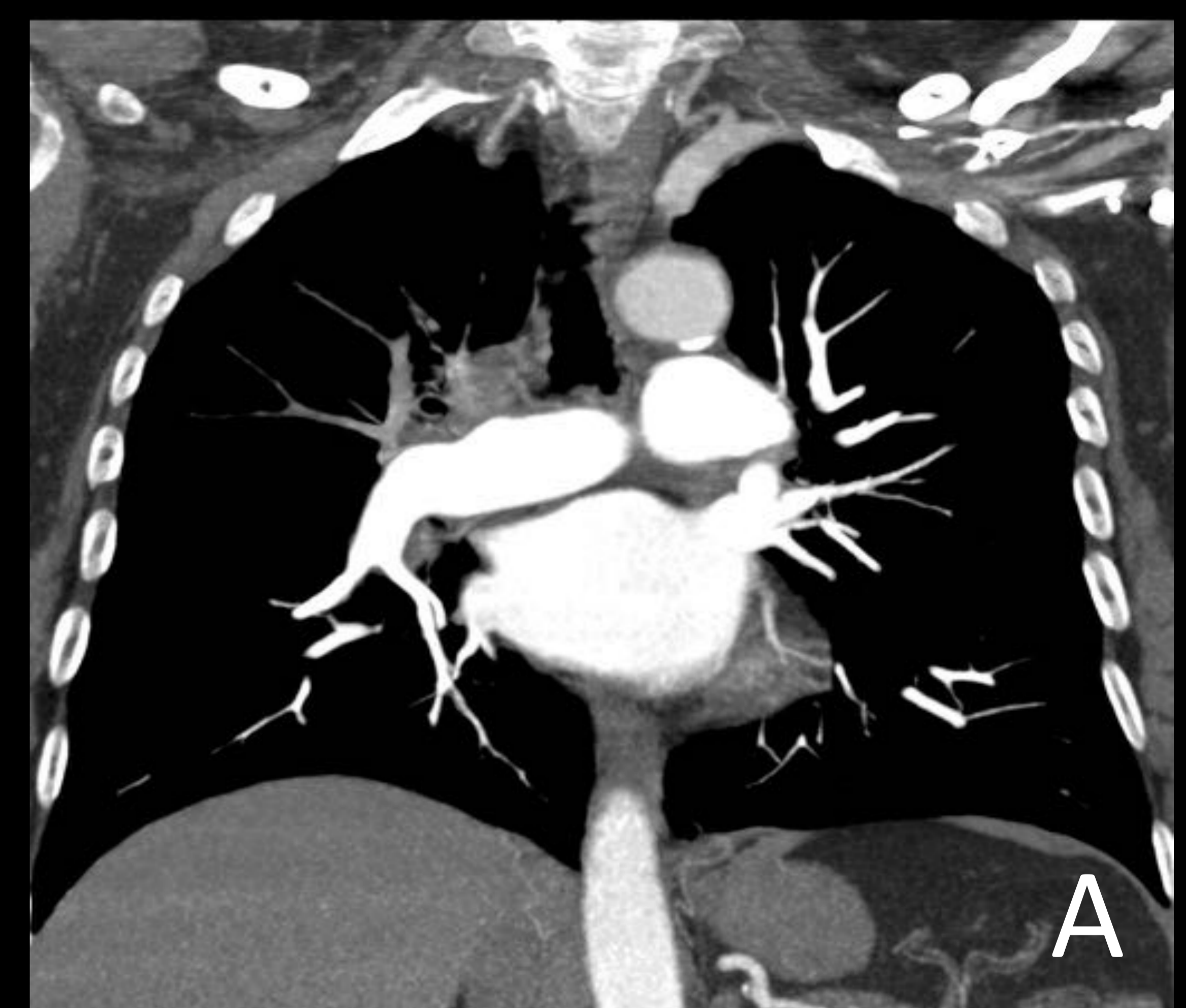
Mapa de perfusión de yodo con distribución homogénea en el parénquima, en cortes coronal (A), sagital (B) y axial (C).

- Oclusión completa de una rama arterial pulmonar

Normalmente se acompaña de defectos de perfusión parenquimatosos, con la característica morfología en cuña y distribución subpleural, correspondiente al segmento perfundido por el vaso ocluido.

Mujer de 82 años con desaturación aguda.

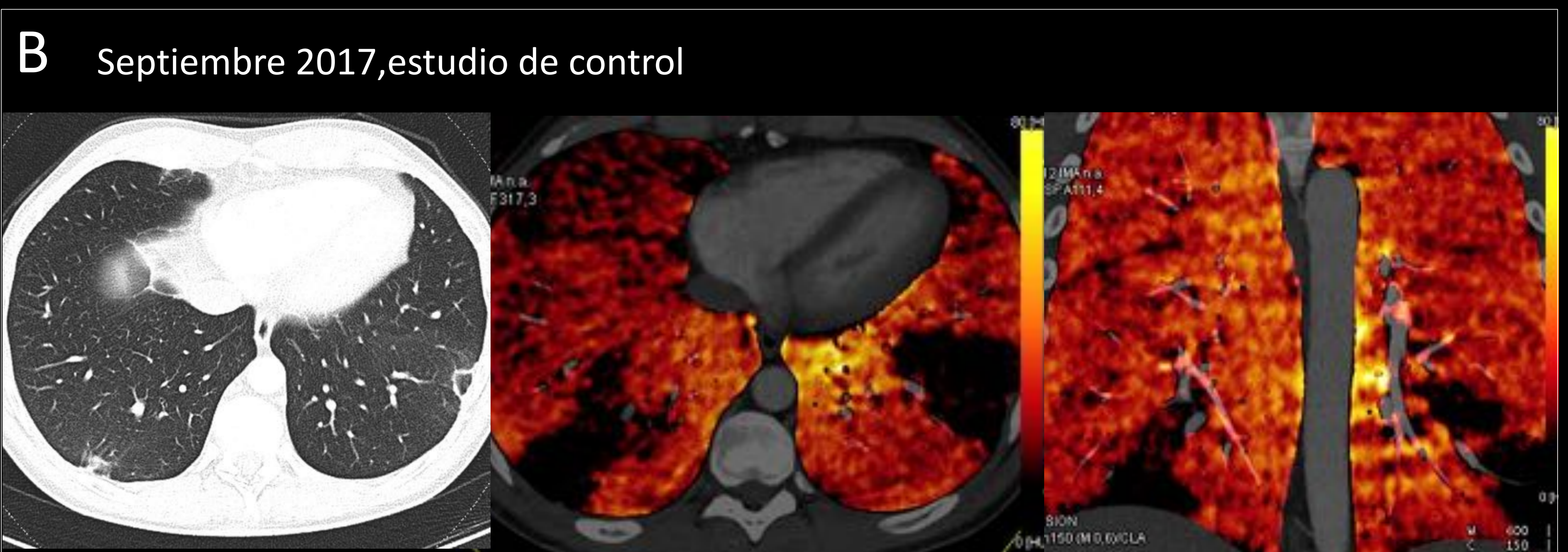
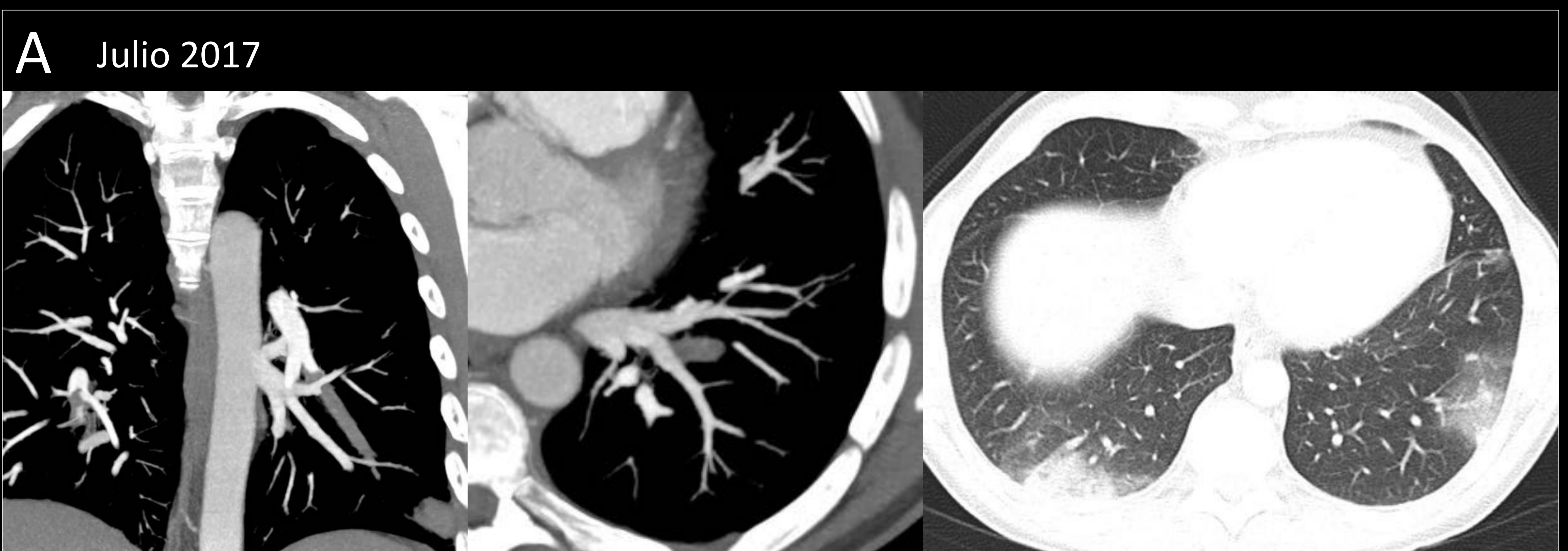
- (A) Tromboembolismo que ocluye de forma completa la rama del lóbulo superior derecho.
- (B) Mapa de perfusión de yodo, mostrando un defecto de perfusión lobar del lóbulo superior derecho, de morfología "en cuña" con base pleural, correspondiente al territorio perfundido por la rama superior de la arteria pulmonar derecha.



1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR

1.1 EMBOLISMO PULMONAR

- Seguimiento de TEP conocido



Paciente de 35 años con disnea aguda.

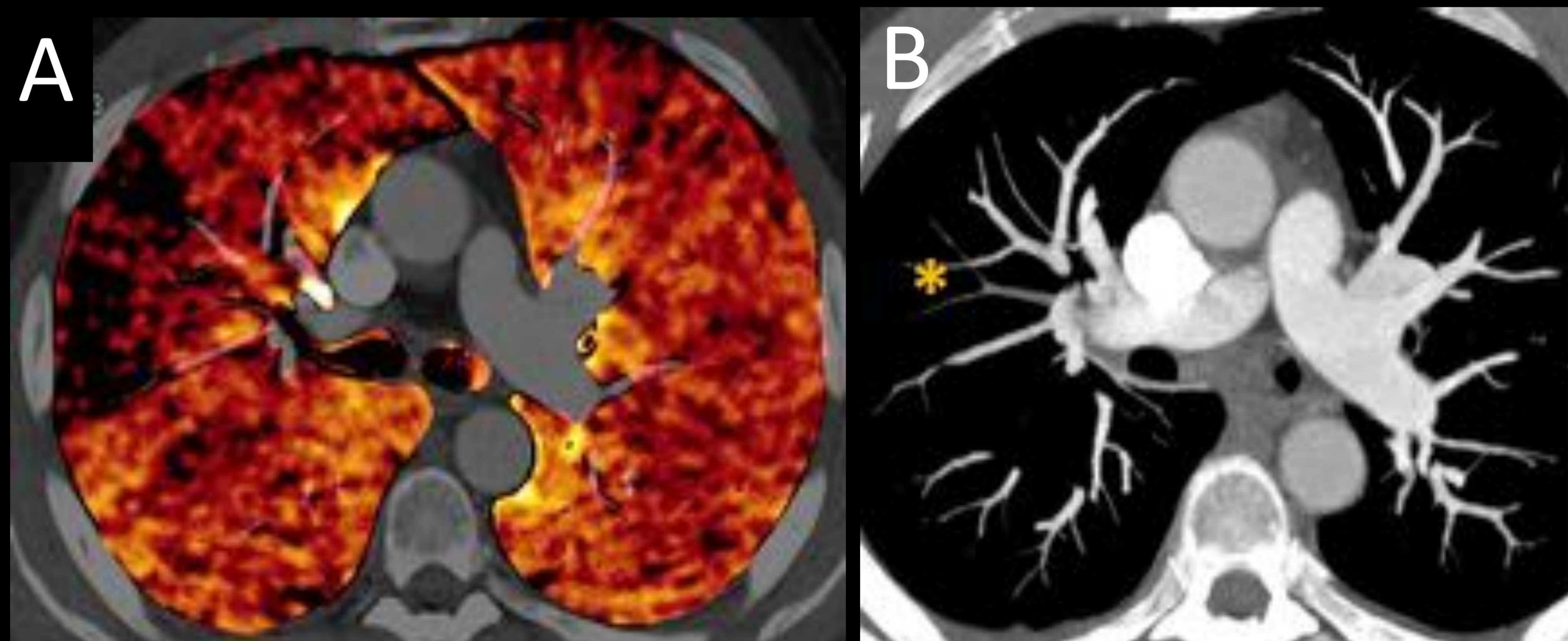
- (A) TEP diagnosticado en julio de 2017 con imágenes consistentes con infartos pulmonares bilaterales.
- (B) Estudio de control dos meses después. A simple vista se aprecia una mejoría de las opacidades pulmonares periféricas bilaterales en relación con las áreas de infarto, pero el mapa de perfusión demuestra claros defectos de perfusión en estas mismas localizaciones, aportando un claro valor clínico añadido.

1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR 1.1 EMBOLISMO PULMONAR

• Detección de tromboembolismos no detectados previamente

Gracias a la evaluación simultánea de las imágenes convencionales y los mapas de perfusión de yodo.

El mapa de yodo muestra un área focal de defecto de perfusión en el segmento lateral del lóbulo medio (A), que se confirmó en las imágenes de TC (*) (B), y que había pasado desapercibido al interpretar el angio-TC.

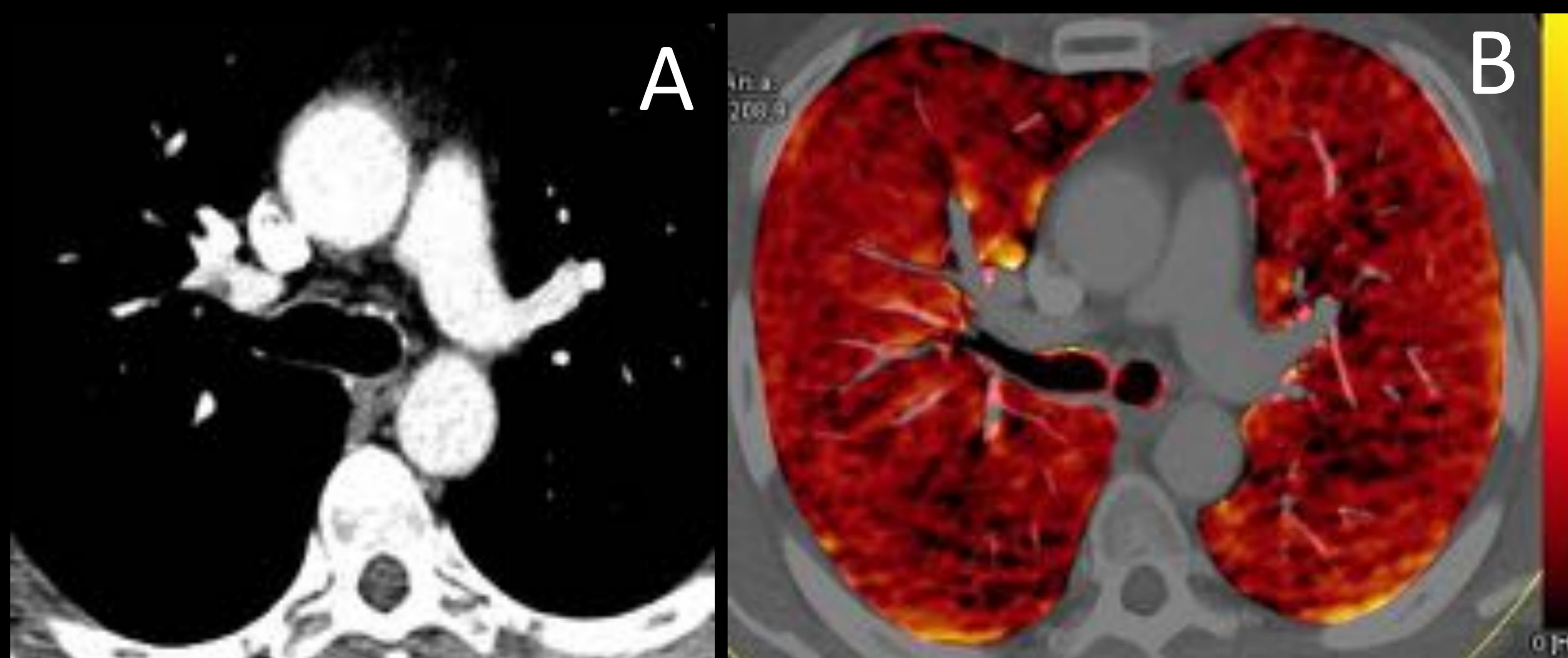


• Oclusión incompleta

En los tromboembolismos de evolución crónica o las oclusiones incompletas lo habitual es que la perfusión pulmonar no se altere.

- ❖ En algunos TEP crónicos, la perfusión se puede preservar debido a que el yodo puede pasar fácilmente por la circulación sistémica colateral.

Defecto de opacificación incompleto en la rama lobar superior de la arteria pulmonar derecha, en relación con oclusión parcial por tromboembolismo crónico (A), sin alteraciones perfusionales asociadas (B).



1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR

1.2 DEFECTOS DE PERFUSIÓN DEBIDOS A ENFERMEDADES PARENQUIMATOSAS

❖ ¡¡¡Cuidado porque no todos los defectos de perfusión son TEP!!!

Áreas de enfisema, atelectasia, consolidación o masas pulmonares también se muestran como áreas de defecto de perfusión.

• **Enfisema pulmonar**

En las áreas de enfisema, la reducción de la superficie alveolar se acompaña por una equivalente reducción del volumen capilar, provocando hipoperfusión del parénquima en esas localizaciones.

El grado de disminución de la perfusión se correlaciona con la severidad del enfisema (5).



Defectos de perfusión debidos a bullas enfisematosas en un paciente de 75 años con vascularización pulmonar permeable.

(A) Ventana pulmonar, corte axial, mostrando importante desestructuración y destrucción del parénquima pulmonar por bullas de enfisema

(B) y (C) Mapa de yodo, cortes axial y coronal, muestran hipoperfusión del parénquima en las áreas afectadas por enfisema.

1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR 1.2 ENFERMEDADES PARENQUIMATOSAS

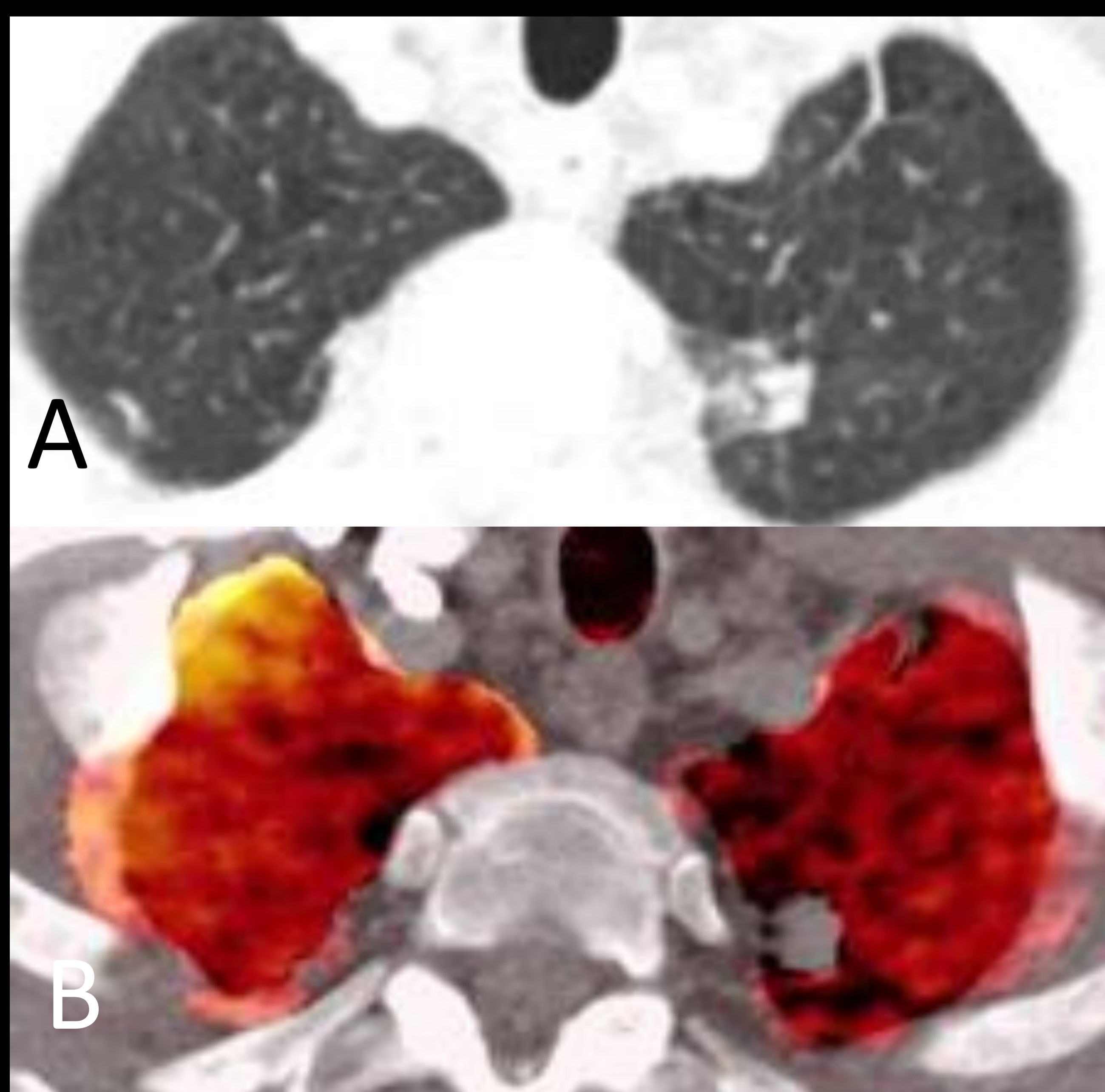
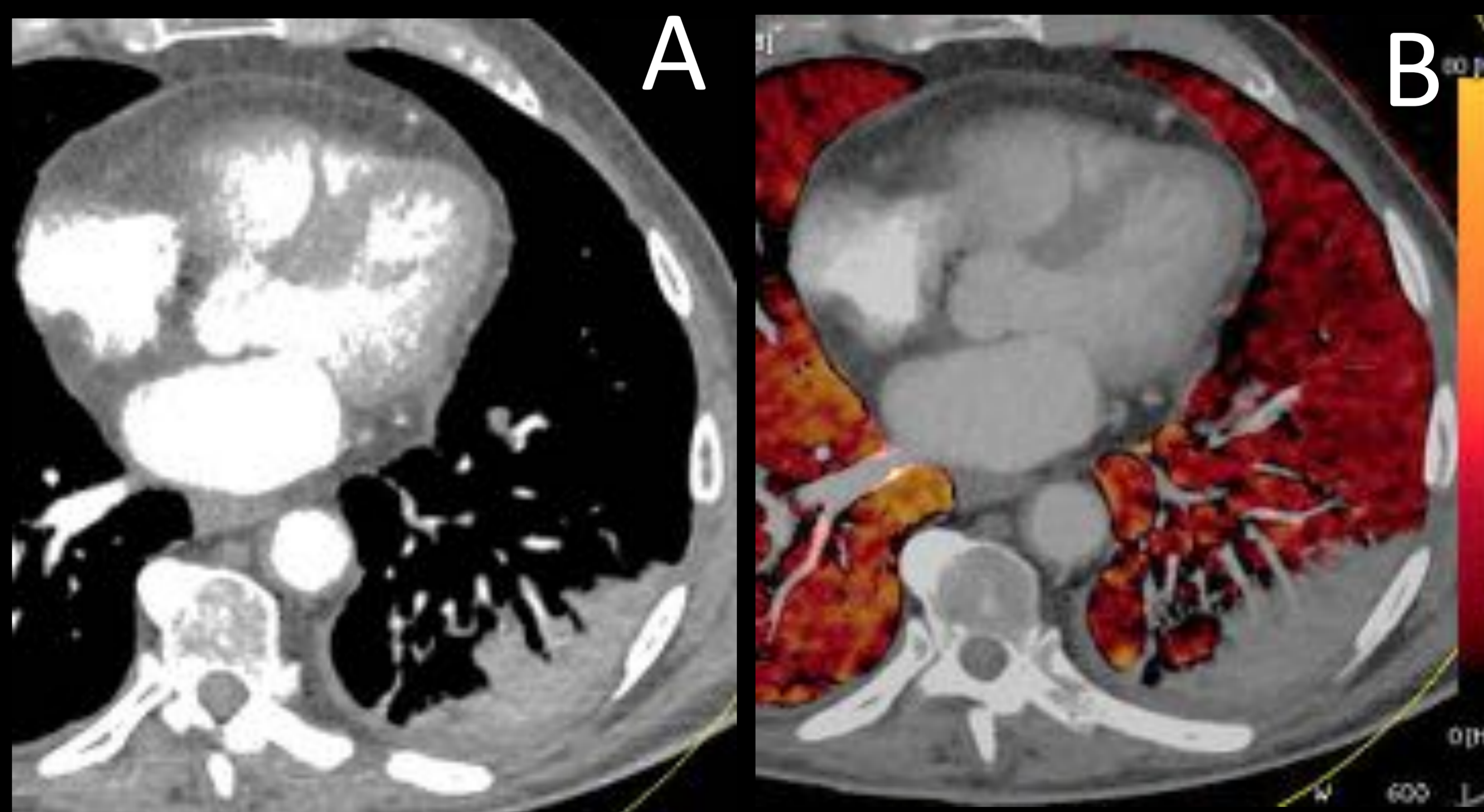
• Consolidaciones pulmonares

Las consolidaciones pulmonares tienen vasos en su interior, a pesar de mostrarse como focos de defecto de perfusión en los mapas de yodo.

Esto se debe a que, para generar los mapas de perfusión la descomposición de los materiales se realiza en un rango que suele ser -960 UH y -600 UH. En las áreas de consolidación, los valores de atenuación rondan los 50-60 UH, por lo que no entran dentro del rango establecido, y se aparecen como áreas aparentemente no perfundidas (5).

❖ En las atelectasias, consolidaciones o masas pulmonares la causa de la perfusión se debe a un defecto técnico.

Hombre de 67 años con fiebre.
(A) TC ventana mediastino, corte axial. Consolidación focal neumónica en el lóbulo inferior izquierdo, con pequeña cantidad de derrame pleural.
(B) Mapa de perfusión de yodo, mostrando un defecto de perfusión focal del área consolidada.

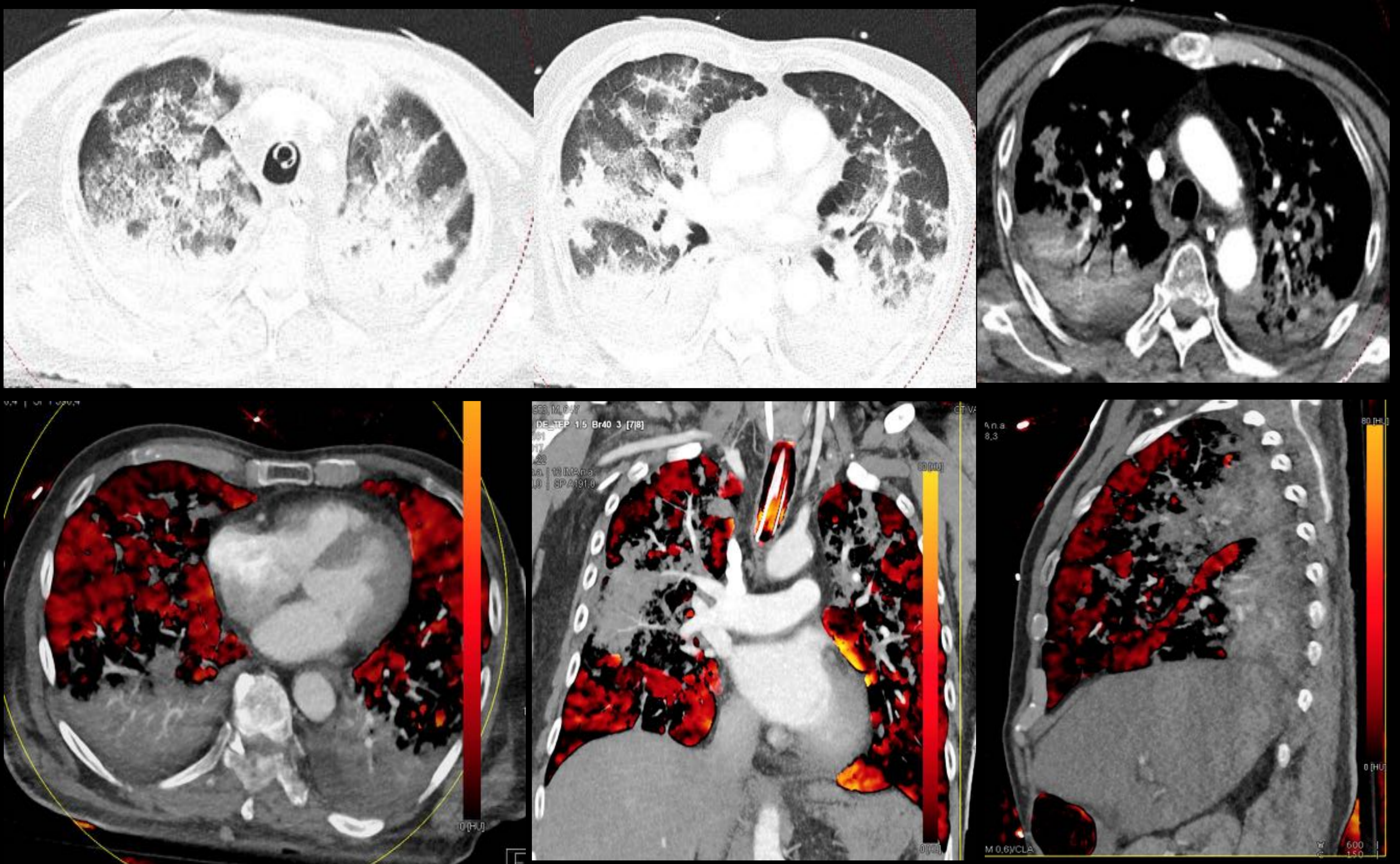


Afectación focal parcheada de aspecto inflamatorio en el lóbulo superior izquierdo (A), con el correspondiente mapa de perfusión de yodo que muestra un defecto focal de perfusión (B).

1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR

1.2 ENFERMEDADES PARENQUIMATOSAS

- Síndrome de distrés respiratorio



Varón de 71 años, con sospecha de tromboembolismo pulmonar. El estudio de TC torácico muestra opacidades pulmonares bilaterales en vidrio deslustrado con áreas de mayor consolidación, en relación con síndrome de distrés respiratorio agudo. No se evidenció tromboembolismo pulmonar.

1. VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR

1.2 ENFERMEDADES PARENQUIMATOSAS

- Masas pulmonares



Varón de 68 años en seguimiento por carcinoma de colon. Metástasis pulmonar en lóbulo inferior derecho, que aparece como un área nodular de defecto de perfusión en los mapas de perfusión de yodo.

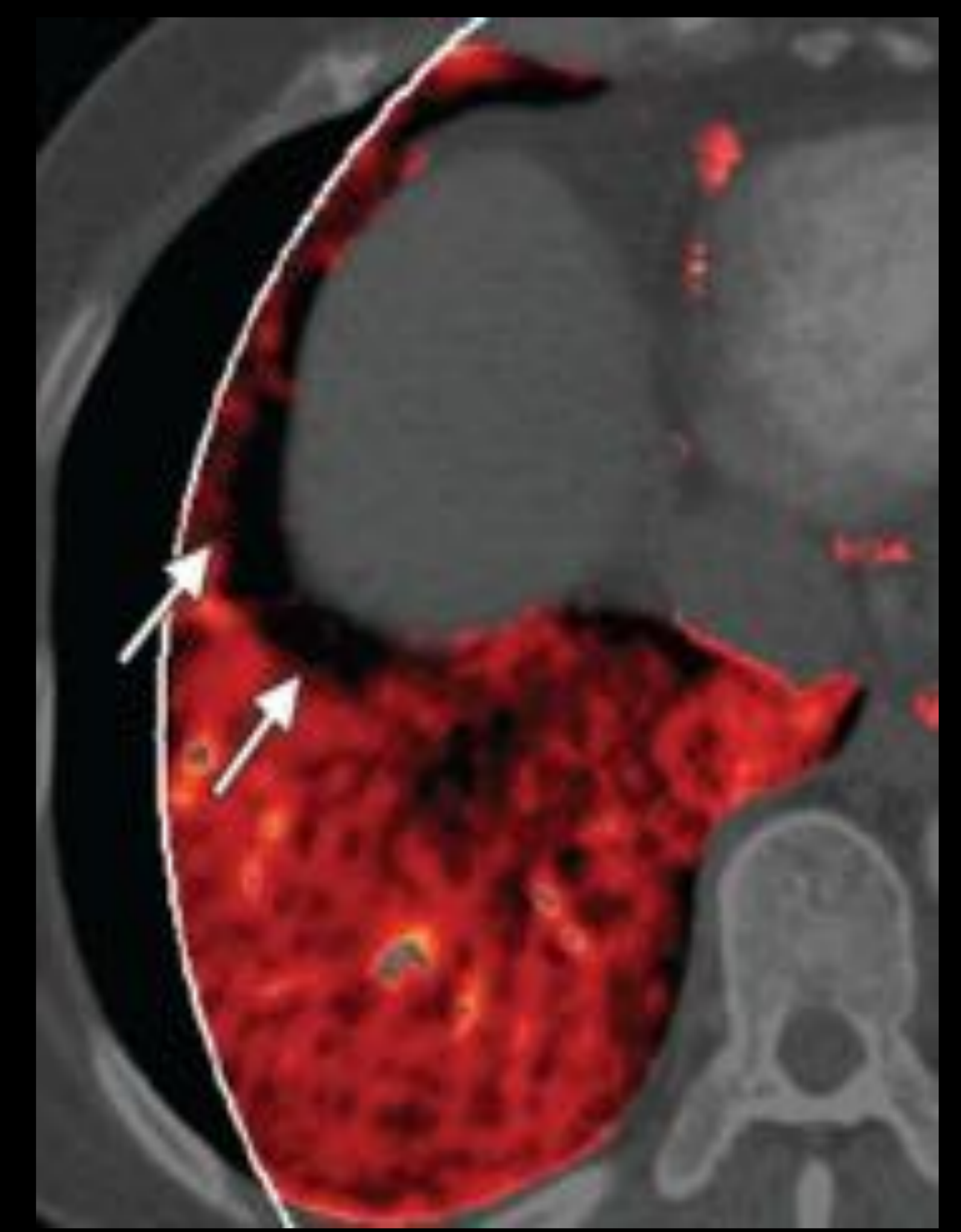
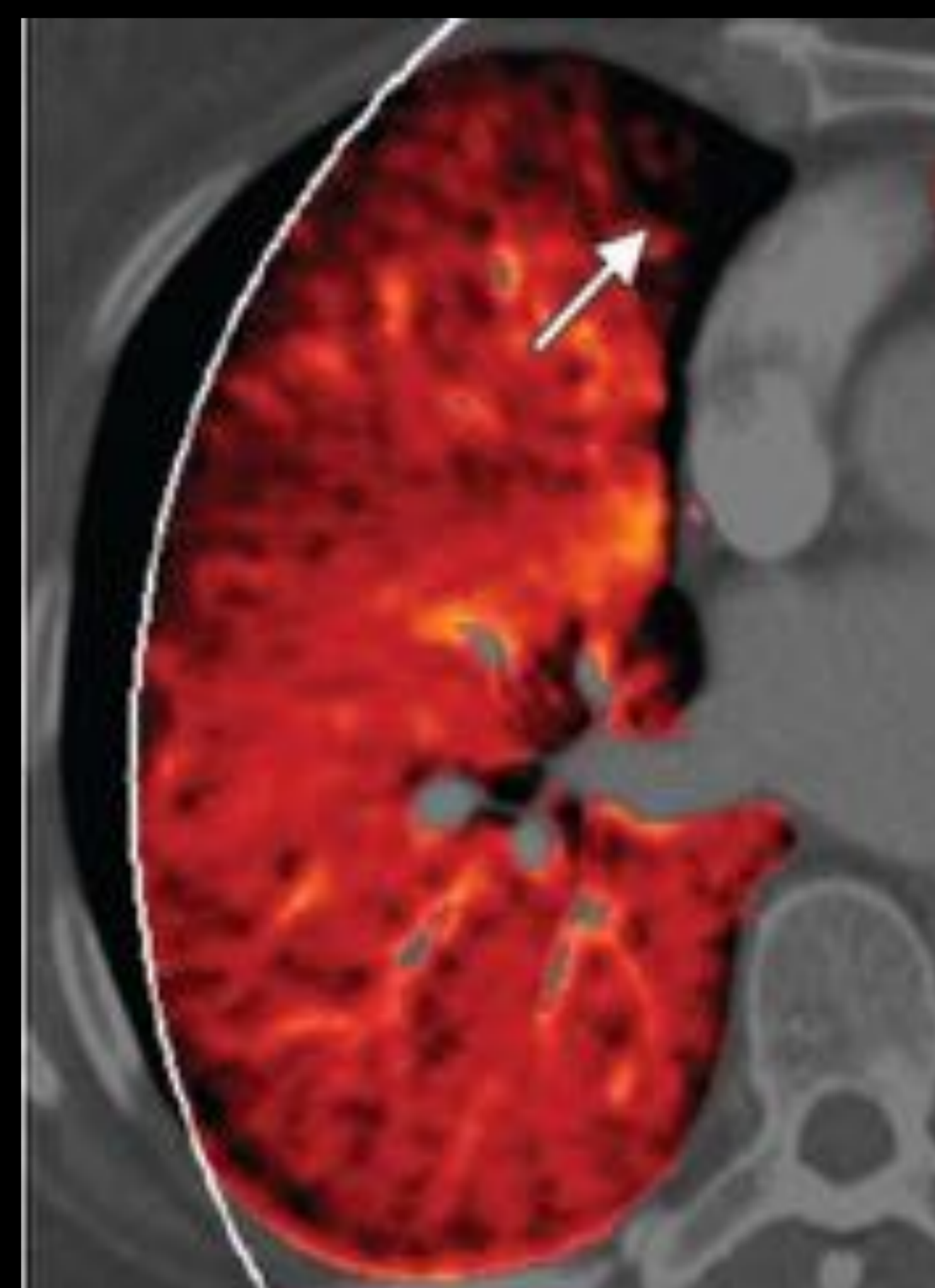
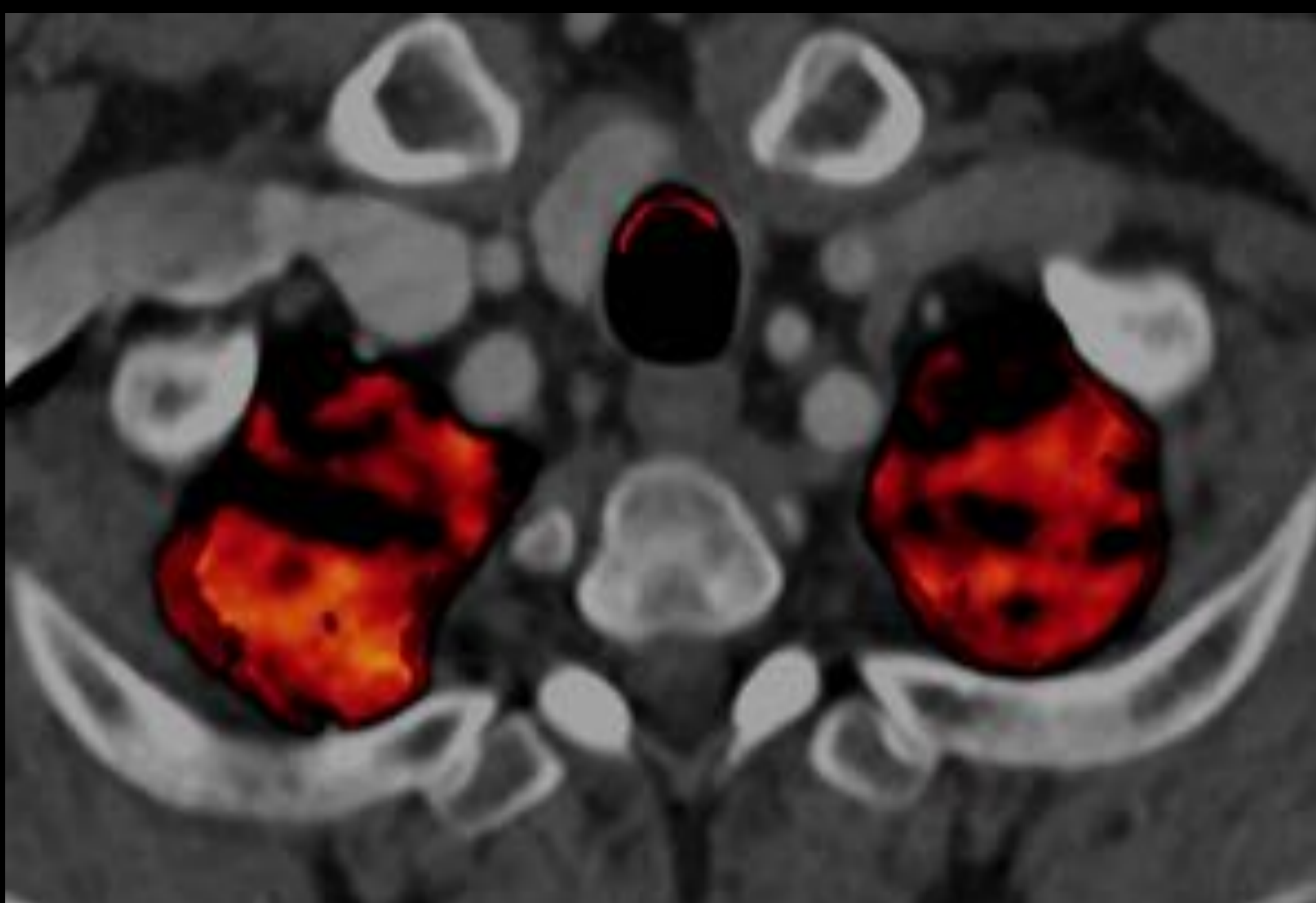
1. VALORACIÓN DE LA VASCULARIZACIÓN Y PERFUSIÓN PULMONAR

1.3 DEFECTOS DE PERFUSIÓN DEBIDOS A ARTEFACTOS

Es importante conocer qué artefactos generan falsas áreas de hipoperfusión (5).

Las localizaciones más comunes son:

- ápex pulmonar
→ por artefacto de endurecimiento del haz debido a alta cantidad de contraste yodado en la vena subclavia. Deja un característico defecto lineal, normalmente biapical
- segmento medial del lóbulo medio
→ por el movimiento cardiaco
- bases pulmonares
→ debido a movimiento diafragmático



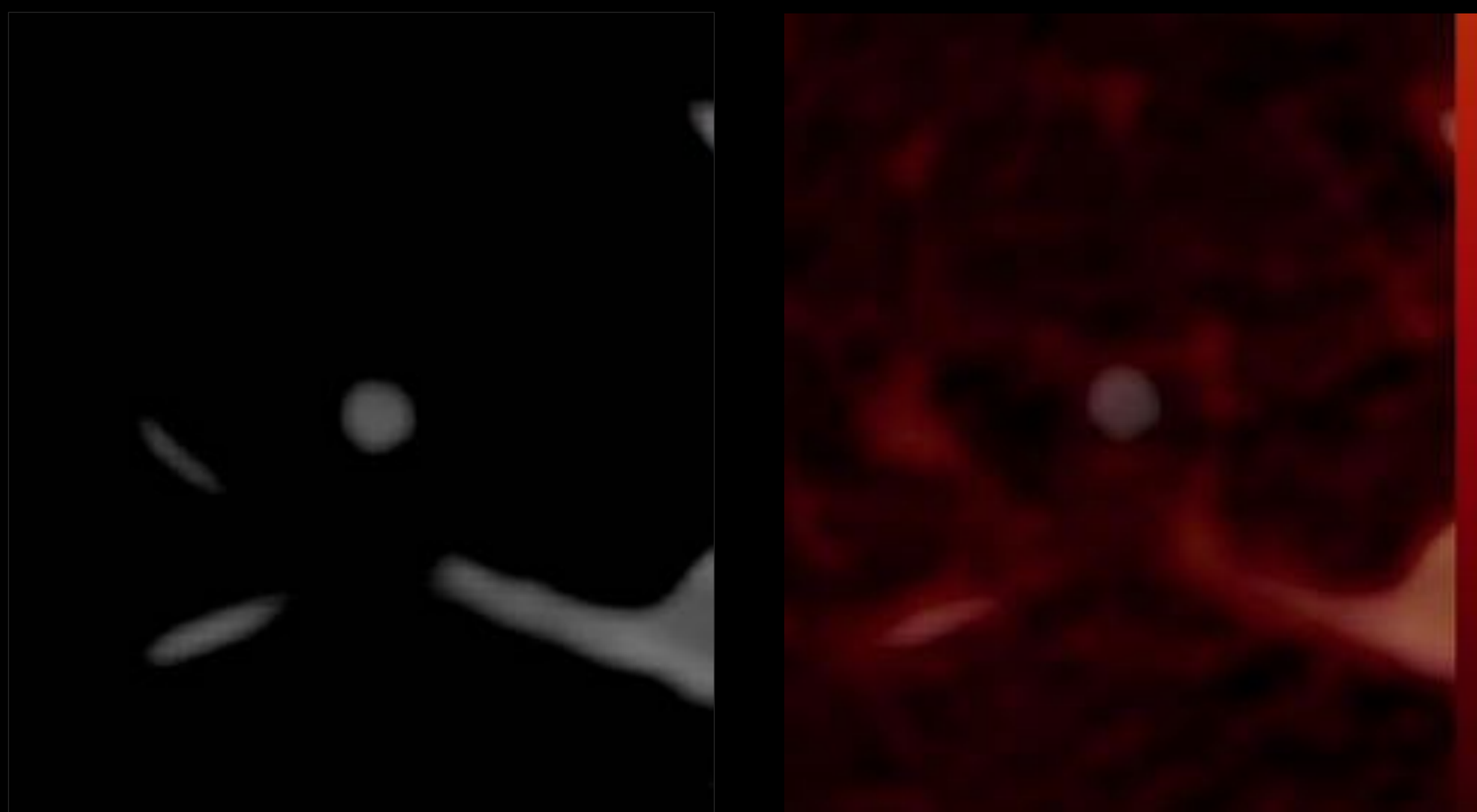
Las localizaciones más comunes son el ápex pulmonar, por artefacto de endurecimiento del haz debido a alta cantidad de contraste yodado en la vena subclavia, que deja un característico defecto lineal, normalmente biapical. el segmento medial del lóbulo medio, por el movimiento cardiaco; y en ocasiones en las bases pulmonares, debido a movimiento diafragmático.

2. EVALUACIÓN DE NÓDULOS Y MASAS PULMONARES

La TCDE está emergiendo como una interesante modalidad para la imagen oncológica.

2.1 NÓDULO PULMONAR SOLITARIO

- La manifestación inicial más común del cáncer de pulmón es el nódulo pulmonar solitario (NPS), que se define como una opacidad única, esférica, circunscrita, de diámetro máximo ≤ 3 cm, rodeada de parénquima pulmonar adecuadamente ventilado y no asociada a atelectasia, engrosamiento hilar o derrame pleural (Comité de la Sociedad Fleischner).
- El NPS es la manifestación radiológica de muchas enfermedades benignas (granulomas y hamartomas) y malignas (neoplasias pulmonares, tumor carcinoide y metástasis pulmonar), suponiendo frecuentemente un disyuntiva diagnóstica con la TC convencional.



Nódulo pulmonar de 5 mm. A) Imagen virtual sin contraste; B) mapa de captación de yodo. No se observa captación de contraste, probablemente benigno.

2. EVALUACIÓN DE NÓDULOS Y MASAS PULMONARES

2.2 CÁNCER DE PULMÓN

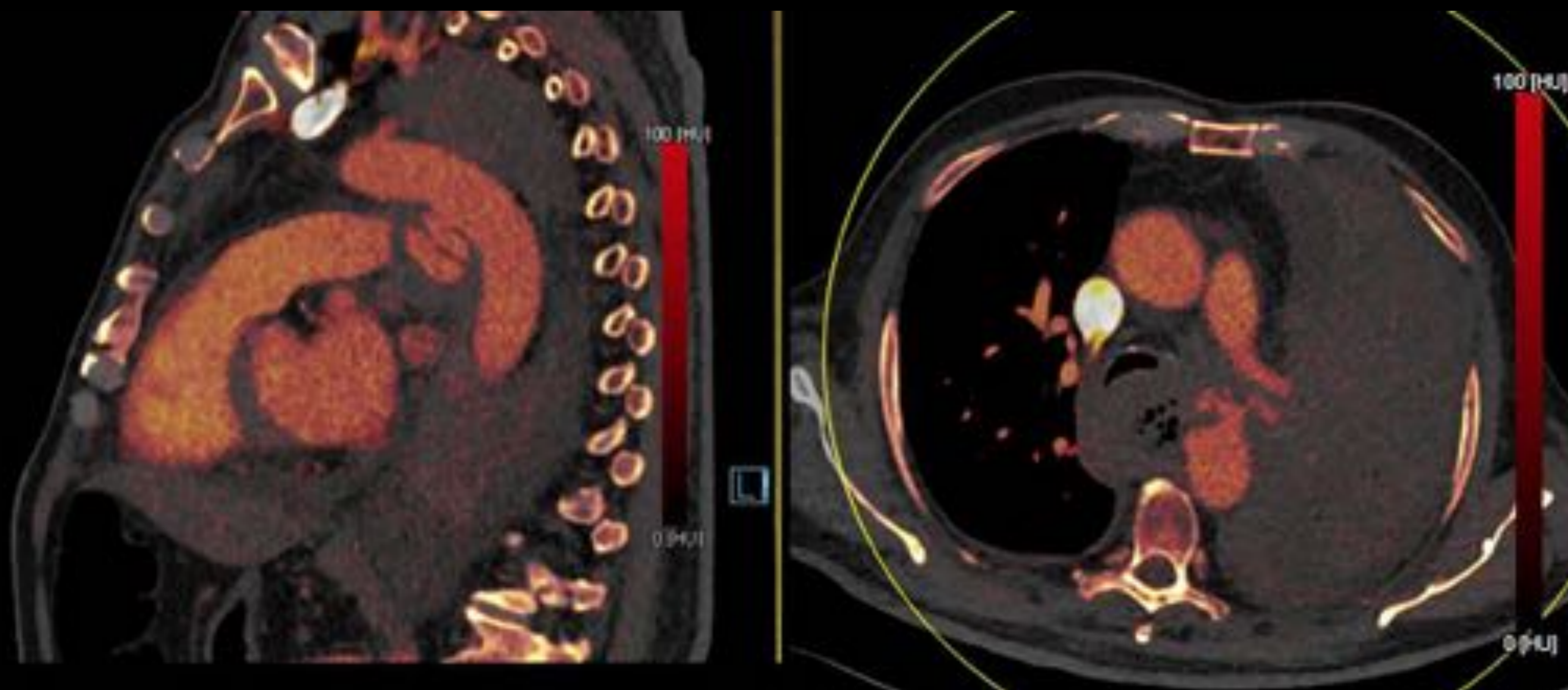
Útil para

- ✓ Estadificación
- ✓ Cuantificación de perfusión pulmonar
- ✓ Valoración de respuesta a tratamientos
- ✓ Predicción de la función pulmonar postoperatoria

En la evaluación de masas pulmonares, la TCDE permite la visualización y caracterización de adenopatías hiliares y mediastínicas, siendo útil para la **estadificación**. No obstante, el grado de captación de las adenopatías malignas no es tan elevado como el de las masas intrapulmonares, siendo difícil diferenciarlas por el momento de adenopatías inflamatorias reactivas. Esto se debe probablemente a diferencias en la neoangiogénesis en las neoplasias intrapulmonares y en las adenopatías metastásicas (7).

Permite también, especialmente en el caso de tumores centrales, la cuantificación de la **perfusión pulmonar**, pudiendo demostrar el grado de repercusión perfusional cuando la masa incluye las estructuras broncovasculares.

Puede suponer una ayuda en la **predicción de la función pulmonar postoperatoria**.



Paciente de 60 años con carcinoma de pulmón estadio IV.
Sangrado activo masivo en mediastino medio con origen en aorta descendente, en paciente con obstrucción bronquial de causa tumoral con atelectasia completa del pulmón izquierdo.

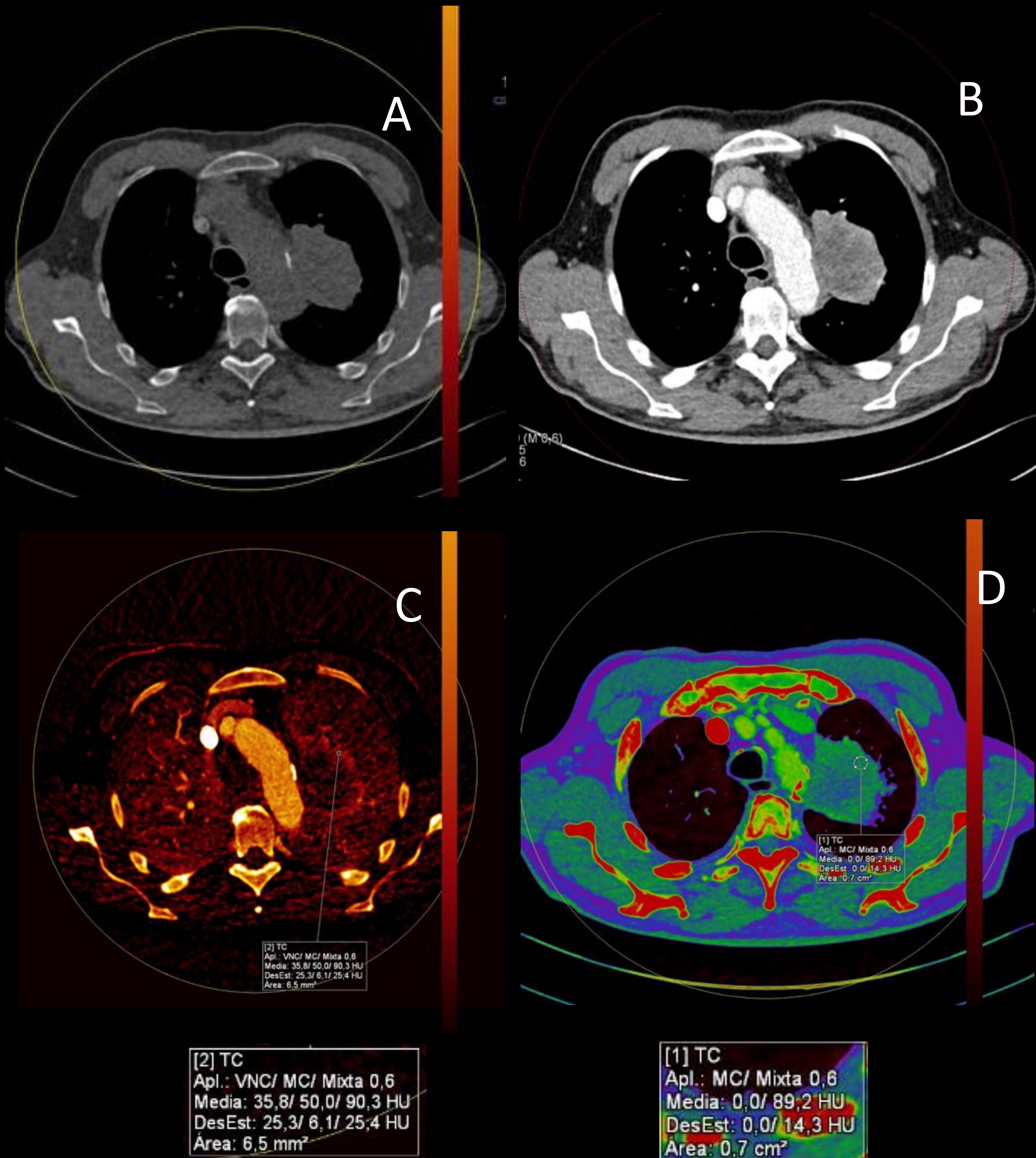
2. NÓDULOS Y MASAS PULMONARES 2.2 MASA PULMONAR

Paciente de 77 años con masa pulmonar de reciente diagnóstico, con mayor captación de yodo en la periferia, presentando un centro necrótico. Captación media de contraste de 90 UH.

A) Imagen virtual sin contraste

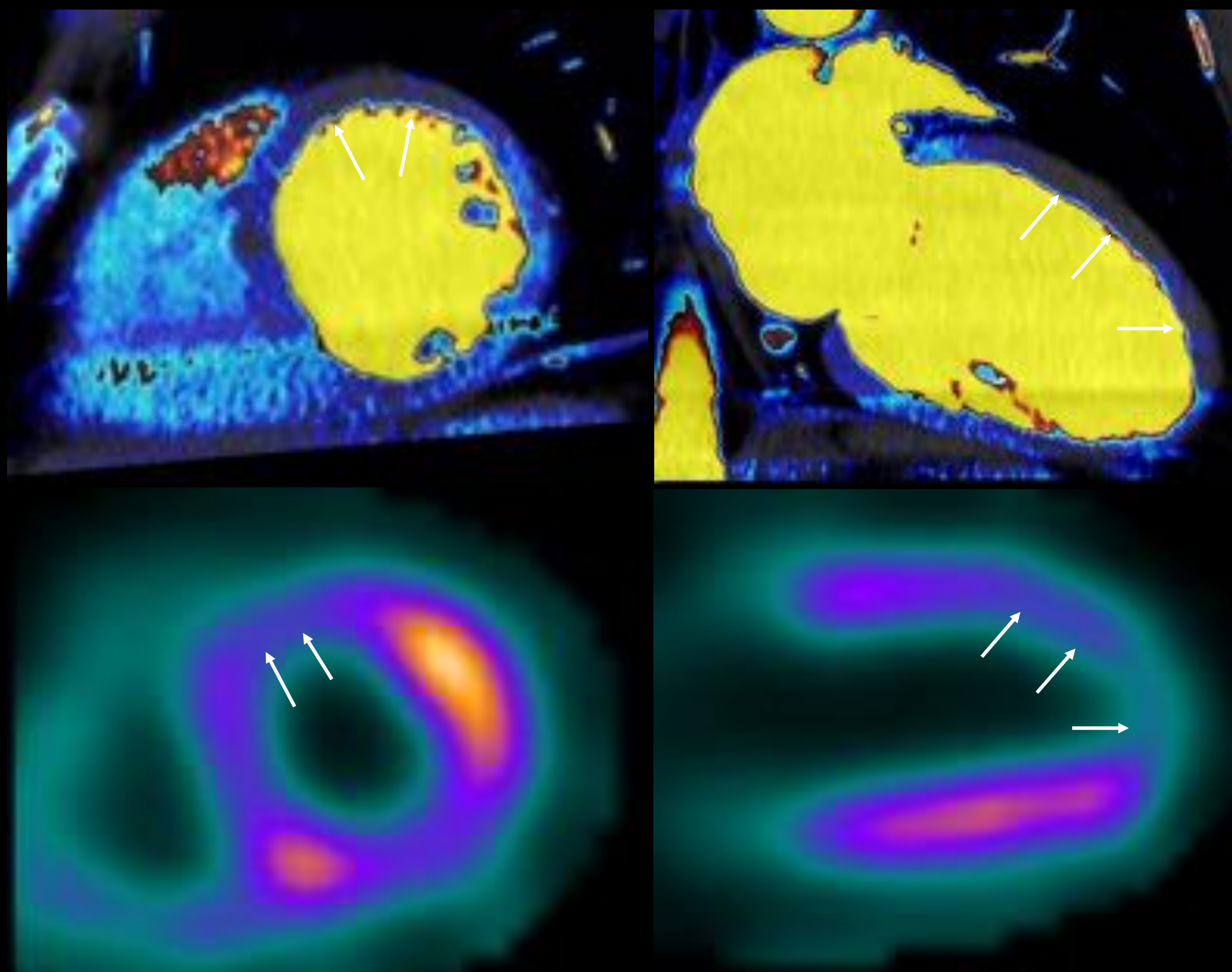
B) Imagen mezcla compuesta un 70% a partir de los datos de alta energía y un 30% de los datos de baja energía.

C) y D) Mapas de captación de yodo



3. PERFUSIÓN CARDIACA

- La valoración de la perfusión miocárdica es importante para definir la gravedad de una estenosis coronaria. Se pueden hacer estudios de ED con técnica helicoidal retrospectiva y generar mapas de iodo que valoran mejor la alteración de la perfusión en la isquemia miocárdica que una TC convencional, con un valor diagnóstico similar al del SPECT o la RM.
- Estos estudios no permiten valorar a la vez las arterias coronarias ya que, al realizarse en estrés farmacológico, aumenta mucho la frecuencia cardíaca del paciente (1).



TCDE con adquisición retrospectiva con contraste intravenoso. Se identifica un defecto de perfusión en la cara anterior del miocardio, en el territorio anterior de la arteria descendente anterior (flechas).

CONCLUSIONES

-
- Más allá de parámetros anatómicos o morfológicos, la energía dual en TC permite obtener información funcional que proporciona mayor sensibilidad y especificidad en la evaluación de enfermedades que afectan al tórax.
 - El conocimiento de estas nuevas aplicaciones ayuda a comprender su valor añadido en la toma de decisiones clínicas, con datos como el daño orgánico, y es útil para valorar evolución y efectividad de tratamientos.
-

BIBLIOGRAFÍA

1. Delgado Sánchez-Gracián, C; Martínez Rodríguez, C; Trinidad López, C La tomografía computarizada de doble energía: ¿para qué la quiero? (2013) *Radiología*. 55(4)346352. <http://dx.doi.org/10.1016/jj.rx.2012.03.009>
2. Ramírez Giraldo, JC; Arboleda Clavijo, C; McCollough, CH. Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Rev. ing. biomed.* [Internet]. 2008 Dec [cited 2018 Mar 19] ; 2(4): 54-66. Available from: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622008000200008&lng=en.
3. Otrakji, A., Digumarthy, S. R., Gullo, R. L., Flores, E. J., Shepard, J. O., & Kalra, M. K. (2016). Dual-Energy CT: Spectrum of Thoracic Abnormalities. *RadioGraphics*, 36(1), 38-52. doi:10.1148/rg.2016150081
4. Goo, H. W., & Goo, J. M. (2017). Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging. *Korean Journal of Radiology*, 18(4), 555. doi:10.3348/kjr.2017.18.4.555
5. Kang, M., Park, C. M., Lee, C., Goo, J. M., & Lee, H. J. (2010). Dual-Energy CT: Clinical Applications in Various Pulmonary Diseases. *RadioGraphics*, 30(3), 685-698. doi:10.1148/rg.303095101
6. Fink, C., T. Johnson, H. Michaely, D. Morhard, C. Becker, M. Reiser, and K. Nikolaou. "Dual-Energy CT Angiography of the Lung in Patients with Suspected Pulmonary Embolism: Initial Results." *RöFo - Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*, 2008. doi:10.1055/s-2008-1027724.
7. Zhang, L. J., Yang, G. F., Wu, S. Y., Xu, J., Lu, G. M., & Schoepf, U. J. (2013). Dual-energy CT imaging of thoracic malignancies. *Cancer Imaging*, 13(1), 81-91. doi:10.1102/1470-7330.2013.0009